

Ergoniza Intelligent

Bases de funcionamiento

Evaluación biomecánica y ergonómica de posturas, esfuerzos y movimientos mediante modelos digitales e inteligencia artificial.





DERECHOS DE AUTOR Y DESCARGO DE RESPONSABILIDAD

El software **Ergoniza Intelligent** (en todas sus versiones) es propiedad exclusiva de **Ergonautas** y de la **Universidad Politécnica de Valencia** (en adelante UPV). Ninguna parte del programa ni de este manual puede reproducirse o distribuirse de ninguna forma ni por ningún medio sin la autorización previa y por escrito del autor o de la UPV. Los derechos de propiedad intelectual sobre la web, diseño gráfico y códigos son titularidad de Ergonautas y la UPV. Corresponde a Ergonautas el ejercicio exclusivo de los derechos de explotación de estos en cualquier forma y, en especial, los derechos de reproducción, distribución, comunicación pública y transformación.

El software **Ergoniza Intelligent** se proporciona "tal cual" sin garantía de ningún tipo, ya sea expresa o implícita, incluyendo garantías de comerciabilidad y adecuación para un propósito particular. **Ergoniza Intelligent** es una herramienta de apoyo al análisis ergonómico. Sus resultados son estimaciones obtenidas a partir de los datos introducidos por el usuario, la configuración seleccionada, los modelos matemáticos implementados y las hipótesis descritas en este documento. No constituyen un diagnóstico médico ni una certificación automática de conformidad normativa y deben ser interpretados por un profesional competente, teniendo en cuenta las condiciones reales de la actividad analizada. **Ergoniza Intelligent** en ningún caso sustituye la opinión y el buen juicio del profesional.

Todo riesgo asociado al rendimiento del programa y a la interpretación de los resultados que este genere es asumido por el usuario. Ergonautas y la UPV no se responsabilizan ni asumen obligación alguna por posibles errores en el programa, en los resultados producidos, ni por daños indirectos o incidentales derivados de su uso. En ningún caso serán Ergonautas ni la UPV responsables ante el usuario o terceras personas de cualquier daño, incluida pérdida de beneficios, pérdida de ahorro o cualquier tipo de perjuicio surgido como consecuencia de su utilización, siendo el uso del software a riesgo y ventura del usuario.

Las funciones basadas en inteligencia artificial pueden producir detecciones, interpretaciones o recomendaciones incorrectas o imprecisas. El usuario debe revisar los resultados obtenidos y contrastar las valoraciones y recomendaciones generadas con los datos originales, los resultados calculados por la aplicación, la observación de la tarea y los métodos técnicos aplicables antes de adoptar decisiones o implantar medidas preventivas.

La interfaz, las ilustraciones, las capturas incorporadas a la documentación y los restantes elementos gráficos propios de **Ergoniza Intelligent** están protegidos por la legislación aplicable en materia de propiedad intelectual. Su reproducción, distribución o utilización en publicaciones o promociones requiere autorización previa y por escrito de sus titulares, salvo en los casos permitidos por la legislación vigente. El uso de los informes y resultados generados por el usuario se regirá por las condiciones de la licencia de Ergoniza Intelligent.

Autor: José Antonio Diego-Mas

© 2026 Ergonautas - Universidad Politécnica de Valencia

Cómo citar este documento:

Diego-Mas, J.A., Alcaide-Marzal, J, and Poveda-Bautista, R. ' Intelligent biomechanical digital twin for the prevention of occupational health disorders', Proceedings from the XXIX International Congress on Project Management and Engineering, pp. 915 - 926 (2025)

Diego-Mas, J.A., Alcaide-Marzal, J, and Poveda-Bautista, R.' Ergonomics 4.0: AI, wearables and digital models', Proceedings from the XXX International Congress on Project Management and Engineering, pp. 2879 - 2893 (2026)



TABLA DE CONTENIDOS

DERECHOS DE AUTOR Y DESCARGO DE RESPONSABILIDAD	2
TABLA DE CONTENIDOS.....	3
ÍNDICE DE FIGURAS	8
ÍNDICE DE TABLAS	9
1 INTRODUCCIÓN	10
1.1 ¿Qué es Ergoniza Intelligent?	10
1.1.1 ¿Qué no es Ergoniza Intelligent?	10
1.2 ¿Qué hardware necesito para usar Ergoniza Intelligent?.....	10
1.3 ¿Qué tipos de análisis puedo realizar con Ergoniza Intelligent?	10
1.4 ¿Cuáles son los datos necesarios para realizar un análisis con Ergoniza Intelligent?	11
1.5 Responsabilidad en el uso	11
2 MODOS DE FUNCIONAMIENTO DE ERGONIZA INTELLIGENT	11
3 UNIDADES, SISTEMAS Y PLANOS DE REFERENCIA.....	12
3.1 Sistema de referencia universal.....	12
3.2 Sistema de referencia del modelo	13
3.3 Planos de referencia principales y planos antropométricos	13
4 ÁNGULOS ENTRE SEGMENTOS CORPORALES.....	13
5 EL MODELO BIOMECÁNICO DE ERGONIZA INTELLIGENT	14
5.1 Segmentos y articulaciones.....	15
5.1.1 El segmento cabeza-cuello.....	15
5.1.2 Los segmentos torso y pelvis.....	15
5.1.2.1 Modelización de la flexión en la articulación lumbosacra	16
5.1.2.2 Modelización de la musculatura del tronco	16
5.1.3 Los segmentos brazo y muslo.....	17
5.1.4 Los segmentos antebrazo y pantorrilla	17
5.1.5 El segmento mano	17
5.1.6 El segmento pie	17
5.2 Límites de los rangos de movimiento	17
5.3 Parámetros inerciales.....	18
5.3.1 Centros de gravedad.....	19
6 BASE DE SOPORTE, CENTRO DE PRESIONES Y ESTABILIDAD	19
6.1 Deslizamiento global.....	20
7 MODELIZACIÓN DE LOS APOYOS.....	20
7.1 Fuerzas de reacción en los apoyos de los pies en bipedestación	21
7.1.1 Cálculo de las componentes verticales de las fuerzas de reacción en los apoyos de los pies	22
7.1.1.1 Componentes verticales de las fuerzas de reacción en los apoyos de los pies en desequilibrio	23



7.1.2	Cálculo de las componentes horizontales de las fuerzas de reacción en los apoyos de los pies en bipedestación	24
7.2	Fuerzas de reacción en los apoyos de los pies en monopedestación.....	25
7.3	Deslizamiento parcial.....	25
7.4	Momentos de reacción en los apoyos de los pies	26
7.5	Apoyos en las rodillas.....	27
7.6	Apoyos en las caderas	28
7.7	Modelización de la postura sedente en silla	28
7.7.1	Detección de la postura sedente en silla	29
7.7.2	Contactos considerados en sedestación en silla	29
7.7.3	Distribución de las reacciones en los apoyos en sedestación en silla	29
7.7.4	Simplificaciones asumidas en la modelización de la sedestación.....	30
7.7.5	Cargas articulares en las extremidades inferiores durante la sedestación en silla	30
7.7.6	Consideración del respaldo de la silla.....	31
7.7.7	Alcance y limitaciones del modelo en postura sedente.....	31
7.8	Estabilograma y distribución de las reacciones en los apoyos	32
8	CÁLCULO DE CARGAS ARTICULARES.....	32
8.1	Cargas en las articulaciones superiores	33
8.2	Cargas en las articulaciones inferiores	33
8.2.1	Cargas en las articulaciones inferiores en modelo sin apoyo	34
8.2.2	Cargas en las articulaciones inferiores en modelo con apoyo.....	34
8.2.2.1	Cálculo de las cargas en los tobillos con apoyo en los pies	35
8.2.2.2	Cálculo de las cargas en las rodillas y las caderas con apoyo en los pies	35
8.2.2.3	Cálculo de las cargas en los tobillos y las rodillas cuando existe apoyo de rodilla	35
8.2.2.4	Tratamiento del momento articular en la rodilla cuando existe flexión extrema de la pierna	36
8.2.2.5	Cálculo de las cargas en las articulaciones inferiores cuando existe apoyo de cadera	37
8.3	Momentos residuales.....	37
8.4	Cargas articulares.....	38
8.5	Limitaciones en el cálculo de momentos y esfuerzos biomecánicos	38
9	VALORACIÓN DE FACTORES DE RIESGO ERGONÓMICO	38
10	ANÁLISIS DEL RIESGO POR SOBRESFUERZOS.....	39
10.1	Capacidades articulares máximas	39
10.1.1	Valoración de los esfuerzos	42
10.1.1.1	Valoración personalizada del esfuerzo en función de las características del trabajador y la tarea.....	42
10.1.1.2	Valoración del esfuerzo según el Porcentaje de Población Protegida	47
10.2	Porcentaje de Contracción Voluntaria Máxima (%MVC) recomendado en el análisis de una sola postura	48
10.2.1	%MVC recomendado en esfuerzos puntuales	49
10.2.2	%MVC recomendado en esfuerzos estáticos	49
10.2.3	%MVC recomendado en tareas repetitivas	50



10.3 Carga acumulada de esfuerzo en el análisis de múltiples posturas	51
10.3.1 Concepto de carga acumulada de esfuerzo	52
10.3.2 Esfuerzo relativo instantáneo	54
10.3.3 Obtención del tiempo límite de exposición mediante curvas MET	54
10.3.4 Cálculo de la dosis temporal de esfuerzo	55
10.3.5 Separación por articulación, canal biomecánico y paquete muscular funcional	57
10.3.6 Integración temporal de la dosis y actualización de la carga acumulada	57
10.3.7 Recuperación parcial entre esfuerzos	59
10.3.8 Consideración de tareas repetitivas y descansos entre repeticiones	61
10.3.8.1 Duración de la actividad representada	62
10.3.9 Resultado final e interpretación ergonómica	63
10.4 Modelo 3CC-r y Momento Recomendable en el análisis de múltiples posturas	64
10.5 Diferencias conceptuales entre el análisis de una postura y el análisis de múltiples posturas	65
10.6 Visualización de los esfuerzos en el modelo	66
10.6.1 Visualización en el análisis de una postura	67
10.6.2 Visualización en el análisis de múltiples posturas	67
10.7 Limitaciones del esfuerzo articular como indicador único de riesgo	68
10.7.1 Limitaciones en el análisis de una sola postura	68
10.7.2 Limitaciones en el análisis de múltiples posturas, del modelo 3CC-r y de la carga acumulada de esfuerzo	69
11 ANÁLISIS DEL RIESGO POSTURAL	70
11.1 Rangos de movimiento de las articulaciones	70
11.2 Disconfort postural	72
11.2.1 Medición del disconfort postural: fundamento psicofísico	72
11.2.2 Valoración del disconfort absoluto	73
11.2.2.1 Consideración de la orientación respecto a la gravedad en el miembro superior	74
11.2.3 Disconfort postural relativo al tiempo en el análisis de una sola postura	75
11.2.3.1 Disconfort postural en una postura estática	76
11.2.3.2 Disconfort postural en una postura repetitiva	77
11.2.3.3 Disconfort postural en una postura puntual o no sostenida	77
11.2.4 Disconfort postural relativo al tiempo en múltiples posturas	80
11.2.4.1 Alcance y magnitudes del cálculo del disconfort en secuencias de posturas	80
11.2.4.2 Medición del tiempo de exposición postural	81
11.2.4.3 Tiempo equivalente de exposición postural	82
11.2.4.4 Semejanza angular entre la exposición previa y la postura actual	83
11.2.4.5 Relevancia postural del intervalo angular de referencia	83
11.2.4.6 Memoria temporal y recuperación parcial	83
11.2.4.7 Repeticiones y descanso entre repeticiones en una actividad	85



11.2.4.8	Cálculo final del discomfort relativo al tiempo	86
11.2.4.9	Consideración de la orientación respecto a la gravedad	87
11.2.4.10	Límites de interpretación	87
11.2.5	Limitaciones y precauciones en el uso e interpretación	87
11.2.5.1	Limitaciones generales del indicador de discomfort postural.....	87
11.2.5.2	Limitaciones del cálculo relativo al tiempo en una sola postura	88
11.2.5.3	Limitaciones del cálculo en secuencias de posturas	88
11.2.6	Visualización del discomfort en el modelo	89
11.3	Medición del riesgo derivado de posturas adoptadas mediante los métodos REBA y LUBA.....	89
11.3.1	Medición del riesgo postural mediante el método REBA	89
11.3.2	Medición del riesgo por posturas inadecuadas mediante el método LUBA.....	91
12	ANÁLISIS DEL RIESGO POR COMPRESIÓN Y CIZALLADURA EN LA COLUMNA LUMBAR	91
12.1	Cálculo de la compresión y la cizalladura en el disco intervertebral L4/L5	92
12.1.1	Fuerza asociada a la presión intraabdominal.....	94
12.1.2	Modelo iterativo para el cálculo de las fuerzas musculares del tronco.....	95
13	ANÁLISIS DE LEVANTAMIENTOS DE CARGA.....	97
13.1	Objetivo, alcance y fundamento del análisis	98
13.2	Definición de tareas de levantamiento, parámetros generales y ajuste antropométrico	98
13.3	Posiciones de origen y destino	100
13.4	Peso, frecuencia y agarre	100
13.5	Resultados del análisis: peso límite recomendado, índice de levantamiento e índice compuesto	101
14	ANÁLISIS DE SECUENCIAS DE POSTURAS.....	101
14.1	Creación manual de una secuencia de posturas.....	102
14.2	Línea de tiempos, interpolación y edición de la animación	103
14.3	Inteligencia artificial para la detección de posturas	104
14.3.1	Dos modalidades de inteligencia artificial en Ergoniza Intelligent	104
14.3.1.1	Inteligencia Artificial Rápida (en el equipo del usuario)	104
14.3.1.2	Inteligencia Artificial Precisa (en servidores de Ergonautas)	104
14.3.1.3	Modalidades de captura con imagen y con vídeo	105
14.3.1.4	Flujo de trabajo y criterios de elección.....	105
14.3.1.5	Buenas prácticas de captura	105
14.3.2	IA frente a captura con MoCap: alcance, limitaciones y validación por el usuario	105
14.4	Importación de datos desde Xsens	106
14.4.1	Adaptación de los datos MVNX al modelo de Ergoniza Intelligent	107
14.5	Cargas y condiciones variables a lo largo de la secuencia de posturas	108
15	ANEXOS.....	110
15.1	ANEXO 1: CÁLCULO DE LAS ROTACIONES EN BRAZOS Y MUSLOS	110
15.1.1	Cómo calcula Ergoniza Intelligent la rotación humeral y femoral.....	110



15.1.2	Cómo se resuelven las singularidades	110
15.2	ANEXO 2: Detalle del cálculo del discomfort postural en posturas puntuales o no sostenidas.....	111
15.2.1	Función de transición del discomfort puntual.....	111
15.2.2	Determinación de r_0 en miembros superiores, cuello y tronco	112
15.2.3	Determinación de r_0 en miembros inferiores mediante ecuaciones de isoconfort	113
15.2.4	Ajuste operativo del ROM efectivo por edad	113
16	BIBLIOGRAFÍA	115



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Selección del Modo de funcionamiento en Ergoniza Intelligent.	12
Figura 2: Sistemas de referencia universal y del modelo.	12
Figura 3: Planos de referencia antropométricos	13
Figura 4: Cuadro Información postural.....	14
Figura 5: Cálculo de los ángulos de los miembros con el sistema de referencia absoluto.	14
Figura 6: Segmentos y articulaciones del modelo biomecánico.	15
Figura 7: Variación de la tasa relativa de rotación entre pelvis y torso con el grado de flexión de la rodilla.	16
Figura 8 : Falanges distales, medias y proximales en el extremo del segmento mano.....	17
Figura 9: Estimación de la masa y de la longitud de los segmentos corporales.	18
Figura 10: Cálculo del centro de gravedad corporal a partir de los centros de gravedad segmentarios.	19
Figura 11: Localización del centro de presiones sobre la base de soporte.....	19
Figura 12: Cálculo del deslizamiento sobre el suelo.....	20
Figura 13: Tipo de contacto del modelo con el suelo; A: Sin apoyo, B: Bipedestación, C: Monopedestación.....	21
Figura 14: Diferente número de apoyos en bipedestación y monopedestación.....	21
Figura 15: Componentes verticales de la reacción en los apoyos.....	22
Figura 16: Compensación de las fuerzas de apoyo verticales cuando el punto de momento nulo está fuera del pie.....	22
Figura 17: Componentes verticales de la reacción en los apoyos en bipedestación con tres apoyos.....	23
Figura 18: Componentes verticales de la reacción en los apoyos en desequilibrio frontal en bipedestación.....	23
Figura 19: Componentes verticales de la reacción en los apoyos en desequilibrio lateral en bipedestación.....	23
Figura 20: Distribución de reacciones horizontales frente a componentes en X en las cargas externas.....	24
Figura 21: Distribución de reacciones horizontales frente a componentes en Y en las cargas externas.....	25
Figura 22: Componentes verticales de la reacción en los apoyos en monopedestación.....	25
Figura 23: Deslizamiento parcial.....	26
Figura 24: Momentos de reacción en los apoyos.....	26
Figura 25: Monopedestación existiendo contacto de los dos pies con el suelo.....	27
Figura 26: Modelo con apoyo en las rodillas y ambos pies.....	27
Figura 27: Reacción en los apoyos cuando existe contacto de las rodillas.....	28
Figura 28: Modelo con apoyo en una rodilla y ambos pies.....	28
Figura 29: Modelo con apoyo en las caderas y ambos pies.....	28
Figura 30: Estabilograma y distribución de la carga de reacción en los apoyos.....	32
Figura 31: Cálculo de las fuerzas y los momentos transmitidos por las articulaciones de la muñeca y el codo.....	33
Figura 32: Secuencia de cálculo de las cargas articulares en monopedestación (A) y bipedestación (B).....	34
Figura 33: Cálculo de las cargas en el tobillo.....	35
Figura 34: Fuerzas consideradas en el cálculo de las cargas del tobillo y la rodilla cuando existe apoyo de rodilla.....	36
Figura 35: Situaciones de flexión extrema en las que el modelo anula el momento articular de la rodilla.....	36
Figura 36: Fuerzas consideradas en el cálculo de las cargas del tobillo, la rodilla y la cadera cuando existe apoyo de cadera.....	37
Figura 37: Cargas articulares mostradas en el cuadro Esfuerzo.....	38
Figura 38: Esfuerzos por articulación en % de esfuerzo máximo recomendable.....	41
Figura 39: Identificación de situaciones de límite articular en codo y rodilla.....	46
Figura 40: Esfuerzos por articulación en % de población protegida.....	47
Figura 41: Ajustes del análisis biomecánico en el modo Múltiples posturas.....	48
Figura 42: Ajustes del tiempo y repetitividad de las acciones.....	49
Figura 43: Cálculo de la carga acumulada de esfuerzo en múltiples posturas.....	53
Figura 44: Cálculo de la dosis temporal de esfuerzo.....	56
Figura 45: Integración temporal de la carga acumulada.....	58
Figura 46: Recuperación parcial entre esfuerzos.....	60
Figura 47: Consideración de tareas repetitivas y descansos entre repeticiones.....	62
Figura 48: Interpretación de la carga acumulada de esfuerzo.....	64
Figura 49: Visualización de esfuerzos en el modelo.....	68
Figura 50: Influencia de la alineación de una carga con los segmentos corporales sobre los momentos articulares calculados.....	68



Figura 51: Cálculo del disconfort postural en el antebrazo.	74
Figura 52: Opciones en el cálculo del disconfort postural	74
Figura 53: Disconfort postural en el hombro a lo largo del tiempo.	75
Figura 54: Acumulación temporal de la exposición por intervalo angular y grado de libertad.	82
Figura 55: Tiempo equivalente de exposición postural.	82
Figura 56: Memoria temporal y recuperación parcial del disconfort postural.	84
Figura 57: Cuadro de decaimiento temporal de fatiga.	85
Figura 58: Repeticiones y descanso entre repeticiones en una actividad.	86
Figura 59: Visualización del disconfort postural en el modelo.	89
Figura 60: Valoración de la carga postural mediante el método REBA en Ergoniza Intelligent.	90
Figura 61: Valoración de la carga postural mediante el método LUBA en Ergoniza Intelligent.	91
Figura 62: Modelo tridimensional para el cálculo de la compresión del disco intervertebral L4/L5.	94
Figura 63: Efecto de la presión intraabdominal.	95
Figura 64: Resultados del cálculo de la compresión lumbar en el disco intervertebral L4/L5 en Ergoniza Intelligent	96
Figura 65: Modo de Levantamiento de Ergoniza Intelligent.	97
Figura 66: Panel principal del Modo de Levantamiento.	99
Figura 67: Ajustes generales del levantamiento.	99
Figura 68: Definición del origen y destino del levantamiento.	100
Figura 69: Registro de posturas en secuencias de animación.	102
Figura 70: Línea de tiempos de animación.	103
Figura 71: Cuadro de diálogo de opciones de exportación a formato MVNX de Xsens MVN.	106
Figura 72: Cuadro de diálogo de opciones de importación de archivo MVNX.	107
Figura 73: Cuadro de diálogo de resumen de importación de archivo MVNX.	107
Figura 74: Plano de flexión del antebrazo alrededor del codo.	108
Figura 75: Cuadro de carga o fuerza en las manos.	108

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Límites de los rangos de movimiento por segmento	18
Tabla 2: Prevalencias medias de 12 meses utilizadas en el ajuste de prioridad epidemiológica.	44
Tabla 3: Coeficientes internos de adaptación aplicados a la curva TLV de ACGIH para estimar el %MVC recomendable en tareas repetitivas.	51
Tabla 4: Coeficientes de los modelos de tiempo máximo de resistencia	55
Tabla 5: Puntuaciones de confort normalizado según la media geométrica correspondientes a las categorías verbales.	72
Tabla 6: Umbrales operativos de compresión empleados por Ergoniza Intelligent según el sexo y la edad.	92
Tabla 7: Factores operativos de ajuste del ROM efectivo por edad.	114



1 INTRODUCCIÓN

Ergoniza Intelligent® es un sistema de apoyo para la evaluación y el diseño ergonómico de tareas, actividades y puestos de trabajo que implican actividad física humana. Mediante una interfaz gráfica interactiva, permite caracterizar la postura y las condiciones de la tarea y obtener indicadores relacionados con el esfuerzo biomecánico, la carga postural, la estabilidad y otros factores de riesgo descritos en este documento.

Además de identificar posibles riesgos ergonómicos, **Ergoniza Intelligent** permite valorar el efecto de las mejoras o rediseños introducidos en la actividad mediante la comparación de los indicadores obtenidos antes y después de su aplicación. Su funcionamiento mediante un navegador web facilita el acceso a estas capacidades por parte de profesionales de la ergonomía, la prevención de riesgos laborales, la ingeniería y el diseño.

1.1 ¿Qué es Ergoniza Intelligent?

Ergoniza Intelligent es un gemelo digital que ofrece un análisis completo de cómo las diferentes tareas y actividades impactan en el aparato locomotor. **Ergoniza Intelligent** integra un modelo biomecánico con una interfaz gráfica interactiva y sistemas de captura de la actividad desarrollada, impulsados por inteligencia artificial. Para lograr la mayor accesibilidad, todos los procesos de cálculo y captura de información se implementan en una aplicación web de acceso desde Internet mediante un navegador web como Google Chrome (recomendado), Microsoft Edge o Safari. Por otra parte, para preservar la privacidad de la información, todos los procesos de cálculo se realizan localmente en el equipo del usuario, y ninguna información es enviada a servidores externos.

1.1.1 ¿Qué no es Ergoniza Intelligent?

Ergoniza Intelligent **no** es un sistema de simulación musculoesquelética avanzada orientado a reproducir con el máximo detalle la dinámica interna del cuerpo humano. Existen herramientas especializadas que permiten construir modelos biomecánicos altamente detallados, con representación específica de músculos, tendones, articulaciones, activaciones musculares, fuerzas internas y parámetros dinámicos complejos. Ese tipo de sistemas resulta adecuado para investigación biomecánica avanzada, simulación clínica, análisis musculoesquelético detallado o estudios que requieren una modelización muy precisa del movimiento humano y de las estructuras anatómicas implicadas.

El objetivo de **Ergoniza Intelligent** es diferente. Su finalidad no es obtener un análisis biomecánico exhaustivo de carácter experimental o clínico, sino proporcionar información útil, interpretable y aplicable para la evaluación ergonómica de tareas reales. El sistema está especialmente orientado a profesionales de la prevención de riesgos laborales, ergonomistas, técnicos de prevención, ingenieros y responsables de diseño de puestos que necesitan ir más allá de los métodos observacionales tradicionales, pero sin recurrir a herramientas de simulación complejas, costosas o difíciles de aplicar en contextos habituales de empresa. Por ello, **Ergoniza Intelligent** busca un equilibrio entre fundamento biomecánico, facilidad de uso, rapidez de análisis e interpretación práctica de los resultados.

1.2 ¿Qué hardware necesito para usar Ergoniza Intelligent?

Ergoniza Intelligent se ejecuta mediante un navegador web moderno y no requiere instalar la aplicación en el equipo. Se recomienda utilizar una versión actualizada de Google Chrome por ofrecer la mayor compatibilidad. Otros navegadores actuales pueden permitir su utilización, aunque algunas funciones pueden presentar diferencias de compatibilidad o rendimiento.

El rendimiento depende de la capacidad de procesamiento, la memoria y las prestaciones gráficas del equipo, especialmente cuando se analizan secuencias extensas o se utilizan funciones de captura basadas en inteligencia artificial. Para la captura de movimiento en tiempo real se necesita una cámara web o un dispositivo de captura de imágenes compatible. También es necesaria una conexión a internet para acceder a la aplicación y utilizar las funciones que requieren procesamiento remoto.

1.3 ¿Qué tipos de análisis puedo realizar con Ergoniza Intelligent?

Ergoniza Intelligent permite realizar diferentes tipos de análisis y obtener información sobre la actividad y sus posibles efectos sobre la persona evaluada. Entre otros resultados, permite estimar los esfuerzos y cargas articulares, el porcentaje de esfuerzo máximo recomendable, la población potencialmente desprotegida, la carga acumulada de esfuerzo, el discomfort postural, las puntuaciones REBA y LUBA, la estabilidad y la posibilidad de deslizamiento, las fuerzas de reacción en los apoyos y las cargas de compresión y cortante en la región lumbar. En el modo de levantamiento permite obtener el peso límite recomendado y el índice de levantamiento. En secuencias de posturas también permite analizar la evolución



temporal de diferentes indicadores y determinadas variables cinemáticas.

1.4 ¿Cuáles son los datos necesarios para realizar un análisis con Ergoniza Intelligent?

Ergoniza Intelligent es un gemelo digital que modeliza a una persona realizando determinada actividad. Así pues, **Ergoniza Intelligent** necesita información de dos tipos: la referente a la persona que desarrolla la actividad y la relacionada con la actividad desarrollada.

- La información básica relacionada con la persona evaluada es el sexo, el rango de edad, la estatura, el peso y la complexión. A partir de estos datos, **Ergoniza Intelligent** calcula diversos parámetros biomecánicos como la longitud y el peso de cada segmento corporal o la localización de sus centros de gravedad. Existe otra información que puede aportarse para la realización de análisis más avanzados, como el coeficiente de rozamiento entre el calzado y el suelo, la altura de la suela del calzado o el lado dominante de la persona (diestro o zurdo).
- La información necesaria sobre la actividad depende del modo de funcionamiento seleccionado. En términos generales, puede incluir la postura o la secuencia de posturas adoptadas, las cargas o fuerzas externas, los apoyos y la información temporal correspondiente. Si el análisis se centra en una postura concreta, esta puede introducirse mediante la interfaz gráfica interactiva o capturarse a partir de una imagen mediante los sistemas de detección de posturas. Si el análisis se realiza a lo largo del tiempo será necesario establecer una secuencia de posturas y su información temporal. La secuencia puede obtenerse a partir de un vídeo, importarse desde un sistema de captura de movimiento o capturarse en tiempo real mediante una cámara web u otro dispositivo compatible. El análisis de levantamientos requiere, además, los datos específicos de las tareas de levantamiento.

1.5 Responsabilidad en el uso

¿Debo utilizar la información obtenida de un análisis realizado con **Ergoniza Intelligent** como único criterio para determinar el nivel de riesgo de una actividad?

No. Los resultados proporcionados por **Ergoniza Intelligent** son estimaciones obtenidas a partir de los datos introducidos, la configuración seleccionada, los modelos implementados y

sus correspondientes hipótesis y limitaciones. Deben interpretarse junto con la observación de la tarea, los métodos y guías técnicas aplicables y el criterio de un profesional competente. Las detecciones, valoraciones o recomendaciones generadas mediante inteligencia artificial deben revisarse y verificarse antes de adoptar decisiones o implantar medidas preventivas. La responsabilidad última sobre la interpretación y utilización de los resultados corresponde al evaluador.

Ergoniza Intelligent es una herramienta especialmente útil para la prevención de riesgos laborales, la ingeniería o el diseño, pero los criterios a emplear y las decisiones a tomar deben establecerse a partir del buen juicio del profesional que emplea la herramienta, que es el responsable último de las decisiones adoptadas.

2 MODOS DE FUNCIONAMIENTO DE ERGONIZA INTELLIGENT

Ergoniza Intelligent permite analizar actividades físicas humanas mediante tres modos principales de funcionamiento: **Una postura**, **Múltiples posturas** y **Levantamiento**. Cada modo responde a un tipo diferente de problema ergonómico y utiliza una unidad de análisis distinta.

En el modo **Una postura**, el análisis se centra en una configuración corporal concreta. El evaluador puede definir manualmente o capturar una postura, introducir las condiciones de carga y apoyo y obtener resultados relacionados con el esfuerzo biomecánico, las cargas articulares, la estabilidad, las cargas de compresión y cizalladura lumbar, los métodos REBA y LUBA o el discomfort postural. Este modo es adecuado cuando interesa valorar una postura representativa, una postura crítica o una situación puntual de trabajo.

En el modo **Múltiples posturas**, el análisis se realiza sobre una secuencia temporal de posturas que puede representar una actividad completa, un ciclo de trabajo o una parte significativa de una tarea. Este modo permite considerar la duración de las posturas, las transiciones entre ellas, la evolución temporal de las cargas, la repetición de ciclos y los periodos de recuperación. Por ello, es el modo adecuado para analizar fenómenos acumulativos, como la carga acumulada de esfuerzo o la evolución temporal del discomfort postural.

En el modo **Levantamiento**, la unidad de análisis es una o varias tareas de levantamiento definidas por sus condiciones de ejecución. El sistema permite caracterizar cada tarea mediante variables como el peso de la carga, la frecuencia, la duración, el tiempo de recuperación, la calidad del agarre y la localización de la carga en el origen y el destino del

movimiento. A partir de estos datos, el sistema estima indicadores como el peso límite recomendado y el índice de levantamiento, siguiendo el procedimiento descrito en la Sección 13.

La elección del modo condiciona los datos que deben introducirse, los cálculos disponibles y la forma de interpretar los resultados. Antes de iniciar una evaluación, el usuario debe seleccionar el modo que mejor se corresponda con el tipo de tarea que desea analizar.

El modo de funcionamiento se selecciona mediante los botones situados en la parte superior central de la interfaz, mostrados en la Figura 1.

Al cambiar de modo, algunos datos, posturas o configuraciones incompatibles con el nuevo modo pueden eliminarse o restablecerse. *Ergoniza Intelligent* muestra una advertencia antes de realizar estos cambios. Si se desea conservar la evaluación actual, debe guardarse antes de confirmar el cambio de modo.



Figura 1: Selección del Modo de funcionamiento en *Ergoniza Intelligent*.

3 UNIDADES, SISTEMAS Y PLANOS DE REFERENCIA

Tanto la información necesaria para la realización de un análisis con *Ergoniza Intelligent* como los resultados de este utilizan (salvo excepciones puntuales) el Sistema Internacional de Unidades. Las fuerzas se expresan en newtons (N), las distancias en metros (m) y los momentos en newtons metro (N·m). Los ángulos se muestran habitualmente

en grados sexagesimales (°) y el tiempo puede expresarse en segundos o minutos, según el tipo de análisis.

Para facilitar la introducción y lectura de algunos datos, la interfaz utiliza también centímetros (cm) para determinadas distancias y kilogramos (kg) para la masa de las cargas manipuladas. Cuando una masa introducida en kilogramos debe incorporarse a los cálculos como una fuerza de peso, *Ergoniza Intelligent* utiliza una aceleración de la gravedad estándar de $9,81 \text{ m/s}^2$.

Ergoniza Intelligent utiliza dos sistemas de referencia principales para expresar la posición, las fuerzas, los momentos y otros resultados vectoriales: el **Sistema de Referencia Universal** y el **Sistema de Referencia del Modelo**, mostrados en la Figura 2.

Por otra parte, *Ergoniza Intelligent* emplea múltiples sistemas de referencia internos que no se muestran al usuario. Gran parte de ellos se utilizan para la realización de cálculos y están asociados a los diferentes segmentos corporales del modelo.



Figura 2: Sistemas de referencia universal y del modelo.

Los ejes de los sistemas de referencia son representados siguiendo el código de colores estándar: **X** rojo, **Y** verde y **Z** azul.

3.1 Sistema de referencia universal

El **Sistema de Referencia Universal** (Figura 2) es un sistema fijo asociado a la escena. Su origen se sitúa sobre el suelo, en la proyección del punto medio entre las caderas correspondiente a la posición inicial del modelo. Sus ejes no cambian de orientación cuando se reorienta el modelo.

En la posición inicial, el eje **Zu** es vertical y positivo hacia arriba; el eje **Xu** es horizontal y positivo hacia la derecha del modelo; y el eje **Yu** es perpendicular a los anteriores y positivo hacia la parte frontal del modelo.

3.2 Sistema de referencia del modelo

El **Sistema de Referencia del Modelo** tiene su centro situado en el punto medio entre las caderas del modelo y está asociado a su orientación. Sin embargo, en la interfaz se muestra proyectado sobre el suelo (Figura 2). El Eje **X** se extiende en horizontal hacia la derecha del modelo y el Eje **Z** en vertical hacia arriba. El Eje **Y** es perpendicular a los dos anteriores y positivo hacia la parte frontal del modelo.

Cuando se modifica la orientación global del modelo el Sistema de Referencia del Modelo cambia con él y deja de coincidir con el Sistema de Referencia Universal. Una misma fuerza o momento conserva su magnitud al expresarse en ambos sistemas, pero sus componentes X, Y y Z pueden ser diferentes. El Sistema de Referencia del Modelo facilita la interpretación respecto al cuerpo, mientras que el Sistema de Referencia Universal permite interpretar los resultados respecto a los ejes fijos de la escena. Cuando se comparen resultados, debe mantenerse el mismo sistema de referencia.

3.3 Planos de referencia principales y planos antropométricos

A partir de los ejes del Sistema de Referencia del Modelo se definen tres planos de referencia principales, mostrados en la Figura 3. Estos planos están asociados a la orientación del modelo y no permanecen fijos respecto a la escena.

- El plano **XY** contiene a los ejes X e Y del sistema de referencia del modelo. Este plano es horizontal en la posición inicial del modelo y coincide con el plano antropométrico transversal. Su vector normal positivo coincide en dirección con el eje Z del sistema de referencia del modelo, siendo positivo hacia arriba.
- El plano **XZ** contiene a los ejes X y Z del sistema de referencia del modelo. En la posición inicial es vertical y coincide con el plano antropométrico frontal. Su vector normal positivo coincide con el eje Y y apunta hacia la parte frontal del modelo.
- El plano **YZ** contiene a los ejes Y y Z. En la posición inicial es vertical y coincide con el plano antropométrico sagital. Su vector normal positivo coincide con el eje X y apunta hacia la derecha del modelo.

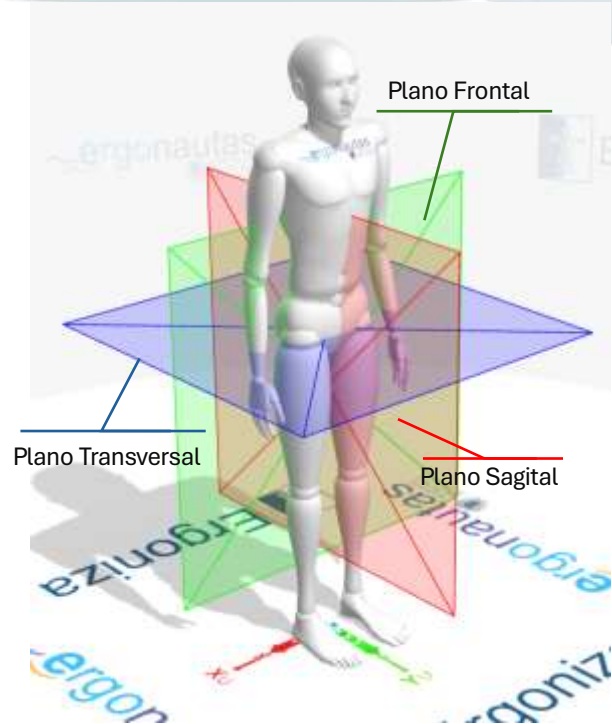


Figura 3: Planos de referencia antropométricos

La visualización de estos elementos puede activarse mediante los controles **Sistema de referencia**, **plano sagital**, **plano frontal** y **plano transversal** del menú Visualización de la parte derecha de la interfaz.

4 ÁNGULOS ENTRE SEGMENTOS CORPORALES

Ergoniza Intelligent describe numéricamente la postura mediante los ángulos de los diferentes segmentos corporales. Para consultar estos valores, pulse el botón **Ángulos** en la parte izquierda de la interfaz. Se abrirá el cuadro **Información postural** (Figura 4).

En el selector **Referencia** de este cuadro pueden elegirse tres formas de presentar los ángulos: **Relativa**, **Biomecánica** y **Absoluta**. Los valores se expresan en grados sexagesimales. La referencia seleccionada no modifica la postura del modelo; únicamente cambia el criterio utilizado para calcular y mostrar los ángulos.

La referencia **Relativa** muestra, por regla general, los ángulos entre segmentos corporales conectados. Cada segmento se considera respecto al segmento precedente en la cadena cinemática. Por ejemplo, la orientación del brazo se expresa respecto al torso y la del antebrazo respecto al brazo.



Figura 4: Cuadro Información postural

La referencia **Biomecánica** presenta los ángulos mediante las convenciones empleadas en los análisis biomecánicos de *Ergoniza Intelligent*. Para la cabeza, el torso y la pelvis se muestran los movimientos correspondientes de flexión o extensión, lateralización y rotación. En los brazos y los muslos se muestra su orientación vertical y horizontal, así como su rotación alrededor del eje longitudinal. Para los restantes segmentos se emplean las denominaciones biomecánicas correspondientes a sus movimientos.

El cálculo de las rotaciones (por ejemplo, la rotación interna o externa del húmero) es conceptualmente más complejo que el de otros ángulos articulares, porque no depende únicamente de la dirección del segmento, sino también de su orientación alrededor del eje longitudinal.

Mientras que la flexión o la abducción pueden estimarse a partir del ángulo entre ejes, la rotación requiere definir una orientación de referencia y medir el giro alrededor de un eje que puede llegar a alinearse con otros ejes corporales. El cálculo de la rotación del húmero y del fémur en *Ergoniza Intelligent* se explica en el Anexo 15.1.

La referencia **Absoluta** muestra la orientación de los segmentos respecto al sistema de referencia local del modelo. Los dos primeros valores corresponden a la orientación del eje longitudinal del segmento respecto a los planos **XZ** e **YZ**, mientras que la rotación se determina respecto al segmento inmediatamente anterior de la cadena cinemática. En este contexto, el término *Absoluta* indica que la orientación principal no se mide respecto al segmento precedente; no

debe confundirse con el sistema de referencia universal descrito en la Sección 3.1.

La Figura 5 muestra, tomando como ejemplo el antebrazo izquierdo, cómo se calculan estos ángulos. Los puntos C y M representan, respectivamente, el codo y la muñeca. Para obtener el ángulo respecto al plano **XZ**, el eje del antebrazo C–M se proyecta sobre el plano **YZ**, obteniéndose la proyección C'–M'. El ángulo α_{XZ} se mide en ese plano entre la proyección y una línea paralela al eje **Z**, en el sentido indicado en la figura. De manera análoga, el ángulo α_{YZ} se obtiene proyectando el eje C–M sobre el plano **XZ** (proyección C''–M'') y midiendo su ángulo respecto a una línea paralela al eje **Z**.

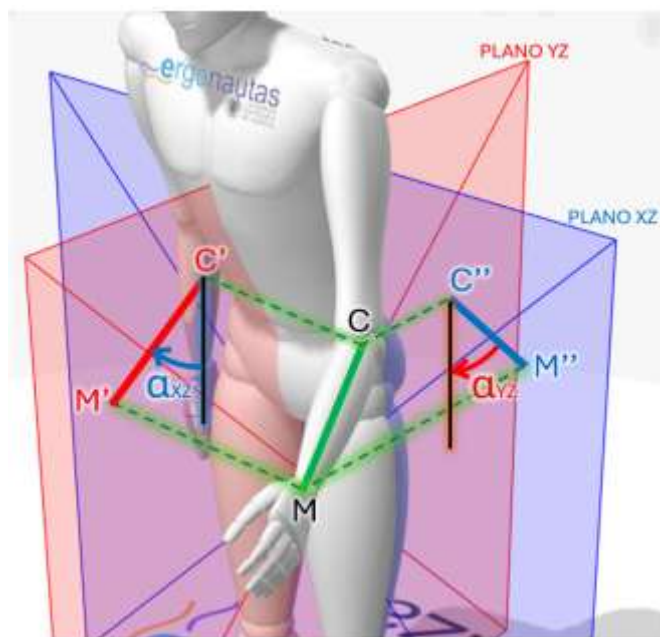


Figura 5: Cálculo de los ángulos de los miembros con el sistema de referencia absoluto.

5 EL MODELO BIOMECÁNICO DE ERGONIZA INTELLIGENT

Ergoniza Intelligent implementa un modelo biomecánico computacional de cuerpo completo. El modelo representa el cuerpo mediante segmentos conectados por articulaciones y permite estimar las fuerzas, los momentos y otras magnitudes mecánicas generadas por la postura, las características antropométricas, las cargas externas y las condiciones de apoyo.

Los modelos biomecánicos pueden presentar diferentes grados de complejidad dependiendo de su finalidad. El modelo de *Ergoniza Intelligent* considera el conjunto del cuerpo e incorpora segmentos, articulaciones, parámetros inerciales, sistemas de fuerzas y, en determinados cálculos, modelos musculares. Sus resultados sirven de apoyo a la evaluación

ergonómica, pero no constituyen por sí mismos una predicción de lesiones o daños para la salud.

En los apartados siguientes se describen la estructura, las hipótesis y los parámetros fundamentales del modelo biomecánico de [Ergoniza Intelligent](#).

5.1 Segmentos y articulaciones

El modelo biomecánico implementado en [Ergoniza Intelligent](#) distribuye el cuerpo completo en 16 segmentos principales (mostrados en color negro en la Figura 6). En este recuento, la cabeza y el cuello constituyen dos subsegmentos diferenciados en la cadena cinemática, aunque en determinados cálculos biomecánicos se tratan conjuntamente como un único segmento funcional cabeza-cuello.

A estos segmentos se añaden dos segmentos en cada pulgar, tres en cada uno de los restantes dedos de la mano y dos para representar los dedos de cada pie. Estos segmentos adicionales forman parte de la representación gráfica articulada, pero no intervienen en todos los cálculos biomecánicos.

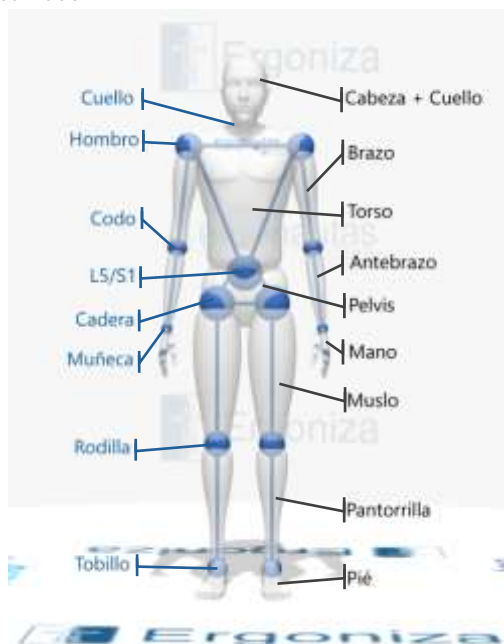


Figura 6: Segmentos y articulaciones del modelo biomecánico.

La Figura 6 muestra también catorce articulaciones principales, representadas en azul. Algunos niveles articulares empleados en cálculos específicos no aparecen diferenciados en la figura, como la articulación entre la vértebra C1 y el cráneo o el nivel intervertebral L4/L5.

En general, cada segmento se encuentra delimitado por dos articulaciones. Constituyen excepciones la pelvis, que

conecta las dos caderas con la articulación lumbosacra L5/S1, y el torso, que conecta L5/S1 con los hombros y la región C7/T1.

En la posición neutra del modelo, los centros articulares de las caderas, las rodillas y los tobillos se encuentran en el plano frontal. La articulación L5/S1 está situada ligeramente por detrás de este plano debido a la configuración adoptada para la articulación lumbosacra, descrita en el apartado 5.1.2.1. Como consecuencia, las articulaciones situadas por encima de L5/S1 también quedan ligeramente por detrás del plano frontal.

Los segmentos se consideran rígidos y las articulaciones se modelizan como puntos localizados en sus correspondientes centros articulares. Los ejes longitudinales de los segmentos comienzan y terminan en una articulación. El centro de gravedad de cada segmento se considera situado sobre su eje longitudinal, excepto en el caso del pie.

5.1.1 El segmento cabeza-cuello

La cabeza y el cuello se representan mediante dos subsegmentos unidos a la altura de la vértebra C1. El subsegmento cuello se extiende desde la región C7/T1 hasta C1, mientras que el subsegmento cabeza se extiende desde C1 hasta el vértex. Para los cálculos biomecánicos, ambos se consideran conjuntamente como un único segmento funcional cabeza-cuello.

El conjunto cabeza-cuello posee tres grados de libertad: flexión y extensión, lateralización izquierda y derecha, y rotación izquierda y derecha. Cuando se modifica cualquiera de estos ángulos, [Ergoniza Intelligent](#) distribuye el giro total a partes iguales entre los subsegmentos cuello y cabeza.

5.1.2 Los segmentos torso y pelvis

[Ergoniza Intelligent](#) modeliza el tronco mediante dos segmentos: torso y pelvis. El segmento torso comprende el tórax y el abdomen y se extiende desde la articulación lumbosacra L5/S1 hasta la región C7/T1. El segmento pelvis se extiende desde L5/S1 hasta las articulaciones de las caderas.

El tronco posee tres grados de libertad: flexión y extensión, lateralización izquierda y derecha, y rotación izquierda y derecha. Los movimientos de lateralización y rotación son asumidos por el segmento torso mediante su giro respecto a la pelvis en L5/S1, mientras que la pelvis permanece fija. La flexión y la extensión del tronco, por el contrario, se distribuyen entre los segmentos torso y pelvis. Esta distribución se explica en el apartado siguiente.

5.1.2.1 Modelización de la flexión en la articulación lumbosacra

En el modelo de **Ergoniza Intelligent** la flexión total del tronco se obtiene mediante la combinación de dos movimientos: la rotación de la pelvis respecto a los muslos en las articulaciones de las caderas y la flexión del torso respecto a la pelvis en la región lumbosacra. Diversos estudios han mostrado que las vértebras torácicas presentan poco movimiento relativo durante la flexión del tronco y que una parte importante del movimiento se produce en la región lumbar¹.

La flexión desde la posición erecta comienza con la rotación de las vértebras lumbares. De forma general, al incrementarse la flexión del tronco la pelvis comienza a rotar juntamente con la columna vertebral, aunque lo hace a una tasa diferente. Las tasas de rotación asumidas por la columna y la pelvis han sido analizadas en diferentes estudios para obtener un modelo cuantitativo de la cinemática vertebral durante el movimiento de flexión del tronco². Estos estudios han mostrado que el grado de rotación sacral sobre la articulación de las caderas y la rotación de la vértebra L5 relativa al sacro dependen, no solo del grado de flexión del tronco, sino también del ángulo de flexión de las rodillas. Otros factores como la carga manipulada en las manos, el sexo, el peso del cuerpo o el somatotipo, parecen tener un efecto menor en el patrón de rotación de la articulación lumbosacra³.

Ergoniza Intelligent modeliza los movimientos relativos entre los segmentos torso y pelvis durante la flexión y extensión del tronco considerando estos modelos cinemáticos. Al comienzo del movimiento de flexión desde la posición erecta la mayor parte de la rotación ocurre en la región lumbar. Conforme el ángulo de flexión del tronco aumenta se incrementa la tasa de rotación sacral sobre las caderas, para finalizar predominando sobre la rotación de la región lumbar. Por otra parte, se considera la influencia del grado de flexión de las rodillas de forma que, conforme aumenta el grado de flexión de estas, la

cantidad relativa de rotación sacral disminuye, mientras que la rotación relativa en L5/S1 se incrementa.

Un ejemplo de esto último se muestra en la Figura 7. Las posturas adoptadas en esta figura presentan la misma flexión de tronco, mientras que el grado de flexión de las rodillas es mayor en la postura B. Puede observarse que la distribución de la flexión entre pelvis y torso es diferente entre ambas posturas. El grado de rotación sacral es menor en la postura B debido al mayor grado de flexión de las rodillas.

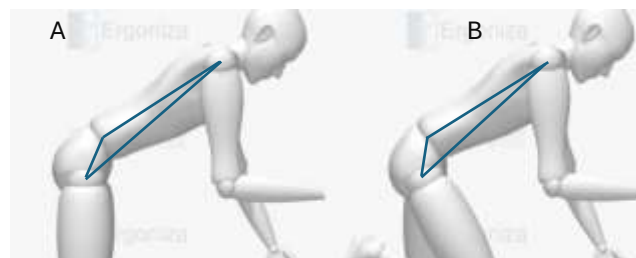


Figura 7: Variación de la tasa relativa de rotación entre pelvis y torso con el grado de flexión de la rodilla.

5.1.2.2 Modelización de la musculatura del tronco

Ergoniza Intelligent estima las fuerzas de compresión y cizalladura en el disco intervertebral L4/L5. La magnitud de estas fuerzas y su comparación con los correspondientes valores de referencia constituyen información relevante para la evaluación de tareas que pueden generar cargas elevadas en la columna lumbar.⁴

Para resolver el equilibrio de momentos en L4/L5, el modelo incorpora diez unidades musculares distribuidas en cinco pares bilaterales: *latissimus dorsi*, *erector spinae*, *rectus abdominis*, *obliquus externus* y *obliquus internus*. Para cada unidad se consideran su línea de acción, su brazo de momento respecto a la columna y el área de su sección transversal a la altura de L4/L5⁵. El cálculo también incorpora el efecto de la presión intraabdominal.

¹ Peter R. Davis, "Posture of the Trunk during the Lifting of Weights," *British Medical Journal*, 1959, doi:10.1136/bmj.1.5114.87; S. Kumar, "A Study of Spinal Motion during Lifting," *Irish Journal of Medical Science* 143, no. 2 (1974): 86–95, doi:10.1007/BF03004745; Elizabeth A. Tully, Mohammad Reza Fotoohabadi, and Mary P. Galea, "Sagittal Spine and Lower Limb Movement during Sit-to-Stand in Healthy Young Subjects," *Gait and Posture*, 2005, doi:10.1016/j.gaitpost.2004.11.007; P. R. Davis, J. D. Troup, and J. H. Burnard, "Movements of the Thoracic and Lumbar Spine When Lifting: A Chrono-Cyclophotographic Study," *Journal of Anatomy* 99 (1965): 13–26.

² C. K. Anderson, D. B. Chaffin, and G. D. Herrin, "A Study of Lumbosacral Orientation under Varied Static Loads," *Spine* 11, no. 5 (1986): 456–62, doi:10.1097/00007632-198606000-00012; C K.

Anderson et al., "A Biomechanical Model of the Lumbosacral Joint during Lifting Activities," *Journal of Biomechanics* 18, no. 8 (1985): 571–84, doi:10.1016/0021-9290(85)90012-0.

³ D. Allbrook, "Movements of the Lumbar Spinal Column," *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 1957, doi:10.1302/0301-620x.39b2.339.

⁴ T R Waters et al., "Revised NIOSH Equation for the Design and Evaluation of Manual Lifting Tasks," *Ergonomics* 36 (1993): 749–76, doi:10.1080/00140139308967940.

⁵ S. McGill, *Low Back Disorders. Evidence-Based Prevention and Rehabilitation* (Champaign, Illinois: Human Kinetics, 2007); D. B. Chaffin et al., "Lumbar Muscle Size and Locations from CT Scans of 96 Women of Age 40 to 63 Years," *Clinical Biomechanics* 5, no. 1 (1990): 9–16, doi:10.1016/0268-0033(90)90026-3.

El procedimiento utilizado para determinar las fuerzas musculares y calcular las fuerzas de compresión y cizalladura en L4/L5 se expone detalladamente en la Sección 12.

5.1.3 Los segmentos brazo y muslo

El segmento brazo se extiende desde el hombro hasta el codo y dispone de tres grados de libertad (abducción/aducción, rotación anteroposterior y rotación humeral). Por su parte, el muslo parte de la cadera y se extiende hasta la rodilla con tres grados de libertad (abducción/aducción, rotación anteroposterior y rotación femoral).

5.1.4 Los segmentos antebrazo y pantorrilla

El segmento antebrazo se extiende desde el codo hasta la muñeca, mientras que el segmento pantorrilla se extiende desde la rodilla hasta el tobillo. En el modelo biomecánico, ambos segmentos disponen de un solo grado de libertad: flexión/extensión. Los giros axiales del antebrazo y de la pierna no se asignan a estos segmentos, sino que se representan en el siguiente segmento de la cadena cinemática: mediante la pronación/supinación del segmento mano y la abducción/aducción del segmento pie, respectivamente.

5.1.5 El segmento mano

En el modelo biomecánico, el segmento mano se extiende desde la muñeca hasta el extremo distal de la mano y dispone de tres grados de libertad: flexión/extensión, desviación radial/ulnar y pronación/supinación. Aunque anatómicamente la pronación/supinación se produce en el antebrazo, **Ergoniza Intelligent** representa este giro mediante la rotación del segmento mano en la articulación de la muñeca.



Figura 8 : Falanges distales, medias y proximales en el extremo del segmento mano.

Como muestra la Figura 8, el modelo gráfico de **Ergoniza Intelligent** incorpora segmentos articulados que representan las falanges distales, medias y proximales de cada dedo. Estos

elementos tienen únicamente una función gráfica: no se consideran en el modelo biomecánico ni se incluyen en los análisis.

5.1.6 El segmento pie

En el modelo biomecánico, el segmento pie se extiende desde el tobillo hasta el extremo distal del pie y dispone de tres grados de libertad: flexión/extensión, abducción/aducción e inversión/eversión. El giro axial de la pierna que no se asigna al segmento pantorrilla se representa mediante la abducción/aducción del segmento pie. El modelo gráfico incorpora además un segmento articulado que representa conjuntamente las falanges distales, medias y proximales de cada pie. Este elemento tiene únicamente una función gráfica y no se considera en el modelo biomecánico ni en los análisis.

5.2 Límites de los rangos de movimiento

Ergoniza Intelligent permite definir la postura adoptada por el modelo biomecánico manipulando directamente los diferentes segmentos del modelo gráfico en la interfaz de usuario.

Las articulaciones humanas no pueden girar sin límite. Por ello, **Ergoniza Intelligent** establece, para cada grado de libertad disponible, un intervalo comprendido entre un ángulo mínimo y uno máximo.

Por defecto, el control **Aplicar restricciones biológicas al movimiento de las articulaciones del modelo**, situado en el desplegable **Ajustes del modelo** de la parte derecha de la interfaz, impide que la manipulación directa supere esos límites y, en determinadas articulaciones, aplica además restricciones geométricas destinadas a evitar configuraciones incompatibles entre segmentos. Si se desactiva, los grados de libertad disponibles pueden superar los límites angulares configurados; los ejes que el modelo no contempla como grados de libertad permanecen bloqueados.

Al desactivar las restricciones pueden generarse posturas anatómicamente poco plausibles o imposibles. Los resultados obtenidos con esas posturas pueden quedar fuera del ámbito de validez del modelo y deben interpretarse con especial cautela.

Los rangos de movimiento articulares pueden variar significativamente entre individuos debido a factores como la edad, el sexo, la constitución física, los antecedentes de lesiones y la actividad física. Por este motivo, los límites implementados en **Ergoniza Intelligent** son amplios. Deben interpretarse como límites operativos del software, no como valores normativos para la población ni como garantía de que

cualquier postura comprendida dentro de ellos sea adecuada para una persona concreta.

Segmento	Movimiento	Máximo	Mínimo
Pelvis	Flexión/Extensión	80°	-7°
Torso	Flexión/Extensión	140°	-30°
	Rotación izq./der.	60°	-60°
	Lateralización izq./der.	35°	-35°
Cabeza-cuello	Flexión/Extensión	90°	-50°
	Rotación izq./der.	90°	-90°
	Lateralización izq./der.	45°	-45°
Brazo	Flexión/Extensión	198°	-49°
	Abducción/Aducción	90°	-26°
	Rotación humeral	90°	-90°
Antebrazo	Flexión/Extensión	165°	0°
Mano	Flexión/Extensión	90°	-90°
	Desviación radial/ulnar	42°	-40°
	Supinación/Pronación	90°	-90°
Muslo	Flexión/Extensión	130°	-40°
	Abducción/Aducción	60°	-30°
	Rotación femoral	70°	-70°
Rodilla	Flexión/Extensión	160°	0°
Pie	Flexión/Extensión	70°	-80°
	Abducción/Aducción	30°	-30°
	Inversión/Eversión	40°	-35°

Tabla 1: Límites de los rangos de movimiento por segmento

Los valores límite de los rangos de movimiento por segmento pueden consultarse en la Tabla 1. En los segmentos brazo y muslo, la flexión/extensión describe el movimiento realizado en un plano aproximadamente paralelo al plano sagital, mientras que la abducción/aducción describe el movimiento realizado en un plano aproximadamente paralelo al plano frontal.

5.3 Parámetros inerciales

Ergoniza Intelligent estima la masa, la longitud y la localización del centro de gravedad de cada segmento corporal a partir del sexo, la estatura y la masa corporal introducidos para la persona evaluada. En la interfaz, la masa estimada de cada segmento se presenta bajo la denominación **Peso** y se expresa en kilogramos. Para realizar estas estimaciones se emplean parámetros antropométricos segmentarios obtenidos a partir de estudios realizados con personas vivas y con cadáveres⁶.

Para estimar las longitudes, Ergoniza Intelligent utiliza relaciones antropométricas que expresan la longitud de cada

segmento como una proporción de la estatura. Drillis y Contini obtuvieron estas relaciones a partir de mediciones realizadas en sujetos vivos. A partir de ellos llevó a cabo una regresión estadística respecto a la variable *estatura*. De esta forma se pueden obtener estimaciones de las longitudes de cada segmento como una proporción de la estatura del individuo.

Las masas segmentarias y la localización de sus centros de gravedad se estiman mediante coeficientes que relacionan estas magnitudes con la masa corporal total y con la longitud de cada segmento. Por tratarse de estimaciones poblacionales, los valores obtenidos no deben interpretarse como mediciones directas de la persona evaluada.

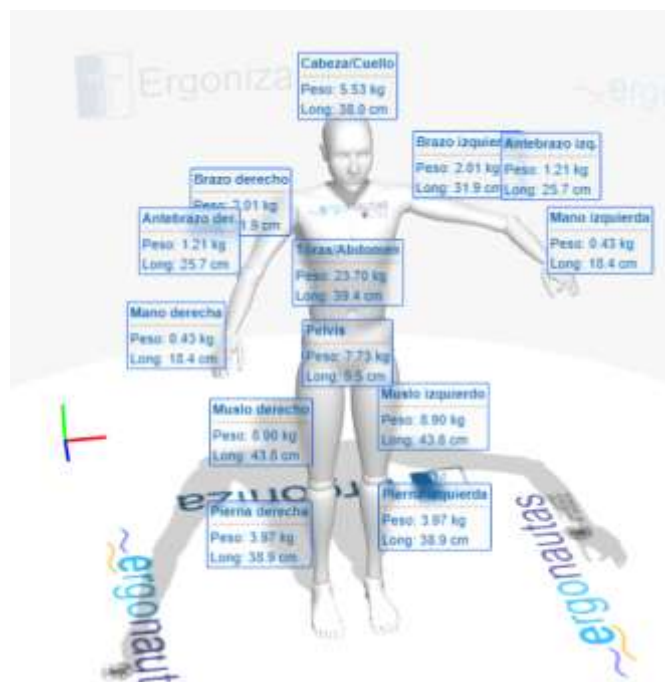


Figura 9: Estimación de la masa y de la longitud de los segmentos corporales.

La Figura 9 muestra la estimación de la masa y la longitud de los segmentos corporales correspondiente a una persona con una masa corporal de 70 kg y una estatura de 1,70 m. Para visualizar estos datos, debe activarse el control **Dimensiones** del panel **Visualización**, situado en la parte derecha de la interfaz.

⁶ W. T. Dempster, *Space Requirements of the Seated Operator*. (Technical Report WADC-TR-55-159), Wright-Patterson Air Force Base, OH: Aerospace Medical Research Laboratory (Dayton, 1955); Charles E Clauser, John T McConville, and J W Young, "Weight, Volume, and Center of Mass of Segments of the Human Body," *National Technical Information Service*, 1969; R. J. Drillis, and M. Bluestein, "Determination of Body Segment Parameters,"

Human Factors: The Journal of Human Factors and Ergonomics Society 5, no. 5 (1963): 493–504, doi:10.1177/001872086300500508; P. De Leva, "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters," *Journal of Biomechanics* 29, no. 9 (1996): 1223–30, doi:10.1016/0021-9290(95)00178-6.

5.3.1 Centros de gravedad

Conocida la postura del modelo y estimadas la masa y la localización del centro de gravedad de cada segmento (los centros de gravedad segmentarios mostrados en la Figura 10), *Ergoniza Intelligent* calcula la posición del centro de gravedad corporal mediante el método segmentario⁷. La posición resultante se obtiene como la media ponderada de las posiciones de los centros de gravedad segmentarios, de forma que la contribución de cada segmento es proporcional a su masa.

Las cargas y los momentos externos aplicados en las manos no se incluyen en el cálculo del centro de gravedad corporal. Su efecto se incorpora al cálculo del centro de presiones, descrito en la Sección 6. Sin embargo, las fuerzas aplicadas sobre otras partes del cuerpo sí se consideran en el cálculo, teniendo en cuenta el segmento y el punto sobre el que actúan.

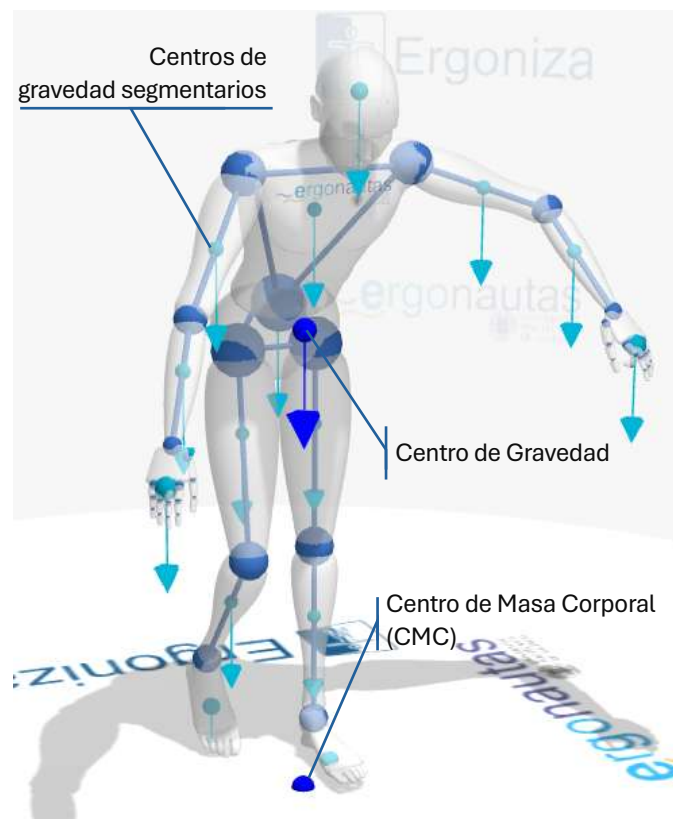


Figura 10: Cálculo del centro de gravedad corporal a partir de los centros de gravedad segmentarios.

En las condiciones consideradas, el centro de masa y el centro de gravedad corporal se tratan como coincidentes. Para analizar la estabilidad, *Ergoniza Intelligent* representa su

⁷ D. G. E. Robertson et al., *Research Methods in Biomechanics*, 2nd Ed. (Human Kinetics Publishers, 2014), doi:10.5040/9781492595809.

proyección vertical sobre el suelo, identificada en la interfaz como **Centro de Masa Corporal (CMC)**.

6 BASE DE SOPORTE, CENTRO DE PRESIONES Y ESTABILIDAD

El **centro de presiones (CDP)** es el punto de aplicación de la resultante de las fuerzas de reacción ejercidas por el suelo sobre los apoyos. *Ergoniza Intelligent* calcula su posición sobre el plano del suelo a partir del equilibrio de fuerzas y momentos, considerando el peso corporal, las cargas o fuerzas externas aplicadas en las manos y los momentos externos aplicados en ellas. Cuando no actúan estas cargas, fuerzas ni momentos, el CDP coincide con la proyección vertical del **centro de masa corporal (CMC)**. La Figura 11 muestra una situación en la que ambas posiciones no coinciden debido a una carga sostenida en las manos.

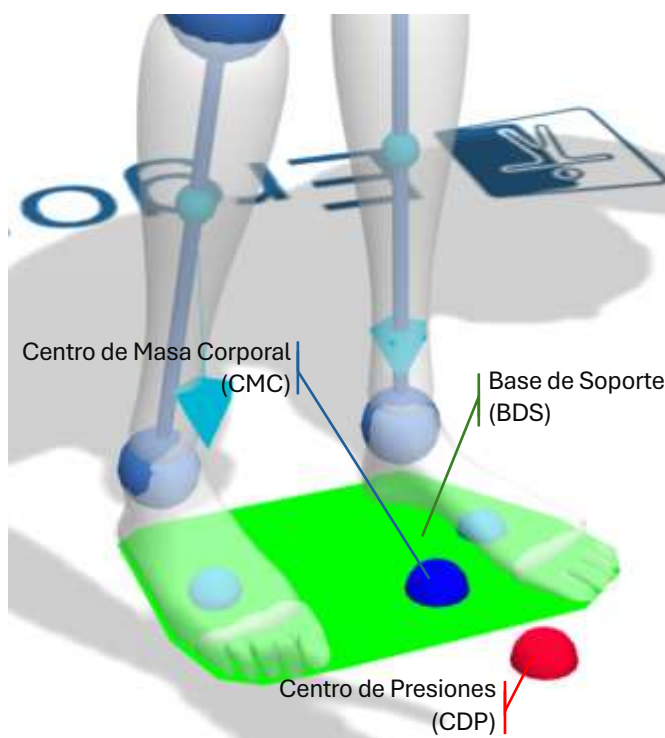


Figura 11: Localización del centro de presiones sobre la base de soporte

Para que una postura pueda mantenerse en equilibrio estático, las fuerzas y los momentos generados en los apoyos deben compensar los producidos por el peso de los segmentos corporales, las cargas o fuerzas externas y los momentos

aplicados. En el modelo, esto requiere que el centro de presiones se encuentre dentro de la **base de soporte (BDS)**. La base de soporte queda delimitada por los puntos de contacto efectivos entre el cuerpo y el suelo; en una bipedestación normal, corresponde al área definida por los apoyos de ambos pies.

En el caso mostrado en la Figura 11, el centro de presiones se encuentra situado fuera y delante de la base de soporte, por lo que el modelo identifica una situación de inestabilidad con posible vuelco hacia delante. Sin embargo, el centro de masa corporal permanece dentro de la base de soporte. Por tanto, en ausencia de las cargas, fuerzas o momentos externos aplicados en las manos, la postura representada sería estable.

Para visualizar los centros de gravedad segmentarios, el centro de masa corporal, el centro de presiones y la base de soporte puede emplearse la herramienta **Estabilograma** (Figura 30), descrita en la Sección 7.8.

6.1 Deslizamiento global

Cuando las cargas o fuerzas externas incluyen componentes horizontales, el mantenimiento de la postura sin deslizamiento requiere que la reacción horizontal del suelo las compense. El rozamiento estático puede proporcionar esta reacción hasta un determinado valor máximo. Por tanto, para que no se produzca deslizamiento, la magnitud de la resultante horizontal que debe soportar el contacto no puede superar la fuerza máxima de rozamiento estático disponible, como muestra la Figura 12.

Ergoniza Intelligent calcula esta fuerza máxima mediante el modelo de fricción de Coulomb:

$$F_{fric,max} = \mu \cdot F_{normal}$$

Ecuación 1

donde $F_{fric,max}$ es la fuerza máxima de rozamiento estático disponible, F_{normal} es la magnitud de la reacción normal total en los apoyos y μ es el coeficiente de rozamiento estático entre el calzado y el suelo. La reacción normal depende del peso corporal y de las componentes verticales de las fuerzas externas, teniendo en cuenta su dirección. El coeficiente de rozamiento se establece en el cuadro desplegable **Ajustes del modelo**, situado en la parte derecha de la interfaz, mediante el control **Coeficiente de rozamiento**.

Cuando el criterio anterior indica deslizamiento, no puede mantenerse el equilibrio estático con el coeficiente de rozamiento seleccionado. El deslizamiento puede producirse antes de que los apoyos desarrollen las reacciones necesarias para provocar el vuelco. No obstante, **Ergoniza Intelligent**

evalúa y muestra por separado ambas condiciones: la posibilidad de deslizamiento y la situación del centro de presiones respecto a la base de soporte. De este modo, el usuario puede saber si, aun evitando el deslizamiento (por ejemplo, mediante un calzado o una superficie con mayor coeficiente de rozamiento), la postura seguiría presentando inestabilidad por vuelco.

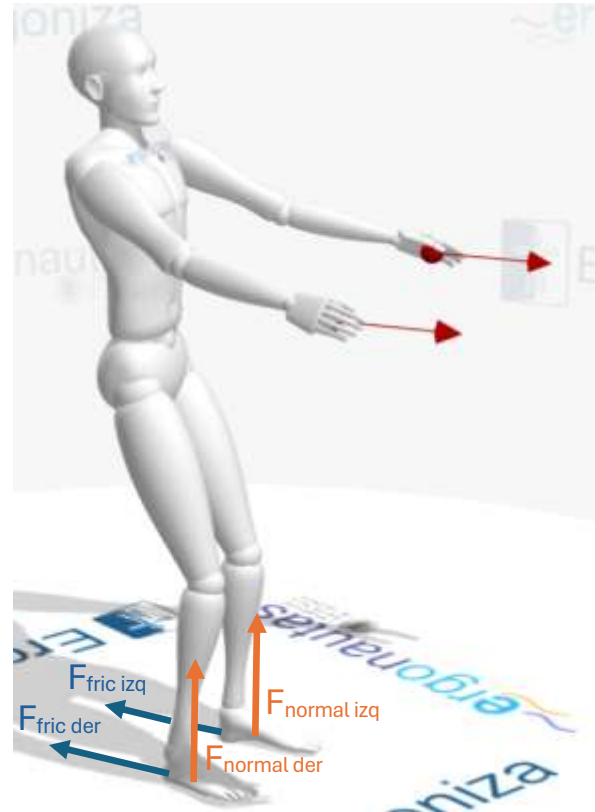


Figura 12: Cálculo del deslizamiento sobre el suelo

El criterio anterior considera de forma global la capacidad de rozamiento de los apoyos. Sin embargo, cuando el modelo se encuentra en bipedestación, las fuerzas de reacción horizontales y verticales se distribuyen entre ambos pies. Aunque la capacidad total de rozamiento sea suficiente, la reacción horizontal requerida en uno de los apoyos puede superar su capacidad individual. **Ergoniza Intelligent** comprueba también esta circunstancia y, cuando resulta posible, redistribuye las reacciones entre los apoyos. El procedimiento y su interpretación se explican en la Sección 7.3, dedicada al **deslizamiento parcial**.

7 MODELIZACIÓN DE LOS APOYOS

La reacción en el contacto entre el cuerpo y el suelo (generalmente, en las plantas de los pies) es una fuerza distribuida por toda la superficie de contacto. Si las fuerzas o cargas externas no presentan componentes horizontales, las fuerzas de contacto necesarias para compensarlas tampoco

las tendrán y serán normales al suelo. En general, la distribución de las reacciones dependerá de la posición del centro de presiones respecto a la base de soporte y de la geometría de los apoyos activos.

Ergoniza Intelligent puede considerar diferentes zonas de contacto entre el cuerpo y el suelo. En concreto, detecta las plantas de los pies, la parte anterior de las rodillas y dos puntos de la pelvis situados aproximadamente a la altura de las tuberosidades isquiáticas.

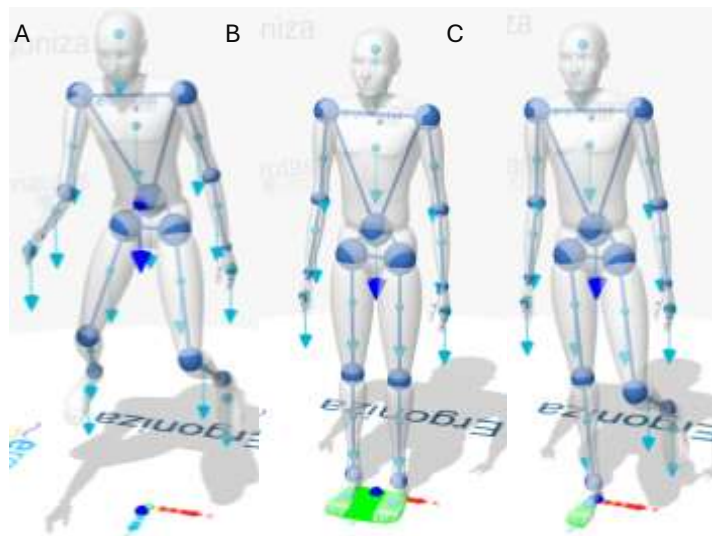


Figura 13: Tipo de contacto del modelo con el suelo; A: Sin apoyo, B: Bipedestación, C: Monopedestación

Aunque la reacción real está distribuida sobre una superficie, **Ergoniza Intelligent** la representa mediante fuerzas concentradas en un número limitado de puntos. En cada pie se consideran dos posibles puntos de apoyo: el talón, en la parte posterior, y la zona central de contacto de los metatarsos, en la parte anterior. Los contactos de las rodillas y de las tuberosidades isquiáticas también se representan mediante puntos.

Para distribuir las reacciones entre estos puntos se supone una variación lineal de la presión. Además, las componentes verticales de las reacciones solo pueden estar orientadas hacia arriba: un apoyo puede separarse del suelo, pero no puede ejercer una fuerza de tracción hacia abajo. Esta condición representa el carácter unilateral del contacto y evita emplear reacciones negativas para estabilizar una postura cuyo centro de presiones se encuentra fuera de la base de soporte. Esta condición implica, por ejemplo, que el calzado no está rígidamente unido al suelo y que, por tanto, no puede generar momentos que contrarresten una postura desequilibrada.

En primer lugar, se explicará el cálculo cuando los contactos se producen en los pies. Posteriormente, el procedimiento se

adaptará a los apoyos en las rodillas, en la Sección 7.5; a los apoyos en la pelvis, en la Sección 7.6; y a la postura sedente en silla, en la Sección 7.7.

Considerando inicialmente los contactos de los pies, **Ergoniza Intelligent** distingue tres situaciones, mostradas en la Figura 13: **sin apoyo**, cuando ningún pie produce una reacción efectiva sobre el suelo; **bipedestación**, cuando ambos pies producen fuerzas de reacción; y **monopedestación**, cuando solo uno de ellos lo hace.

Para determinar la situación de apoyo no basta con detectar la proximidad física entre el pie y el suelo. También debe existir una fuerza de reacción efectiva. Por tanto, si ambos pies están en contacto con el suelo, pero uno de ellos no soporta ninguna reacción, el modelo se considera en monopedestación.

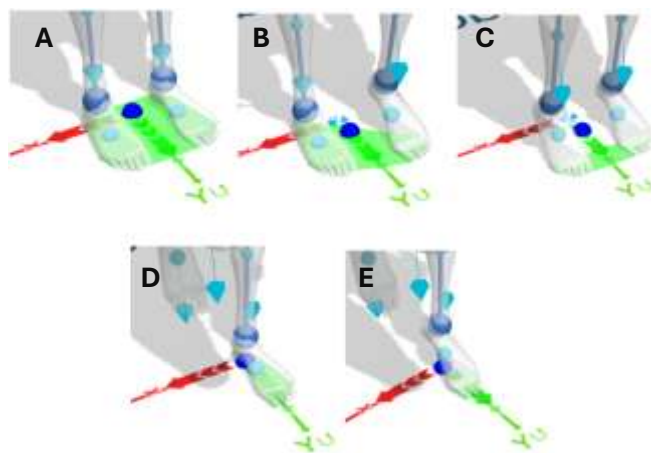


Figura 14: Diferente número de apoyos en bipedestación y monopedestación.

Puesto que se consideran dos posibles puntos de apoyo por pie, la bipedestación puede presentar entre dos y cuatro puntos activos (casos A, B y C de la Figura 14), mientras que la monopedestación puede presentar uno o dos (casos D y E).

7.1 Fuerzas de reacción en los apoyos de los pies en bipedestación

En bipedestación, **Ergoniza Intelligent** considera entre dos y cuatro puntos activos de contacto entre los pies y el suelo. El número depende de que exista contacto efectivo en el talón, en la zona de los metatarsos o en ambas partes de cada pie.

Para que exista equilibrio estático, la resultante de las reacciones en los apoyos debe ser igual y de sentido contrario a la resultante del peso corporal y de las fuerzas externas. Además, la suma de los momentos de todas las fuerzas y momentos externos debe ser nula. La posición del centro de presiones ya incorpora el efecto de estas acciones externas; por tanto, la resultante de las componentes verticales de las

reacciones debe pasar por dicho punto. Cuando no existen cargas, fuerzas ni momentos externos aplicados en las manos, el centro de presiones coincide con la proyección vertical del centro de masa corporal.

Cuando existen cuatro puntos de contacto, las ecuaciones de equilibrio no determinan por sí solas una única distribución de las reacciones: quedan cuatro componentes verticales desconocidas y solo tres condiciones independientes de equilibrio. **Ergoniza Intelligent** completa el sistema mediante el criterio geométrico descrito en los apartados siguientes. Cuando existen menos puntos de contacto, el procedimiento se adapta a los apoyos disponibles.

7.1.1 Cálculo de las componentes verticales de las fuerzas de reacción en los apoyos de los pies

El cálculo comienza determinando las componentes verticales de las fuerzas de reacción. La suma de estas componentes debe ser igual a la reacción normal total necesaria para compensar el peso corporal y las componentes verticales de las fuerzas externas. Además, su línea de acción conjunta debe pasar por el centro de presiones, de modo que su momento resultante respecto a este punto sea nulo.

Dadas estas condiciones, **Ergoniza Intelligent** calcula las reacciones distribuyéndolas entre ambos pies y entre los puntos de apoyo de cada pie, en función de la posición relativa de los tobillos respecto al centro de presiones (CDP).

El procedimiento se ilustra en la Figura 15, en la que se muestra una situación de bipedestación con la esfera roja indicando la posición del CDP sobre la Base de Soporte. Los puntos T_d y P_d representan, respectivamente, el talón y la zona de los metatarsos del pie derecho; T_i y P_i representan los puntos equivalentes del pie izquierdo. Los puntos X_d y X_i son las proyecciones sobre el suelo de los centros articulares de los tobillos derecho e izquierdo, respectivamente.

En las cuatro zonas de contacto (T_d en el talón derecho, P_d en los metatarsos del pie derecho, T_i en el talón izquierdo y P_i en los metatarsos del pie izquierdo) aparecen fuerzas de reacción verticales.

La línea que une X_d y X_i se traslada paralelamente hasta hacerla pasar por el centro de presiones. Sus intersecciones con las líneas que unen el talón y la zona de los metatarsos de cada pie determinan los puntos de momento nulo O_d y O_i . La distribución de la reacción vertical entre el talón y la parte anterior de cada pie es inversamente proporcional a la distancia de cada punto de apoyo a su correspondiente punto de momento nulo.

Una vez obtenidos O_d y O_i , la reacción total se distribuye entre ambos pies aplicando el mismo principio de equilibrio: la carga soportada por cada pie es inversamente proporcional a la distancia del centro de presiones al punto de momento nulo correspondiente. Este criterio geométrico, junto con las ecuaciones de equilibrio, permite obtener una distribución única de las componentes verticales.

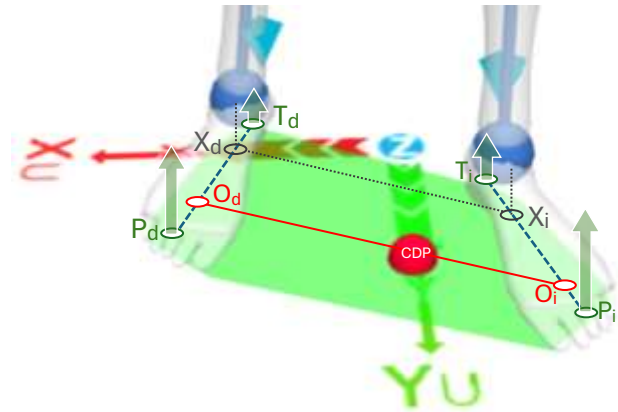


Figura 15: Componentes verticales de la reacción en los apoyos.

En determinadas circunstancias, por ejemplo, cuando existe una pronunciada rotación en uno de los pies y el CDP está cerca del límite de la base de soporte, el punto de momento nulo puede quedar fuera del segmento comprendido entre el talón y la parte anterior del pie.

Esta situación se ilustra en la Figura 16, en la que el punto de momento nulo del pie derecho (O_d) se encuentra fuera del segmento que une los puntos de contacto del pie (P_d - T_d). La solución no restringida requeriría entonces una reacción vertical negativa en uno de los puntos, equivalente a suponer que el pie puede ejercer tracción sobre el suelo.

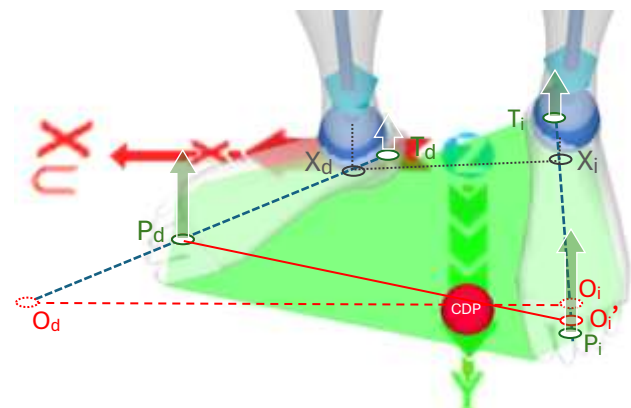


Figura 16: Compensación de las fuerzas de apoyo verticales cuando el punto de momento nulo está fuera del pie.

Como las reacciones verticales negativas no son admisibles, **Ergoniza Intelligent** sitúa el punto de momento nulo del pie afectado en el punto de apoyo más próximo. En el ejemplo, O_d

se desplaza hasta P_d , la reacción en T_d se hace nula y toda la reacción del pie derecho se concentra en P_d . Es decir, al situar el punto de momento nulo del pie derecho sobre el apoyo delantero toda la carga de este pie recaerá sobre dicho apoyo.

La línea que une este punto con el centro de presiones determina un nuevo punto de momento nulo O_i' en el pie izquierdo, a partir del cual se recalcula la distribución entre el apoyo delantero y trasero de dicho pie.

Por otra parte, la modificación de las distancias entre el CDP y los nuevos puntos de momento nulo provoca un aumento de las cargas en el pie izquierdo (mejor dispuesto para soportarlas) y, por lo tanto, una disminución de las soportadas por el pie derecho.

Un procedimiento similar se emplea en los casos de bipedestación en los que alguno de los pies posea una única zona de contacto (Figura 17). La reacción de ese pie se concentra en dicho punto. La línea que une el contacto con el CDP permite determinar el punto de momento nulo (O_i) en el pie que conserva los dos apoyos. La distribución de las componentes verticales de las reacciones en ambos apoyos de este pie será inversamente proporcional a la distancia de cada apoyo al punto de momento nulo.

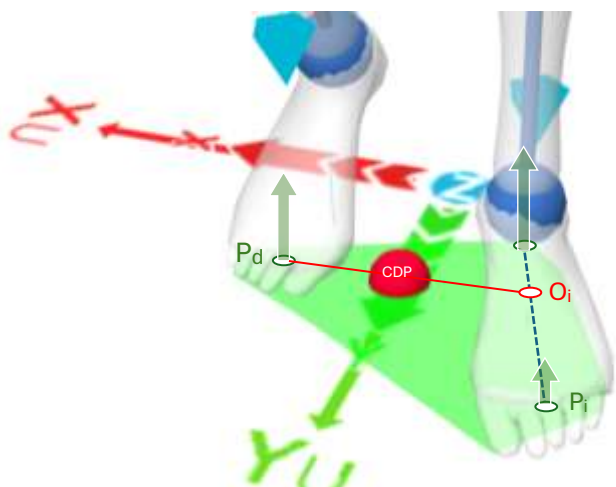


Figura 17: Componentes verticales de la reacción en los apoyos en bipedestación con tres apoyos.

7.1.1.1 Componentes verticales de las fuerzas de reacción en los apoyos de los pies en desequilibrio

Cuando el centro de presiones (CDP) se encuentra fuera de la base de soporte (BDS), no puede obtenerse una situación de equilibrio estático utilizando únicamente reacciones verticales no negativas en los apoyos disponibles. Ergoniza Intelligent identifica entonces la postura como inestable, pero continúa calculando y mostrando una distribución diagnóstica de las

reacciones para indicar hacia qué borde o apoyo se concentra la carga y cuál es la tendencia de vuelco.

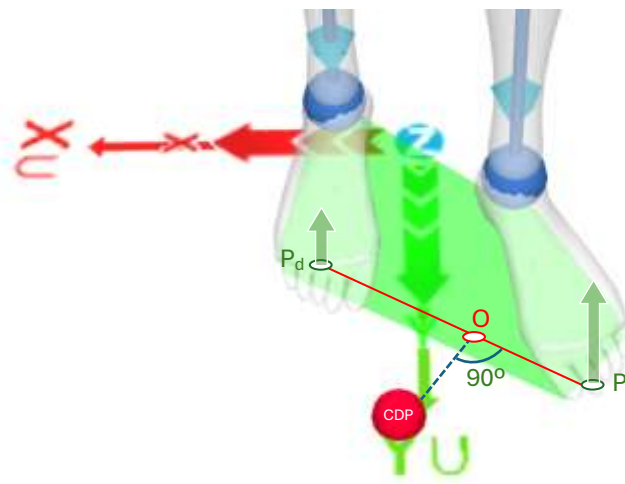


Figura 18: Componentes verticales de la reacción en los apoyos en desequilibrio frontal en bipedestación.

Si el centro de presiones se encuentra delante de la base de soporte, como en la Figura 18, las reacciones de los talones se consideran nulas y toda la reacción vertical se concentra en las partes anteriores de los pies. La distribución entre el pie derecho y el izquierdo es inversamente proporcional a las distancias entre cada apoyo y el punto O , definido como la proyección perpendicular del centro de presiones sobre la línea que une ambos apoyos. Si el centro de presiones se encuentra detrás de la base de soporte, el procedimiento es análogo, pero las reacciones se concentran en los talones.

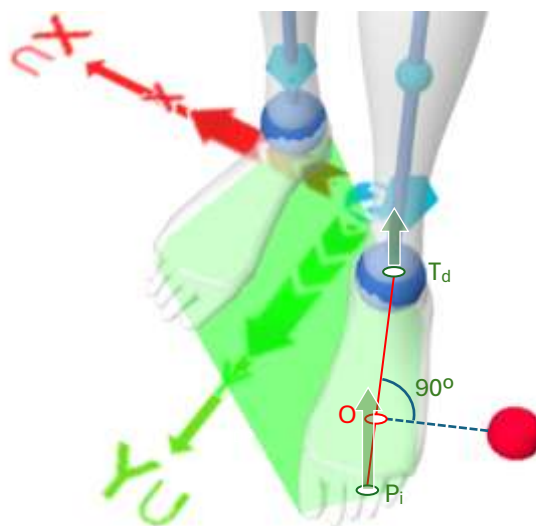


Figura 19: Componentes verticales de la reacción en los apoyos en desequilibrio lateral en bipedestación.

Si el centro de presiones se encuentra a un lado de la base de soporte, las reacciones se concentran en el pie más próximo. La Figura 19 muestra el caso en el que el centro de presiones se sitúa a la izquierda: las reacciones del pie derecho son nulas y toda la carga es asumida por el pie izquierdo. La distribución entre el talón y la parte anterior de este pie se calcula a partir de la proyección perpendicular del centro de presiones sobre la línea que une ambos puntos de apoyo. El procedimiento es simétrico cuando el centro de presiones se encuentra a la derecha.

Cuando el centro de presiones se encuentra fuera de la base de soporte por una zona de esquina, se combinan ambos criterios y la reacción puede concentrarse en el punto de apoyo más próximo.

7.1.2 Cálculo de las componentes horizontales de las fuerzas de reacción en los apoyos de los pies en bipedestación

Las fuerzas de reacción presentan componentes horizontales cuando las fuerzas externas aplicadas también las tienen. Para satisfacer el equilibrio estático, la suma de las componentes horizontales de las reacciones debe ser igual y de sentido contrario a la resultante horizontal de las fuerzas externas. Además, el momento que estas fuerzas producen respecto al eje Z que pasa por el centro de presiones debe quedar compensado por el momento generado por las reacciones.

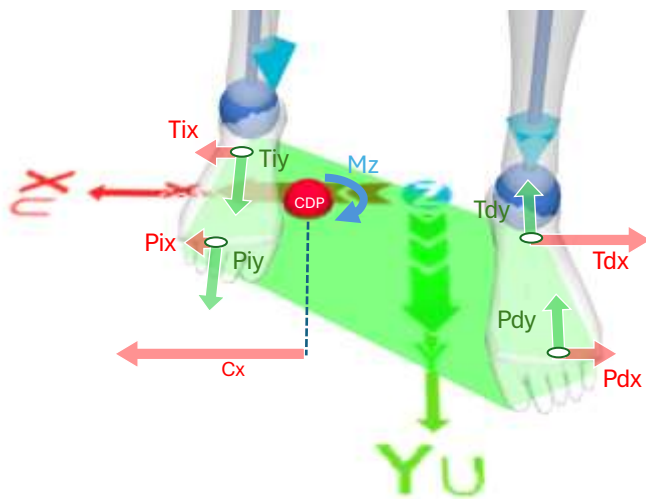


Figura 20: Distribución de reacciones horizontales frente a componentes en X en las cargas externas.

Estas condiciones no determinan por sí solas una única distribución entre los pies, los talones y las zonas de los metatarsos. Por ello, **Ergoniza Intelligent** analiza por separado las componentes correspondientes a los ejes X e Y e introduce

criterios adicionales relacionados con la posición relativa de los pies.

Las expresiones y los esquemas siguientes corresponden al caso en el que están activos los cuatro puntos de apoyo. Si un pie solo mantiene contacto en el talón o en la parte anterior, las componentes correspondientes a dicho pie se concentran en ese único punto.

La Figura 20 muestra el caso en el que las fuerzas externas presentan una componente Cx. Esta genera un momento Mz respecto al centro de presiones, que debe ser compensado por las componentes Tdx, Pdx, Tix y Pix de las reacciones.

Cuando los tobillos tienen la misma coordenada Y, la reacción total en X se distribuye entre ambos pies en proporción a la reacción vertical soportada por cada uno. Por ejemplo, si el pie derecho soporta el 70 % de la reacción vertical total, las magnitudes cumplen:

$$|T_{d,x} + P_{d,x}| = 0,7|C_x|$$

$$|T_{i,x} + P_{i,x}| = 0,3|C_x|$$

Estas reacciones actúan en sentido contrario a Cx. Dentro de cada pie, la reacción se distribuye entre el talón y la parte anterior de modo que el momento respecto al tobillo sea nulo. Las componentes en Y forman un par de reacciones opuestas entre ambos pies y se reparten por igual entre sus puntos de apoyo:

$$T_{i,y} = P_{i,y} = -T_{d,y} = -P_{d,y}$$

Cuando los tobillos no tienen la misma coordenada Y (es decir, cuando un pie está adelantado respecto al otro), la distribución se ajusta en función de la separación longitudinal entre ambos pies. Conforme aumenta esta separación, una parte mayor del momento respecto al eje Z es compensada por las componentes en X y disminuye la parte compensada mediante el par de componentes en Y.

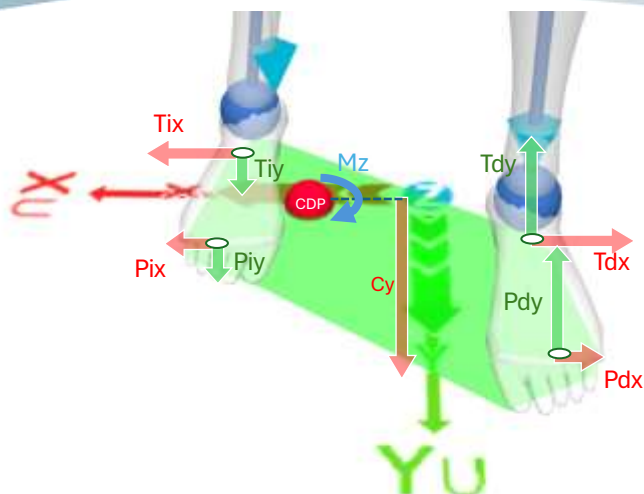


Figura 21: Distribución de reacciones horizontales frente a componentes en Y en las cargas externas.

El caso de una fuerza externa C_y con componente en Y se muestra en la Figura 21. En esta situación, la suma de las componentes en Y de las reacciones es igual y de sentido contrario a C_y . Las componentes en X tienen resultante nula y forman reacciones opuestas entre ambos pies:

$$T_{i,x} + P_{i,x} = -(T_{d,x} + P_{d,x})$$

Dentro de cada pie, las componentes se distribuyen entre el talón y la parte anterior de modo que el momento respecto al tobillo sea nulo. La magnitud del par formado por las componentes en X depende de la separación de los pies en el eje Y. Cuando ambos tobillos tienen la misma coordenada Y, estas componentes son nulas; su magnitud aumenta conforme crece la separación longitudinal entre los pies.

7.2 Fuerzas de reacción en los apoyos de los pies en monopdestación

Ergoniza Intelligent modeliza dos posibles zonas de contacto puntuales entre cada pie y el suelo. Cuando el modelo se encuentra en monopdestación y solo existe una zona de contacto entre el pie y el suelo, todas las reacciones se concentran en el único apoyo.

Cuando existen dos zonas de contacto, las reacciones verticales en el talón y la punta del pie contrarrestan las componentes verticales del peso del cuerpo y las cargas externas soportadas. Su distribución entre los apoyos depende de la posición relativa del Centro de Presiones como se ilustra en la Figura 22. La distribución será inversamente proporcional a las distancias entre cada apoyo y el punto O, siendo O el punto de intersección entre la línea que une los apoyos y una línea perpendicular a esta que pasa por el CDP.

Las fuerzas de reacción en los contactos tendrán componentes horizontales cuando las cargas externas soportadas también las tengan. El cálculo de las fuerzas de reacción horizontales se realiza de forma diferenciada para las componentes en X y en Y.

Cuando existen dos zonas de contacto, la distribución de las componentes horizontales debe satisfacer tanto el equilibrio de fuerzas como el equilibrio de momentos. La suma de las reacciones horizontales debe ser igual y de sentido contrario a la resultante horizontal de las fuerzas externas. Además, el momento producido por las cargas respecto al centro del pie debe quedar compensado por las reacciones para evitar el giro del pie.

Estas condiciones no determinan por sí solas una solución única. **Ergoniza Intelligent** descompone el cálculo en los ejes X e Y y distribuye entre ambas direcciones el momento alrededor del eje vertical en función de la orientación del pie. Cuando el eje longitudinal del pie coincide con el eje Y del modelo, el momento se compensa mediante las componentes en X de las reacciones del talón y de la punta del pie; cuando coincide con el eje X, se compensa mediante las componentes en Y. Para orientaciones intermedias, ambas contribuciones se combinan mediante una ponderación continua basada en el cuadrado del coseno del ángulo formado por el pie y el eje Y.

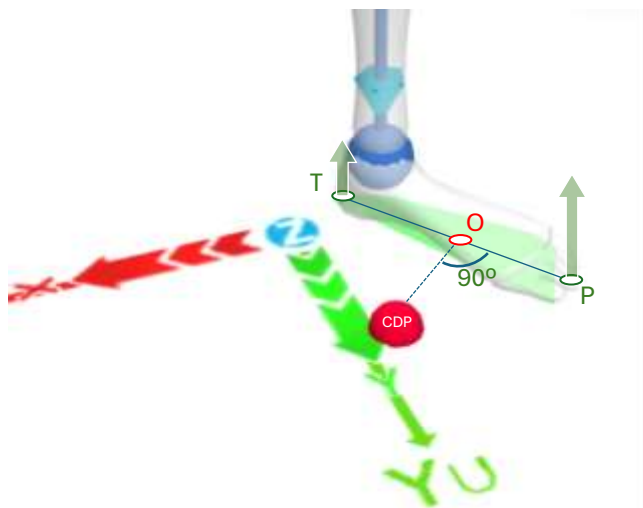


Figura 22: Componentes verticales de la reacción en los apoyos en monopdestación.

7.3 Deslizamiento parcial

Cómo se mostró en la Sección 6.1, cuando las cargas o fuerzas sostenidas incluyen componentes horizontales el mantenimiento de la postura requiere que estas compensadas por las fuerzas de fricción entre el calzado (u otro tipo de apoyo) y el suelo. La fuerza de rozamiento disponible debe ser igual o superior a la resultante de las componentes

horizontales de las cargas o fuerzas externas. En caso contrario, se producirá el deslizamiento del modelo y la postura no podrá mantenerse.

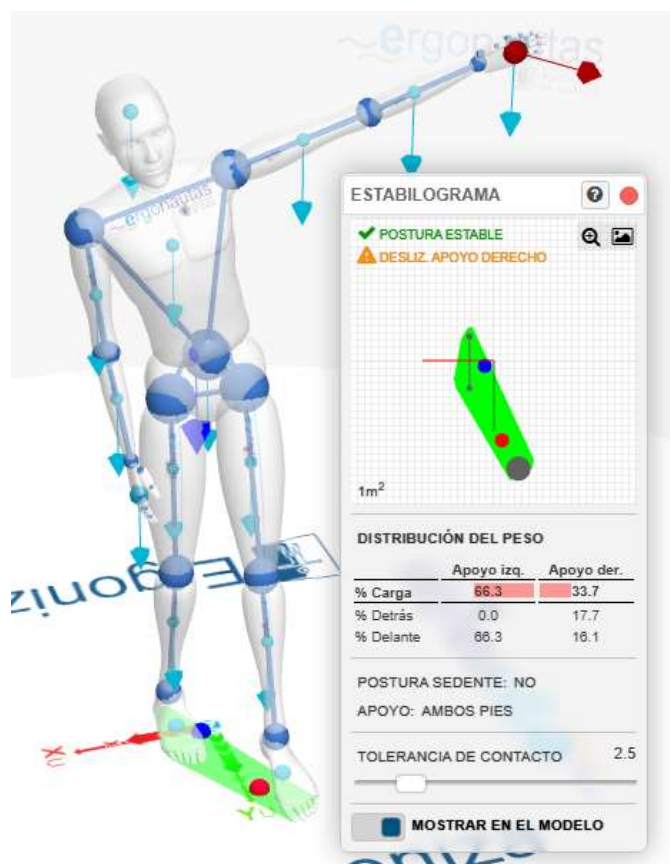


Figura 23: Deslizamiento parcial.

Tras calcular la distribución de las fuerzas de reacción en bipedestación, puede ocurrir que la resultante horizontal asignada a uno de los pies supere la fuerza máxima de rozamiento disponible en ese apoyo, aunque la capacidad conjunta de rozamiento de ambos apoyos sea suficiente para mantener la postura.

Ergoniza Intelligent comprueba esta situación calculando la fuerza máxima de rozamiento disponible en cada apoyo a partir de las componentes verticales de las reacciones y del coeficiente de rozamiento con el suelo, mediante la Ecuación 1 presentada en la Sección 6.1.

Cuando uno de los apoyos supera su límite de rozamiento, **Ergoniza Intelligent** transfiere al otro apoyo la parte de la reacción horizontal que este pueda asumir sin superar su propia capacidad de rozamiento. Esta corrección modifica la distribución de las componentes horizontales entre los pies, pero no la distribución vertical previamente calculada. Si la transferencia permite satisfacer el criterio global, el **Estabilograma** (Figura 23) muestra un aviso de deslizamiento

parcial que identifica el apoyo inicialmente afectado, aunque la postura puede mantenerse tras la redistribución.

Si el problema de deslizamiento en uno de los apoyos no puede compensarse redistribuyendo las cargas, se mostrará un aviso de deslizamiento global indicando que la postura no puede mantenerse.

7.4 Momentos de reacción en los apoyos de los pies

Los momentos de reacción pueden aparecer cuando las fuerzas concentradas calculadas en los apoyos no bastan por sí solas para satisfacer el equilibrio de momentos. **Ergoniza Intelligent** puede calcularlos tanto en bipedestación como en monopedestación. El caso más sencillo de interpretar se produce en monopedestación cuando el Centro de Presiones no se encuentra sobre la línea que une el talón y la parte anterior del pie.

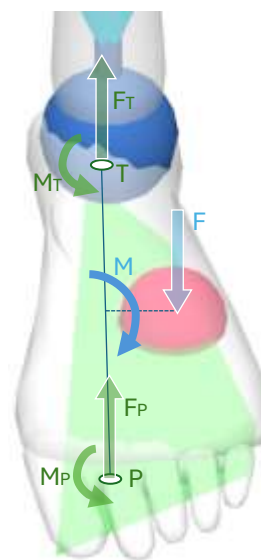


Figura 24: Momentos de reacción en los apoyos.

La Figura 24 muestra una situación de este tipo en la que el modelo se encuentra en una postura estable. El peso corporal y las componentes verticales de las fuerzas y cargas externas se modelizan mediante la fuerza resultante F , aplicada sobre el Centro de Presiones. Esta fuerza es contrarrestada por las reacciones F_p y F_t en la parte anterior y el talón. Asimismo, F genera un momento M alrededor del eje que une ambos apoyos, que debe ser compensado por los momentos de reacción M_p y M_t . **Ergoniza Intelligent** distribuye M entre ambos apoyos proporcionalmente a la fuerza de reacción vertical correspondiente, cumpliéndose además que $M_p + M_t = M$.

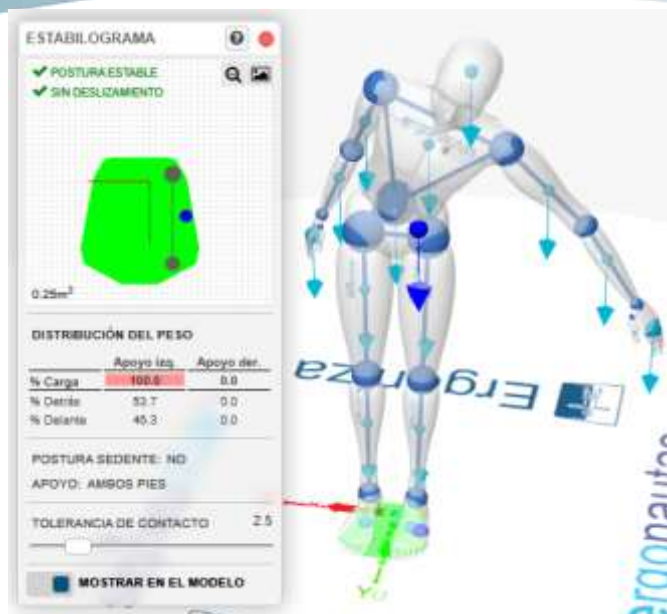


Figura 25: Monopedestación existiendo contacto de los dos pies con el suelo.

Es necesario recordar que Ergoniza Intelligent considera que el modelo se encuentra en monopedestación si existe contacto de un solo pie con el suelo o, si aun existiendo contacto de ambos pies, toda la carga es soportada por uno de ellos.

Esta última situación se ilustra en la Figura 25. El Estabilograma muestra que el Centro de Presiones (representado por el círculo azul) no está situado entre ambos pies, sino a la izquierda del pie izquierdo, por lo que toda la carga es soportada por este pie. Aunque el pie derecho permanece en contacto con el suelo, su reacción vertical es nula y no participa efectivamente en el soporte; por ello, el programa considera que se trata de una situación de monopedestación.

7.5 Apoyos en las rodillas

Ergoniza Intelligent detecta si una o ambas rodillas se apoyan sobre el suelo. Cuando esto ocurre, la forma de calcular las reacciones en los apoyos se modifica para considerar los nuevos puntos de contacto.

En la Figura 26 se muestra una postura en la que el modelo está apoyado sobre ambas rodillas y ambos pies. En esta situación, las reacciones aparecen en las rodillas y en una zona de contacto de cada pie. La forma de calcular su distribución es similar a la expuesta anteriormente, con la diferencia de que las rodillas actúan como apoyos delanteros y las zonas de contacto de los pies como apoyos traseros, como se muestra en la Figura 27. Sin embargo, la existencia de apoyos en las rodillas modifica el cálculo de las cargas articulares en los tobillos y las rodillas, como se explica en la Sección 8.2.2.3.



Figura 26: Modelo con apoyo en las rodillas y ambos pies.

Es necesario tener en cuenta algunas consideraciones cuando se produce el apoyo de las rodillas. El coeficiente de rozamiento empleado para calcular el posible deslizamiento en estos apoyos es el mismo que se haya definido para el contacto entre la suela del calzado y el suelo. Además, solo pueden existir dos zonas de apoyo por cada lado del cuerpo. Por ello, si la rodilla y el pie de una misma pierna están en contacto con el suelo, se consideran la rodilla y una sola zona del pie. Cuando están apoyados tanto la punta como el talón, el programa conserva la punta como zona de apoyo; si únicamente está apoyado el talón, utiliza este último. Esta simplificación no supone generalmente una limitación importante, dado que una postura con contacto simultáneo de la rodilla, la punta y el talón del mismo lado sería extremadamente forzada.

Cuando una rodilla se apoya sobre el suelo, es importante no confundir la fuerza de reacción ejercida por el suelo en el punto de contacto con la reacción interna de la articulación de la rodilla. En la situación representada en la Figura 27, C_r y C_p identifican los contactos de la rodilla y del pie, mientras que R_{CR} y R_{CP} representan las correspondientes fuerzas de reacción en esos apoyos. Por su parte, R_R representa la reacción transmitida a través de la articulación de la rodilla. Aunque el punto de contacto de la rodilla con el suelo y el centro articular se encuentran muy próximos, corresponden a elementos mecánicos diferentes y sus fuerzas pueden diferir considerablemente.

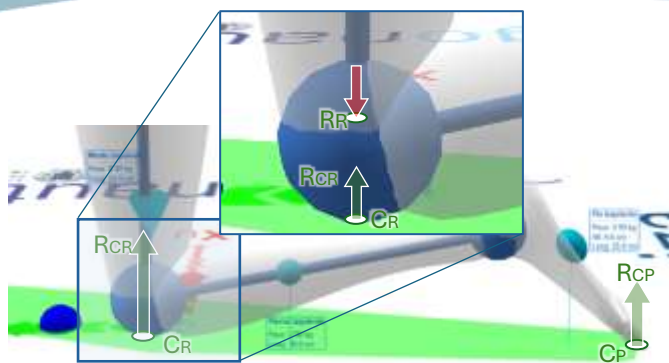


Figura 27: Reacción en los apoyos cuando existe contacto de las rodillas

La consideración de los apoyos en las rodillas puede dar lugar a otras situaciones, como que se encuentren apoyados ambos pies y una sola rodilla, como se muestra en la Figura 28, o ambas rodillas y un solo pie.



Figura 28: Modelo con apoyo en una rodilla y ambos pies.

7.6 Apoyos en las caderas

Ergoniza Intelligent detecta si existe apoyo de la pelvis sobre el suelo, en la zona correspondiente a las tuberosidades isquiáticas, como se muestra en la Figura 29. Cuando esto ocurre, la forma de calcular las reacciones en los apoyos se modifica de manera similar a la descrita en la Sección 7.5 para las rodillas. En este caso, los apoyos traseros se sitúan en las zonas de contacto de la pelvis (denominadas apoyos de las caderas) y los delanteros en una zona de contacto de cada pie.

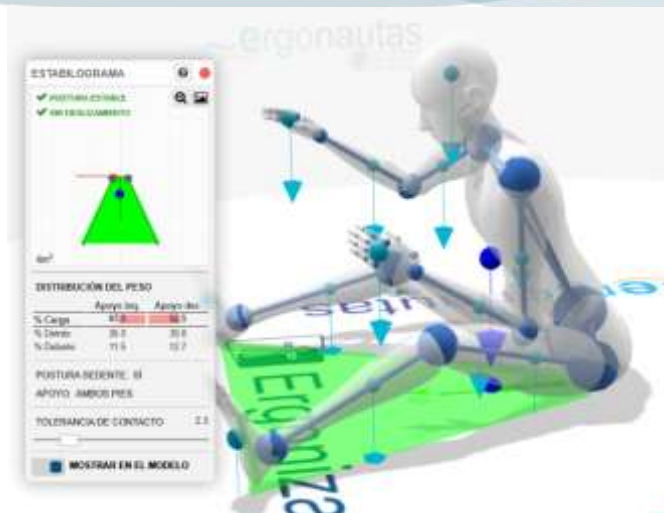


Figura 29: Modelo con apoyo en las caderas y ambos pies.

Las limitaciones expuestas para los apoyos de las rodillas también son aplicables a los apoyos de las caderas. El coeficiente de rozamiento empleado para calcular el posible deslizamiento es el mismo que se haya definido para el contacto entre la suela del calzado y el suelo. Además, solo pueden existir dos zonas de apoyo por cada lado del cuerpo. Por ello, si la cadera y el pie de una misma pierna están en contacto con el suelo, se consideran la cadera y una sola zona del pie. Cuando están apoyados tanto el talón como la punta, el programa conserva el talón como zona de apoyo; si únicamente está apoyada la punta, utiliza esta última. Esta simplificación no supone generalmente una limitación importante, dado que una postura con contacto simultáneo de la cadera, el talón y la punta del mismo lado sería extremadamente forzada y poco habitual.

Como en el caso de las rodillas, la fuerza de reacción ejercida por el suelo sobre la pelvis no debe confundirse con la reacción interna de la articulación de la cadera. El cálculo de las cargas articulares cuando existe apoyo de la cadera se explica en la Sección 8.2.2.5.

7.7 Modelización de la postura sedente en silla

Ergoniza Intelligent distingue entre la postura sedente sobre el suelo y la postura sedente sobre una silla. Esta diferenciación resulta necesaria porque, aunque en ambos casos la pelvis pueda encontrarse en una posición baja respecto al suelo, la naturaleza mecánica de los apoyos es diferente y, por tanto, también lo es la forma de calcular las reacciones en los apoyos y las cargas en las articulaciones inferiores.

Cuando el modelo se encuentra sentado sobre el suelo, las reacciones en los apoyos se calculan conforme a lo expuesto



en las Secciones 7.5 y 7.6 para los contactos de las rodillas y las caderas con el suelo. Sin embargo, cuando la postura corresponde a una sedestación en silla, **Ergoniza Intelligent** considera que parte del soporte del cuerpo es proporcionado por una superficie externa distinta del suelo: el asiento de la silla. En estas condiciones, aunque los pies puedan permanecer en contacto con el suelo, la distribución de las reacciones en los apoyos y la transmisión de cargas a través de la cadena cinemática inferior difieren de las de una bipedestación o de una postura arrodillada.

7.7.1 Detección de la postura sedente en silla

Ergoniza Intelligent considera que el modelo se encuentra sentado en una silla en dos circunstancias. La primera de ellas corresponde a una situación definida explícitamente por el usuario al activar la condición de postura sentada en la interfaz empleando el botón **Sentado** de la parte izquierda de la interfaz. La segunda emplea **detección automática** basada en la postura de los segmentos corporales, lo que permite identificar configuraciones compatibles con una sedestación convencional.

La detección automatizada de la postura sedente se puede activar o desactivar en el menú **Ajustes del modelo** de la parte derecha de la interfaz. La definición explícita mediante el botón **Sentado** tiene prioridad sobre la detección automática cuando ambas están activadas.

Cuando el botón **Sentado** no está activado y la detección automática se encuentra habilitada **Ergoniza Intelligent** analiza la configuración de la pelvis, el torso y las extremidades inferiores. Una posición de la pelvis y el torso compatible con la sedestación, junto con una flexión de ambas caderas próxima al ángulo recto, permite identificar automáticamente una postura sedente convencional.

Dentro de este procedimiento automático, si el programa detecta contacto bilateral de las caderas con el suelo, clasifica la postura como sedente sobre el suelo y no como sedente en silla. De este modo, dos posturas con una configuración angular similar, pero con condiciones de apoyo diferentes, pueden ser tratadas mediante modelos mecánicos distintos. Si la detección automática está desactivada y el botón **Sentado** no está activado, el programa no clasificará automáticamente la postura como sedente.

7.7.2 Contactos considerados en sedestación en silla

Cuando el modelo se encuentra en postura sedente en silla, **Ergoniza Intelligent** establece, a efectos del cálculo biomecánico, cuatro puntos de apoyo equivalentes: uno en

cada rodilla y otro en cada cadera. Los puntos situados en las rodillas no representan necesariamente contactos físicos de estas con una superficie, sino puntos de cálculo utilizados para modelizar la transmisión de carga hacia la parte delantera de cada lado del cuerpo.

El modelo asume, por tanto, dos zonas de apoyo en cada lado: un apoyo delantero localizado en la rodilla y un apoyo trasero localizado en la cadera, en la zona correspondiente a la tuberosidad isquiática. Esta simplificación permite utilizar el mismo marco general empleado para las demás situaciones de apoyo, representando los contactos mediante puntos y distribuyendo linealmente las componentes verticales de las reacciones entre ellos.

Los pies pueden seguir manteniéndose en contacto con el suelo y dicha circunstancia continúa siendo detectada por el sistema. No obstante, en la modelización de la postura sedente en silla, la existencia de contacto de los pies con el suelo no modifica la definición de los apoyos principales del lado, que quedan constituidos por la rodilla y la cadera correspondientes. La consideración del contacto de los pies se emplea posteriormente en el cálculo de las cargas articulares de tobillos, rodillas y caderas.

7.7.3 Distribución de las reacciones en los apoyos en sedestación en silla

En sedestación en silla, **Ergoniza Intelligent** calcula la distribución de las reacciones en los apoyos aplicando el mismo principio general expuesto en la Sección 7.1: la distribución de las componentes verticales de las reacciones depende de la posición relativa del **Centro de Presiones** respecto a la **Base de Soporte**. La diferencia reside en que, en este caso, la Base de Soporte se construye a partir de los apoyos delanteros y traseros de cada lado definidos por las rodillas y las caderas.

De este modo, la distribución entre el lado izquierdo y el derecho de la carga depende de la posición del Centro de Presiones respecto a los apoyos de ambos lados del cuerpo, mientras que la distribución delantera/trasera dentro de cada lado depende de la posición relativa del Centro de Presiones entre la rodilla y la cadera correspondientes. En consecuencia, **Ergoniza Intelligent** determina el porcentaje de carga soportado por el lado izquierdo y por el lado derecho y, dentro de cada lado, el porcentaje de reacción soportado por el apoyo delantero (rodilla) y el apoyo trasero (cadera).

Esta información se representa en el Estabilograma de forma análoga a la descrita en la Sección 7.8. En este caso, la parte delantera del apoyo corresponde a la rodilla y la parte trasera a la cadera. La huella mostrada por el sistema representa, por



tanto, el área definida por los apoyos de ambas rodillas y ambas caderas, en lugar de la superficie de contacto plantar empleada en la bipedestación.

7.7.4 Simplificaciones asumidas en la modelización de la sedestación

La postura sedente en silla introduce una situación biomecánica más compleja que la bipedestación o el apoyo directo sobre el suelo. En la realidad, el contacto entre el cuerpo y la silla no se produce en puntos, sino en superficies relativamente extensas: principalmente las tuberosidades isquiáticas, una parte variable de la cara posterior de los muslos y, en su caso, el respaldo. Además, el reparto de presiones depende del tipo de asiento, su deformabilidad, la postura del tronco y la posición de los pies.

Para hacer tratable el problema dentro del modelo biomecánico de *Ergoniza Intelligent* se introducen las siguientes simplificaciones:

Apoyos puntuales equivalentes.

La distribución real de presiones en el asiento se sustituye por apoyos puntuales localizados en las rodillas y en las caderas. Esta hipótesis permite mantener un esquema de cálculo homogéneo con el utilizado en el resto del modelo.

La distribución real de presiones entre el cuerpo y el asiento se sustituye por los apoyos puntuales equivalentes definidos en la Sección 7.7.2: un apoyo delantero en la rodilla y otro trasero en la cadera de cada lado. Esta hipótesis permite mantener un esquema de cálculo homogéneo con el utilizado en el resto del modelo.

Dos apoyos por cada lado del cuerpo.

Como en las demás situaciones consideradas por el sistema, cada lado del cuerpo se modeliza mediante un máximo de dos zonas de apoyo. En sedestación en silla estas zonas corresponden a la rodilla y la cadera del lado correspondiente.

Descarga parcial del muslo.

Cuando el modelo se encuentra sentado en una silla y el pie de una pierna está apoyado, *Ergoniza Intelligent* considera que una parte importante del peso del muslo es sostenida directamente por el asiento. En la formulación actual del modelo se asume que la silla soporta el 80 % del peso del muslo y que únicamente el 20 % restante contribuye a la fuerza de reacción transmitida a la cadera. Esta hipótesis representa de forma simplificada el apoyo de la cara posterior del muslo sobre el asiento y evita sobreestimar la fuerza transmitida a través de la articulación de la cadera.

Separación entre fuerzas de reacción y momentos articulares.

En sedestación en silla, *Ergoniza Intelligent* distingue entre la fuerza de reacción que aparece en la cadera como resultado del equilibrio global del modelo y el momento que debe ser soportado por la propia articulación. Esta separación es especialmente importante en posturas con apoyo de los pies, donde la existencia del asiento descarga parte de las sollicitaciones articulares.

En sedestación en silla, *Ergoniza Intelligent* calcula por separado la fuerza de reacción transmitida a través de la cadera y el momento soportado por la articulación. Cuando el pie correspondiente está apoyado, la cadera puede transmitir una fuerza distinta de cero necesaria para el equilibrio del modelo, mientras que su momento articular se considera nulo. Esta hipótesis se desarrolla con más detalle en la Sección 7.7.5.

7.7.5 Cargas articulares en las extremidades inferiores durante la sedestación en silla

Además de la modelización de los apoyos, la sedestación en silla requiere un tratamiento específico de las cargas en tobillos, rodillas y caderas. En este caso, *Ergoniza Intelligent* adopta las siguientes hipótesis de cálculo:

Tobillo y rodilla cuando el pie está apoyado.

Cuando el modelo está sentado en una silla y el pie de una pierna se encuentra apoyado en el suelo, *Ergoniza Intelligent* considera nulas tanto la fuerza de reacción articular como el momento en el tobillo y la rodilla de esa pierna. Esta simplificación no significa que la reacción externa en el apoyo plantar sea nula: dicha reacción se calcula para el equilibrio global del modelo y se muestra en la sección *Cargas de reacción en los apoyos*, pero, en esta situación de modelo sedente, no se transmite como carga articular a través del tobillo y la rodilla. El apoyo del pie y el soporte del asiento se consideran suficientes para descargar ambas articulaciones.

Tobillo y rodilla cuando el pie no está apoyado.

Cuando el modelo está sentado en una silla y el pie de una pierna no se encuentra apoyado en el suelo, esa extremidad se considera, a efectos biomecánicos, como una pierna en el aire. En esta situación, la fuerza y el momento del tobillo se calculan a partir del peso del pie y de las cargas aplicadas sobre él. La rodilla incorpora, además, el peso y las cargas correspondientes a la pantorrilla. El cálculo sigue el procedimiento empleado para las extremidades inferiores sin apoyo, pero sin transmitir a esa extremidad las cargas procedentes de la parte superior del cuerpo.



Cadera cuando el pie está apoyado.

Cuando el modelo está sentado en una silla y el pie de una pierna se encuentra apoyado, **Ergoniza Intelligent** mantiene en la cadera la fuerza de reacción correspondiente al equilibrio del sistema, pero considera nulo el momento articular de dicha cadera. Esta simplificación responde a la hipótesis de que la presencia simultánea del asiento y del apoyo plantar descarga la articulación de la cadera de la necesidad de generar un momento significativo para sostener la postura. En esta situación, por tanto, la cadera transmite fuerza, pero no momento.

Cadera cuando el pie no está apoyado.

Cuando el pie de una pierna no está apoyado, la cadera correspondiente se calcula siguiendo la rama del modelo sin apoyo de la extremidad inferior, considerando la contribución del propio miembro inferior y, en su caso, las cargas aplicadas sobre él, pero excluyendo la influencia directa de la parte superior del cuerpo. De este modo se evita atribuir a dicha cadera solicitaciones que, en una postura sedente, son soportadas por el asiento.

7.7.6 Consideración del respaldo de la silla

Ergoniza Intelligent permite considerar también la existencia de respaldo en la silla. El apoyo posterior del tronco modifica la transmisión de cargas entre el cuerpo y la silla. Estudios experimentales con apoyos lumbares ajustables han observado cambios en la distribución de las cargas, una reducción de la actividad muscular lumbar y un mejor mantenimiento de la lordosis lumbar durante la sedestación⁸.

Ergoniza Intelligent permite indicar que el tronco está apoyado en un respaldo mediante el control **Respaldo**, situado en el panel **Ajustes del modelo** de la parte derecha de la interfaz. Esta opción solo debe activarse cuando el modelo se encuentra sentado en una silla y el tronco está realmente apoyado sobre el respaldo.

Cuando el respaldo está activado y la postura ha sido identificada como sedestación en silla, **Ergoniza Intelligent** analiza por separado las componentes locales del momento lumbar. Si la componente de flexión-extensión corresponde a un esfuerzo de flexión que puede ser descargado mediante el apoyo posterior, el sistema considera que dicha componente es soportada por el respaldo y la hace nula. Las componentes de lateralización y rotación no se modifican.

El mismo criterio se aplica de forma independiente a la componente de flexión-extensión del momento calculado en la articulación L4/L5. A partir del momento L4/L5 corregido, **Ergoniza Intelligent** calcula la actividad muscular, la fuerza de compresión y las fuerzas cortantes en el disco intervertebral. La compresión no se hace nula, pues siguen actuando el peso de los segmentos corporales, las cargas externas y las fuerzas musculares necesarias para equilibrar las componentes de lateralización y rotación. El procedimiento general empleado para calcular estos resultados se desarrolla en la Sección 12.

Cuando la componente de flexión-extensión corresponde a extensión (una situación en la que el tronco no tiende a reposar sobre el respaldo), el sistema no aplica ninguna descarga. Tampoco modifica los resultados si el respaldo está desactivado o si la postura corresponde a una sedestación sobre el suelo.

Este planteamiento pretende representar de forma simplificada el efecto de descarga proporcionado por el respaldo en posturas sedentes con apoyo posterior del tronco, evitando atribuir a la musculatura del tronco esfuerzos que son, en realidad, asumidos por la estructura de la silla. El modelo no calcula explícitamente la fuerza ejercida por el respaldo ni su punto de aplicación. Por tanto, la activación del respaldo no altera las fuerzas de reacción ni su distribución entre los demás apoyos. Su efecto se representa exclusivamente mediante la descarga de la componente local de flexión de los momentos lumbares.

7.7.7 Alcance y limitaciones del modelo en postura sedente

La modelización de la postura sedente en silla implementada en **Ergoniza Intelligent** debe entenderse como una aproximación biomecánica simplificada. Su objetivo es ofrecer una representación operativa y coherente con el resto del sistema, manteniendo la posibilidad de analizar la estabilidad, la distribución de las reacciones en los apoyos y las cargas articulares.

Sin embargo, esta modelización no reproduce todos los fenómenos mecánicos reales asociados a la interacción entre el cuerpo y una silla. En particular:

- no se representa de forma continua la distribución de presiones sobre el asiento o el respaldo;
- no se modeliza explícitamente la deformación del asiento ni de los tejidos blandos;

⁸ Mohsen Makhssous et al., "Sitting with Adjustable Ischial and Back Supports: Biomechanical Changes," *Spine* 28, no. 11 (2003): 1121–22, doi:10.1097/01.BRS.0000068243.63203.A8.

- no se consideran diferencias geométricas o mecánicas entre distintos tipos de sillas;
- la descarga parcial del muslo sobre el asiento se representa mediante una hipótesis simplificada fija;
- no se calcula la fuerza de reacción ejercida por el respaldo ni su punto de aplicación; su efecto se representa exclusivamente mediante la descarga de la componente de flexión de los momentos lumbares.

Por ello, los resultados obtenidos deben interpretarse como una estimación biomecánica razonable de la postura sedente en silla, útil para la evaluación ergonómica comparativa y el análisis de tendencias, pero no como una representación exacta de la interacción mecánica real entre el cuerpo y el mobiliario.

7.8 Estabilograma y distribución de las reacciones en los apoyos

Ergoniza Intelligent ofrece los resultados del cálculo de las reacciones en los apoyos en la sección **Cargas de reacción en los apoyos** del cuadro **Esfuerzo** y en la herramienta **Estabilograma** (Figura 30). La primera muestra la distribución de las fuerzas, expresadas en newtons (N), y de los momentos de reacción, expresados en newtons metro (N·m), entre el apoyo izquierdo y el derecho y entre la parte delantera y trasera de cada apoyo.

La interpretación de las partes delantera y trasera depende del tipo de apoyo. Cuando el apoyo se produce en los pies, la parte delantera corresponde a la parte anterior del pie y la trasera al talón. Cuando una pierna se apoya simultáneamente en una rodilla y en el pie, la parte delantera corresponde a la rodilla y la trasera a la parte anterior del pie. En la modelización de la sedestación en silla, el apoyo delantero equivalente corresponde a la rodilla y el trasero a la cadera del mismo lado.

En el ejemplo de la Figura 30, los apoyos corresponden a los pies y las fuerzas de reacción solo tienen componente vertical, dado que el modelo no soporta cargas con componentes horizontales. En este caso concreto, la distribución de las fuerzas respecto al Centro de Presiones permite satisfacer el equilibrio sin que aparezcan momentos de reacción en los apoyos.

En la parte inferior de la sección **Cargas de reacción en los apoyos** se muestran también los **Momentos residuales**, que en el ejemplo de la Figura 30 son nulos. Los momentos residuales serán tratados en la Sección 8.3.

El Estabilograma muestra la posición del Centro de Presiones, representado mediante un círculo azul, respecto a la Base de Soporte. También representa los puntos de apoyo y la

geometría que delimita dicha base. El tamaño de los marcadores asociados a los puntos de apoyo es proporcional a la reacción soportada por cada uno de ellos.

Bajo el gráfico se muestra la distribución porcentual de la carga entre el apoyo izquierdo y el derecho, así como su distribución interna entre las partes delantera y trasera. La interpretación de estas zonas depende del tipo de apoyo, conforme a lo indicado anteriormente.

Ergoniza Intelligent estima el contacto físico de los pies, las rodillas y las caderas con el suelo a partir de su distancia respecto a este. El control **Tolerancia de contacto** permite establecer la distancia máxima a partir de la cual se considera que existe contacto. En la sedestación en silla, los apoyos equivalentes de las rodillas y las caderas se establecen conforme al modelo descrito en la Sección 7.7, mientras que el contacto de los pies con el suelo continúa determinándose a partir de su posición.



Figura 30: Estabilograma y distribución de la carga de reacción en los apoyos.

8 CÁLCULO DE CARGAS ARTICULARES

Al sostener una postura, las articulaciones deben soportar las cargas originadas por el peso de los segmentos corporales y por las fuerzas, los pesos o los momentos externos aplicados al modelo. Estas cargas se transmiten a lo largo de las cadenas cinemáticas y se manifiestan en las articulaciones en forma de fuerzas y momentos.

Para que exista equilibrio (considerando que la postura se mantiene estática), en las articulaciones aparecerán fuerzas y momentos reactivos de igual magnitud y sentido contrario al de las cargas que soporta.

Para que exista equilibrio, considerando que la postura se mantiene estática, la suma de las fuerzas y de los momentos

debe ser nula. Por ello, en cada articulación aparecen una fuerza y un momento reactivos de igual magnitud y sentido contrario a la resultante de las cargas transmitidas por los segmentos corporales.

El momento generado por una fuerza respecto a una articulación se obtiene mediante el producto vectorial entre el vector de posición que va desde la articulación hasta el punto de aplicación de la fuerza y el vector fuerza. A partir de esta relación y de las ecuaciones de equilibrio, *Ergoniza Intelligent* calcula las fuerzas y los momentos transmitidos por cada articulación.

En la Figura 31 se toman como ejemplo las articulaciones de la muñeca y el codo. Sobre la mano actúan la carga externa (C) y su peso propio (Pp_m). Para simplificar la representación, ambas fuerzas se consideran aplicadas en el centro de gravedad de la mano (CdG_m).

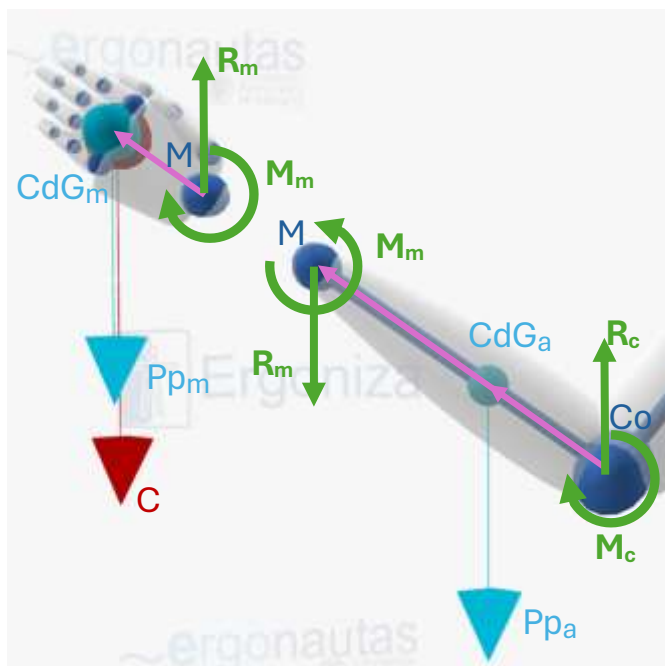


Figura 31: Cálculo de las fuerzas y los momentos transmitidos por las articulaciones de la muñeca y el codo.

En las ecuaciones siguientes, $\vec{r}_{A \rightarrow B}$ representa el vector de posición que va desde el punto A hasta el punto B. Para realizar el cálculo se emplean las resultantes de fuerza y momento transmitidas desde el segmento distal hacia el proximal; las reacciones que mantienen el equilibrio tienen el mismo módulo y sentido contrario. En la muñeca, la resultante de fuerza R_m es la suma de la carga externa C y del peso propio de la mano Pp_m , mientras que M_m se obtiene sumando los momentos que ambas fuerzas producen respecto a la articulación. Estas relaciones se expresan en la Ecuación 2.

$$\vec{R}_m = \vec{C} + \vec{Pp}_m$$

$$\vec{M}_m = \vec{r}_{M \rightarrow CdG_m} \times \vec{C} + \vec{r}_{M \rightarrow CdG_m} \times \vec{Pp}_m$$

Ecuación 2

Para calcular la fuerza R_c y el momento M_c transmitidos por el codo se sigue un procedimiento similar, analizando ahora el antebrazo. Sobre este segmento actúan la carga transmitida por la mano a través de la muñeca, el peso propio del antebrazo (Pp_a) y el momento transmitido por la muñeca (M_m).

Suponiendo de nuevo que la postura se mantiene estática, y aplicando las leyes de equilibrio, puede conocerse el valor de R_c y M_m aplicando la Ecuación 3.

Al aplicar las ecuaciones de equilibrio al antebrazo, la resultante de fuerza R_c se obtiene sumando la carga transmitida por la muñeca y el peso propio del antebrazo. El momento M_c incorpora, además, el momento transmitido por la muñeca y los momentos que ambas fuerzas producen respecto al codo. Estas relaciones se expresan en la Ecuación 3.

$$\vec{R}_c = \vec{R}_m + \vec{Pp}_a$$

$$\vec{M}_c = \vec{M}_m + \vec{r}_{Co \rightarrow M} \times \vec{R}_m + \vec{r}_{Co \rightarrow CdG_a} \times \vec{Pp}_a$$

Ecuación 3

Este procedimiento puede aplicarse sucesivamente a toda la cadena cinemática. Una vez conocidas la fuerza y el momento transmitidos por el codo pueden calcularse los correspondientes al hombro y continuar de la misma forma con las articulaciones situadas más próximas al tronco.

8.1 Cargas en las articulaciones superiores

Ergoniza Intelligent comienza el cálculo de las cargas articulares en las muñecas. Posteriormente, aplica el procedimiento descrito en el apartado anterior para calcular las cargas transmitidas por los codos y los hombros. En cada paso se incorporan el peso propio del segmento correspondiente y las cargas externas que actúan sobre él. Finalmente, el cálculo de las cargas en la articulación L5/S1 combina las fuerzas y los momentos transmitidos por ambos hombros con el peso del torso y de la cabeza, así como con las cargas externas aplicadas al torso, la cabeza, el cuello o los miembros superiores.

8.2 Cargas en las articulaciones inferiores

El cálculo de las cargas en las articulaciones inferiores (caderas, rodillas y tobillos) depende de los apoyos detectados. *Ergoniza Intelligent* distingue entre el modelo sin

apoyo, el apoyo unilateral, el apoyo bilateral y la sedestación en una silla. Además, adapta la secuencia de cálculo en función de que el contacto se produzca mediante los pies, las rodillas, las caderas o el asiento.

8.2.1 Cargas en las articulaciones inferiores en modelo sin apoyo

Cuando no existe contacto con el suelo el modelo se encuentra en desequilibrio dado que no existen fuerzas de reacción en los apoyos que contrarresten el efecto de la gravedad.

En estas condiciones no puede realizarse un análisis estático del cuerpo completo. Sin embargo, **Ergoniza Intelligent** calcula y muestra las cargas articulares suponiendo que la pelvis permanece fija en el espacio. Los resultados obtenidos son equivalentes a los de una situación en la que el modelo se mantiene estático mediante una sujeción rígida aplicada en la pelvis, circunstancia que debe tenerse en cuenta al interpretarlos.

Cuando el modelo permanece sin apoyo, las cargas en las muñecas, los codos, los hombros y la articulación L5/S1 se calculan de la forma expuesta en la Sección 8.1. Las cargas en las articulaciones inferiores se calculan de forma análoga, pero comenzando en los tobillos y ascendiendo por las rodillas hasta las caderas.

Esta fijación virtual de la pelvis interrumpe la transmisión de cargas entre el tronco y los miembros inferiores. Por ello, las fuerzas y los momentos calculados en la articulación L5/S1 no se transmiten a las caderas, y las cargas de cada pierna se calculan de manera independiente.

8.2.2 Cargas en las articulaciones inferiores en modelo con apoyo

Cuando existen apoyos, el procedimiento de cálculo depende del número y del tipo de contactos detectados. En primer lugar, se distingue entre apoyo unilateral y bilateral. Posteriormente, la secuencia de cálculo se adapta en función de que el contacto se produzca mediante los pies, las rodillas o las caderas. La sedestación sobre una silla se trata mediante un procedimiento específico.

Cuando existe un apoyo unilateral (por ejemplo, en monopdestación) uno de los lados del cuerpo no transmite ninguna reacción al suelo. En consecuencia, las cargas procedentes de la parte superior del cuerpo y del miembro inferior no apoyado deben transmitirse a través del lado apoyado hasta el punto de contacto.

Las cargas procedentes de la parte superior del cuerpo y del miembro inferior no apoyado confluyen en la pelvis. A partir de ella, el cálculo continúa descendiendo por el miembro apoyado, como se muestra en la Figura 32 (A). Cuando el apoyo se produce en el pie, la secuencia atraviesa la cadera, la rodilla y el tobillo. Si el apoyo se produce en la rodilla o en la cadera, la cadena termina en esa zona de contacto. Finalmente, las cargas de la articulación conectada al apoyo permiten determinar las reacciones correspondientes.

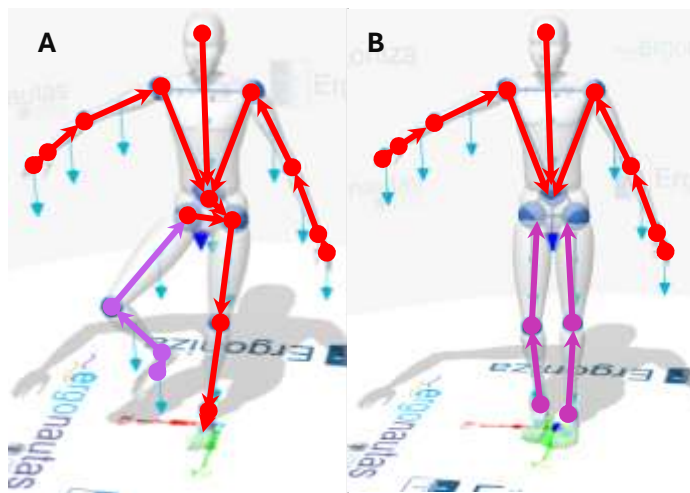


Figura 32: Secuencia de cálculo de las cargas articulares en monopdestación (A) y bipedestación (B).

Cuando el modelo se encuentra en bipedestación, ambas piernas están en contacto con el suelo y las cargas procedentes de la parte superior del cuerpo deben distribuirse entre ellas. En estas circunstancias, las ecuaciones de equilibrio no bastan por sí solas para determinar cómo se reparten todas las reacciones entre los dos miembros inferiores. El sistema es, por tanto, hiperestático y requiere un procedimiento adicional para calcular las cargas articulares.

En el apoyo bilateral, **Ergoniza Intelligent** comienza determinando las fuerzas y los momentos de reacción en los apoyos mediante el procedimiento descrito en la Sección 7. Para ello utiliza la posición del Centro de Presiones respecto a la Base de Soporte y la distribución de las cargas externas. Cuando únicamente actúan los pesos de los segmentos corporales, la posición de la resultante se obtiene a partir del Centro de Masa Corporal. Una vez conocidas las reacciones en los apoyos, el programa calcula las cargas en los tobillos, las rodillas y, finalmente, las caderas. El cálculo se realiza, por tanto, desde los apoyos hacia la pelvis, como se muestra en la Figura 32 (B).

La forma concreta de realizar el cálculo está condicionada por el tipo de apoyo. Los apartados siguientes describen los procedimientos aplicados cuando el contacto se produce

mediante los pies, las rodillas o las caderas, así como las particularidades asociadas a las posturas con flexión extrema.

Cuando el modelo se encuentra sentado en una silla, el asiento actúa como un apoyo adicional de la pelvis. **Ergoniza Intelligent** aplica entonces un procedimiento específico que tiene en cuenta si cada pie está o no en contacto con el suelo y adapta la transmisión de las cargas por las articulaciones de los miembros inferiores. El modelo empleado para representar el apoyo sobre el asiento y el respaldo se describe en la Sección 7.7.6.

8.2.2.1 Cálculo de las cargas en los tobillos con apoyo en los pies

Cuando el apoyo del lado analizado se produce únicamente mediante el pie, sin que exista contacto simultáneo de la rodilla o la cadera con el suelo, las reacciones conocidas en los apoyos del pie permiten calcular la carga en el tobillo. Siguiendo la notación mostrada en la Figura 33, esta carga está formada por la fuerza F_{Tob} , con componentes F_{Tobx} , F_{Toby} , F_{Tobz} , y el momento M_{Tob} (M_{Tobx} , M_{Toby} , M_{Tobz}). Al tratarse de un sistema estático, la suma de las fuerzas y de los momentos que actúan sobre el pie debe ser nula.

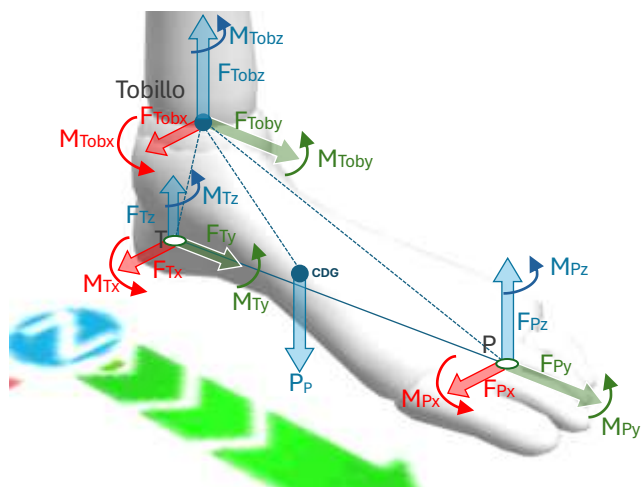


Figura 33: Cálculo de las cargas en el tobillo.

Para establecer el equilibrio de momentos respecto al tobillo se consideran los momentos generados por la reacción en el talón (F_T), la reacción en la parte anterior del pie (F_P) y el peso propio del pie (P_P). También se incorporan, cuando existen, los momentos de reacción calculados en los apoyos del talón y de la parte anterior del pie, representados respectivamente por M_P y M_T . Estas condiciones de equilibrio se expresan en la Ecuación 4.

$$\overrightarrow{F_{Tob}} + \overrightarrow{F_T} + \overrightarrow{F_P} + \overrightarrow{P_P} = \vec{0}$$

$$\overrightarrow{M_{Tob}} + \vec{r}_{Tob \rightarrow T} \times \overrightarrow{F_T} + \vec{r}_{Tob \rightarrow P} \times \overrightarrow{F_P} + \vec{r}_{Tob \rightarrow CDG} \times \overrightarrow{P_P} + \overrightarrow{M_T} + \overrightarrow{M_P} = \vec{0}$$

Ecuación 4

8.2.2.2 Cálculo de las cargas en las rodillas y las caderas con apoyo en los pies

Cuando los apoyos se producen exclusivamente en los pies, una vez conocidas las fuerzas y los momentos transmitidos por los tobillos pueden calcularse las cargas en las rodillas siguiendo el mismo procedimiento mostrado al comienzo de la Sección 8. Para ello se incorporan la carga transmitida por el tobillo, el peso propio de la pierna y las posibles cargas externas aplicadas sobre este segmento. A continuación, las cargas calculadas en las rodillas, junto con el peso de los muslos y las cargas externas correspondientes, permiten obtener las cargas en las caderas. El cálculo avanza, por tanto, desde los apoyos hacia la pelvis aplicando sucesivamente las ecuaciones de equilibrio.

8.2.2.3 Cálculo de las cargas en los tobillos y las rodillas cuando existe apoyo de rodilla

Como se explicó en la Sección 7.5, **Ergoniza Intelligent** detecta el contacto de las rodillas con el suelo y calcula las fuerzas de reacción correspondientes. Cuando existe este tipo de contacto, las cargas articulares ya no dependen únicamente de las reacciones en los apoyos del pie, sino también de la reacción ejercida por el suelo sobre la rodilla. Por ello, el cálculo de las cargas en el tobillo y en la rodilla difiere del procedimiento descrito en las Secciones 8.2.2.1 y 8.2.2.

La Figura 34 muestra, como ejemplo, una pierna apoyada simultáneamente sobre la rodilla y sobre la parte anterior del pie. El mismo procedimiento puede aplicarse al lado contrario y a otras configuraciones equivalentes. Para facilitar la interpretación, la figura representa únicamente las fuerzas de reacción en los apoyos y las cargas articulares; los momentos no se han incluido.

En la situación representada aparecen dos fuerzas de reacción: R_R aplicada en el apoyo de la rodilla, y R_P aplicada en la parte anterior del pie. La carga F_T calculada en el tobillo debe equilibrar la reacción R_P y el peso propio del pie (P_{PIE}). El momento en el tobillo se obtiene considerando los momentos que estas fuerzas producen respecto a la articulación y, cuando corresponda, los momentos de reacción calculados en los apoyos.

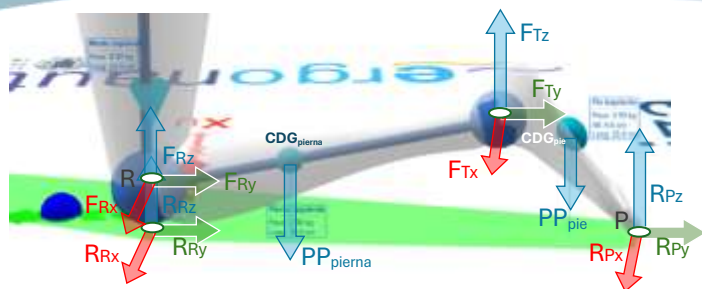


Figura 34: Fuerzas consideradas en el cálculo de las cargas del tobillo y la rodilla cuando existe apoyo de rodilla.

La fuerza F_R calculada en la rodilla debe equilibrar la carga transmitida por el tobillo, el peso propio de la pierna (PP_{pierna}) y la reacción (R_R) ejercida por el suelo sobre la rodilla. En la simplificación empleada por **Ergoniza Intelligent**, R_R se considera aplicada en el centro de la articulación y no genera momento respecto a ella. El momento en la rodilla se obtiene a partir del momento transmitido por el tobillo y de los momentos producidos por la carga del tobillo y el peso propio de la pierna.

8.2.2.4 Tratamiento del momento articular en la rodilla cuando existe flexión extrema de la pierna

En una situación en la que existe contacto con el suelo, de los pies y/o las rodillas y la flexión de las piernas sobre los muslos es extrema, existe apoyo de los muslos sobre las piernas. Debido a este apoyo, los músculos de la articulación de la rodilla no necesitan vencer el momento correspondiente a las cargas situadas por encima en la cadena cinemática.

Cuando el pie está apoyado en el suelo y la flexión de la rodilla es muy elevada, **Ergoniza Intelligent** supone que la parte posterior del muslo entra en contacto con la pierna y proporciona un apoyo pasivo. Bajo esta simplificación, el momento generado por las cargas situadas por encima de la rodilla no se atribuye a la musculatura que actúa sobre la articulación. El contacto entre el muslo y la pierna se infiere a partir del ángulo de flexión y de la existencia de apoyo del pie.

La Figura 35 muestra dos configuraciones compatibles con esta simplificación. En la imagen principal, el modelo adopta una postura en cuclillas en la que la parte posterior de los muslos puede apoyarse sobre las piernas. La imagen de detalle muestra que esta situación también puede coexistir con el apoyo de las rodillas sobre el suelo, siempre que se mantenga el contacto correspondiente del pie.

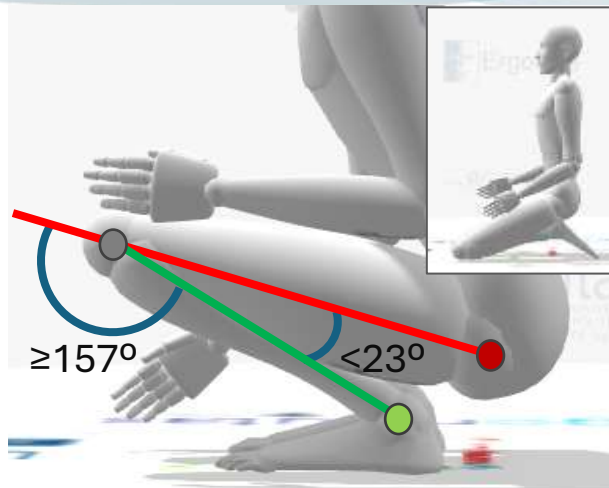


Figura 35: Situaciones de flexión extrema en las que el modelo anula el momento articular de la rodilla.

Cuando el pie está en contacto con el suelo y el ángulo de flexión de la rodilla es superior a 157° , **Ergoniza Intelligent** hace nulo el momento articular calculado en la rodilla. Esta condición puede coexistir con el apoyo de la propia rodilla sobre el suelo. La fuerza articular no se anula y continúa calculándose mediante las ecuaciones de equilibrio.

Aunque **Ergoniza Intelligent** anule el momento de carga en esta situación es conveniente analizar con cuidado esta postura. La anulación del momento es una simplificación del modelo y no significa que la rodilla quede descargada. La fuerza articular continúa actuando y no se calculan de forma explícita las presiones de contacto ni la distribución local de cargas sobre el cartílago, los meniscos o los ligamentos.

Los estudios epidemiológicos han encontrado una asociación entre la exposición acumulada a tareas realizadas de rodillas o en cuclillas y una mayor frecuencia de artrosis sintomática de rodilla. Esta asociación puede ser más importante cuando dichas posturas se mantienen o repiten durante periodos prolongados y se combinan con la manipulación de cargas adicionales⁹.

En consecuencia, un momento articular nulo en este caso no debe interpretarse como ausencia de carga ni de riesgo ergonómico. La fuerza calculada en la rodilla y los resultados de los métodos de valoración postural deben considerarse conjuntamente al analizar este tipo de posturas.

⁹ A. Klusmann et al., "Individual and Occupational Risk Factors for Knee Osteoarthritis: Results of a Case-Control Study in Germany," *Arthritis Research and Therapy* 12, no. 3 (2010): R88, doi:10.1186/ar3015; A. Seidler et al., "The Role of Cumulative

Physical Work Load in Symptomatic Knee Osteoarthritis - A Case-Control Study in Germany," *Journal of Occupational Medicine and Toxicology* 7, no. 1 (2008): 21, doi:10.1186/1745-6673-3-14.

8.2.2.5 Cálculo de las cargas en las articulaciones inferiores cuando existe apoyo de cadera

Cuando la cadera del lado analizado entra en contacto con el suelo, aparece en ese punto una fuerza de reacción que modifica el cálculo de las cargas en las articulaciones inferiores correspondientes. El procedimiento difiere del descrito para el apoyo exclusivo de los pies en las secciones 8.2.2.1 y 8.2.2.2 y es análogo al empleado cuando existe apoyo de rodilla, descrito en la Sección 8.2.2.3.

La Figura 36 muestra, como ejemplo, una pierna apoyada simultáneamente sobre el talón y la cadera. El mismo procedimiento puede aplicarse al lado contrario y a otras configuraciones equivalentes. Para facilitar la interpretación, la figura representa las fuerzas de reacción en los apoyos y las cargas articulares; los momentos no se han incluido.

En la situación representada aparecen dos fuerzas de reacción: R_T , aplicada en el talón, y R_C , aplicada en la cadera. Ambas se representan mediante sus componentes en X, Y y Z. También se muestran las fuerzas articulares calculadas en el tobillo, la rodilla y la cadera.

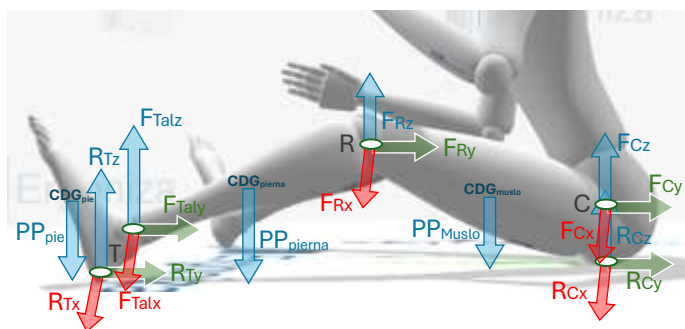


Figura 36: Fuerzas consideradas en el cálculo de las cargas del tobillo, la rodilla y la cadera cuando existe apoyo de cadera.

La carga en el tobillo, F_{Tal} , corresponde, en esta situación, al peso del peso propio del pie (PP_{pie}) más la reacción en el talón R_T (considerando que ambos tienen signos contrarios). El momento de reacción en el tobillo (no representado en la imagen) será el momento provocado en el tobillo por R_T y PP_{pie} .

La fuerza articular F_{Tal} calculada en el tobillo debe equilibrar la reacción R_T ejercida por el suelo sobre el talón y el peso propio del pie, PP_{pie} . El momento en el tobillo se obtiene considerando los momentos que estas fuerzas producen respecto a la articulación. Al resultado se incorporan, cuando corresponda, los momentos residuales descritos en la Sección 8.3.

La fuerza articular F_R calculada en la rodilla debe equilibrar la carga transmitida por el tobillo, el peso propio de la pierna, PP_{pierna} , y las posibles cargas externas aplicadas sobre este segmento. El momento en la rodilla se obtiene a partir del

momento transmitido por el tobillo y de los momentos que dichas fuerzas producen respecto a la articulación.

Finalmente, la fuerza articular F_C calculada en la cadera debe equilibrar la carga transmitida por la rodilla, el peso propio del muslo, PP_{muslo} , las posibles cargas externas aplicadas sobre este segmento y la reacción R_C ejercida por el suelo sobre la cadera. *Ergoniza Intelligent*, considera R_C aplicada en el centro de la articulación y, por tanto, no genera momento respecto a ella. El momento en la cadera se obtiene a partir del momento transmitido por la rodilla y de los momentos producidos por las restantes fuerzas.

8.3 Momentos residuales

Cuando la sustentación se distribuye entre ambos lados del cuerpo, *Ergoniza Intelligent* calcula las cargas de la cadena superior comenzando en las muñecas y avanzando sucesivamente por los codos, los hombros y la articulación L5/S1. Este procedimiento permite determinar la fuerza y el momento transmitidos a la pelvis desde la parte superior del cuerpo.

Independientemente, las cargas de la cadena inferior se calculan a partir de las fuerzas de reacción determinadas en los apoyos con el suelo, según el procedimiento descrito en la Sección 7. El cálculo avanza desde los tobillos hacia las rodillas y las caderas, como se muestra en la Figura 32 (B), y permite determinar las acciones transmitidas a la pelvis desde las extremidades inferiores.

En condiciones de equilibrio estático, el momento resultante en la pelvis obtenido desde la cadena superior debe ser compatible con el obtenido desde las extremidades inferiores. Sin embargo, la distribución de las reacciones entre los distintos apoyos y las simplificaciones empleadas para representar los contactos pueden producir una discrepancia entre ambos resultados. *Ergoniza Intelligent* utiliza esta diferencia para determinar los momentos residuales. Para el giro alrededor del eje vertical también se considera el momento producido por las componentes horizontales de las fuerzas externas.

Una vez calculados, los momentos residuales se distribuyen entre las zonas de apoyo activas en proporción a la parte de la carga total soportada por cada una. Estos momentos se incorporan al cálculo de las articulaciones inferiores para cerrar el equilibrio global del modelo. No representan nuevas cargas externas medidas, sino términos de compensación derivados del procedimiento de cálculo. Sus valores se muestran en la sección **Momentos residuales** del cuadro de cargas de reacción en los apoyos (Figura 30) descrito en la Sección 7.8.

8.4 Cargas articulares

Ergoniza Intelligent muestra en la sección **Cargas articulares** del cuadro **Esfuerzo** (Figura 37) las componentes X, Y y Z de la fuerza resultante y del momento que actúan en cada articulación en las condiciones del análisis. Las fuerzas se expresan en newtons y los momentos en newtons metro.

ESFUERZO						
CARGAS ARTICULARES						
MODELO	Momentos (N·m)			Fuerzas (N)		
Articulación	X	Y	Z	X	Y	Z
Muñeca izq.	-0.3	0.1	0.0	0	0.0	-4.2
Muñeca der.	-0.2	0.2	0.0	0	0.0	-4.2
Codo izq.	-2.3	0.8	0.0	0	0.0	-16.1
Codo der.	-1.8	1.5	0.0	0	0.0	-16.1
Hombro izq.	-1.6	-0.2	0.0	0	0.0	-35.8
Hombro der.	-2	8.0	0.0	0	0.0	-35.8
Lumbar L5/S1	-3.2	8.9	0.0	0	0.0	-358.4
Cadera izq.	-26.5	0.0	0.0	0	0.0	-231.7
Cadera der.	24.2	11.4	0.0	0	0.0	-202.5
Rodilla izq.	-26.5	0.0	0.0	0	0.0	-319.0
Rodilla der.	24.2	11.4	0.0	0	0.0	-289.8
Tobillo izq.	-26.5	0.0	0.0	0	0.0	-348.3
Tobillo der.	-15.6	11.4	0.0	0	0.0	-319.0

Figura 37: Cargas articulares mostradas en el cuadro Esfuerzo.

De forma predeterminada, las fuerzas y los momentos se expresan respecto al **Sistema de Referencia del Modelo** (véase la Sección 3.2). El texto del botón situado en la parte superior izquierda de la tabla indica el sistema utilizado en ese momento. Al pulsar el botón **Modelo**, la representación cambia al **Sistema de Referencia Universal** (véase la Sección 3.1) y el botón pasa a mostrar el texto Universal; una nueva pulsación restablece el Sistema de Referencia del Modelo. Al girar el modelo respecto al eje vertical, las componentes horizontales X e Y expresadas en el Sistema de Referencia Universal pueden variar, mientras que el eje Z continúa representando la dirección vertical.

El signo de cada componente indica la dirección de la fuerza o del momento respecto a los ejes del sistema de referencia seleccionado. En una extremidad apoyada en el suelo, la componente Z de las fuerzas articulares suele ser negativa porque la resultante interna mostrada debe equilibrar la reacción ascendente del apoyo, una vez considerados los pesos de los segmentos situados por debajo de cada articulación.

Cuando una extremidad no está apoyada, no existe una reacción del suelo que se transmita a través de ella. En esta

situación, la componente Z de sus fuerzas articulares puede ser positiva porque las articulaciones proximales deben sostener el peso de los segmentos distales y las posibles cargas aplicadas sobre ellos.

El signo indica únicamente la dirección de la resultante según el convenio empleado y no debe interpretarse por sí solo como una medida de esfuerzo muscular o de riesgo ergonómico. La demanda muscular se valora principalmente a partir de los momentos articulares y de los correspondientes indicadores porcentuales de esfuerzo.

8.5 Limitaciones en el cálculo de momentos y esfuerzos biomecánicos

Los momentos producidos en las articulaciones y los esfuerzos realizados se calculan mediante un modelo estático. Esto significa que no se consideran los efectos de las aceleraciones. Por ello, los resultados del modelo biomecánico son aplicables fundamentalmente a movimientos lentos en los que los efectos de las aceleraciones son despreciables. Es decir, **Ergoniza Intelligent** analiza los movimientos como una secuencia de posturas estáticas, por lo que los resultados solo son precisos si no existen movimientos bruscos ni aceleraciones importantes.

9 VALORACIÓN DE FACTORES DE RIESGO ERGONÓMICO

Ergoniza Intelligent permite valorar diferentes factores de riesgo ergonómico asociados a la postura, el esfuerzo físico y la interacción mecánica entre el cuerpo y su entorno. Entre otros aspectos, el sistema puede estimar los esfuerzos articulares necesarios para mantener una postura o sostener una carga, el desconfort asociado a posturas inadecuadas o mantenidas, la carga postural mediante métodos observacionales como REBA o LUBA, las fuerzas de compresión y cizalladura que actúan sobre el disco intervertebral L4/L5 y el riesgo asociado a tareas de levantamiento o descenso de cargas. También permite analizar la estabilidad de la postura, la posibilidad de deslizamiento y la distribución del peso entre los diferentes apoyos.

Estos resultados no deben interpretarse como medidas alternativas de una misma magnitud, sino como aproximaciones complementarias a dimensiones distintas del riesgo ergonómico. Cada uno de ellos responde a un mecanismo específico y se calcula mediante modelos, hipótesis y criterios propios. Por ejemplo, el análisis de



esfuerzos articulares estima la demanda mecánica necesaria para sostener una postura o una carga; el análisis de discomfort postural valora la desviación de los segmentos corporales respecto a zonas funcionales o confortables; y el análisis de compresión lumbar estima las solicitaciones mecánicas sobre la región L4/L5. La estabilidad comprueba si la proyección considerada por el modelo permanece dentro del polígono definido por los apoyos, mientras que el análisis de deslizamiento compara las reacciones horizontales necesarias con la capacidad de rozamiento disponible. La distribución del peso aporta información adicional sobre la carga soportada por cada apoyo, pero no constituye por sí sola una medida directa de riesgo.

Aunque estos factores se calculan por separado, no son independientes en sentido estricto. En muchas situaciones existen relaciones entre ellos. Una postura muy inclinada del tronco puede incrementar simultáneamente el discomfort postural, los momentos en la región lumbar y la fuerza de compresión sobre los discos intervertebrales. Una carga elevada sostenida con los brazos alejados del cuerpo puede aumentar los esfuerzos en hombros, codos y muñecas, modificar la posición del centro de presiones y afectar a la estabilidad. Del mismo modo, una modificación postural destinada a reducir el momento articular en una zona del cuerpo puede aumentar la carga o la exigencia postural en otros segmentos.

Por este motivo, **Ergoniza Intelligent** no reduce la evaluación a un único indicador global de riesgo. La agregación de todos los factores en una puntuación única podría ocultar información relevante sobre el origen del problema ergonómico y dificultar la identificación de medidas correctoras adecuadas. Dos tareas con un mismo valor global podrían presentar perfiles de riesgo muy diferentes: una dominada por sobreesfuerzo, otra por posturas extremas, otra por compresión lumbar o por inestabilidad. La utilidad del análisis reside precisamente en distinguir estas dimensiones y permitir al evaluador conocer qué factores contribuyen al riesgo observado.

La valoración separada de los indicadores también facilita la interpretación técnica de los resultados. Si el problema principal es el esfuerzo articular, las medidas preventivas pueden dirigirse a reducir la carga, aproximarla al cuerpo, modificar el agarre o introducir ayudas mecánicas. Si el factor dominante es el discomfort postural, las mejoras pueden orientarse al rediseño de alturas, alcances, orientaciones de trabajo o necesidad de pausas.

Si el factor principal es la compresión lumbar, será necesario revisar especialmente la magnitud y posición de las cargas, la flexión y asimetría del tronco y, cuando corresponda, las condiciones en las que se realiza el levantamiento o descenso.

Si se detecta inestabilidad o una distribución muy asimétrica del peso, puede ser necesario modificar la base de apoyo, la postura o el punto de aplicación de las fuerzas. Cuando existe riesgo de deslizamiento, también deben revisarse las fuerzas horizontales aplicadas, el coeficiente de rozamiento y las condiciones del calzado y de la superficie de apoyo.

En consecuencia, los resultados proporcionados por **Ergoniza Intelligent** deben interpretarse como un conjunto estructurado de resultados y estimaciones biomecánicas y ergonómicas, no como una decisión automática. El sistema ayuda a identificar, cuantificar y comparar factores de riesgo, pero la evaluación ergonómica final corresponde al profesional que analiza la tarea. El evaluador debe considerar conjuntamente los resultados, la observación de la actividad real, la duración y frecuencia de la exposición, las características de la población trabajadora, las condiciones organizativas y cualquier otra información relevante del puesto de trabajo.

La ausencia de valores elevados en un indicador concreto no implica necesariamente ausencia de riesgo global. Del mismo modo, un valor elevado en una dimensión específica debe interpretarse atendiendo a su contexto y a su relación con el resto de factores. La función de **Ergoniza Intelligent** es proporcionar información para apoyar el juicio profesional, facilitar la comparación entre alternativas de diseño y orientar la toma de decisiones preventivas.

En los capítulos siguientes se aborda la valoración de cada factor de riesgo de forma independiente. No obstante, el evaluador debe comprender las relaciones existentes entre ellos y considerarlos conjuntamente al emitir su juicio técnico.

10 ANÁLISIS DEL RIESGO POR SOBRESFUERZOS

El procedimiento mostrado en la Sección 8 permite estimar las cargas articulares (fuerzas de reacción y momentos) asociadas al mantenimiento de una postura, con o sin cargas externas. Para valorar la exigencia del esfuerzo, **Ergoniza Intelligent** utiliza los momentos articulares requeridos y los compara con las capacidades estimadas de generación de momento y con los límites de referencia aplicables. Las fuerzas de reacción se muestran como información mecánica complementaria, pero no intervienen directamente en el cálculo de los indicadores de esfuerzo descritos en esta sección.

10.1 Capacidades articulares máximas

En un análisis biomecánico simplificado, las fuerzas de reacción representan la resultante de las acciones



transmitidas a través de las superficies articulares y de las estructuras que estabilizan la articulación. Los momentos articulares deben ser equilibrados principalmente por los grupos musculares que actúan sobre ella, aunque las estructuras pasivas (como ligamentos, cápsulas articulares y tejidos periarticulares) también pueden contribuir, especialmente cuando la articulación se encuentra cerca de los límites de su rango de movimiento. La capacidad de generar momento depende de numerosos factores, por lo que estimar su valor máximo es una tarea compleja.

Los músculos que actúan sobre una articulación desempeñan funciones diferentes y no presentan la misma disposición espacial. Durante la flexión del codo, por ejemplo, los músculos flexores actúan como agonistas y generan el momento principal, mientras que los extensores desempeñan la función antagonista. Estos últimos pueden reducir su activación, pero no necesariamente se relajan por completo, ya que la coactivación de grupos agonistas y antagonistas contribuye a estabilizar la articulación.

Por otra parte, la capacidad de un músculo para producir fuerza varía con su grado de alargamiento. Además, durante el movimiento cambia la posición de su línea de acción respecto al centro de la articulación y, por tanto, el brazo de momento con el que actúa. A ello se añade que las inserciones musculares y tendinosas se distribuyen sobre una determinada superficie y no pueden representarse siempre como puntos geométricos simples. Por último, incluso entre personas de constitución física semejante puede existir una variabilidad considerable en la capacidad muscular.

Para valorar el esfuerzo articular, **Ergoniza Intelligent** no modeliza de forma individual cada músculo ni calcula explícitamente la coactivación entre agonistas y antagonistas. El programa agrupa la acción muscular en paquetes funcionales y, a partir del sentido del momento articular requerido, identifica el paquete que debe generarlo.

Se denomina Contracción Voluntaria Máxima (MVC, por sus siglas en inglés) al máximo esfuerzo que una persona puede realizar voluntariamente mediante un músculo o grupo muscular en unas condiciones determinadas. En el modelo biomecánico de **Ergoniza Intelligent**, esta capacidad se representa mediante el máximo momento articular que puede generar el paquete muscular funcional correspondiente. Este

valor representa una capacidad máxima estimada y no constituye por sí mismo un límite recomendable para el desarrollo de una tarea.

En esencia, en una postura estática o cuasiestática, la magnitud del momento articular requerido para equilibrar el peso de los segmentos corporales y las cargas externas debe ser inferior a la magnitud de la capacidad de generación de momento del paquete muscular actuante. Cuando se aproxima a esa capacidad máxima, la exigencia relativa del esfuerzo es elevada, aunque la acción pueda mantenerse durante un intervalo muy breve.

Ergoniza Intelligent basa el cálculo de las capacidades máximas de generación de momento en diversos estudios¹⁰, a partir de los cuales se desarrollaron ecuaciones de regresión para estimar la capacidad de los diferentes paquetes musculares funcionales. En total, **Ergoniza Intelligent** emplea 21 modelos matemáticos: seis para la muñeca (flexión, extensión, desviación radial, desviación cubital, pronación y supinación); dos para el codo (flexión y extensión); seis para el hombro (abducción, aducción, rotación anterior, rotación posterior, rotación humeral medial y rotación humeral lateral); cuatro para la articulación intervertebral L5/S1 (flexión, extensión, lateralización y rotación); y tres para la flexión/extensión de la cadera, la rodilla y el tobillo. A efectos de modelización, la rotación radiocubital que produce la pronación y supinación del antebrazo se incluye dentro del bloque funcional de la muñeca. De forma análoga, el modelo del tobillo integra los movimientos funcionales correspondientes del pie.

Las variables consideradas no son idénticas en todas las ecuaciones. Dependiendo de la articulación y del movimiento analizados, los modelos pueden incorporar la postura de la articulación valorada y de las articulaciones adyacentes, el sexo, la edad y la lateralidad o dominancia. A partir de las variables aplicables en cada caso se estiman la capacidad máxima media y la desviación típica de la distribución poblacional. Posteriormente, la complejidad seleccionada en los **Ajustes del Modelo** permite situar al trabajador en un determinado percentil de esa distribución y obtener una capacidad máxima individualizada.

Un ejemplo de este tipo de modelos es la Ecuación 5, que muestra cómo calcular la capacidad máxima media de generación de momento en la articulación del codo cuando el paquete muscular actuante es el flexor del antebrazo. Como puede observarse en la ecuación, la capacidad máxima media

¹⁰ H. H Clarke, *Muscular Strength and Endurance in Man* (Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1966); F. Schanne, "A Three-Dimensional Hand Force Capability Model for the Seated Operator" (University of

Michigan, 1972); T Stobbe, "The Development of a Practical Strength Training Program for Industry" (University of Michigan, 1982).

depende del ángulo de flexión del codo (α_{codo}) y del ángulo de flexión del hombro (α_{hombro}). Por otra parte, la capacidad máxima media también depende del sexo: G es el factor asociado al sexo y toma valores diferentes para hombres y mujeres. El factor Z considera si el miembro evaluado corresponde al lado dominante o no dominante de la persona. Por último, E modula la capacidad máxima media en función de la edad y el sexo.

$$M_{\text{codo}}^{\text{flexión}} = [336.29 + 1.544 * \alpha_{\text{codo}} - 0.0085 * \alpha_{\text{codo}}^2 - 0.5 * \alpha_{\text{hombro}}] \cdot G \cdot Z \cdot E$$

Ecuación 5

El valor obtenido mediante este tipo de modelos es la **capacidad máxima media** de la población de referencia. Dado que se considera que esta magnitud sigue aproximadamente una distribución normal, los modelos estiman también la desviación típica. A partir de ambos valores y del percentil asociado a la complejidad seleccionada puede estimarse una capacidad máxima individualizada. Este resultado es una estimación estadística y no una medición directa de la capacidad física de la persona evaluada.

Al activar el análisis biomecánico, **Ergoniza Intelligent** muestra la información referente a la capacidad máxima por articulación, como ilustran la Figura 38 y la Figura 40. En la primera columna de las tablas se indica la articulación y el tipo de esfuerzo. La segunda columna muestra la componente del momento articular requerido asociada al movimiento analizado, expresada en un sistema de referencia local vinculado al segmento corporal correspondiente. Por este motivo, su valor no tiene por qué coincidir con ninguna de las componentes X, Y o Z mostradas en el cuadro **Cargas articulares** de la Figura 37.

La tercera columna de las tablas identifica el paquete muscular funcional que debe actuar, de acuerdo con el sentido del momento requerido. Las columnas 4 a 6, agrupadas bajo el encabezado **Capacidad poblacional**, muestran las capacidades máximas estimadas para la articulación y la postura actuales. Como se ha indicado, estas capacidades varían entre las personas y se consideran distribuidas aproximadamente de forma normal alrededor de la media. La primera de estas columnas muestra la capacidad máxima media y la segunda, la desviación típica de la distribución. La última, **% Población protegida**, muestra la proporción estimada de la población cuya capacidad máxima sería igual o superior al momento requerido. Este porcentaje representa la proporción de población con capacidad de generación de momento suficiente según el modelo; no constituye una probabilidad individual de lesión.



Figura 38: Esfuerzos por articulación en % de esfuerzo máximo recomendable.

Por ejemplo, la primera fila de la tabla de la Figura 38 indica que el momento requerido en flexión/extensión de la muñeca izquierda es de -3,7 N·m. El signo negativo identifica, según el convenio empleado en **Ergoniza Intelligent**, que el paquete muscular actuante es el extensor. La capacidad máxima media estimada para dicho paquete muscular es de -6,7 N·m (6,7 N·m en magnitud) y la desviación típica es de 2,0 N·m. A partir de esta distribución, el modelo estima que el 93,7 % de la población tendría capacidad suficiente para generar el momento requerido.

10.1.1 Valoración de los esfuerzos

La capacidad máxima media mostrada por **Ergoniza Intelligent** en la tabla de esfuerzos representa la media poblacional del momento articular máximo que puede generar cada paquete muscular funcional en las condiciones del análisis. Esta magnitud corresponde a la Contracción Voluntaria Máxima estimada por el modelo.

Un esfuerzo próximo a la Contracción Voluntaria Máxima solo puede mantenerse durante un intervalo muy breve y deja un margen reducido frente a la capacidad máxima estimada. Por ello, no resulta recomendable como condición habitual de una actividad laboral. Además, la capacidad máxima articular presenta variabilidad entre las personas y se considera distribuida aproximadamente de forma normal alrededor de la media poblacional. En consecuencia, la valoración del esfuerzo debe considerar tanto la capacidad media como la dispersión de esa distribución.

Ergoniza Intelligent ofrece dos procedimientos para valorar los esfuerzos articulares. El primero adapta la valoración a las características del trabajador y a las condiciones de la tarea. Dentro de este procedimiento, la denominación del indicador y el momento empleado como referencia dependen del modo de análisis y de los ajustes activados. El resultado puede mostrarse como **Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada**, **Porcentaje de Capacidad Isométrica Máxima Utilizada** o **Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable**. Las diferencias entre estos indicadores se explican en los apartados siguientes.

El segundo procedimiento utiliza la distribución de las capacidades articulares en la población y expresa el resultado como **Porcentaje de Población Protegida**.

10.1.1.1 Valoración personalizada del esfuerzo en función de las características del trabajador y la tarea

Este procedimiento compara el momento requerido en cada articulación con un momento de referencia personalizado. El cálculo parte de una estimación de la capacidad isométrica máxima individualizada común a los dos modos de análisis, pero la forma de obtener el momento de referencia depende de si se analiza una sola postura o una secuencia de múltiples posturas.

En primer lugar, **Ergoniza Intelligent** determina, mediante las ecuaciones biomecánicas descritas en la sección anterior, la capacidad isométrica máxima media y la desviación típica correspondientes a la articulación, postura y paquete muscular actuante. Como se ha expuesto, este cálculo

considera características como el sexo, la edad y la lateralidad o dominancia.

A partir de esta distribución poblacional, la complejión definida en los **Ajustes del Modelo** permite seleccionar un determinado percentil y obtener la *capacidad isométrica máxima individualizada*. Los valores de complejión están comprendidos entre *Muy Débil* y *Muy Fuerte*: *Muy Débil* corresponde al percentil 5; *Media*, al percentil 50; y *Muy Fuerte*, al percentil 95.

Por tanto, la complejión seleccionada modifica la capacidad isométrica máxima estimada para el trabajador, obteniendo de esta forma la capacidad isométrica máxima individualizada. La capacidad isométrica máxima individualizada es una estimación de la máxima capacidad de generación de momento y no constituye por sí misma un límite recomendable para el desarrollo de una tarea.

En el modo *Una postura*, **Ergoniza Intelligent** determina el *Porcentaje de Contracción Voluntaria Máxima* recomendado (%MVC recomendado) a partir de la duración y repetitividad del esfuerzo. Este porcentaje indica qué fracción de la capacidad isométrica máxima individualizada resulta recomendable utilizar en las condiciones de la tarea. Su procedimiento de cálculo se explica en la Sección 10.2.

En este modo se aplica el %MVC recomendado a la capacidad isométrica máxima individualizada para obtener el *Momento Máximo Base* en cada grado de libertad de cada articulación (z):

$$M_{base,z} = M_{isométrico,max,z} \cdot \frac{\%MVC_{recomendado,z}}{100}$$

Ecuación 6

Por ejemplo, en el modo *Una postura*, si la capacidad isométrica máxima individualizada es de 100 N·m y, dadas la duración y repetitividad de la tarea, se recomienda utilizar como máximo un 15 %MVC, el Momento Máximo Base será de 15 N·m. El Momento Máximo Base se expresa en N·m y constituye el momento articular de referencia, ya adaptado a la complejión del trabajador y a las condiciones temporales de la acción analizada.

Los criterios utilizados para calcular el momento de referencia pueden configurarse en el cuadro **Ajustes del análisis biomecánico** (Figura 41). Este cuadro se abre mediante el botón con forma de rueda dentada situado en la parte inferior del cuadro **Esfuerzo**. El control **Calcular % esfuerzo máximo recomendable** permite activar o desactivar el ajuste de prioridad epidemiológica y está disponible en los modos *Una postura* y *Múltiples posturas*. En el modo *Múltiples posturas*, el cuadro muestra además el control **Considerar la carga**



acumulada en el % de esfuerzo recomendado, que permite activar o desactivar el ajuste temporal del momento recomendable.

En el modo *Múltiples posturas*, el momento de referencia no se obtiene aplicando a cada postura el %MVC recomendado para una acción aislada. Cuando está activado el control **Considerar la carga acumulada en el % de esfuerzo recomendado**, *Ergoniza Intelligent* utiliza el modelo de tres compartimentos con recuperación reforzada durante el reposo, denominado **3CC-r** (*Three-Compartment Controller with enhanced recovery*), una adaptación del modelo de tres compartimentos para representar la fatiga y la recuperación durante tareas intermitentes¹¹. Este modelo representa la evolución de la capacidad muscular distribuyendo la capacidad total estimada entre tres estados: capacidad disponible en reposo, capacidad activada para generar el momento requerido y capacidad temporalmente fatigada. El modelo permite estimar en cada instante qué proporción de la capacidad isométrica máxima individualizada permanece como capacidad recomendable. El **Momento Recomendable 3CC-r** resultante evoluciona según la historia previa de esfuerzos, la recuperación, las repeticiones de la actividad y los descansos entre ellas.

Si este control está desactivado, se utiliza como referencia la capacidad isométrica máxima individualizada, sin reducción mediante 3CC-r. Lo mismo sucede cuando el control no está disponible porque se ha desactivado la opción **Considerar repeticiones y descansos** del cuadro **Repeticiones de la actividad** (Figura 46). En el modo *Múltiples posturas*, este último cuadro puede abrirse mediante el botón **Tiempos** del menú lateral o mediante el botón con forma de reloj situado en la parte inferior del cuadro **Esfuerzo** (Figura 38).

Aunque la denominación del control emplea la expresión carga acumulada, el ajuste 3CC-r no utiliza el valor del indicador independiente **Carga acumulada de esfuerzo**. Este indicador se calcula separadamente mediante modelos de Tiempo Máximo de Resistencia (MET) y se explica en la Sección 10.3. El funcionamiento del modelo 3CC-r y la relación entre ambos procedimientos se desarrollan en la Sección 10.4.

Una vez determinado el momento de referencia correspondiente al modo de análisis, *Ergoniza Intelligent* lo compara con el momento requerido para obtener el indicador personalizado de esfuerzo.

Cuando el control **Calcular % esfuerzo máximo recomendable** está desactivado, no se aplica el ajuste de

prioridad epidemiológica. Este ajuste pondera el momento de referencia según la prevalencia observada de trastornos musculoesqueléticos (TME) en las diferentes zonas corporales. El indicador mostrado cuando el ajuste está desactivado depende del modo de análisis y del momento utilizado como referencia.

En el modo *Una postura*, el programa muestra el **Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada** (%CAR), que compara el momento requerido con el Momento Máximo Base calculado según la duración y repetitividad de la acción.

En el modo *Múltiples posturas*, si está activado el control **Considerar la carga acumulada en el % de esfuerzo recomendado**, el programa también muestra el Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada (%CAR), pero en este caso compara el momento requerido con el Momento Recomendable 3CC-r correspondiente al instante analizado. Si este control está desactivado o no está disponible, el momento requerido se compara directamente con la capacidad isométrica máxima individualizada y el resultado se denomina **Porcentaje de Capacidad Isométrica Máxima Utilizada**.

Cuando el control **Calcular % esfuerzo máximo recomendable** está activado, se aplica el ajuste de prioridad epidemiológica: el programa pondera el momento de referencia según la prevalencia de TME en la zona corporal y muestra el **Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable** (%EMR), independientemente del modo de análisis. Su procedimiento de cálculo se explica en la Sección 10.1.1.1.1.

En el modo *Una postura*, el Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada (%CAR) expresa qué porcentaje del Momento Máximo Base supone la magnitud del momento requerido en la articulación y se calcula, para cada grado de libertad de cada articulación (z), mediante:

$$\%CAR = 100 \cdot \frac{|M_{req,z}|}{|M_{base,z}|}$$

Ecuación 7

En este modo, un valor del 100 % indica que la magnitud del momento requerido coincide con el Momento Máximo Base; los valores superiores indican que lo supera. En el modo *Múltiples posturas*, cuando está activo el ajuste mediante 3CC-r, la relación equivalente se establece respecto al

¹¹ John M. Looft, Nicole Herkert, and Laura Frey-Law, "Modification of a Three-Compartment Muscle Fatigue Model to Predict Peak Torque

Decline during Intermittent Tasks," *Journal of Biomechanics* 77, no. 22 (2018): 16–25, doi:10.1016/j.jbiomech.2018.06.005.

Momento Recomendable 3CC-r, que puede variar a lo largo de la secuencia. Su formulación se presenta en la Sección 10.4.

10.1.1.1.1 Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable

El indicador biomecánico obtenido sin aplicar el ajuste de prioridad epidemiológica permite conocer qué proporción del momento de referencia exige la tarea. Dependiendo del modo de análisis y de los ajustes activados, este indicador se denomina **Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada (%CAR)** o **Porcentaje de Capacidad Isométrica Máxima Utilizada**, como se ha explicado en el apartado anterior.

El **Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable (%EMR)** complementa esta valoración incorporando la prevalencia observada de trastornos musculoesqueléticos en las diferentes zonas corporales. De este modo, aumenta la prioridad atribuida a las zonas cuya prevalencia es superior a la de referencia y la reduce en aquellas donde es inferior. El ergónomo dispone así de un indicador que combina la exigencia biomecánica de la tarea con la distribución epidemiológica observada de los trastornos musculoesqueléticos, lo que facilita priorizar los análisis y las posibles medidas de intervención.

Para activar este ajuste debe marcarse el control **Calcular % esfuerzo máximo recomendable**, situado en el apartado **Ajuste de prioridad epidemiológica** del cuadro **Ajustes del análisis biomecánico** (Figura 41). Este cuadro se abre mediante el botón con forma de rueda dentada situado en la parte inferior del cuadro **Esfuerzo** (Figura 38).

En la valoración instantánea, el ajuste epidemiológico se aplica después de haber determinado el momento de referencia correspondiente al modo de análisis. No modifica el momento requerido, la capacidad isométrica máxima individualizada, el **Momento Máximo Base** ni la evolución interna del modelo 3CC-r. Su función es ponderar el momento de referencia aplicable y el porcentaje obtenido a partir de él.

Zona corporal	Prevalencia
Región lumbar	47 %
Hombro	50 %
Codo	21 %
Muñeca	42 %
Cadera	11 %
Rodilla	33 %
Tobillo	17 %

Tabla 2: Prevalencias medias de 12 meses utilizadas en el ajuste de prioridad epidemiológica.

Las prevalencias utilizadas proceden de la revisión sistemática y metaanálisis de Govaerts et al. (2021)¹² sobre trabajadores de industrias secundarias europeas. Se emplean las prevalencias medias de 12 meses de dicho estudio y se asignan a las zonas del modelo como se indica a continuación.

Ergoniza Intelligent define internamente una prevalencia de referencia (P_{ref}) para normalizar el ajuste. Esta referencia es la media aritmética de las siete prevalencias asignadas a las zonas del modelo y tiene un valor de 31,57 %. Para cada zona corporal z se calcula el factor de ponderación:

$$W_z = \left(\frac{P_z}{P_{ref}} \right)^\lambda$$

Ecuación 8

Donde P_z es la prevalencia de la zona y λ es un parámetro de **Influencia**. El usuario puede modificar este parámetro mediante el control **Influencia**, situado en el mismo apartado **Ajuste de prioridad epidemiológica** del cuadro **Ajustes del análisis biomecánico** (Figura 41). Puede tomar valores comprendidos entre 0,1 y 0,9, y su valor inicial es 0,5. λ no representa un porcentaje de contribución, sino que controla la intensidad de la ponderación. Cuanto mayor es su valor, mayor es la diferencia establecida entre las zonas con prevalencias altas y bajas. Si la prevalencia de una zona coincide con la prevalencia de referencia, su factor de ponderación es igual a 1.

Para expresar el cálculo de forma común a los dos modos de análisis, se denomina $M_{ref,z}$ al momento de referencia biomecánico obtenido antes de aplicar el ajuste epidemiológico. Este momento corresponde:

- Al Momento Máximo Base, en el modo Una postura.
- Al Momento Recomendable 3CC-r correspondiente al instante analizado, en el modo Múltiples posturas cuando está activado el ajuste mediante 3CC-r.
- A la capacidad isométrica máxima individualizada, en el modo Múltiples posturas cuando el ajuste mediante 3CC-r está desactivado o no está disponible.

El límite de referencia resultante de aplicar el ajuste epidemiológico se obtiene dividiendo el momento de

¹² Renée Govaerts et al., “Prevalence and Incidence of Work-Related Musculoskeletal Disorders in Secondary Industries of 21st Century Europe: A Systematic Review and Meta-Analysis,” *BMC*

Musculoskeletal Disorders 22, no. 751 (2021), doi:10.1186/s12891-021-04615-9.

referencia biomecánico por el factor de ponderación de la zona:

$$M_{epi,z} = \frac{M_{ref,z}}{W_z}$$

Ecuación 9

Por tanto, el Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable se calcula mediante:

$$\%EMR_z = 100 \cdot \frac{|M_{req,z}|}{|M_{epi,z}|}$$

Ecuación 10

Este resultado equivale a multiplicar por W_z el porcentaje que se mostraría sin el ajuste epidemiológico. Por ello, una prevalencia superior a la de referencia eleva el porcentaje mostrado y una prevalencia inferior lo reduce. Esta reducción no significa que la articulación posea una capacidad fisiológica mayor, que el momento requerido sea menor ni que la tarea resulte biomecánicamente más segura; indica únicamente una prioridad epidemiológica relativa inferior.

El %EMR debe interpretarse como un índice comparativo de prioridad preventiva, no como una medida de la capacidad fisiológica, una probabilidad individual de lesión ni una estimación causal. El ajuste no modifica la capacidad máxima media, su desviación típica ni el **Porcentaje de Población Protegida o Desprotegida**. La misma ponderación epidemiológica se aplica al resultado de la Carga acumulada de esfuerzo como se explica en la Sección 10.3, que se presenta como un indicador independiente del %EMR instantáneo y del ajuste temporal mediante 3CC-r.

Al desactivar el control **Calcular % esfuerzo máximo recomendable**, el resultado mostrado depende del modo y del momento de referencia utilizado:

- En *Una postura*, se muestra el **%CAR** calculado respecto al Momento Máximo Base.
- En *Múltiples posturas* con el ajuste 3CC-r activo, se muestra el **%CAR** calculado respecto al Momento Recomendable 3CC-r.
- En *Múltiples posturas* con el ajuste 3CC-r desactivado o no disponible, se muestra el **Porcentaje de Capacidad Isométrica Máxima Utilizada**, calculado respecto a la capacidad isométrica máxima individualizada.

10.1.1.1.2 Representación en la interfaz

Cuando se utiliza el procedimiento de valoración personalizada del esfuerzo, **Ergoniza Intelligent** muestra en la tabla **Esfuerzos** del cuadro **Esfuerzo** (Figura 38) el momento requerido, el paquete muscular actuante, la distribución

poblacional de la capacidad articular y el momento de referencia empleado para valorar la exigencia de la tarea.

En la tabla de resultados, la columna **Recom.** muestra el porcentaje correspondiente al criterio de valoración activo. Cuando el ajuste de prioridad epidemiológica está activado, se presenta el **Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable** (%EMR). Cuando está desactivado, se presenta el **Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada** (%CAR) si la referencia es el Momento Máximo Base (en el modo *Una postura*) o el Momento Recomendable 3CC-r (en el modo *Múltiples posturas* con este ajuste activo). Si en el modo *Múltiples posturas* no se utiliza el ajuste mediante 3CC-r, se muestra el porcentaje de capacidad isométrica máxima utilizada.

El nombre del indicador representado sobre la tabla y en la gráfica se actualiza automáticamente de acuerdo con el modo de análisis y los ajustes activos:

- **% de esfuerzo máximo recomendable**, cuando está activado el ajuste de prioridad epidemiológica.
- **% de capacidad articular recomendada**, cuando el ajuste epidemiológico está desactivado y el momento de referencia incorpora el ajuste temporal correspondiente al modo de análisis.
- **% de capacidad isométrica máxima utilizada**, en el modo **Múltiples posturas** cuando están desactivados tanto el ajuste epidemiológico como el ajuste mediante 3CC-r.

La última columna de la tabla muestra el nivel alcanzado por el porcentaje calculado. Si el valor es inferior al umbral de advertencia aparece un símbolo de validación verde. Cuando alcanza el umbral de advertencia aparece un símbolo de exclamación naranja y, cuando alcanza el umbral de riesgo, el símbolo de exclamación es rojo. Los valores iniciales de estos umbrales son el 85 % y el 100 %, respectivamente.

El usuario puede modificar estos valores mediante los controles **Umbral naranja (%)** y **Umbral rojo (%)**, situados en el panel **Visualización** del menú lateral de ajustes. Los umbrales se aplican al porcentaje real calculado, independientemente de la denominación que tenga el indicador mostrado.

Un símbolo rojo con una raya blanca horizontal indica que la articulación se encuentra en una postura extrema en la que no se aconseja ejercer esfuerzo en el movimiento y sentido analizados, por lo que el momento de referencia correspondiente es cero. Este es el caso de la lateralización de la muñeca izquierda mostrada en la Figura 38. Las situaciones en las que intervienen estructuras articulares

pasivas se describen con mayor detalle en el apartado siguiente.

La gráfica situada en la parte superior del cuadro **Esfuerzo** representa el indicador activo para las diferentes articulaciones y movimientos. Las barras se muestran en verde cuando el valor es inferior al umbral de advertencia, en naranja cuando se encuentra entre los umbrales de advertencia y riesgo, y en rojo cuando alcanza o supera el umbral de riesgo.

Cuando se emplea el ajuste temporal mediante 3CC-r, la capacidad recomendable disponible puede aproximarse a cero y originar porcentajes muy elevados. Para conservar la legibilidad, los valores superiores al 500 % se identifican mediante la leyenda **>500**. La altura de la barra se limita visualmente a la escala máxima del gráfico; esta limitación no altera el valor real empleado para determinar el nivel de riesgo.

La Figura 38 corresponde a un análisis realizado en el modo *Una postura*. Por este motivo, en la parte inferior de la gráfica se muestran las condiciones de duración y repetitividad utilizadas para calcular el Momento Máximo Base. En el ejemplo, el esfuerzo no se repite, es esporádico y se sostiene durante 11 segundos. La abducción del hombro izquierdo supera el umbral de advertencia y la rotación lateral del hombro derecho supera ampliamente el umbral de riesgo. En la parte superior de la gráfica se muestra también la complejión seleccionada para el trabajador, correspondiente al percentil 50 en el ejemplo.

En el modo *Múltiples posturas*, el porcentaje y el Momento Recomendable 3CC-r pueden variar en cada instante como consecuencia de la historia previa de esfuerzos y recuperaciones. Por ello, los valores mostrados corresponden siempre al instante de la secuencia que se encuentra seleccionado.

10.1.1.1.3 Situaciones de límite articular en codo y rodilla

En determinadas posturas puede ocurrir que algunas articulaciones, especialmente aquellas que el modelo biomecánico analiza únicamente mediante su movimiento de flexión y extensión, como el codo y la rodilla, se encuentren en uno de los extremos de su rango de movimiento y que, además, el momento externo calculado tienda a llevar la articulación más allá de dicho límite, como en el caso mostrado en la Figura 39.

En estas circunstancias, el momento articular sigue existiendo y debe ser resistido, pero no debe interpretarse exclusivamente como una demanda muscular activa

convencional. Parte de la resistencia puede estar siendo soportada por estructuras pasivas, como ligamentos, cápsula articular, geometría ósea y tejidos periarticulares. La resistencia pasiva articular se define precisamente como el par ejercido por tejidos viscoelásticos cuya función principal es restringir el rango de movimiento¹³.

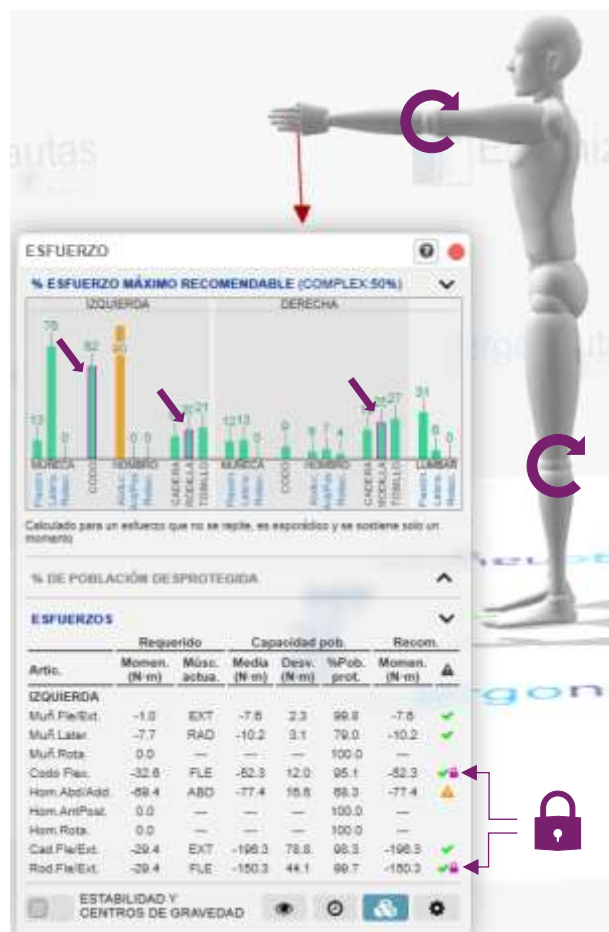


Figura 39: Identificación de situaciones de límite articular en codo y rodilla.

En el codo en extensión la cápsula anterior tiene un papel relevante en la resistencia frente a determinadas sollicitaciones, y los ligamentos colaterales contribuyen a la estabilidad lateral cuando el codo está extendido¹⁴. En la rodilla en extensión terminal o hiperextensión, la estabilidad depende mucho de estructuras pasivas y del bloqueo articular, por lo que un momento que tienda a extender aún más la rodilla no debería interpretarse sin más como demanda muscular extensora.

Por ejemplo, si la rodilla está completamente extendida y el momento externo tiende a producir más extensión, la

¹³ Kei AOKI and Nobutoshi YAMAZAKI, "The Role of Joint Resistance by Passive Tissues in Human Bipedal Walking," *Biomechanisms* 14 (1998): 59–68, doi:10.3951/biomechanisms.14.59.

¹⁴ Saif Ul Islam et al., "The Anatomy and Biomechanics of the Elbow," *The Open Orthopaedics Journal* 39, no. 2 (2008): 141–54, doi:10.2174/1874325002014010095.

respuesta no equivale necesariamente a una contracción muscular extensora comparable con el porcentaje de contracción voluntaria máxima (%MVC). En ese caso, el resultado debe interpretarse como una condición de límite articular con implicación de estructuras pasivas, no como un esfuerzo muscular activo ordinario.

En estas situaciones **Ergoniza Intelligent** mantiene el cálculo y la representación del momento articular, ya que la carga mecánica sobre la articulación sigue siendo relevante. No obstante, cuando detecta esta condición, la identifica visualmente en la interfaz. Como se muestra en la Figura 39, las barras del gráfico de esfuerzo conservan el color correspondiente al nivel de exigencia calculado, pero incorporan un borde violeta para indicar que el resultado se produce en una situación de límite articular. En la tabla de esfuerzos, esta misma condición se señala mediante un **icono de candado** junto al indicador de valoración, advirtiendo al usuario de que el valor debe interpretarse con cautela dado que el momento puede incluir una contribución relevante de estructuras pasivas y no debe interpretarse directamente como una demanda muscular activa ordinaria.

10.1.1.2 Valoración del esfuerzo según el Porcentaje de Población Protegida

El segundo procedimiento para la valoración del esfuerzo estima, para cada articulación y movimiento, el porcentaje de la población de referencia cuya capacidad máxima es igual o superior al momento requerido. **Ergoniza Intelligent** denomina a este resultado *Porcentaje de Población Protegida*, aunque, en términos estrictamente biomecánicos, representa el porcentaje estimado de población con capacidad suficiente para desarrollar el momento analizado. Para clasificar el resultado, el programa utiliza por defecto los límites de acción y de peligro derivados de los criterios históricos de NIOSH¹⁵. En este contexto, “población protegida” no significa población exenta de riesgo, sino población cuya capacidad estimada no es superada por el momento requerido.

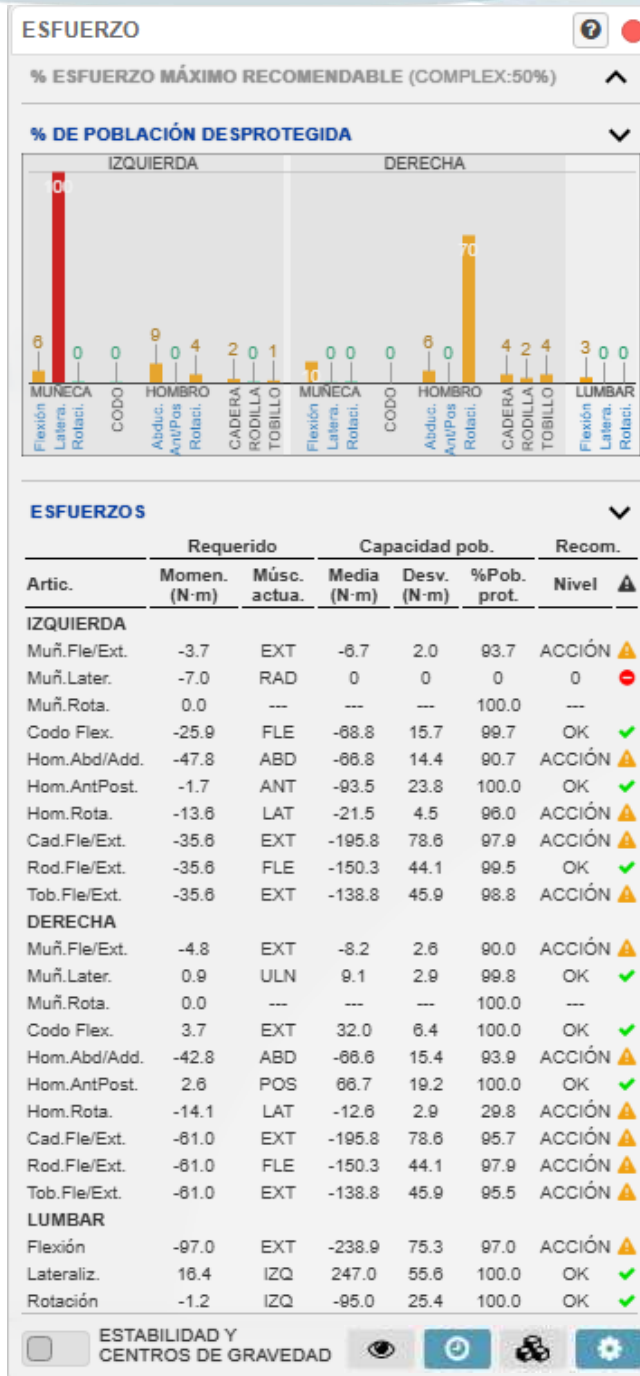


Figura 40: Esfuerzos por articulación en % de población protegida.

Ergoniza Intelligent define dos límites diferentes en función de los establecidos por NIOSH, el **Límite de acción recomendada** y el **Límite de peligro**. El Límite de acción recomendada se establece por defecto en un 99 % de población capaz para los hombres y un 75 % para las mujeres. Cuando el porcentaje calculado es inferior a este límite, el resultado se clasifica en el nivel de acción, indicando la

¹⁵ National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH), “Work Practices Guide for Manual Lifting -DHHS (NIOSH)

Publication No. 81-122,” National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH), 1981.

conveniencia de revisar las condiciones de la tarea y valorar posibles medidas correctoras.

El Límite de peligro se establece por defecto en un 25 % de población capaz para los hombres y un 1 % para las mujeres. Cuando el porcentaje calculado es inferior a este límite, el resultado se clasifica en el nivel de peligro y requiere una intervención preventiva prioritaria.

Los valores utilizados para definir los límites de acción y de peligro pueden personalizarse desde la configuración del cuadro **Esfuerzo**. Para abrirla, se pulsa el botón con el símbolo de una rueda dentada situado en la esquina inferior derecha del cuadro, visible en la Figura 40. El cuadro de configuración se muestra en la Figura 41.

Figura 41: Ajustes del análisis biomecánico en el modo Múltiples posturas.

Cuando se elige emplear el criterio de Porcentaje de Población Protegida en *Ergoniza Intelligent* las últimas columnas de la tabla de esfuerzos muestran si se alcanza el Límite de acción recomendada o el Límite de peligro. La gráfica superior de la Figura 40 muestra el porcentaje de población desprotegida (porcentaje estimado de la población cuya capacidad articular sería inferior al momento requerido). Suponiendo que el esfuerzo está siendo realizado por un hombre, todos los valores que superan el 1% alcanzan el Límite de acción recomendada, por lo que se muestran en color naranja en la gráfica y se marcan con la palabra 'ACCIÓN' en la tabla de esfuerzos. Por ejemplo, en la gráfica de la Figura 40 se observa que el 9% de la población dispone de una capacidad articular inferior al momento requerido en el esfuerzo de abducción del hombro izquierdo, por lo que se supera el Límite de acción recomendada. En el caso de que alguno de los valores superara el 75% de población desprotegida se superaría el Límite de peligro y se marcaría en color rojo en la gráfica.

Este procedimiento ofrece una valoración poblacional, en lugar de seleccionar una capacidad correspondiente a la complejidad de un trabajador determinado. Las distribuciones de capacidad empleadas en el cálculo incorporan las variables contempladas por las ecuaciones biomecánicas, como la postura, el sexo, la edad y la dominancia cuando corresponda. No obstante, el procedimiento no personaliza la capacidad mediante el percentil de complejidad ni aplica la reducción asociada a la duración y repetitividad de la tarea. Los límites predeterminados utilizados para clasificar el resultado sí son diferentes para hombres y mujeres.

De forma general, el criterio de Porcentaje de Población Protegida resulta especialmente útil para valorar tareas destinadas a una población laboral amplia y heterogénea, ya que permite conocer qué proporción de esa población dispone previsiblemente de capacidad suficiente para desarrollar los momentos requeridos. Cuando se desea analizar la exigencia respecto a un perfil concreto de trabajador, resulta más apropiado emplear el procedimiento personalizado. Según el modo de análisis y los ajustes seleccionados, el indicador instantáneo se expresa como **Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada (%CAR)**, **Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable (%EMR)** o **Porcentaje de Capacidad Isométrica Máxima Utilizada**. En el análisis de múltiples posturas, la evolución temporal de la tarea se valora además mediante la **carga acumulada de esfuerzo**.

10.2 Porcentaje de Contracción Voluntaria Máxima (%MVC) recomendado en el análisis de una sola postura

El **Porcentaje de Contracción Voluntaria Máxima recomendado** (%MVC recomendado) se utiliza en *Ergoniza Intelligent* para adaptar la capacidad isométrica máxima individualizada a las condiciones de duración y repetitividad indicadas por el usuario cuando se trabaja en el modo *Una postura*. Al aplicar este porcentaje se obtiene el *Momento Máximo Base*, empleado como referencia para valorar el esfuerzo requerido por la postura.

El procedimiento depende de si el esfuerzo es puntual, estático sostenido o repetitivo. El usuario define estas condiciones en el cuadro **Repetitividad**, mostrado en la Figura 42. Este cuadro se abre mediante el botón **Tiempos** del menú lateral izquierdo o mediante el botón con forma de reloj situado en la parte inferior del cuadro **Esfuerzo**, mostrado en la Figura 38.

Figura 42: Ajustes del tiempo y repetitividad de las acciones.

En el modo *Múltiples posturas* no se calcula un %MVC recomendado independiente para cada postura de la secuencia. En este modo se emplea un procedimiento específico basado en la evolución temporal de la actividad y, cuando corresponde, en el **Momento Recomendable 3CC-r** y en la carga acumulada. El cálculo del Momento Recomendable 3CC-r se explica en la Sección 10.4, mientras que el procedimiento independiente utilizado para calcular la carga acumulada de esfuerzo se desarrolla en la Sección 10.3.

Los apartados siguientes describen exclusivamente el cálculo del %MVC recomendado en el modo *Una postura* para esfuerzos puntuales, esfuerzos estáticos sostenidos y tareas repetitivas.

10.2.1 %MVC recomendado en esfuerzos puntuales

Cuando el esfuerzo no se repite, es esporádico y se sostiene únicamente durante un momento, *Ergoniza Intelligent* no aplica ninguna reducción adicional asociada a la duración o repetitividad. El Momento Máximo Base coincide, por tanto, con la capacidad isométrica máxima individualizada para la articulación y el movimiento analizados. Esta capacidad se obtiene considerando la postura, el sexo, la edad, la lateralidad y la complejidad seleccionada para el trabajador, como se explicó en la Sección 10.1.1.1.

En consecuencia, para este tipo de esfuerzo se considera un %MVC recomendado del 100%. Este criterio no debe interpretarse como una recomendación general para trabajar de forma continuada cerca de la capacidad máxima, sino como una referencia aplicable a acciones puntuales, esporádicas y de muy corta duración.

10.2.2 %MVC recomendado en esfuerzos estáticos

Cuando el esfuerzo es **estático**, es decir, mantenido en el tiempo, la contracción muscular continuada puede producir fatiga. La fatiga muscular puede definirse como una reducción de la capacidad para generar fuerza o potencia como consecuencia de la actividad realizada y puede contribuir a la aparición de trastornos musculoesqueléticos¹⁶. Por ello, diversos modelos biomecánicos incorporan procedimientos para estimar su evolución¹⁷, particularmente en el ámbito de la simulación virtual de seres humanos aplicada a la ergonomía¹⁸. Su finalidad es facilitar la valoración de los esfuerzos sostenidos y apoyar el diseño de tareas y periodos de recuperación.

El **Tiempo Máximo de Resistencia** (traducción aproximada de la expresión inglesa *Maximum Endurance Time*, MET) es el tiempo máximo durante el cual puede mantenerse una contracción estática de una intensidad determinada antes de alcanzar el criterio de agotamiento o de no poder continuar sosteniendo el esfuerzo requerido. El MET disminuye a medida que aumenta la intensidad de la contracción y presenta diferencias importantes entre las distintas regiones articulares.

La modelización de la fatiga muscular en ergonomía recurre frecuentemente a modelos de Tiempo Máximo de Resistencia. Estos modelos permiten estimar la resistencia de un grupo muscular o de una región articular sin representar individualmente la activación y fatiga de cada músculo. Se construyen a partir de datos experimentales obtenidos para diferentes intensidades de contracción y regiones corporales. Entre los modelos más conocidos se encuentra el de Rohmert¹⁹, tradicionalmente utilizado en el análisis de

¹⁶ R. H. Westgaard, "Work-Related Musculoskeletal Complaints: Some Ergonomics Challenges upon the Start of a New Century," *Applied Ergonomics* 31, no. 6 (2000): 569–80, doi:10.1016/S0003-6870(00)00036-3.

¹⁷ L. Ma et al., "A Novel Approach for Determining Fatigue Resistances of Different Muscle Groups in Static Cases," *International Journal of Industrial Ergonomics* 41, no. 1 (2011): 10–18, doi:10.1016/j.ergon.2010.11.005; T. Xia and L. A. Frey Law, "A Theoretical Approach for Modeling Peripheral Muscle Fatigue and

Recovery," *Journal of Biomechanics* 41, no. 14 (2008): 3046–52, doi:10.1016/j.jbiomech.2008.07.013.

¹⁸ H. Honglun, S. Shouqian, and P. Yunhe, "Research on Virtual Human in Ergonomic Simulation," *Computers and Industrial Engineering* 53, no. 2 (2007): 350–56, doi:10.1016/j.cie.2007.06.027.

¹⁹ W. Rohmert, "Ermittlung von Erholungspausen Für Statische Arbeit Des Menschen," *European Journal of Applied Physiology* 18, no. 2 (1960): 123–164.



contracciones estáticas. Estos y otros modelos empíricos²⁰ proporcionan referencias para limitar la intensidad y duración de los esfuerzos sostenidos y para orientar el diseño de periodos de trabajo y recuperación.

Cuando el esfuerzo es estático **Ergoniza Intelligent** calcula el %MVC recomendado mediante los modelos de potencia específicos por región articular obtenidos por Frey Law y Avin²¹ a partir de una revisión sistemática y un metaanálisis de estudios sobre contracciones estáticas.

Estos modelos relacionan la intensidad relativa de la contracción con el Tiempo Máximo de Resistencia y muestran que esta relación varía entre regiones articulares. Su expresión general se presenta en la Ecuación 11, en la que los parámetros b_0 y b_1 dependen de la región articular analizada (z).

$$MET_z = b_{0,z} MVC_z^{b_{1,z}}$$

Ecuación 11

donde:

- MET_z es el tiempo máximo de resistencia, expresado en segundos.
- MVC_z es la intensidad de la contracción expresada como fracción de la capacidad máxima, entre 0 y 1.
- $b_{0,z}$ y $b_{1,z}$ son los parámetros correspondientes a la región articular.

En **Ergoniza Intelligent** el usuario puede emplear el cuadro de la Figura 42 para establecer la duración del esfuerzo cuando selecciona la opción “No se repite, es esporádico, pero se sostiene cierto tiempo” del cuadro “Repetitividad”. Dada la duración del esfuerzo introducida, **Ergoniza Intelligent** calcula la contracción voluntaria máxima recomendada despejándola de la Ecuación 11.

Ergoniza Intelligent adopta como criterio preventivo que la duración introducida no supere el 50 % del tiempo máximo de resistencia estimado mediante los modelos empleados siguiendo la guía de límites umbral (Threshold Limit Values, TLV) publicada por la ACGIH²² (American Conference of Governmental Industrial Hygienists). De este modo se introduce un margen respecto al tiempo experimental previsto

hasta el agotamiento. Este criterio se utiliza para obtener una intensidad recomendada de contracción y no debe interpretarse como una predicción exacta del momento en que aparecerá fatiga en un trabajador concreto. ACGIH recomienda utilizar este umbral como referencia práctica para limitar la duración de las contracciones musculares estáticas.

10.2.3 %MVC recomendado en tareas repetitivas

En **tareas repetitivas** se ejecutan movimientos o esfuerzos similares de manera cíclica. Estas tareas se caracterizan por estar organizadas en ciclos de trabajo que se repiten de forma continua. La repetitividad implica que, dentro de cada ciclo, los mismos grupos musculares son activados de manera reiterada, lo que puede conducir a la acumulación de fatiga y aumentar el riesgo de desarrollar trastornos musculoesqueléticos si no se gestionan adecuadamente los tiempos de esfuerzo y recuperación.

Cuando el usuario de **Ergoniza Intelligent** selecciona la opción “Se repite porque forma parte de un ciclo de movimientos” del cuadro “Repetitividad” de la Figura 42, debe introducir la duración del ciclo de trabajo, la duración de un esfuerzo y el número de esfuerzos realizados por cada ciclo de trabajo. Con estos datos **Ergoniza Intelligent** calcula el porcentaje de tiempo de esfuerzo respecto al tiempo total de duración del ciclo de trabajo.

Obtenido este dato, se emplea el procedimiento establecido por la ACGIH (2016) para calcular el porcentaje máximo de contracción voluntaria (%MVC) recomendado en tareas de trabajo repetitivo, es decir, aquellas que se ejecutan en ciclos de actividad. La curva TLV de ACGIH se basa principalmente en datos psicofísicos sobre esfuerzos máximos aceptables, complementados con evidencia fisiológica y biomecánica. Su finalidad es establecer combinaciones recomendadas de intensidad y ciclo de trabajo para limitar la aparición de fatiga localizada persistente en los miembros superiores.

La curva TLV (*Threshold Limit Value*) define el %MVC recomendado en función del ciclo de trabajo (*duty cycle*, DC), es decir, del porcentaje del tiempo total del ciclo durante el cual existe esfuerzo muscular. En el procedimiento de ACGIH se considera tiempo de actividad aquel durante el cual el esfuerzo supera el 5 % de la capacidad máxima. En **Ergoniza Intelligent**, el usuario identifica ese tiempo al introducir la

²⁰ K. El Ahrache, Da. Imbeau, and B. Farbos, “Percentile Values for Determining Maximum Endurance Times for Static Muscular Work,” *International Journal of Industrial Ergonomics* 36, no. 2 (2006): 99–108, doi:10.1016/j.ergon.2005.08.003.

²¹ Laura A. Frey Law and Keith G. Avin, “Endurance Time Is Joint-Specific: A Modelling and Meta-Analysis Investigation,” *Ergonomics* 53, no. 1 (2010): 109–29, doi:10.1080/00140130903389068.

²² ACGIH, “Ergonomic Threshold Limit Value (TLV) for Hand Activity Level (HAL) and Muscle Fatigue,” in *2016 TLVs and BEIs* (Cincinnati, OH: ACGIH, 2016), ERG-1–ERG-14.

duración de cada esfuerzo y el número de esfuerzos realizados durante el ciclo; el programa utiliza esos datos para calcular el DC mediante la Ecuación 12.

$$DC = 100 \cdot \frac{n \cdot t_e}{T_c}$$

Ecuación 12

donde:

- n es el número de esfuerzos por ciclo,
- t_e la duración de cada esfuerzo y
- T_c la duración total del ciclo.

Que el %MVC real supere el valor recomendado por la curva TLV para un determinado DC indica una condición desfavorable respecto al criterio de fatiga localizada y señala la conveniencia de reducir la intensidad del esfuerzo, su duración o su frecuencia.

Para la determinación cuantitativa de este límite, se emplea la Ecuación 13.

$$\%MVC_{TLV} = 100 \cdot \left[-0.143 \cdot \ln\left(\frac{DC}{100}\right) + 0.066 \right]$$

Ecuación 13

donde %MVC_{TLV} es el porcentaje máximo recomendado por la curva para el ciclo de trabajo analizado y DC (duty cycle) es la parte del tiempo de ciclo durante el cual se realiza el esfuerzo expresado en porcentaje.

Para obtener el %MVC recomendado final, Ergoniza Intelligent multiplica el valor proporcionado por la curva TLV por el coeficiente de adaptación correspondiente a la región anatómica, mostrado en la Tabla 3. El resultado se limita en todos los casos al 100 % de la capacidad isométrica máxima individualizada.

La curva TLV de ACGIH está definida específicamente para la fatiga localizada del miembro superior, considerando esfuerzos en mano/muñeca, antebrazo, codo y hombro. Por tanto, su aplicación directa al tronco y a las extremidades inferiores no puede considerarse una equivalencia normativa.

En el caso del tronco y de las extremidades inferiores no existe una curva TLV de uso general, directamente comparable a la propuesta por ACGIH para el miembro superior. No obstante, la literatura sobre tiempos máximos de resistencia muestra que la fatiga no evoluciona de la misma forma en todas las articulaciones, y que el tiempo de resistencia depende de la

región corporal implicada. En particular, los modelos de tiempo de resistencia publicados muestran diferencias sistemáticas entre articulaciones, con mayor resistencia relativa en el tobillo y menor resistencia en regiones como el hombro y la rodilla.

Región anatómica	Coef.	Justificación
Miembro superior	1.0	Aplicación directa de la curva TLV de ACGIH.
Tronco	1.0	Sin incremento por criterio preventivo y ausencia de TLV general equivalente para tronco.
Cadera / muslo	1.3	Adaptación moderada ante ausencia de TLV específica.
Rodilla	1.2	Adaptación moderada; la literatura no justifica una tolerancia alta generalizada.
Tobillo	1.8	Adaptación mayor por la mayor resistencia relativa a la fatiga descrita en modelos de endurance time.

Tabla 3: Coeficientes internos de adaptación aplicados a la curva TLV de ACGIH para estimar el %MVC recomendable en tareas repetitivas.

Por este motivo, **Ergoniza Intelligent** emplea la curva TLV de ACGIH como referencia general para representar el efecto del duty cycle sobre el porcentaje máximo recomendable de contracción voluntaria, pero introduce los coeficientes internos de adaptación mostrados en la Tabla 3 para considerar las diferencias relativas de resistencia entre regiones anatómicas.

Por este motivo, **Ergoniza Intelligent** emplea la curva TLV de ACGIH como referencia general para representar el efecto del duty cycle sobre el porcentaje máximo recomendable de contracción voluntaria, pero introduce un coeficiente interno de adaptación según la región anatómica (Tabla 3). Este coeficiente no debe interpretarse como una TLV específica para tronco o extremidades inferiores, sino como una aproximación ergonómica destinada a evitar que una curva definida para miembro superior se aplique de forma indiferenciada a todo el cuerpo, en coherencia con la mayor resistencia relativa a la fatiga descrita para algunas articulaciones en los modelos de tiempo máximo de resistencia (endurance time)²³.

10.3 Carga acumulada de esfuerzo en el análisis de múltiples posturas

Cuando la actividad analizada está formada por una secuencia de posturas, la valoración del esfuerzo no puede basarse únicamente en el valor instantáneo máximo alcanzado en una

²³ Law and Avin, "Endurance Time Is Joint-Specific: A Modelling and Meta-Analysis Investigation."



articulación ni en el porcentaje de contracción voluntaria máxima recomendado para una postura aislada. En una tarea desarrollada a lo largo del tiempo también deben considerarse la intensidad y la duración de los momentos articulares, su repetición, la alternancia entre paquetes musculares funcionales y la recuperación parcial que puede producirse durante los periodos de menor exigencia o inactividad.

Por este motivo, **Ergoniza Intelligent** incorpora un procedimiento para calcular la carga acumulada de esfuerzo en secuencias de posturas. Su objetivo es estimar, para cada articulación y canal biomecánico, la exposición acumulada derivada de la evolución temporal del esfuerzo relativo. A diferencia del análisis de una sola postura, en el que el Momento Máximo Base se determina a partir de las condiciones de duración o repetitividad definidas por el usuario, en el análisis de múltiples posturas se procesa la evolución completa de la actividad.

En cada intervalo temporal, el programa calcula la intensidad relativa del esfuerzo, la transforma en una dosis temporal y la integra teniendo en cuenta la recuperación parcial. Las dosis se mantienen separadas por articulación, canal biomecánico y paquete muscular funcional, de manera que los esfuerzos correspondientes a paquetes antagonistas no se suman como si constituyeran una misma exposición muscular.

El resultado debe interpretarse como una carga acumulada de esfuerzo o dosis biomecánica acumulada. No representa el porcentaje de contracción voluntaria máxima instantáneo, una probabilidad directa de lesión ni una medición fisiológica individual de fatiga muscular. En los apartados siguientes se desarrollan la fundamentación del procedimiento, sus distintas etapas de cálculo y los criterios empleados para interpretar sus resultados.

10.3.1 Concepto de carga acumulada de esfuerzo

Una tarea puede presentar esfuerzos instantáneos moderados y, sin embargo, generar una exposición biomecánica relevante si dichos esfuerzos se mantienen durante un tiempo prolongado, se repiten con frecuencia o solicitan reiteradamente el mismo paquete muscular funcional. De forma inversa, un esfuerzo elevado pero muy breve puede tener una importancia diferente a la de un esfuerzo similar mantenido o repetido sin periodos suficientes de recuperación.

Por este motivo, en el análisis de múltiples posturas **Ergoniza Intelligent** incorpora el concepto de **carga acumulada de esfuerzo** (Figura 43). Esta magnitud representa la exposición

biomecánica temporal derivada de la historia de esfuerzos relativos producidos durante la actividad. Su cálculo no pretende identificar únicamente el instante más desfavorable de la secuencia, sino valorar cómo la combinación de intensidad, duración, repetición y recuperación parcial determina la exigencia acumulada sobre las articulaciones y los paquetes musculares funcionales implicados.

El punto de partida del cálculo es el esfuerzo relativo requerido en cada instante de la secuencia. Este se obtiene relacionando el momento articular necesario para mantener la postura y equilibrar las cargas externas con la capacidad isométrica máxima individualizada correspondiente al canal biomecánico y al paquete muscular funcional actuante. Expresar el esfuerzo de esta forma permite comparar demandas de distinta magnitud en relación con la capacidad funcional estimada para cada canal y postura. No obstante, el esfuerzo relativo instantáneo no constituye por sí mismo el resultado del análisis acumulado, sino la variable de entrada a partir de la cual se calcula la dosis temporal de esfuerzo.

La transformación del esfuerzo relativo en una dosis temporal se fundamenta en la relación no lineal existente entre la intensidad relativa de una contracción y el tiempo durante el cual puede mantenerse antes de alcanzar la fatiga. Esta relación ha sido descrita mediante modelos de tiempo máximo de resistencia (MET, del inglés *maximum endurance time*), entre ellos los modelos específicos por región articular desarrollados por Frey Law y Avin²⁴. Estos modelos muestran que, al aumentar el esfuerzo relativo, el tiempo durante el cual puede mantenerse la contracción disminuye de manera pronunciada.

A partir de este planteamiento, cada intervalo de la secuencia se interpreta como el consumo de una fracción del tiempo límite correspondiente al nivel de esfuerzo observado. Por tanto, el procedimiento no suma directamente momentos articulares ni porcentajes de contracción voluntaria máxima, sino dosis temporales de exposición. Un mismo intervalo genera una contribución mayor cuando el esfuerzo relativo es elevado y menor cuando es reducido. La magnitud resultante puede entenderse, por tanto, como una dosis biomecánica acumulada asociada al esfuerzo.

²⁴ Ibid.

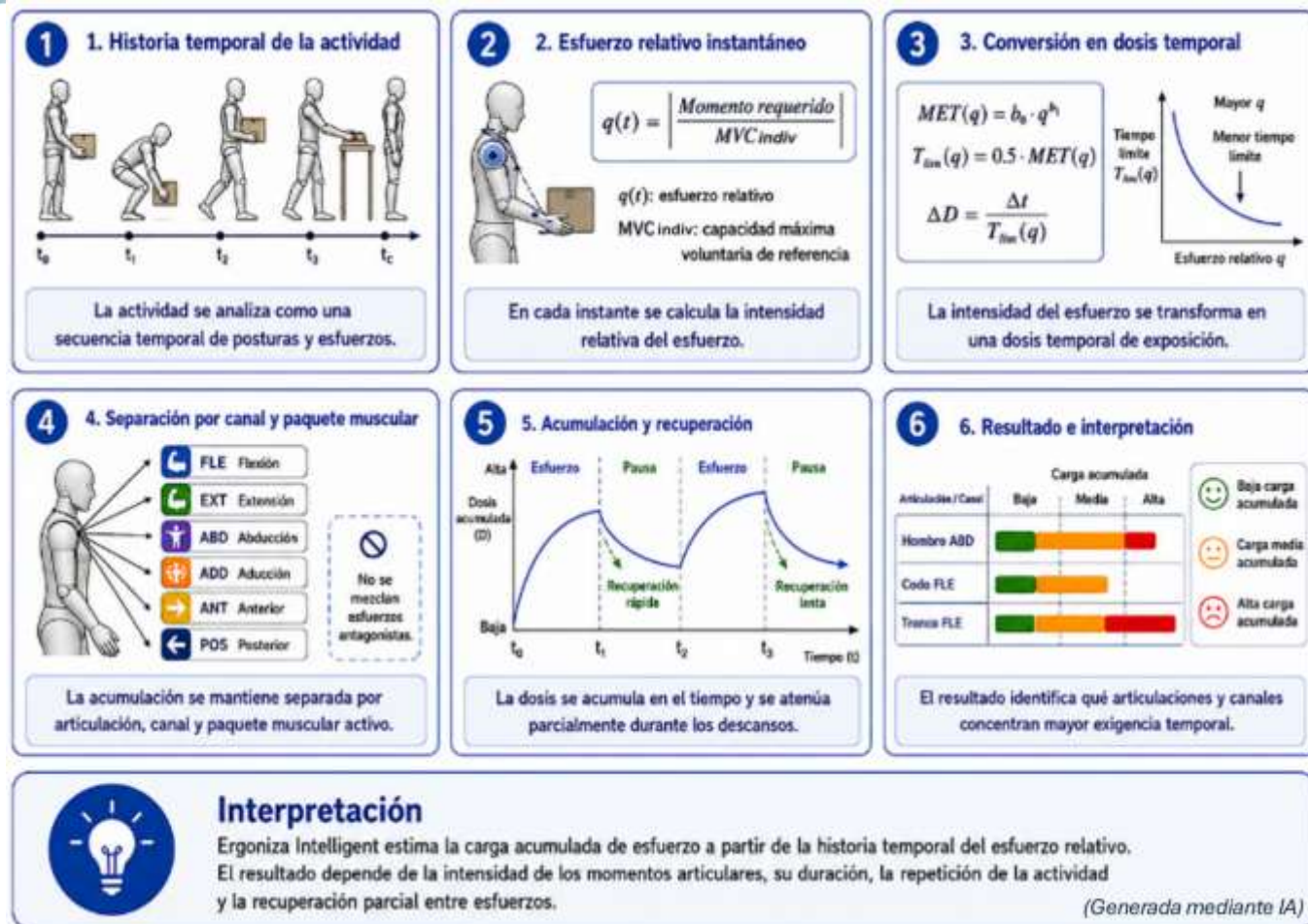


Figura 43: Cálculo de la carga acumulada de esfuerzo en múltiples posturas.

La acumulación se realiza de forma diferenciada para cada articulación, canal biomecánico y paquete muscular funcional. En este contexto, un paquete muscular representa el grupo funcional que debe actuar para resistir el momento calculado (por ejemplo, flexores, extensores, abductores o aductores) y no un músculo anatómico individual. Los esfuerzos correspondientes a paquetes antagonistas se mantienen separados, ya que no representan una misma exposición muscular. De este modo, un momento que requiere la actuación de los flexores no se acumula junto con otro que solicita los extensores, y se procede de forma análoga con las restantes direcciones de esfuerzo.

El procedimiento también considera que la exposición previa no conserva indefinidamente la misma relevancia. Cuando la exigencia sobre un paquete muscular disminuye o cesa, puede producirse una recuperación parcial. Esta recuperación es progresiva y depende del tiempo transcurrido con una demanda reducida o en reposo. El tratamiento de este fenómeno se apoya en los modelos dinámicos de fatiga y recuperación propuestos por Ma et al.²⁵ y por Xia y Frey Law²⁶, así como en los desarrollos posteriores de Frey Law et al.²⁷, Looft et al.²⁸ y Sonne y Potvin²⁹ para esfuerzos sostenidos, tareas intermitentes e historias temporales complejas de fuerza.

²⁵ Liang Ma et al., "A New Simple Dynamic Muscle Fatigue Model and Its Validation," *International Journal of Industrial Ergonomics* 39 (2009): 211–20, doi:10.1016/j.ergon.2008.04.004.

²⁶ Xia and Frey Law, "A Theoretical Approach for Modeling Peripheral Muscle Fatigue and Recovery."

²⁷ Laura A. Frey-Law, John M. Looft, and Jesse Heitsman, "A Three-Compartment Muscle Fatigue Model Accurately Predicts Joint-Specific Maximum Endurance Times for Sustained Isometric Tasks,"

Journal of Biomechanics 45 (2012): 1803–8, doi:10.1016/j.jbiomech.2012.04.018.

²⁸ Looft, Herkert, and Frey-Law, "Modification of a Three-Compartment Muscle Fatigue Model to Predict Peak Torque Decline during Intermittent Tasks."

²⁹ Michael W. Sonne and Jim R. Potvin, "A Modified Version of the Three-Compartment Model to Predict Fatigue during Submaximal Tasks with Complex Force-Time Histories," *Ergonomics* 59, no. 1 (2016): 85–98, doi:10.1080/00140139.2015.1051597.

La carga acumulada de esfuerzo debe interpretarse como un indicador ergonómico de exposición biomecánica temporal. Su finalidad es ayudar a identificar qué articulaciones y paquetes musculares concentran mayor exigencia a lo largo de una actividad, valorar el efecto de la repetición, estimar la influencia de los descansos y comparar alternativas de diseño o ejecución de una tarea. No equivale al porcentaje de contracción voluntaria máxima instantáneo, a una media de esfuerzos ni a una predicción directa de lesión o fatiga fisiológica individual. Su utilidad reside en proporcionar una medida estructurada de cómo se distribuye y acumula la exigencia muscular relativa durante una secuencia de posturas, dentro de las hipótesis biomecánicas y ergonómicas adoptadas para el análisis³⁰.

10.3.2 Esfuerzo relativo instantáneo

Como se ha expuesto al describir la valoración personalizada del esfuerzo (Sección 10.1.1.1) y el porcentaje de contracción voluntaria máxima recomendado para una postura aislada (Sección 10.2), la exigencia correspondiente a una articulación puede expresarse en términos relativos comparando el momento articular requerido con la capacidad isométrica máxima estimada para el canal biomecánico y el paquete muscular funcional actuante. En el análisis de múltiples posturas se aplica esta misma lógica sucesivamente a lo largo de toda la secuencia temporal.

Para cada canal biomecánico c , el esfuerzo relativo instantáneo se define como:

$$q_c(t) = \left| \frac{M_{req,c}(t)}{M_{isom,max,c,m}(t)} \right|$$

Ecuación 14

donde:

- $M_{req,c}(t)$ es el momento articular requerido en el canal biomecánico c y en el instante t ,
- $M_{isom,max,c,m}(t)$ es el momento isométrico máximo individualizado estimado para ese mismo canal, postura y paquete muscular funcional m , y
- m es el paquete muscular funcional que debe actuar para resistir el momento requerido en ese instante.

El sentido del momento requerido determina el paquete muscular funcional actuante. Por ejemplo, según el convenio de signos establecido para cada canal, un sentido del

momento puede requerir la actuación de los flexores y el contrario la de los extensores. Una vez identificado el paquete muscular, el esfuerzo relativo se calcula empleando el valor absoluto del cociente, puesto que la magnitud relevante para determinar la dosis temporal es la proporción de su capacidad máxima que debe desarrollar dicho paquete.

El valor $q_c(t)$ es adimensional y representa la fracción de la capacidad isométrica máxima solicitada en ese instante. Así, un valor de 0,25 indica que el momento requerido equivale al 25 % de la capacidad máxima estimada para el canal y el paquete muscular correspondientes. Un valor de 1 equivale al 100 % de dicha capacidad, mientras que un valor superior a 1 indica que el momento requerido supera la capacidad isométrica máxima estimada.

En este cálculo se utiliza la capacidad isométrica máxima individualizada, sin aplicar la reducción definida para la duración o repetitividad de una postura aislada. Por tanto, no se emplea como denominador el Momento Máximo Base calculado en el análisis de una sola postura. En el análisis acumulado, la influencia del tiempo se introduce posteriormente, transformando el esfuerzo relativo instantáneo en una dosis temporal de exposición. De este modo, se evita contabilizar dos veces el efecto de la duración y la repetitividad.

Esta normalización permite que el procedimiento no acumule directamente momentos articulares expresados en newtons metro (N·m), sino esfuerzos relativos a la capacidad funcional estimada. En consecuencia, un mismo momento requerido puede representar intensidades relativas diferentes según la articulación, la postura adoptada y el paquete muscular funcional que deba generarlo.

Cuando la demanda de un canal se resuelve mediante un límite articular pasivo y no mediante la actuación de un paquete muscular, ese intervalo no añade una nueva dosis muscular ordinaria. La carga previamente acumulada continúa, no obstante, disminuyendo conforme al procedimiento de recuperación parcial descrito en la Sección 10.3.7.

10.3.3 Obtención del tiempo límite de exposición mediante curvas MET

Una vez determinado el esfuerzo relativo instantáneo $q_c(t)$, el siguiente paso consiste en relacionarlo con el tiempo durante el cual podría mantenerse de forma continuada. Para ello se emplean modelos de tiempo máximo de resistencia (MET, del

³⁰ H. Iridiastadi and M. A. Nussbaum, "Muscle Fatigue and Endurance during Repetitive Intermittent Static Efforts: Development of

Prediction Models," *Ergonomics*, 2006, doi:10.1080/00140130500475666.

inglés *maximum endurance time*), que expresan la relación entre la intensidad relativa de una contracción y el tiempo máximo durante el cual puede sostenerse.

Como se expuso al tratar los esfuerzos estáticos, esta relación no es lineal. Cuando el esfuerzo relativo aumenta, el tiempo máximo de resistencia disminuye de forma rápida. Por este motivo, pequeñas diferencias en el esfuerzo relativo requerido pueden producir diferencias importantes en el tiempo durante el cual podría mantenerse. Este comportamiento ha sido descrito en la literatura clásica sobre contracciones estáticas y en modelos posteriores de tiempo de resistencia, incluidos los modelos específicos por articulación³¹.

Ergoniza Intelligent utiliza los modelos potenciales obtenidos por Frey Law y Avin a partir de un metaanálisis de los tiempos de resistencia observados en diferentes regiones corporales. Para la región corporal z correspondiente al canal biomecánico analizado, el tiempo máximo de resistencia se calcula mediante:

$$MET_z(q) = b_{0,z} \cdot q^{b_{1,z}}$$

Ecuación 15

donde $MET_z(q)$ es el tiempo máximo de resistencia estimado, expresado en segundos, para la región corporal z , q es el esfuerzo relativo expresado como fracción de la capacidad isométrica máxima; y $b_{0,z}$ y $b_{1,z}$ son los coeficientes correspondientes a esa región (Tabla 4). En todos los modelos utilizados, el exponente $b_{1,z}$ es negativo, por lo que el tiempo máximo de resistencia disminuye al aumentar la intensidad relativa del esfuerzo.

Región	$b_{0,z}$	$b_{1,z}$
Muñeca	33,55	-1,61
Codo	17,98	-2,21
Hombro	14,86	-1,83
Tronco	22,69	-2,27
Rodilla	19,38	-1,88
Tobillo	34,71	-2,06
Cadera	21,92	-1,98

Tabla 4: Coeficientes de los modelos de tiempo máximo de resistencia

Los modelos específicos de Frey Law y Avin comprenden el tobillo, el tronco, la mano o agarre, el codo, la rodilla y el hombro. Puesto que el estudio no proporciona un modelo específico para la cadera, Ergoniza Intelligent utiliza para ella el modelo general obtenido a partir del conjunto de datos. Para

los esfuerzos de la muñeca se emplea el modelo correspondiente a la mano o agarre.

El valor $MET_z(q)$ representa una estimación del tiempo máximo de mantenimiento del esfuerzo hasta la fatiga. Sin embargo, en el análisis ergonómico no resulta adecuado utilizar el tiempo máximo de resistencia como límite operativo directo, ya que dicho valor se asocia a una condición límite de agotamiento. Por este motivo, Ergoniza Intelligent aplica un criterio preventivo y define el tiempo límite de exposición como el 50 % del tiempo máximo de resistencia estimado:

$$T_{lim,z}(q) = 0.5 \cdot MET_z(q)$$

Ecuación 16

El factor 0,5 constituye un criterio preventivo interno de Ergoniza Intelligent y permite establecer un tiempo de referencia inferior al tiempo máximo estimado hasta la fatiga. No debe interpretarse como un valor límite normativo ni como una garantía universal de ausencia de fatiga. Su utilización es conceptualmente coherente con el enfoque preventivo de los valores límite de la ACGIH³² para la fatiga muscular localizada, en los que el agotamiento no se adopta como referencia directa de aceptabilidad.

El tiempo límite $T_{lim,z}(q)$ debe interpretarse como el tiempo de exposición de referencia para el nivel de esfuerzo relativo observado en un instante determinado. Si el esfuerzo relativo es bajo, el tiempo límite será elevado y la contribución acumulativa de un intervalo temporal breve será reducida. Por el contrario, si el esfuerzo relativo es alto, el tiempo límite será bajo y ese mismo intervalo temporal consumirá una fracción mayor del tiempo admisible.

La transformación de $q_z(t)$ en $T_{lim,z}(q)$ es el paso que permite convertir una magnitud instantánea de intensidad muscular relativa en una magnitud temporal. A partir de este tiempo límite puede calcularse, para cada intervalo de la secuencia, qué fracción del tiempo límite preventivo de referencia ha sido consumida. Esa fracción constituye la dosis temporal de esfuerzo que se integrará posteriormente en el cálculo de la carga acumulada.

10.3.4 Cálculo de la dosis temporal de esfuerzo

Una vez obtenido el tiempo límite $T_{lim,z(c)}(q_c(t))$ correspondiente al esfuerzo relativo observado en un canal

³¹ Rohmert, "Ermittlung von Erholungspausen F" ur Statische Arbeit Des Menschen"; El Ahrache, Imbeau, and Farbos, "Percentile Values for Determining Maximum Endurance Times for Static Muscular

Work"; Law and Avin, "Endurance Time Is Joint-Specific: A Modelling and Meta-Analysis Investigation."

³² ACGIH, "Ergonomic Threshold Limit Value (TLV) for Hand Activity Level (HAL) and Muscle Fatigue."

biomecánico, cada intervalo temporal de la actividad puede transformarse en una fracción del tiempo límite de referencia. Esta fracción se denomina **dosis temporal de esfuerzo** y representa qué parte del tiempo límite corresponde a la exposición producida durante un intervalo de la actividad.

Para un canal biomecánico c , la dosis temporal elemental se calcula como:

$$\Delta D_c(t) = \frac{\Delta t}{T_{lim,z(c)}(q_c(t))}$$

Ecuación 17

donde:

- Δt es la duración del intervalo temporal considerado, expresada en segundos,
- $q_c(t)$ es el esfuerzo relativo del canal c ,
- $z(c)$ es la región corporal a la que pertenece el canal biomecánico y
- $T_{lim,z(c)}(q_c(t))$ es el tiempo límite de exposición correspondiente a esa región y al esfuerzo relativo considerado.

Esta formulación permite interpretar la exposición de forma proporcional al tiempo límite correspondiente a la intensidad del esfuerzo. Por ejemplo, si para un determinado esfuerzo relativo el tiempo límite preventivo fuera de 100 segundos, mantener ese esfuerzo durante 10 segundos supondría una dosis temporal de 0,10. Si, por el contrario, el esfuerzo relativo fuera mayor y el tiempo límite se redujera a 20 segundos, esos mismos 10 segundos supondrían una dosis de 0,50. Por tanto, la misma duración cronológica puede tener una contribución acumulativa muy diferente en función de la intensidad relativa del esfuerzo.

Para evitar que esfuerzos muy reducidos generen dosis numéricas poco significativas, **Ergoniza Intelligent** aplica un umbral mínimo del 5 % de la capacidad isométrica máxima individualizada. Cuando $q_c(t)$ no supera 0,05, el intervalo no añade una nueva dosis, aunque la carga acumulada existente continúa disminuyendo por efecto de la recuperación. Para el cálculo de la dosis mediante las curvas MET, los esfuerzos relativos superiores a 1,20 se evalúan como 1,20, es decir, como el 120 % de la capacidad isométrica máxima. Esta limitación evita extrapolar las curvas MET fuera del intervalo adoptado para el cálculo; no modifica el momento requerido ni el indicador instantáneo mostrado por el programa.

La dosis no se calcula directamente a partir del momento articular expresado en newtons metro (N·m), sino del momento normalizado respecto a la capacidad isométrica máxima individualizada. En consecuencia, un momento

moderado en una articulación con menor capacidad relativa puede generar una dosis mayor que un momento mecánicamente superior en otra articulación con mayor capacidad.

Una secuencia puede contener intervalos breves de esfuerzo elevado, periodos prolongados de esfuerzo moderado y periodos con una demanda baja o nula. Cada intervalo cuyo esfuerzo supera el umbral aporta una dosis proporcional a su duración e inversamente proporcional al tiempo límite correspondiente. De este modo, el resultado no depende únicamente del máximo instantáneo, sino de toda la historia temporal del esfuerzo.



(Generada mediante IA)

Figura 44: Cálculo de la dosis temporal de esfuerzo

La dosis temporal elemental es una magnitud adimensional. Un valor $\Delta D_c = 0.20$ indica que el intervalo considerado ha consumido el 20 % del tiempo límite preventivo asociado al esfuerzo relativo observado. Las dosis generadas en intervalos sucesivos se integran teniendo en cuenta la recuperación parcial para estimar la carga acumulada de cada canal biomecánico y paquete muscular funcional durante la actividad.

Este planteamiento (Figura 44) permite comparar exposiciones con perfiles temporales diferentes. Dos tareas con el mismo esfuerzo máximo instantáneo pueden generar dosis acumuladas distintas si una mantiene el esfuerzo durante más tiempo, si lo repite con mayor frecuencia o si ofrece menor recuperación entre esfuerzos. Del mismo modo, una tarea sin picos muy elevados puede alcanzar una carga acumulada relevante si mantiene una exigencia moderada durante periodos prolongados.

10.3.5 Separación por articulación, canal biomecánico y paquete muscular funcional

La dosis temporal de esfuerzo no se acumula de forma global para todo el cuerpo ni de manera indiferenciada para una articulación completa. Una misma articulación puede generar momentos alrededor de diferentes ejes de movimiento y, dentro de cada uno de ellos, requerir alternativamente la actuación de paquetes musculares funcionales antagonistas. Por este motivo, el cálculo se organiza en tres niveles: articulación, canal biomecánico y paquete muscular funcional.

La **articulación** identifica la localización anatómica de la exposición. Las articulaciones izquierdas y derechas se calculan separadamente cuando corresponde, puesto que pueden adoptar posturas diferentes y estar sometidas a cargas distintas.

Un **canal biomecánico** representa un grado de libertad o eje funcional de generación de momento. Por ejemplo, flexión-extensión constituye un canal; abducción-aducción, otro; y las rotaciones alrededor de otro eje pueden constituir un tercer canal. Por tanto, los dos sentidos opuestos de un mismo movimiento no se consideran canales distintos, sino acciones antagonistas dentro del mismo canal.

Esta diferenciación es coherente con la forma en que se calculan los momentos y las capacidades isométricas máximas. Una articulación puede presentar capacidades diferentes según el eje de movimiento y el paquete muscular funcional que deba actuar. Por ello, la exigencia correspondiente a la flexión-extensión no debe mezclarse con la correspondiente a la abducción-aducción o a la rotación.

Dentro de cada canal se distinguen los **paquetes musculares funcionales**. Un paquete muscular no representa un músculo anatómico individual, sino el grupo funcional que debe generar el momento resistente: por ejemplo, flexores o extensores, abductores o aductores, y rotadores en uno u otro sentido.

El sentido del momento requerido, de acuerdo con el convenio establecido para cada canal (véase la Sección 8), permite identificar el paquete muscular actuante en cada instante. Una vez identificado, la magnitud del esfuerzo relativo se obtiene mediante el valor absoluto del cociente definido anteriormente y la dosis temporal correspondiente se asigna exclusivamente a ese paquete muscular.

Esta separación es necesaria porque los esfuerzos antagonistas no deben acumularse como si constituyeran una exposición continuada sobre el mismo grupo funcional. Por ejemplo, una fase en la que actúan los flexores y otra en la que actúan los extensores pertenecen al mismo canal de flexión-

extensión, pero generan dosis en paquetes musculares diferentes. Cuando el esfuerzo cambia de sentido, la nueva dosis se incorpora al paquete que pasa a estar activo, mientras que la historia acumulada del paquete antagonista se conserva separadamente y puede disminuir por efecto de la recuperación.

Conceptualmente, la carga acumulada correspondiente a una articulación a , un canal biomecánico c y un paquete muscular funcional m se representa mediante $D_{a,c,m}(t)$. Cada combinación de articulación, canal y paquete muscular mantiene su propia evolución temporal. Cuando un canal contiene varios paquetes musculares antagonistas, su valor resumen no se obtiene sumando sus cargas. Se selecciona la mayor carga acumulada entre los paquetes musculares funcionales del canal:

$$D_{a,c}(t) = \max_{m \in M_{a,c}} D_{a,c,m}(t)$$

Ecuación 18

donde $M_{a,c}$ es el conjunto de paquetes musculares funcionales asociados al canal c de la articulación a . Así, si los flexores presentan una carga acumulada de 0,60 y los extensores una carga de 0,40, el valor resumen del canal flexión-extensión es 0,60. El paquete que determina el resultado puede cambiar a lo largo de la actividad a medida que evolucionan las dosis y la recuperación.

10.3.6 Integración temporal de la dosis y actualización de la carga acumulada

Una vez calculada la dosis temporal elemental correspondiente a cada intervalo, la carga acumulada de esfuerzo se obtiene procesando ordenadamente todos los intervalos de la actividad. Cada uno de ellos se caracteriza por su duración, el esfuerzo relativo existente en cada canal biomecánico y el paquete muscular funcional que debe actuar.

La integración no consiste únicamente en sumar todas las dosis generadas desde el comienzo de la actividad. La exposición acumulada previamente pierde parte de su valor por efecto de la recuperación, incluso durante los intervalos en los que se genera una nueva dosis. Por tanto, en cada intervalo se realizan sucesivamente dos operaciones:

- Se aplica la recuperación correspondiente a la duración del intervalo sobre la carga previamente acumulada por todos los paquetes musculares.
- La nueva dosis temporal se añade exclusivamente al paquete muscular funcional actuante.

Integración temporal de la carga acumulada

En cada intervalo se recupera primero el estado anterior y después se añade la nueva dosis exclusivamente al paquete muscular funcional actuante.

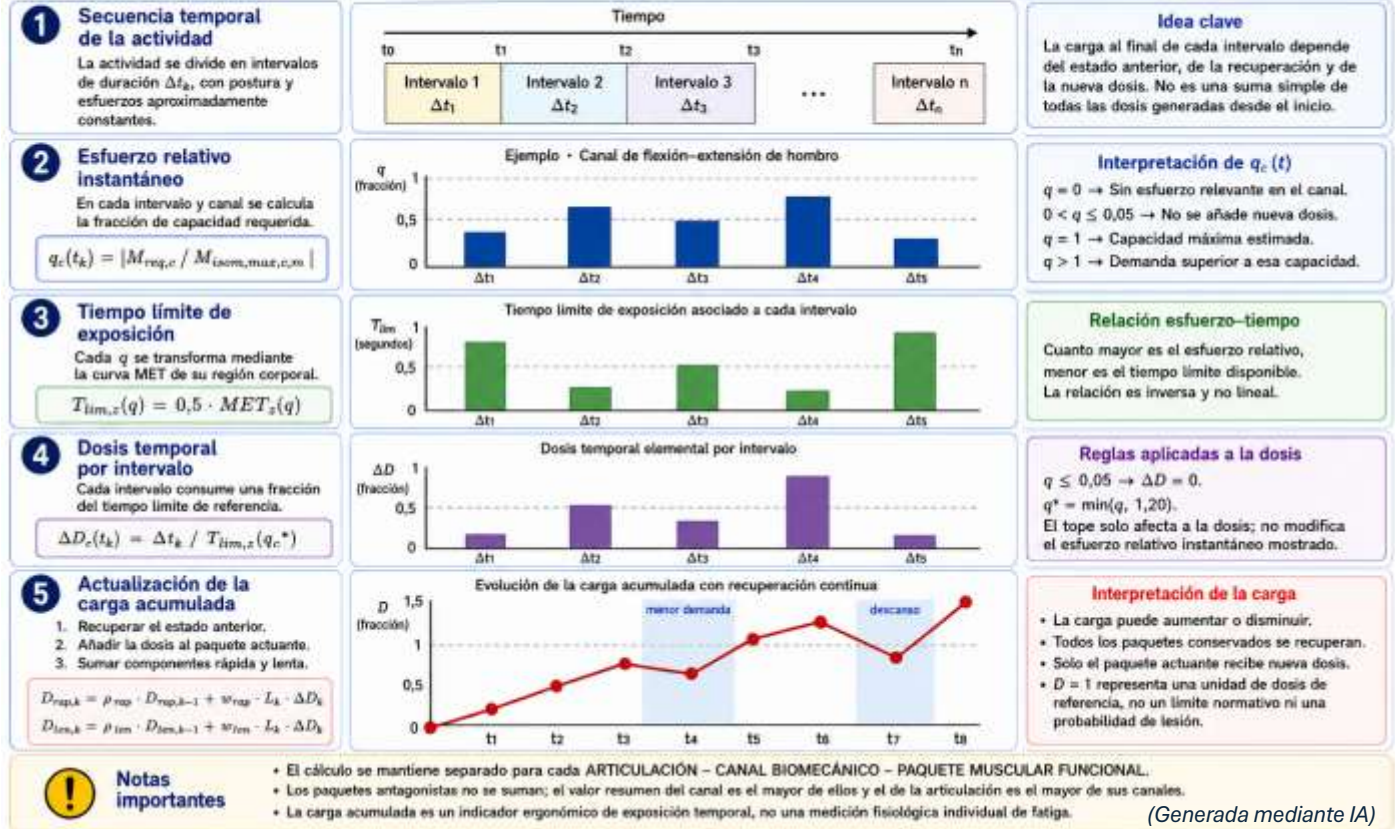


Figura 45: Integración temporal de la carga acumulada.

Para representar este proceso, la carga acumulada de cada paquete muscular se divide en una componente de carga con recuperación rápida y otra con recuperación lenta. Para una articulación a , un canal biomecánico c , un paquete muscular funcional m y un intervalo k , ambas componentes se actualizan mediante:

$$D_{a,c,m,k}^{rap} = \rho_{rap}(\Delta t_k) D_{a,c,m,k-1}^{rap} + \omega_{rap} I_{a,c,m,k} \Delta D_c(t_k)$$

Ecuación 19

$$D_{a,c,m,k}^{len} = \rho_{len}(\Delta t_k) D_{a,c,m,k-1}^{len} + \omega_{len} I_{a,c,m,k} \Delta D_c(t_k)$$

Ecuación 20

donde:

- $D_{a,c,m,k}^{rap}$ y $D_{a,c,m,k}^{len}$ son las componentes rápida y lenta de la carga al finalizar el intervalo k .
- $\rho_{rap}(\Delta t_k)$ y $\rho_{len}(\Delta t_k)$ son los factores de permanencia de ambas componentes durante el intervalo. Sus valores se encuentran entre 0 y 1.
- ω_{rap} y ω_{len} son las proporciones de la nueva dosis asignadas a cada componente y cumplen $\omega_{rap} + \omega_{len} = 1$.

- $I_{a,c,m,k}$ vale 1 cuando m es el paquete muscular actuante en el intervalo y 0 para los restantes paquetes.
- $\Delta D_c(t_k)$ es la dosis temporal elemental generada durante el intervalo.

La carga acumulada del paquete muscular al finalizar el intervalo es la suma de sus dos componentes:

$$D_{a,c,m,k} = D_{a,c,m,k}^{rap} + D_{a,c,m,k}^{len}$$

Ecuación 21

Al comienzo de la actividad, ambas componentes tienen valor cero. En cada intervalo, la recuperación se aplica a todos los paquetes musculares que conservan carga acumulada, incluidos aquellos que no están actuando en ese momento. Después se distribuye la nueva dosis entre las componentes rápida y lenta del paquete muscular actuante.

De esta forma, acumulación y recuperación pueden producirse simultáneamente. Cuando la nueva dosis es mayor que la reducción producida por la recuperación, la carga neta aumenta. Cuando la dosis es pequeña o nula y predomina la



recuperación, la carga disminuye. Por tanto, la evolución de la carga acumulada no tiene que ser siempre creciente.

Si el esfuerzo cambia de sentido y requiere la actuación de un paquete antagonista, la nueva dosis se asigna a ese paquete. El paquete que actuaba anteriormente deja de recibir dosis, pero conserva su propio estado y continúa recuperándose. De este modo, las historias temporales de los distintos paquetes musculares funcionales se mantienen separadas.

La carga acumulada puede consultarse al finalizar la actividad o en cualquier instante intermedio. Su evolución permite identificar los periodos en los que la exposición aumenta con mayor rapidez, aquellos en los que se produce una recuperación apreciable y los canales o paquetes musculares que concentran una mayor exigencia temporal.

Si no se considerase la recuperación, los factores ρ serían iguales a 1 y el procedimiento se reduciría a una suma de las dosis elementales. La forma y los parámetros concretos de los factores de recuperación se describen en la sección siguiente.

10.3.7 Recuperación parcial entre esfuerzos

La integración temporal de la dosis permite estimar cómo evoluciona la carga acumulada cuando un paquete muscular funcional permanece sometido a esfuerzo. Sin embargo, en una actividad real la exigencia no suele mantenerse constante. Pueden existir intervalos en los que disminuya, cambie de dirección, se desplace hacia un paquete muscular antagonista o cese temporalmente. Durante estos periodos, la carga acumulada previamente puede reducirse parcialmente por efecto de la recuperación.

Ergoniza Intelligent aplica la recuperación separadamente a cada articulación, canal biomecánico y paquete muscular funcional. En cada intervalo temporal se atenúan las cargas previamente almacenadas por todos los paquetes musculares. Si durante ese mismo intervalo se genera una nueva dosis, esta se añade después exclusivamente al paquete muscular actuante. Por tanto, la recuperación se aplica de forma continua, incluso mientras se genera una nueva exposición: la carga neta aumenta cuando la nueva dosis supera la reducción producida por la recuperación y disminuye cuando predomina esta última.

La recuperación se representa mediante dos componentes exponenciales: una componente rápida, que pierde relevancia con mayor rapidez, y una componente lenta, que conserva durante más tiempo parte de la exposición previa. Para un intervalo de duración Δt los factores de permanencia de ambas componentes son:

$$\rho_{rap}(\Delta t) = 2^{-\Delta t/h_{rap}}$$

$$\rho_{len}(\Delta t) = 2^{-\Delta t/h_{len}}$$

Ecuación 22

donde h_{rap} y h_{len} son las semividas de las componentes rápida y lenta, respectivamente. La semivida indica el tiempo necesario para que una componente conserve la mitad del valor que presentaba al comienzo del intervalo.

En ausencia de una nueva dosis, las dos componentes de la carga se actualizan mediante:

$$D_{a,c,m}^{rap}(t + \Delta t) = D_{a,c,m}^{rap}(t) \cdot 2^{-\Delta t/h_{rap}}$$

$$D_{a,c,m}^{len}(t + \Delta t) = D_{a,c,m}^{len}(t) \cdot 2^{-\Delta t/h_{len}}$$

Ecuación 23

y la carga restante es:

$$D_{a,c,m}(t + \Delta t) = D_{a,c,m}^{rap}(t + \Delta t) + D_{a,c,m}^{len}(t + \Delta t)$$

Ecuación 24

Cuando se genera una nueva dosis temporal, esta se distribuye entre ambas componentes de acuerdo con sus pesos relativos:

$$\omega_{rap} + \omega_{len} = 1$$

Ecuación 25

La actualización completa, incluyendo simultáneamente recuperación y nueva dosis, es la definida en la Sección anterior.

Para una dosis aislada distribuida inicialmente entre las dos componentes, la proporción que permanece después de un intervalo Δt puede expresarse como:

$$R(\Delta t) = \omega_{rap} \cdot 2^{-\Delta t/h_{rap}} + \omega_{len} \cdot 2^{-\Delta t/h_{len}}$$

Ecuación 26

Esta expresión resulta útil para representar la recuperación de una dosis aislada. Cuando la carga procede de múltiples dosis generadas en instantes diferentes, el sistema conserva y actualiza separadamente las componentes rápida y lenta, puesto que cada una puede presentar en ese momento una proporción distinta del valor total.

El empleo de dos componentes con semividas diferentes es una aproximación simplificada a un proceso de recuperación

que no se desarrolla a una velocidad única. Yates et al.³³ observaron que la recuperación de la resistencia muscular dinámica progresaba con rapidez al inicio, alcanzaba aproximadamente el 50 % a los 2 minutos y 15 segundos, era algo inferior al 90 % a los 20 minutos y se ajustaba mejor mediante una curva exponencial de tres componentes. Por su parte, Iridiastadi y Nussbaum³⁴ destacaron la dificultad de representar la recuperación en tareas intermitentes y su dependencia de las condiciones de carga. Looft et al.³⁵ adaptaron un modelo de compartimentos a tareas intermitentes, y Looft y Frey Law³⁶ mostraron que aumentar la tasa de recuperación durante los intervalos de descanso mejora la representación de estas tareas. En conjunto, estos resultados justifican distinguir una recuperación inicial más rápida de otra más persistente, sin pretender reproducir individualmente toda la fisiología de la recuperación.

En la configuración predeterminada de *Ergoniza Intelligent* se emplean los siguientes valores:

$$\begin{aligned}\omega_{rap} &= 0,70, h_{rap} = 120 \text{ s} \\ \omega_{len} &= 0,30, h_{len} = 600 \text{ s}\end{aligned}$$

Por tanto, el 70 % de cada nueva dosis se asigna a la componente rápida, cuya semivida es de 2 minutos, y el 30 % restante a la componente lenta, cuya semivida es de 10 minutos. Después de 120 segundos, la componente rápida conserva el 50 % del valor que tenía al comienzo del intervalo; después de otros 120 segundos conserva el 25 %, y así sucesivamente. La componente lenta evoluciona de la misma forma, pero con una semivida mayor.

Considerando conjuntamente ambas componentes, una dosis aislada conserva aproximadamente el 61 % de su valor después de 120 segundos y el 17 % después de 600 segundos. De este modo, una pausa breve reduce parcialmente la influencia de la exposición anterior, mientras que una pausa más prolongada produce una reducción mayor sin eliminarla de forma instantánea.

Estos valores deben interpretarse como parámetros predeterminados del modelo, no como constantes universales. Se han elegido para representar un comportamiento intermedio y prudente: una recuperación apreciable durante los primeros minutos, pero sin anular inmediatamente el efecto de las exposiciones repetidas. El

usuario puede modificarlos en el cuadro **Repeticiones de la actividad** (Figura 46), dentro del apartado **Decaimiento temporal de fatiga**. Los pesos de las dos componentes son complementarios: al modificar uno, el programa ajusta el otro para que ambos sumen 1. Las semividas se introducen en segundos. Para abrir este cuadro, en el modo *Múltiples posturas* puede emplearse el botón **Tiempos** del menú lateral izquierdo o el botón con el icono de un reloj situado en la parte inferior del cuadro **Esfuerzo** mostrado en la Figura 38. El apartado **Decaimiento temporal de fatiga** aparece plegado por defecto; para desplegarlo, basta con hacer clic en su encabezado.

Figura 46: Recuperación parcial entre esfuerzos.

Este procedimiento permite diferenciar actividades que generan dosis semejantes, pero presentan una distribución temporal diferente. Una secuencia de esfuerzos repetidos con pausas breves producirá normalmente una carga acumulada mayor que la misma secuencia separada por descansos más prolongados. Del mismo modo, la alternancia entre paquetes

³³ J. W. Yates et al., “Recovery of Dynamic Muscular Endurance,” *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 56 (1987): 662–67, doi:10.1007/BF00424807.

³⁴ Iridiastadi and Nussbaum, “Muscle Fatigue and Endurance during Repetitive Intermittent Static Efforts: Development of Prediction Models.”

³⁵ Looft, Herkert, and Frey-Law, “Modification of a Three-Compartment Muscle Fatigue Model to Predict Peak Torque Decline during Intermittent Tasks.”

³⁶ John M. Looft and Laura A. Frey-Law, “Adapting a Fatigue Model for Shoulder Flexion Fatigue: Enhancing Recovery Rate during Intermittent Rest Intervals,” *Journal of Biomechanics*, 2020, doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109762.

musculares antagonistas permite que cada paquete se recupere parcialmente durante los intervalos en los que actúa el contrario.

La recuperación parcial calculada no debe interpretarse como una restitución completa de la capacidad muscular ni como una simulación fisiológica individual. Su función es representar, de forma ergonómica y operativa, que la exposición previa pierde progresivamente relevancia cuando disminuye la demanda sobre un canal biomecánico. Este planteamiento resulta especialmente importante en tareas intermitentes, en las que la historia temporal del esfuerzo, los descansos y la distribución de los periodos activos condicionan la carga acumulada final³⁷.

10.3.8 Consideración de tareas repetitivas y descansos entre repeticiones

Muchas actividades laborales no se desarrollan como una única secuencia aislada, sino como ciclos de trabajo que se repiten varias veces. En estos casos, la carga acumulada de esfuerzo no depende únicamente de lo que ocurre dentro de un ciclo, sino también de las repeticiones realizadas previamente y del descanso existente entre ellas. Dos actividades con el mismo ciclo base pueden producir resultados diferentes si una se repite varias veces sin pausas suficientes y otra se realiza con periodos de recuperación más prolongados.

En el análisis de actividades repetitivas, *Ergoniza Intelligent* interpreta la secuencia de posturas introducida como un ciclo representativo de la actividad. Dentro de cada repetición se calcula la evolución de la dosis temporal y de la carga acumulada para cada articulación, canal biomecánico y paquete muscular funcional, aplicando el procedimiento descrito en los apartados anteriores.

El usuario selecciona la repetición de la actividad que desea representar y analizar mediante el cuadro de diálogo de la Figura 46. Si selecciona la repetición **N**, el programa considera que antes de la secuencia mostrada se han completado **N-1** ciclos idénticos, con el descanso configurado entre ellos. Por tanto, la repetición seleccionada comienza con la carga residual procedente de las repeticiones anteriores.

De forma conceptual, consideremos que $D_{a,c,m}^{rap, inicio(i)}$ representa la componente rápida de la carga acumulada al inicio de la repetición *i*, $D_{a,c,m}^{rap, fin(i)}$ representa la componente rápida de la carga acumulada al final de la

repetición *i*, $D_{a,c,m}^{len, inicio(i)}$ representa la componente lenta de la carga acumulada al inicio de la repetición *i* y $D_{a,c,m}^{len, fin(i)}$ representa la componente lenta de la carga acumulada al final de la repetición *i*. La primera repetición comienza con una carga acumulada igual a cero:

$$D_{a,c,m}^{rap, inicio(1)} = D_{a,c,m}^{len, inicio(1)} = 0$$

Sin embargo, las repeticiones posteriores pueden comenzar con una carga residual. Si T_d es la duración del descanso entre ciclos, el estado al comienzo de la repetición **i+1** se obtiene aplicando la recuperación al estado existente al final de la repetición *i*:

$$D_{a,c,m}^{rap, inicio(i+1)} = D_{a,c,m}^{rap, fin(i)} \cdot 2^{-T_d/h_{rap}}$$

$$D_{a,c,m}^{len, inicio(i+1)} = D_{a,c,m}^{len, fin(i)} \cdot 2^{-T_d/h_{len}}$$

Ecuación 27

La carga total existente al comienzo de la nueva repetición es:

$$D_{a,c,m}^{inicio(i+1)} = D_{a,c,m}^{rap, inicio(i+1)} + D_{a,c,m}^{len, inicio(i+1)}$$

Ecuación 28

Por tanto, si el descanso es breve, una parte importante de la carga acumulada al final del ciclo se conserva al inicio del siguiente. Si el descanso es más prolongado, la carga residual es menor. La recuperación se aplica separadamente a cada paquete muscular funcional, de manera que unos paquetes pueden comenzar la nueva repetición con más carga residual que otros.

Durante cada repetición, la carga evoluciona aplicando continuamente la recuperación y añadiendo las dosis temporales generadas por los esfuerzos de la secuencia. En consecuencia, una repetición posterior puede presentar valores más elevados que la primera aunque el ciclo biomecánico sea idéntico, porque parte de la exposición producida en los ciclos anteriores permanece al comienzo de la repetición.

Este planteamiento permite diferenciar tres situaciones frecuentes. Una actividad repetida con descansos breves tenderá a producir una acumulación progresiva, especialmente en los paquetes musculares solicitados reiteradamente. Con pausas intermedias, la carga aumentará

³⁷ Sonne and Potvin, "A Modified Version of the Three-Compartment Model to Predict Fatigue during Submaximal Tasks with Complex Force-Time Histories."

durante los periodos de esfuerzo y disminuirá parcialmente durante los descansos. Con pausas más prolongadas, la carga residual puede reducirse considerablemente antes del ciclo siguiente, disminuyendo el efecto acumulativo de las repeticiones anteriores.

10.3.8.1 Duración de la actividad representada

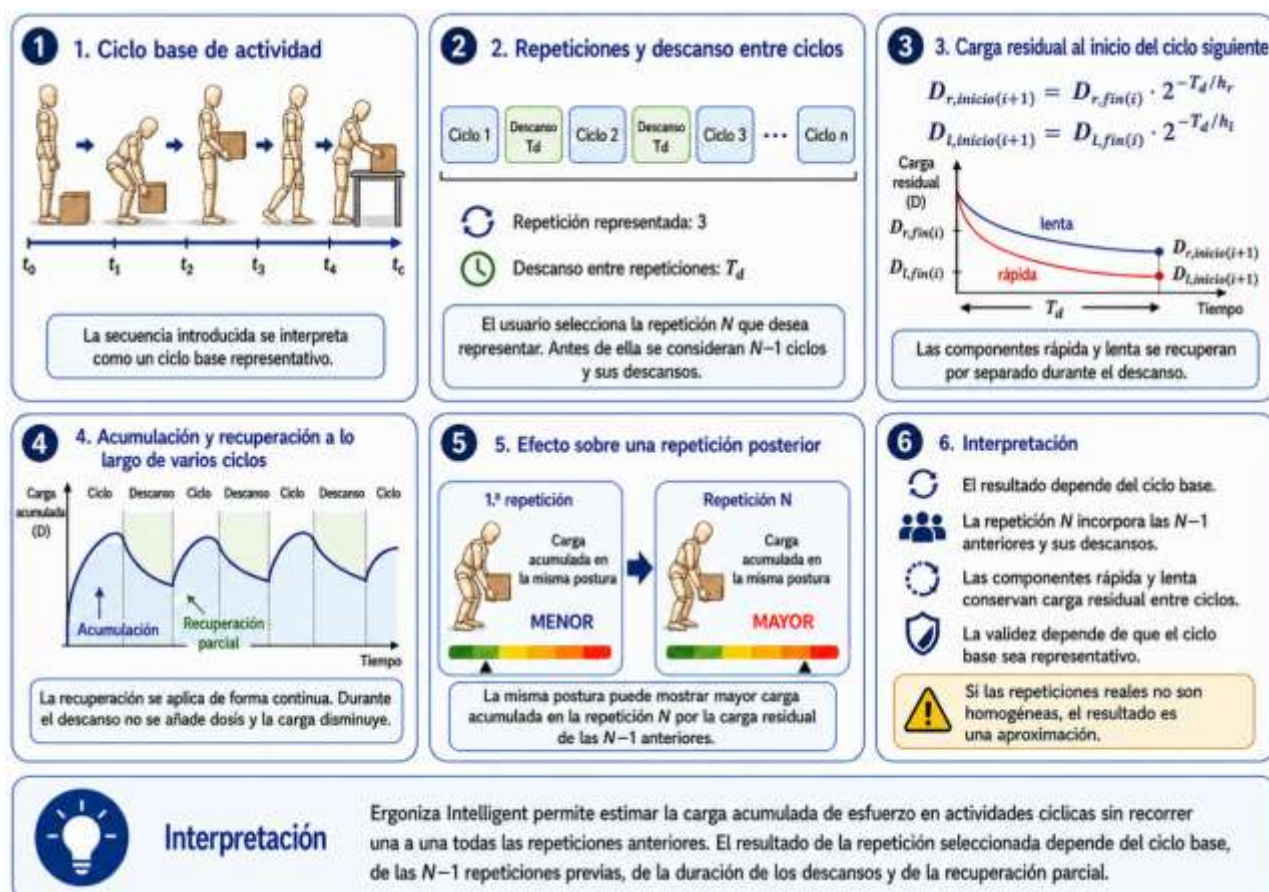
Si cada ciclo tiene una duración T_c , el descanso entre ciclos es T_d y se selecciona la repetición N en el cuadro de diálogo de la Figura 46, el tiempo transcurrido desde el comienzo de la primera repetición hasta el final de la repetición mostrada es:

$$T_{\text{actividad}} = N \cdot T_c + (N - 1)T_d$$

Ecuación 29

Se consideran **N-1** descansos porque no se añade un descanso después de la repetición representada. El cuadro de configuración muestra esta duración total para que el usuario pueda comprobar el periodo de actividad que está mostrando.

La consideración de repeticiones y descansos resulta especialmente relevante en tareas intermitentes. En ellas, la intensidad instantánea del esfuerzo no describe por sí sola la exigencia real de la actividad. La distribución temporal de los esfuerzos, la duración de los periodos activos, la frecuencia de repetición y la duración de las pausas determinan la carga acumulada final. Este enfoque es coherente con los modelos de fatiga-recuperación aplicados a tareas con historias temporales complejas de fuerza y con los estudios que muestran que la recuperación durante los descansos modifica la evolución de la fatiga en esfuerzos submáximos e intermitentes³⁸.



(Generada mediante IA)

Figura 47: Consideración de tareas repetitivas y descansos entre repeticiones.

³⁸ Xia and Frey Law, "A Theoretical Approach for Modeling Peripheral Muscle Fatigue and Recovery"; Ma et al., "A New Simple Dynamic Muscle Fatigue Model and Its Validation"; Sonne and Potvin, "A Modified Version of the Three-Compartment Model to Predict

Fatigue during Submaximal Tasks with Complex Force-Time Histories"; Looft, Herkert, and Frey-Law, "Modification of a Three-Compartment Muscle Fatigue Model to Predict Peak Torque Decline during Intermittent Tasks."



El resultado correspondiente a una repetición determinada debe interpretarse teniendo en cuenta el ciclo completo de trabajo y descanso. Una misma postura puede presentar una carga acumulada reducida durante la primera repetición y un valor mayor cuando aparece después de varios ciclos con recuperación insuficiente (Figura 47). Por ello, el análisis permite valorar tanto la exigencia producida dentro del ciclo base como el efecto de su repetición a lo largo del tiempo.

La opción **Considerar repeticiones y descansos** de la Figura 46 activa el cálculo de la carga acumulada de esfuerzo. Cuando está marcada y se selecciona la repetición 1, el programa analiza la primera ejecución de la secuencia, sin repeticiones previas ni descansos entre ciclos, pero considerando la acumulación y la recuperación que se producen dentro de la propia secuencia. Cuando se selecciona una repetición posterior, se incorporan además los ciclos y descansos anteriores.

Si la opción se desactiva, **Ergoniza Intelligent** no calcula ni muestra la carga acumulada de esfuerzo. El esfuerzo articular instantáneo y los demás resultados biomecánicos continúan calculándose normalmente, pero no se proyecta la historia temporal de la actividad mediante este indicador.

10.3.9 Resultado final e interpretación ergonómica

El resultado del cálculo es una carga acumulada de esfuerzo para cada articulación, canal biomecánico y paquete muscular funcional. Esta magnitud es adimensional y representa el estado de exposición acumulada producido por las dosis temporales generadas durante la actividad, una vez considerada la recuperación parcial y continua descrita en los apartados anteriores.

Cuando la carga acumulada se expresa como porcentaje, un valor del 100 % corresponde al umbral preventivo definido por el modelo. Los valores superiores al 100 % indican que dicho umbral ha sido superado en las condiciones analizadas. Este umbral no representa una frontera fisiológica exacta ni implica necesariamente que se haya producido fatiga o lesión, sino que señala una situación que requiere especial atención durante la evaluación ergonómica.

Cuando está activado el control **Calcular % esfuerzo máximo recomendable**, situado en el apartado **Ajuste de prioridad epidemiológica** del cuadro **Ajustes del análisis biomecánico**, **Ergoniza Intelligent** multiplica la carga acumulada base por el factor de ponderación correspondiente a la zona corporal. Por tanto, el porcentaje mostrado y su comparación con el umbral del 100 % incorporan la prioridad epidemiológica seleccionada. Este ajuste se describe en la Sección 10.1.1.1.1.

La carga se mantiene separada para cada articulación, canal biomecánico y paquete muscular funcional. Para obtener el valor resumen de un canal biomecánico, Ergoniza Intelligent selecciona la mayor carga acumulada entre los paquetes musculares asociados a sus sentidos de actuación. Del mismo modo, el valor global mostrado para una articulación corresponde al canal que presenta la mayor carga acumulada. Por tanto, las cargas de paquetes musculares antagonistas o de distintos canales biomecánicos no se suman entre sí.

La interpretación del resultado debe realizarse de forma desagregada. Un valor elevado en una articulación permite localizar la zona anatómica sometida a mayor exposición, mientras que el canal biomecánico y el paquete muscular funcional permiten identificar con mayor precisión el tipo de esfuerzo que la ha generado. Por ejemplo, una carga acumulada elevada en la abducción del hombro no tiene la misma interpretación que una carga elevada en flexión, extensión o rotación. De igual modo, una carga elevada en los extensores de la muñeca representa una exposición diferente de la generada por los flexores o por los paquetes asociados a las desviaciones radial y cubital.

El resultado no debe confundirse con el esfuerzo relativo instantáneo. Un canal puede presentar un esfuerzo elevado en un momento concreto y, sin embargo, mantener una carga acumulada moderada si la exposición es breve o si existen periodos suficientes de recuperación. De forma inversa, esfuerzos instantáneos moderados pueden originar una carga acumulada elevada cuando se mantienen durante un tiempo prolongado o se repiten con frecuencia sin una recuperación suficiente.

La carga acumulada de esfuerzo permite, por tanto, distinguir situaciones que no pueden diferenciarse adecuadamente mediante el análisis de una única postura o mediante el valor máximo de esfuerzo alcanzado. Dos actividades pueden presentar el mismo esfuerzo máximo instantáneo en un determinado canal y, sin embargo, producir cargas acumuladas distintas si difieren en la duración de la exposición, el número de repeticiones, la distribución temporal de los esfuerzos o la duración de los descansos. Esta característica resulta especialmente relevante en tareas cíclicas o intermitentes.

Desde el punto de vista ergonómico, los resultados permiten identificar las articulaciones, canales biomecánicos y paquetes musculares funcionales que concentran mayor exposición temporal. Esta información puede utilizarse para comparar alternativas de diseño, modificar la distribución de las cargas, reducir la duración de determinadas fases, introducir descansos, redistribuir los esfuerzos entre ambos

lados del cuerpo o evitar que un mismo paquete muscular sea solicitado repetidamente sin recuperación suficiente.

Cuando varios canales presentan valores elevados, debe analizarse el patrón completo de exposición. La carga puede concentrarse en una única región corporal o distribuirse entre varias articulaciones y paquetes musculares. En el primer caso, las medidas preventivas deberían orientarse prioritariamente a reducir la solicitud del canal afectado. En el segundo, puede ser necesario revisar de forma más general la organización de la tarea, la secuencia de movimientos, la altura de trabajo, la localización de las cargas o la frecuencia de repetición.

La Figura 48 muestra una postura concreta dentro de una actividad repetida. En la parte superior del cuadro **Esfuerzo** aparece el indicador instantáneo activo. Su denominación depende de los controles seleccionados en el cuadro **Ajustes del análisis biomecánico**:

- Se muestra el **Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable (%EMR)** cuando está activado el control **Calcular % esfuerzo máximo recomendable**.
- Se muestra el **Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada (%CAR)** cuando el control anterior está desactivado y permanece activado **Considerar la carga acumulada en el % de esfuerzo recomendado**.
- Se muestra el **Porcentaje de Capacidad Isométrica Máxima Utilizada** cuando ambos controles están desactivados.

El valor corresponde al instante representado.

Cuando interviene el modelo 3CC-r, el momento recomendable empleado como referencia puede reflejar la historia anterior de esfuerzo y recuperación del paquete muscular. No obstante, este indicador instantáneo es diferente de la **carga acumulada de esfuerzo** que se muestra en la parte inferior del cuadro y que se calcula mediante el procedimiento de dosis temporal descrito en este apartado.

En la parte inferior del cuadro se muestra la carga acumulada de esfuerzo. En el ejemplo se ha seleccionado la repetición 10 y se ha establecido un descanso de un minuto entre repeticiones. Por tanto, el resultado mostrado durante esa repetición incorpora el efecto del ciclo base, de las nueve

repeticiones anteriores y de la recuperación parcial producida durante los descansos. Una misma postura puede presentar así cargas acumuladas diferentes según aparezca en la primera repetición o después de varios ciclos de trabajo.



Figura 48: Interpretación de la carga acumulada de esfuerzo.

En consecuencia, la carga acumulada de esfuerzo debe interpretarse como un indicador relativo, preventivo y comparativo de exposición biomecánica temporal. No constituye una medición directa de la fatiga fisiológica individual ni una probabilidad de lesión. Su utilidad reside en mostrar cómo se combinan la intensidad, la duración, la repetición y la recuperación parcial, y en ayudar al ergónomo a identificar dónde y cómo puede reducirse la exposición.

10.4 Modelo 3CC-r y Momento Recomendable en el análisis de múltiples posturas

El modelo de tres compartimentos, denominado **3CC** (*Three-Compartment Controller*), fue propuesto para representar de forma simplificada la evolución de la fatiga muscular periférica y la recuperación durante una actividad³⁹. Posteriormente se obtuvieron parámetros específicos para diferentes regiones articulares⁴⁰. El modelo **3CC-r** es una modificación destinada a representar mejor las tareas intermitentes mediante un multiplicador que aumenta la recuperación durante los periodos de reposo⁴¹. Esta modificación también ha sido estudiada específicamente para la articulación del hombro⁴².

³⁹ Xia and Frey Law, "A Theoretical Approach for Modeling Peripheral Muscle Fatigue and Recovery."

⁴⁰ Frey-Law, Looft, and Heitsman, "A Three-Compartment Muscle Fatigue Model Accurately Predicts Joint-Specific Maximum Endurance Times for Sustained Isometric Tasks."

⁴¹ Looft, Herkert, and Frey-Law, "Modification of a Three-Compartment Muscle Fatigue Model to Predict Peak Torque Decline during Intermittent Tasks."

⁴² John M. Looft and Laura A. Frey Law, "Adapting a Fatigue Model for Shoulder Flexion Fatigue: Enhancing Recovery Rate during Intermittent Rest Intervals," *Journal of Biomechanics*, 2020, doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109762.



El modelo considera que, en cada instante, la capacidad muscular se distribuye entre tres estados: una fracción **en reposo**, disponible para ser activada; una fracción **activa**, empleada para generar el momento requerido; y una fracción **fatigada**, temporalmente no disponible. Un mecanismo de control regula el paso entre los estados de reposo y activación para responder a la demanda. Durante el esfuerzo, una parte de la capacidad activa pasa al estado fatigado según una tasa de fatiga propia de la región corporal. Al disminuir o cesar el esfuerzo, la capacidad fatigada se recupera progresivamente y vuelve al estado de reposo. En 3CC-r esta recuperación se incrementa durante los intervalos sin demanda mediante el multiplicador de recuperación r .

Ergoniza Intelligent aplica el modelo separadamente a cada articulación, canal biomecánico y paquete muscular funcional. En cada instante calcula la demanda relativa comparando la magnitud del momento requerido con la capacidad isométrica máxima individualizada correspondiente a la postura, las características del trabajador y el paquete muscular actuante. Los paquetes musculares antagonistas, como flexores y extensores, mantienen estados independientes, puesto que la activación o recuperación de uno de ellos no debe confundirse con la del paquete contrario.

Para utilizar 3CC-r como criterio recomendable y no como una predicción directa del agotamiento, Ergoniza Intelligent incorpora un margen preventivo. La evolución empleada para obtener el momento recomendable sitúa el límite preventivo en el 50 % del tiempo máximo de resistencia estimado por el propio modelo para la región corporal. Por tanto, el resultado no pretende predecir el instante exacto en que un trabajador concreto alcanzará la fatiga, sino establecer una referencia preventiva que considere la historia temporal de esfuerzos y recuperaciones.

$$M_{rec,3CC-r,z}(t) = M_{iso,z}(t) \cdot f_{3CC-r,z}(t)$$

Ecuación 30

Donde:

- $M_{rec,3CC-r,z}(t)$ es el **Momento Recomendable 3CC-r** para la articulación o canal z en el instante t ;
- $M_{iso,z}(t)$ es el momento correspondiente a la capacidad isométrica máxima individualizada para la articulación o canal z en el instante t ;
- $f_{3CC-r,z}(t)$ es la fracción de capacidad recomendable obtenida mediante el modelo, con valores comprendidos entre 0 y 1.

Cuando aumenta la fracción fatigada, este factor disminuye y se reduce el momento recomendable. Durante los periodos de menor exigencia o reposo, la recuperación puede hacer que el

factor vuelva a aumentar. Si la opción **Considerar la carga acumulada en el % de esfuerzo recomendado** está desactivada o el cálculo 3CC-r no está disponible, el factor toma el valor 1 y el momento de referencia coincide con la capacidad isométrica máxima individualizada.

Cuando la actividad contiene varias repeticiones, los estados de 3CC-r se propagan de un ciclo al siguiente y se considera la recuperación producida durante los descansos entre ellos. Este procedimiento es independiente del cálculo de la **carga acumulada de esfuerzo** descrito en la Sección 10.3: el estado 3CC-r no se obtiene a partir de la dosis acumulada calculada mediante las curvas MET, aunque ambos procedimientos utilizan la misma secuencia biomecánica.

El momento de referencia obtenido se combina, cuando corresponde, con el ajuste de prioridad epidemiológica descrito en la Sección 10.1.1.1. El indicador mostrado depende de los controles seleccionados en el cuadro **Ajustes del análisis biomecánico**. Cuando está activado **Calcular % esfuerzo máximo recomendable**, el programa muestra el **Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable (%EMR)**. Cuando este control está desactivado, pero está activado **Considerar la carga acumulada en el % de esfuerzo recomendado** y se dispone de un resultado válido de 3CC-r, muestra el **Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada (%CAR)**. Si ambos controles están desactivados, o no se dispone del cálculo mediante 3CC-r, muestra el **Porcentaje de Capacidad Isométrica Máxima Utilizada**.

10.5 Diferencias conceptuales entre el análisis de una postura y el análisis de múltiples posturas

El análisis de una sola postura, descrito en la Sección 10.2, y los procedimientos temporales empleados en el análisis de múltiples posturas, descritos en las Secciones 10.3 y 10.4, responden a formas diferentes de representar la actividad y proporcionan resultados complementarios.

En el análisis de *una sola postura*, la actividad se representa mediante una configuración postural fija y unas cargas determinadas. En primer lugar, **Ergoniza Intelligent** calcula la **capacidad isométrica máxima** de cada articulación y canal biomecánico, individualizada según las características del trabajador. A continuación, las condiciones de duración y repetitividad del esfuerzo determinan el **Porcentaje de Contracción Voluntaria Máxima (%MVC)** recomendado. La aplicación de este porcentaje a la capacidad isométrica máxima individualizada da como resultado el **Momento Máximo Base** empleado para valorar la postura.



El resultado puede mostrarse como **Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada (%CAR)** o, cuando está activado el control **Calcular % esfuerzo máximo recomendable**, situado en la sección **Ajuste de prioridad epidemiológica** del cuadro **Ajustes del análisis biomecánico**, como **Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable (%EMR)**. El %CAR relaciona el momento requerido con el Momento Máximo Base. El %EMR pondera posteriormente este resultado en función de la prevalencia de trastornos musculoesqueléticos asignada a la zona corporal. En ambos casos, el indicador valora la postura analizada bajo las condiciones temporales declaradas por el usuario, pero no reconstruye la evolución del esfuerzo a lo largo de una actividad.

En el análisis de *múltiples posturas*, **Ergoniza Intelligent** obtiene, por una parte, un indicador del esfuerzo correspondiente al instante representado. Cuando está activa la opción **Considerar la carga acumulada en el % de esfuerzo recomendado**, situada en el cuadro **Ajustes del análisis biomecánico**, el momento requerido se compara con el Momento Recomendable 3CC-r, que puede variar según la historia de esfuerzo y recuperación del paquete muscular actuante. Si esta opción está desactivada o el cálculo mediante 3CC-r no está disponible, el momento requerido se compara con la capacidad isométrica máxima individualizada. El funcionamiento del modelo 3CC-r se explica en la Sección 10.4.

La denominación del indicador depende de los controles seleccionados en el cuadro **Ajustes del análisis biomecánico**. Se muestra el **Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable (%EMR)** cuando está activado **Calcular % esfuerzo máximo recomendable**. Si este control está desactivado, se muestra el **Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada (%CAR)** cuando está activado **Considerar la carga acumulada en el % de esfuerzo recomendado** y se dispone de un resultado válido de 3CC-r. Si esta última opción también está desactivada o el cálculo mediante 3CC-r no está disponible, se muestra el **Porcentaje de Capacidad Isométrica Máxima Utilizada**. Aunque el indicador corresponde al instante representado, cuando interviene 3CC-r puede reflejar la historia anterior de esfuerzo y recuperación.

Por otra parte, la carga acumulada de esfuerzo se calcula mediante el procedimiento independiente descrito en la Sección 10.3. En cada intervalo, el momento requerido se relaciona con la capacidad isométrica máxima individualizada, se transforma en una dosis temporal mediante las curvas de tiempo máximo de resistencia y se integra considerando la recuperación parcial. La dosis acumulada no modifica el estado calculado mediante 3CC-r. Cuando está activado el control **Calcular % esfuerzo máximo recomendable**, el valor

de carga acumulada mostrado incorpora la ponderación correspondiente a la prevalencia de trastornos musculoesqueléticos asignada a la zona corporal.

Por tanto, el indicador instantáneo activo y la carga acumulada de esfuerzo no deben interpretarse como magnitudes equivalentes. El primero expresa la relación entre el momento requerido en la postura visible y el momento de referencia que corresponda según los ajustes seleccionados. Cuando interviene 3CC-r, ese momento de referencia puede reflejar la historia anterior de esfuerzo y recuperación. La carga acumulada representa, en cambio, el estado de exposición biomecánica alcanzado hasta el instante considerado como consecuencia de la evolución completa de los esfuerzos y de la recuperación parcial.

Cuando se consideran varios ciclos de una actividad repetitiva, la carga acumulada correspondiente a la repetición seleccionada incorpora también la carga residual procedente de las repeticiones anteriores y la recuperación producida durante los descansos entre ciclos.

Puede ocurrir que una postura presente un valor elevado en el indicador instantáneo activo y, sin embargo, produzca una carga acumulada moderada si se mantiene durante poco tiempo o va seguida de una recuperación suficiente. De forma inversa, esfuerzos instantáneos moderados pueden originar una carga acumulada elevada cuando se mantienen durante periodos prolongados o se repiten con frecuencia sobre el mismo paquete muscular sin recuperación suficiente.

El análisis de una sola postura resulta adecuado cuando la actividad puede representarse razonablemente mediante una postura característica y unas condiciones temporales sencillas. El análisis de múltiples posturas es más apropiado cuando existen cambios posturales, variaciones de las cargas, alternancia entre paquetes musculares, fases de menor exigencia, descansos o ciclos repetidos.

Ambos procedimientos deben utilizarse de forma complementaria. Los indicadores instantáneos permiten identificar las posturas o articulaciones que se encuentran más próximas a sus límites de referencia, mientras que la carga acumulada permite detectar los canales biomecánicos y paquetes musculares que concentran mayor exposición a lo largo de la actividad.

10.6 Visualización de los esfuerzos en el modelo

Ergoniza Intelligent permite representar mediante colores sobre el modelo humano los resultados del análisis de esfuerzos correspondientes a las diferentes articulaciones y



zonas corporales. Esta representación facilita la localización rápida de las zonas sometidas a mayor exigencia biomecánica, aunque su función es principalmente orientativa y debe interpretarse junto con los valores numéricos mostrados en las gráficas y tablas de resultados.

La visualización se activa mediante el botón **Visualización en el modelo**, identificado por un icono en forma de ojo situado en la parte inferior del cuadro de **Esfuerzo** (Figura 49). Al activarla, las articulaciones representadas en el modelo cambian de color según el nivel alcanzado por la magnitud seleccionada.

El color original del modelo identifica las articulaciones cuyos valores se encuentran por debajo del nivel de **advertencia**. Al aproximarse o alcanzar dicho nivel, el color evoluciona hacia el naranja. Cuando se alcanza o supera el nivel de **riesgo**, la articulación se muestra en rojo. La transición gradual entre colores permite apreciar también la proximidad a dichos niveles.

Los valores de **advertencia** y **riesgo** dependen del indicador representado. Para el Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada, el Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable, el Porcentaje de Capacidad Isométrica Máxima Utilizada y la carga acumulada de esfuerzo, los valores iniciales son el 85 % para la advertencia y el 100 % para el riesgo. Estos umbrales pueden personalizarse en el apartado **Visualización** del cuadro **Ajustes**. Cuando se representa el Porcentaje de Población Desprotegida, se aplican los límites de acción y peligro establecidos para este procedimiento, que dependen del sexo de la población analizada y de la configuración definida por el usuario.

10.6.1 Visualización en el análisis de una postura

En el análisis de una sola postura, los colores representan el indicador que se encuentre activo en el cuadro de Esfuerzo:

- El **Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada (%CAR)**, cuando está desactivado el control **Calcular % esfuerzo máximo recomendable**.
- El **Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable (%EMR)**, cuando está activado el control **Calcular % esfuerzo máximo recomendable**.
- El **Porcentaje de Población Desprotegida**, cuando se selecciona este procedimiento de valoración.

La representación corresponde exclusivamente a la postura y a las cargas mostradas en ese momento. Por tanto, permite localizar las articulaciones con mayor exigencia instantánea.

En este caso no representa la exposición acumulada a lo largo de una actividad.

10.6.2 Visualización en el análisis de múltiples posturas

En el análisis de múltiples posturas, la visualización puede mostrar el indicador instantáneo activo o la carga acumulada de esfuerzo.

El indicador instantáneo se calcula para la postura correspondiente al instante en el que se encuentra el cursor de la animación. Según el procedimiento de valoración y los ajustes seleccionados, puede corresponder al **Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada (%CAR)**, al **Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable (%EMR)**, al **Porcentaje de Capacidad Isométrica Máxima Utilizada** o al **Porcentaje de Población Desprotegida**. Al recorrer la secuencia, los colores permiten observar cómo varía la exigencia biomecánica instantánea entre unas posturas y otras.

La **carga acumulada de esfuerzo** representa el estado de exposición alcanzado hasta el instante mostrado. Por tanto, sus colores no dependen únicamente de la postura visible, sino también de los esfuerzos realizados anteriormente, de su duración y repetición, de la recuperación parcial y, cuando corresponda, de las repeticiones anteriores del ciclo analizado.

Para asignar el color de una articulación en la visualización de la carga acumulada, **Ergoniza Intelligent** utiliza el mayor valor entre los canales biomecánicos asociados a ella. De este modo, el color permite localizar el canal más desfavorable de cada articulación, sin sumar entre sí exposiciones correspondientes a movimientos o paquetes musculares diferentes.

Cuando se activa la visualización en el modo de múltiples posturas y está habilitado el cálculo de la carga acumulada, el programa solicita al usuario que elija cuál de las dos magnitudes desea representar: el indicador instantáneo activo o la carga acumulada de esfuerzo. Si el cálculo de la carga acumulada no está habilitado, se muestra directamente el indicador instantáneo.



Figura 49: Visualización de esfuerzos en el modelo.

La Figura 49 muestra un ejemplo de esta codificación mediante colores. La imagen permite identificar rápidamente las articulaciones más destacadas, pero los colores no indican por sí solos qué canal biomecánico o paquete muscular funcional ha originado el resultado. Para realizar esa interpretación deben consultarse las tablas y gráficas correspondientes.

La valoración final no debe basarse exclusivamente en la representación sobre el modelo. Deben considerarse conjuntamente los valores numéricos, la magnitud que se encuentra activa, el instante de la secuencia, la duración y repetición de los esfuerzos, la recuperación parcial y las condiciones reales de ejecución de la actividad.

10.7 Limitaciones del esfuerzo articular como indicador único de riesgo

El análisis de esfuerzos articulares permite estimar la demanda biomecánica necesaria para mantener una postura, equilibrar las cargas externas o realizar una actividad representada mediante una secuencia de posturas. Sin embargo, sus resultados no deben interpretarse como una valoración completa del riesgo ergonómico. El esfuerzo articular constituye una dimensión relevante del análisis, pero no contempla todos los mecanismos por los que una postura o una tarea pueden resultar desfavorables para el sistema musculoesquelético.

Los momentos articulares, el Porcentaje de Capacidad Articular Recomendada, el Porcentaje de Esfuerzo Máximo Recomendable, el Porcentaje de Capacidad Isométrica Máxima Utilizada, el Porcentaje de Población Desprotegida y la carga acumulada de esfuerzo proporcionan perspectivas

diferentes sobre la exigencia biomecánica. Ninguno de estos indicadores expresa por sí solo la probabilidad de que se produzca una lesión o un trastorno musculoesquelético.

Una tarea también puede resultar desfavorable por la adopción de posturas extremas o mantenidas, la sollicitación de estructuras pasivas, la compresión localizada de tejidos, el contacto con superficies, la inestabilidad, la repetitividad de movimientos de pequeña amplitud, la vibración, las condiciones ambientales, la organización del trabajo o las características individuales de la persona.

Por ello, los resultados del análisis de esfuerzos deben interpretarse conjuntamente con los restantes indicadores ergonómicos disponibles, la observación técnica de la actividad y las condiciones reales en las que se realiza el trabajo.

10.7.1 Limitaciones en el análisis de una sola postura

El cálculo de los momentos y fuerzas de reacción articulares permite estimar la demanda biomecánica necesaria para mantener una postura y equilibrar las cargas aplicadas. No obstante, un momento articular reducido no implica necesariamente que la postura sea aceptable ni que la articulación carezca de sollicitación mecánica.

La Figura 50 muestra un ejemplo de esta diferencia. En la postura **A**, la carga **P** y el peso de los segmentos corporales presentan brazos de momento apreciables respecto a la muñeca, el codo y el hombro. Los paquetes musculares correspondientes deben generar momentos internos para mantener el equilibrio, por lo que el análisis permite identificar claramente la demanda biomecánica resultante.

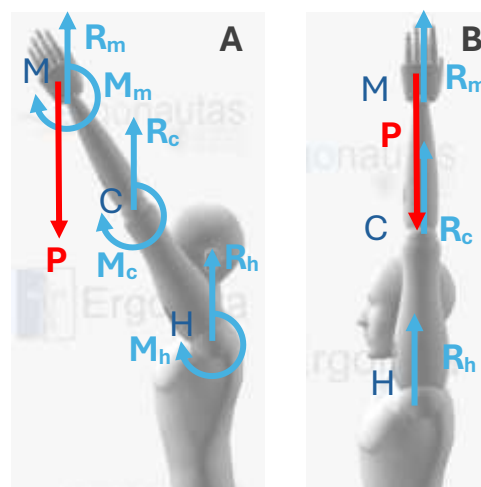


Figura 50: Influencia de la alineación de una carga con los segmentos corporales sobre los momentos articulares calculados.



En la postura **B**, la línea de acción de la carga externa se encuentra aproximadamente alineada con los segmentos del brazo. Como consecuencia, su brazo de momento respecto a las articulaciones es reducido y los momentos articulares producidos por esa carga pueden ser bajos. Sin embargo, la carga puede seguir transmitiendo fuerzas de compresión o tracción a través de las articulaciones y la postura puede exigir estabilización muscular. Además, el peso de los propios segmentos corporales puede continuar generando momentos si sus centros de masas no se encuentran alineados con las articulaciones.

Mantener el brazo elevado por encima de la cabeza también puede resultar desfavorable por la desviación respecto a una postura funcional confortable, la reducción del margen de movimiento, la compresión o tensión de determinados tejidos y la exigencia derivada del mantenimiento prolongado de la postura. Estos efectos pueden ser relevantes aunque los momentos articulares calculados sean reducidos..

De forma similar, una articulación puede encontrarse próxima a sus límites funcionales aunque el momento requerido sea bajo. En estas situaciones, el riesgo no procede necesariamente de una elevada contracción de los paquetes musculares principales, sino de la configuración postural, de la sollicitación de estructuras pasivas o de la reducción del margen disponible de movimiento.

Los indicadores empleados por **Ergoniza Intelligent** también presentan limitaciones específicas. El **%CAR** compara el momento requerido con el **Momento Máximo Base**, personalizado según las características del trabajador y las condiciones temporales declaradas para la acción, pero no contempla todos los mecanismos de riesgo musculoesquelético. El **%EMR** incorpora una ponderación basada en la prevalencia de trastornos musculoesqueléticos por zona corporal, pero debe interpretarse como un índice de prioridad preventiva y no como una estimación individual de susceptibilidad o probabilidad de lesión. El **Porcentaje de Población Desprotegida** se basa en distribuciones poblacionales de capacidad y no sustituye la valoración de las características concretas del trabajador.

Por estas razones, la evaluación de una postura no debe basarse exclusivamente en los límites de esfuerzo articular. **Ergoniza Intelligent** complementa el análisis de fuerzas y momentos con la valoración del riesgo postural y otros procedimientos de evaluación. Esta combinación permite detectar situaciones desfavorables incluso cuando la geometría de la postura da lugar a momentos articulares reducidos.

10.7.2 Limitaciones en el análisis de múltiples posturas, del modelo 3CC-r y de la carga acumulada de esfuerzo

El Momento Recomendable 3CC-r, descrito en la Sección 10.4, se obtiene mediante una modelización matemática de la evolución del esfuerzo y la recuperación durante una actividad. Sus parámetros proceden de resultados experimentales y su aplicación presupone que la secuencia de posturas, sus duraciones y los periodos de descanso representan adecuadamente la tarea analizada. Por ello, la variación del Momento Recomendable 3CC-r debe interpretarse como una estimación preventiva de la capacidad recomendable disponible, no como una medición directa del estado fisiológico, de la pérdida real de fuerza o de la fatiga residual de un trabajador concreto.

En actividades representadas mediante múltiples posturas, la carga acumulada de esfuerzo permite estimar cómo se combinan a lo largo del tiempo la intensidad relativa de los esfuerzos, su duración, su repetición y la recuperación parcial. Esta información resulta útil para identificar las articulaciones, canales biomecánicos y paquetes musculares funcionales que concentran una mayor exposición temporal. Sin embargo, el resultado debe interpretarse como un indicador ergonómico relativo de exposición biomecánica, no como una medición directa de la fatiga muscular de una persona.

La respuesta fisiológica real puede diferir de las estimaciones proporcionadas por ambos procedimientos temporales. Depende de factores que estos procedimientos no pueden representar completamente, como el entrenamiento, el estado físico, las patologías previas, la variabilidad neuromuscular, la experiencia en la tarea, la temperatura, la precisión requerida, la motivación, el dolor previo o la exposición acumulada durante el resto de la jornada. Dos personas sometidas a una misma secuencia pueden presentar respuestas diferentes, y la tolerancia de una misma persona puede variar entre distintos momentos o jornadas de trabajo.

La carga acumulada tampoco representa una probabilidad directa de lesión. Un valor elevado indica que un determinado canal biomecánico concentra una exposición temporal importante respecto al criterio preventivo adoptado, pero no permite predecir por sí solo la aparición de un trastorno musculoesquelético. La relación entre exposición y daño depende de la interacción de factores biomecánicos, individuales, ambientales y organizativos.

El resultado está condicionado por la validez de los datos de entrada y de los cálculos biomecánicos previos. Si las posturas, las cargas externas, los apoyos, las duraciones o las condiciones de equilibrio no representan adecuadamente la



actividad real, tanto el Momento Recomendable 3CC-r como la carga acumulada obtenida estarán condicionados por esas simplificaciones.

En las secuencias de posturas, **Ergoniza Intelligent** puede calcular velocidades y aceleraciones lineales y angulares a partir de la evolución temporal del modelo. Sin embargo, estas magnitudes cinemáticas no se incorporan de forma completa y sistemática como fuerzas y momentos de inercia al cálculo de los esfuerzos articulares. El modelo biomecánico de esfuerzo debe considerarse, por tanto, fundamentalmente estático o cuasiestático. Debe aplicarse con especial cautela a tareas que incluyan movimientos rápidos, impactos, aceleraciones relevantes o cambios bruscos de dirección, ya que las sollicitaciones dinámicas producidas en estas situaciones pueden no estar completamente representadas.

La transformación del esfuerzo relativo en dosis temporal se basa en curvas poblacionales de tiempo máximo de resistencia y en un criterio preventivo aplicado sobre ellas. Estas relaciones proporcionan una aproximación ergonómica útil, pero no reproducen exactamente la resistencia de todos los trabajadores ni todas las posibles condiciones de contracción.

La recuperación parcial incorporada al cálculo también constituye una aproximación. El modelo representa la pérdida progresiva de carga acumulada mediante dos componentes temporales de recuperación. La recuperación fisiológica real puede diferir según la región corporal, el paquete muscular, la intensidad y duración de la exposición previa, la alternancia entre tareas y las características de la persona.

Cuando se proyecta una actividad a varias repeticiones, el cálculo presupone que el ciclo base y los descansos definidos son representativos. Si las repeticiones reales presentan variaciones importantes en la postura, las cargas, la duración o los periodos de descanso, el resultado debe interpretarse como una aproximación a la actividad real.

El procedimiento se centra en la exposición temporal asociada a los momentos articulares. No integra todos los mecanismos de riesgo musculoesquelético, como la compresión localizada de tejidos, el contacto mecánico, la vibración, la calidad del agarre, la presión sobre estructuras articulares, la repetitividad fina de manos y dedos, la exposición al frío, los factores psicosociales o la organización global del trabajo.

En consecuencia, tanto el indicador instantáneo, cuando incorpora el Momento Recomendable 3CC-r, como la carga acumulada de esfuerzo deben utilizarse como herramientas preventivas y comparativas. El primero permite valorar cómo cambia el momento recomendable a lo largo de la secuencia en función de la historia estimada de esfuerzo y recuperación.

La segunda permite mostrar cómo se distribuye y acumula la exposición biomecánica, identificar los canales y paquetes musculares con mayor exposición y valorar el efecto potencial de cambios en la postura, las cargas, la secuencia de trabajo, las repeticiones o los descansos. La interpretación final debe considerar conjuntamente estos indicadores, la observación de la tarea real, las características de la población trabajadora y los restantes factores ergonómicos relevantes.

11 ANÁLISIS DEL RIESGO POSTURAL

El mantenimiento o la repetición de posturas forzadas o sostenidas durante la actividad puede generar fatiga y contribuir al desarrollo de trastornos musculoesqueléticos. La adopción de posturas inadecuadas es, por tanto, uno de los factores de riesgo que deben considerarse al evaluar una actividad. La reducción de la exposición a estas posturas constituye una medida preventiva fundamental.

Ergoniza Intelligent evalúa las posturas mediante tres procedimientos complementarios, que responden a criterios diferentes. El primero calcula el discomfort asociado a la postura de cada articulación mediante el procedimiento descrito en la Sección 11.2. Los otros dos aplican los métodos REBA y LUBA para valorar el riesgo derivado de las posturas adoptadas; ambos se describen en la Sección 11.3.

11.1 Rangos de movimiento de las articulaciones

Para valorar el discomfort asociado a una postura es necesario conocer los rangos de movimiento articulares. El rango de movimiento articular (ROM, por sus siglas en inglés) es el arco angular que puede recorrer una articulación entre sus posiciones límite bajo unas condiciones definidas de medición. Su amplitud depende de la geometría de las superficies articulares, de la elasticidad de los tejidos periarticulares (como la cápsula, los ligamentos y los músculos) y, cuando se mide de forma activa, de la capacidad neuromuscular para iniciar y controlar el movimiento.

Los valores de ROM presentan una elevada variabilidad interindividual, ya que dependen de múltiples factores intrínsecos y extrínsecos:

- **Edad**, por la progresiva pérdida de elasticidad y cambios estructurales del cartílago y tejidos blandos.
- **Sexo**, dado que las diferencias morfológicas y hormonales condicionan la laxitud ligamentosa y la fuerza muscular.



- **Patologías o cirugías previas**, que pueden limitar el desplazamiento por acortamientos, adherencias o pérdida de congruencia articular.
- **Nivel de actividad física y entrenamiento**, ya que la práctica regular de ejercicios de flexibilidad o fuerza puede ampliar o estabilizar el ROM.

Los valores de los ROM también dependen de la forma en la que se miden. En función del procedimiento de medición distinguimos:

- **ROM pasivo**: el evaluador desplaza la articulación sin participación activa del sujeto. Este método explora la máxima movilidad permitida por los tejidos blandos y la cápsula articular, siendo especialmente sensible a restricciones profundas (p. ej. capsulitis o fibrosis).
- **ROM activo**: el propio sujeto genera el movimiento mediante contracción muscular voluntaria. Su amplitud suele ser inferior a la del ROM pasivo, porque también intervienen la fuerza, el control neuromuscular y la coordinación.

La diferencia entre ambos depende de la articulación, la dirección del movimiento, la postura y el procedimiento de medición.

Por otra parte, algunas regiones anatómicas funcionan como complejos articulares formados por varias articulaciones que cooperan para producir un movimiento global. Por ejemplo, cuando el brazo se eleva por encima del plano horizontal, la flexión o abducción del hombro resulta de la acción coordinada de las articulaciones glenohumeral, esternoclavicular y acromioclavicular, junto con el movimiento escapulotorácico. La medición puede tratar de aislar una

articulación concreta (por ejemplo, la glenohumeral) o registrar el movimiento global del complejo, permitiendo la participación sinérgica de sus componentes. Ambos procedimientos miden realidades distintas y pueden proporcionar valores de ROM diferentes.

La literatura biomecánica y clínica recoge numerosos estudios y manuales destinados a cuantificar los rangos de movimiento articular en población adulta sana. Sin embargo, los valores publicados presentan una dispersión considerable debido, entre otros factores, a las diferencias entre los protocolos de medición, las características de las poblaciones estudiadas y la definición de los puntos de referencia y de los planos de movimiento. La postura durante la medición también influye en los resultados. Muchos estudios determinan el ROM con la persona tumbada o en posiciones clínicas normalizadas, mientras que son menos frecuentes las mediciones realizadas de pie durante una actividad.

Tras revisar la literatura⁴³ y considerar tanto las características del modelo biomecánico de [Ergoniza Intelligent](#) como el procedimiento de medición del [discomfort postural](#) descrito en la Sección 11.2.1, los ROM utilizados se basan principalmente en los datos de Kee y Karwowski (2001, 2004). Para algunos movimientos de las extremidades superiores e inferiores se han introducido modificaciones apoyadas en otras fuentes bibliográficas. Esto supone algunas diferencias con los ROM definidos en normas como la ISO-11226.

Por último, debe recordarse que estos rangos de movimiento se utilizan como referencia para calcular el [discomfort postural](#), pero no limitan por sí mismos las posturas que puede adoptar el modelo biomecánico de [Ergoniza Intelligent](#).

⁴³ G. S. Fleisig et al., "Active Range of Motion of the Shoulder: A Cross-Sectional Study of 6635 Subjects," *JSES International* 7, no. 1 (2023): 132-137, doi:10.1016/j.jseint.2022.09.008; AAOS, *Joint Motion: Method of Measuring and Recording* (Chicago, 1965); L. Cocchiarella and GBJ Andersson, *Guides to the Evaluation of Permanent Impairment. 5th Ed., The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume, 5^a* (Chicago, 2001), doi:10.2106/00004623-200109000-00050; D. Norkin, C. & White, C. Norkin, and D. White, *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry, Physiotherapy Canada, 5^a* (Philadelphia: F. A. Davis Company, 2016); D. C. Boone and S. P. Azen, "Normal Range of Motion of Joints in Male Subjects," *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 61, no. 5 (1979): 756-59, doi:10.2106/00004623-197961050-00017; B. L. Greene and S. L. Wolf, "Upper Extremity Joint Movement: Comparison of Two Measurement Devices," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 70, no. 4 (1989): 288-90; Izge Gunal et al., "Normal Range of Motion of the Joints of the Upper Extremity in Male Subjects, with Special Reference to Side," *Journal of Bone and Joint Surgery* 78, no. 9 (1996): 1401-4, doi:10.2106/00004623-199609000-00017; WB Greene and JD Heckma, eds., *The Clinical Measurement of Joint Motion* (Rosemont,

IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons, n.d.); Jaiyoung Ryu et al., "Functional Ranges of Motion of the Wrist Joint," *Journal of Hand Surgery* 16, no. 3 (1991): 409-19, doi:10.1016/0363-5023(91)90006-W; S. Svenningsen et al., "Hip Motion Related to Age and Sex," *Acta Orthopaedica Scan* 60, no. 1 (1989): 97-100, doi:10.3109/17453678909150103; K. E. Roach and T. P. Miles, "Normal Hip and Knee Active Range of Motion: The Relationship to Age," *Physical Therapy* 71, no. 9 (1991): 656-65, doi:10.1093/ptj/71.9.656; C. A. Lantz, J. Chen, and D. Buch, "Clinical Validity and Stability of Active and Passive Cervical Range of Motion with Regard to Total and Unilateral Uniplanar Motion," *Spine* 124, no. 11 (1999): 1082-89, doi:10.1097/00007632-199906010-00007; J. W. Youdas, J. R. Carey, and T. R. Garrett, "Reliability of Measurements of Cervical Spine Range of Motion - Comparison of Three Methods," *Physical Therapy* 71, no. 2 (1991): 98-104, doi:10.1093/ptj/71.2.98; M. Tousignant et al., "Criterion Validity Study of the Cervical Range of Motion (CROM) Device for Rotational Range of Motion on Healthy Adults," *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 36, no. 4 (2006): 242-48, doi:10.2519/jospt.2006.36.4.242.

11.2 Disconfort postural

En la práctica ergonómica, normas y métodos como ISO 11226, EN 1005-4, RULA o REBA⁴⁴ proporcionan criterios para valorar la aceptabilidad de determinadas posturas y priorizar la intervención preventiva. Para ello, clasifican las desviaciones angulares en intervalos y, según el método, las combinan con factores como la duración de la postura, el uso muscular, la fuerza o carga aplicada y la calidad del agarre. El resultado suele expresarse mediante categorías o puntuaciones discretas de riesgo. Estos procedimientos no están concebidos para obtener una valoración continua por cada grado de variación angular y tampoco consideran todos los grados de libertad posibles de las articulaciones.

Por contra, el **disconfort postural** se refiere a la **sensación subjetiva** (perceptiva) de incomodidad asociada a una postura articular, especialmente cuando se mantiene en condiciones estáticas. Se interpreta como un resultado psicofísico: ante configuraciones articulares alejadas de la zona neutra o preferida, las personas tienden a reportar menor confort, incluso si la demanda mecánica instantánea (p. ej., momento articular) es baja.

11.2.1 Medición del disconfort postural: fundamento psicofísico

El disconfort postural y el riesgo postural no son magnitudes equivalentes. El primero estima una respuesta perceptiva asociada a la configuración articular; los métodos de riesgo, en cambio, combinan distintos factores de exposición para obtener una clasificación o una puntuación preventiva.

Ergoniza Intelligent calcula las fuerzas y los momentos articulares mediante el procedimiento descrito en la Sección 8 y valora el esfuerzo biomecánico mediante los indicadores de la Sección 10. El análisis del disconfort complementa esos resultados porque cuantifica un componente perceptivo de la postura que no queda descrito únicamente por los momentos articulares o por el porcentaje de esfuerzo. La interpretación conjunta de ambos tipos de información permite caracterizar mejor la situación analizada.

Ergoniza Intelligent expresa el disconfort postural mediante una escala porcentual basada en ecuaciones de regresión obtenidas para diferentes articulaciones y movimientos⁴⁵.

⁴⁴ N. J. Delleman and J. Dul, "International Standards on Working Postures and Movements ISO 11226 and EN 1005-4," *Ergonomics*, 2007, doi:10.1080/00140130701674430.

⁴⁵ D. Kee and W. Karwowski, "Joint Angles of Isocomfort for Female Subjects Based on the Psychophysical Scaling of Static Standing Postures," *Ergonomics* 15, no. 4 (2004): 427–45, doi:10.1080/00140130310001638180; D. Kee and W. Karwowski,

Estas ecuaciones proceden de experimentos de escalamiento psicofísico en los que los participantes mantuvieron posturas estáticas y calificaron su confort mediante el método de estimación de magnitud con módulo libre. Posteriormente, las respuestas se normalizaron y se ajustaron mediante regresiones que relacionan el ángulo articular con el confort percibido. En los estudios originales, la mayoría de los ajustes presentaron valores de R^2 superiores a 0,90.

La validez de las mediciones psicofísicas en la evaluación del confort ha sido respaldada en estudios previos. Este enfoque permite integrar la percepción subjetiva de los participantes con métodos cuantitativos de análisis, proporcionando datos confiables y representativos. Los valores obtenidos mediante escalamiento psicofísico muestran una fuerte correlación con medidas fisiológicas y biomecánicas. Además, la normalización de las respuestas mediante procedimientos estadísticos minimiza la variabilidad interindividual, haciendo que los resultados sean aplicables a poblaciones más amplias⁴⁶. Aun así, las ecuaciones representan las respuestas de las poblaciones y las condiciones experimentales estudiadas; por ello, sus resultados deben interpretarse como estimaciones ergonómicas y no como predicciones exactas para una persona concreta

	Hombres	Mujeres
<i>Extremely Good</i>	100.0	100.0
<i>Very Good</i>	94.1	90.3
<i>Good</i>	86.4	80.7
<i>Moderate</i>	75.8	71.0
<i>Marginal</i>	66.4	58.0
<i>Somewhat Poor</i>	52.1	41.9
<i>Poor</i>	37.4	23.4
<i>Very Poor</i>	20.5	10.8
<i>Extremely Poor</i>	0.0	0.0

Tabla 5: Puntuaciones de confort normalizado según la media geométrica correspondientes a las categorías verbales.

Para interpretar los valores obtenidos a partir de las ecuaciones de regresión, se establecieron intervalos de confort basados en el análisis de los valores normalizados de confort reportados durante la experimentación. Estos intervalos fueron definidos a partir de la conversión de las calificaciones subjetivas en categorías cualitativas, asignándoles valores normalizados en una escala de 0 a 100. Las principales categorías definidas se muestran en la Tabla 5.

Estos valores permiten relacionar la estimación obtenida mediante las ecuaciones de confort con una categoría verbal y

"The Boundaries for Joint Angles of Isocomfort for Sitting and Standing Males Based on Perceived Comfort of Static Joint Postures," *Ergonomics* 15, no. 44 (2001): 614–48, doi:10.1080/00140130110038044.

⁴⁶ J. J. Zwistlocki and D. A. Goodman, "Absolute Scaling of Sensory Magnitudes: A Validation," *Perception & Psychophysics* 27, no. 1 (1980): 28–38, doi:10.3758/BF03204312.



facilitan su interpretación. El modelo distingue entre hombres y mujeres, mostrando que existen diferencias significativas en la percepción del confort postural según el sexo. Estas diferencias se reflejan tanto en los valores absolutos de la Tabla 5 como en la distribución de los niveles de confort a lo largo del rango de movimiento. Por ello, el cálculo de **Ergoniza Intelligent** diferencia por sexo, destacando la importancia de adaptar el análisis ergonómico a las características específicas de cada población.

Las ecuaciones de regresión y los intervalos de confort se obtuvieron a partir de posturas mantenidas durante 60 segundos. Es decir, se trata de una medición del confort en posturas estáticas relativamente prolongadas en el tiempo y sin sostenimiento de carga.

Para integrar el tiempo de sostenimiento de la postura en el disconfort, **Ergoniza Intelligent** calcula inicialmente el disconfort postural empleando un tiempo base de 60 segundos mediante las ecuaciones de regresión (a lo que se ha denominado **disconfort absoluto**). Una vez obtenido el disconfort absoluto, este se modifica mediante la consideración del tiempo de mantenimiento de la postura mediante los procedimientos que se exponen en las Secciones 11.2.3 y 11.2.4. Estas adaptaciones amplían el uso operativo de las ecuaciones originales y deben interpretarse con las limitaciones expuestas posteriormente.

11.2.2 Valoración del disconfort absoluto

Se denomina **disconfort absoluto** al valor estimado para una postura mantenida durante **60 segundos** y sin manipulación de cargas externas. **Ergoniza Intelligent** lo calcula para cada articulación, movimiento y dirección mediante las ecuaciones de regresión descritas en la Sección 11.2.1.

Las ecuaciones de regresión permiten una evaluación continua del efecto del ángulo sobre el confort, evitando cambios artificiales al cruzar umbrales discretos. Además, asocian a las categorías verbales (p. ej., very good, good, moderate, marginal, somewhat poor, ...) un valor numérico en la misma escala normalizada. Esta correspondencia permite emplear dichas categorías como referencias interpretables del confort/disconfort y, sobre todo, posibilita anclar el indicador a un nivel elegido, según las necesidades de interpretación y convergencia con otros marcos (como ISO 11226, EN 1005-4, RULA o REBA).

Ergoniza Intelligent genera un indicador de disconfort absoluto en porcentaje, siendo 0% la situación óptima y 100% el valor que no debería sobrepasarse. Esto se lleva a cabo de la siguiente manera. Para cada articulación/movimiento **j** se dispone de una ecuación de regresión⁴⁷:

$$y(ang) = f_j(ang)$$

Ecuación 31

En la que:

- **ang** es el ángulo del movimiento (en grados, dentro del rango admisible o ROM),
- **y** es el valor continuo de confort normalizado predicho por el modelo.

Se establece un valor de referencia confortable de modo que el indicador arranca en 0 en la postura neutra del movimiento ($ang=0$):

$$y_{ref,j} = y(0) = f_j(0)$$

Ecuación 32

Finalmente se elige, para cada articulación o región corporal **j**, un valor **C_{k,j}** como límite operativo, es decir, como valor de confort asociado al 100% de disconfort. Este valor no es único para todas las articulaciones, sino que se establece de forma específica para cada región corporal, movimiento, dirección del movimiento y condición postural analizada. Con ello, el disconfort absoluto (**D_j**) queda definido como:

$$D_j(ang) = 100 \frac{y_{ref,j} - y_j(ang)}{y_{ref,j} - C_{k,j}}$$

Ecuación 33

donde $y_{ref,j}$ es el valor de confort predicho por la ecuación de la articulación **j** en la postura neutra, $y_j(ang)$ es el valor de confort predicho para el ángulo analizado, y $C_{k,j}$ es el valor de confort tomado como referencia para el límite máximo recomendable en esa articulación y movimiento.

Definido así, el disconfort **D_j** cumple que:

- $D_j(0) = 0$; es decir, el disconfort de la articulación **j** en la postura neutra es 0.
- $D_j(ang) = 100$ cuando $y_j(ang) = C_{k,j}$; es decir, el disconfort alcanza el 100% cuando el confort

⁴⁷ Kee and Karwowski, "The Boundaries for Joint Angles of Isocomfort for Sitting and Standing Males Based on Perceived Comfort of Static Joint Postures"; Kee and Karwowski, "Joint Angles of Isocomfort for

Female Subjects Based on the Psychophysical Scaling of Static Standing Postures."

predicho por la regresión llega al valor establecido como límite recomendable.

La elección de $C_{k,j}$ en [Ergoniza Intelligent](#) se realiza con base en dos criterios. En primer lugar, se emplean las recomendaciones de normas y métodos consolidados como ISO 11226, EN 1005-4, RULA o REBA cuando estos recogen recomendaciones al respecto. Cuando las normas no explicitan un límite claro o, simplemente, no consideran determinado movimiento en una articulación, se emplea el valor correspondiente a las categoría verbal Marginal de la Tabla 5.

Este planteamiento satisface dos requisitos simultáneamente: mantiene la evolución (pendiente / curvatura) de las ecuaciones de regresión (y, por tanto, de los datos psicofísicos) y permite fijar un umbral operativo (100%) alineado con un criterio externo.

Este ajuste no altera la forma de la curva de regresión, únicamente reescala el eje para que el umbral 100 tenga un significado alineado con la literatura y práctica preventiva, manteniendo al mismo tiempo: continuidad, sensibilidad angular y diferenciación por sexo.

La Figura 51 muestra, como ejemplo, el cálculo del discomfort absoluto (línea violeta) en el antebrazo a partir del ángulo de flexión del codo (en el caso de mujeres). El discomfort se valora en porcentaje, siendo mayor conforme aumenta el valor del ángulo. En la figura se muestra también la ecuación de regresión $y(x)$ y el valor de referencia confortable (97,77) correspondiente al valor de $y(0)$.

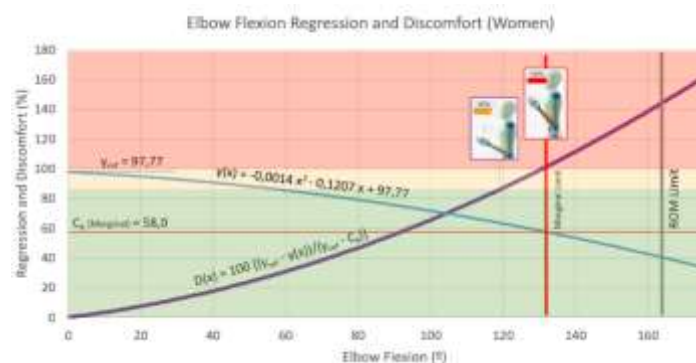


Figura 51: Cálculo del discomfort postural en el antebrazo.

La línea vertical roja marca el ángulo que en la ecuación de regresión $y(x)$ alcanza el valor “Marginal” (58,0 en la Tabla 5), a partir de la cual el confort comienza a degradarse. Este ángulo corresponde en [Ergoniza Intelligent](#) a un discomfort del 100%, es decir, aquel a partir del cual la postura puede considerarse no confortable. Las posturas que alcanzan un 85% en el valor de discomfort se muestran en color naranja.

Como se observa en la Figura 51, la gráfica de discomfort continúa más allá del ROM máximo de la articulación. Si el usuario no limita los rangos articulares cuando se manipula el modelo (al desactivar la opción Restricciones Biológicas en la interfaz) puede provocar valores incoherentes en el discomfort mostrado cuando la postura adoptada por el modelo implica ángulos articulares no naturales.

11.2.2.1 Consideración de la orientación respecto a la gravedad en el miembro superior

En la valoración del discomfort postural del miembro superior [Ergoniza Intelligent](#) puede considerar la orientación de los segmentos respecto a la gravedad. Esta opción afecta al cálculo del discomfort del brazo y del antebrazo, y tiene como finalidad evitar que una postura sea valorada únicamente a partir de los ángulos relativos entre segmentos cuando la inclinación del tronco modifica de forma importante la exigencia real de sostener el miembro.

El cálculo básico del discomfort postural se realiza a partir de la posición relativa de cada articulación respecto a su segmento precedente. En el caso del brazo, esto significa que se valora la posición del brazo respecto al tronco; en el caso del antebrazo, la posición del antebrazo respecto al brazo. Este enfoque es adecuado en muchas situaciones, especialmente cuando el tronco se encuentra erguido. En esa postura, un brazo alineado con el tronco coincide aproximadamente con un brazo que cuelga verticalmente hacia el suelo, y por tanto se encuentra en una posición favorable respecto a la gravedad.

Sin embargo, cuando el tronco se inclina, flexiona o lateraliza, la referencia anatómica y la referencia gravitatoria dejan de coincidir. Por ejemplo, si el tronco está flexionado hacia delante, un brazo paralelo al tronco puede estar próximo a la posición neutra respecto al hombro, pero quedar orientado horizontalmente en el espacio. En esa situación, aunque el ángulo relativo brazo-tronco sea reducido, mantener el brazo exige una mayor actividad muscular para sostener su peso frente a la gravedad. En sentido contrario, un brazo que forma un ángulo elevado respecto al tronco puede estar colgando verticalmente hacia el suelo y encontrarse en una orientación más favorable.



Figura 52: Opciones en el cálculo del discomfort postural

Por este motivo, cuando la opción **Considerar gravedad** (Figura 52) está activada, [Ergoniza Intelligent](#) introduce una

corrección en el disconfort postural del miembro superior. Esta corrección no sustituye al cálculo articular basado en los ángulos relativos, sino que permite reducir parcialmente el resultado cuando la orientación del brazo o del antebrazo está claramente favorecida por la gravedad.

En el caso del brazo, el sistema calcula la orientación del tronco respecto a la vertical y la orientación del brazo respecto a la vertical descendente. La influencia de la corrección aumenta conforme el tronco se separa de la vertical. Cuando el tronco está prácticamente erguido, la corrección es nula o muy reducida, ya que el cálculo basado en el ángulo relativo brazo-tronco resulta suficientemente representativo. Conforme el tronco se inclina, la orientación real del brazo respecto a la gravedad adquiere mayor importancia, siendo máxima cuando el brazo está alineado con la vertical descendente y desaparece cuando el brazo se separa de esa dirección.

En el caso del antebrazo, el sistema calcula la orientación del segmento comprendido entre el codo y la muñeca respecto a la vertical descendente. La corrección se aplica solo cuando el antebrazo se encuentra próximo a una orientación de caída natural hacia el suelo. Al igual que en el brazo, se considera que la postura a favor de la gravedad máxima ocurre cuando el antebrazo está alineado con la vertical descendente y desaparece progresivamente hasta anularse conforme se separa de ella. Esta corrección se aplica con menor intensidad que en el brazo, ya que el disconfort del codo depende principalmente de la flexión articular, y la demanda mecánica asociada al peso del antebrazo también queda reflejada en el análisis biomecánico de esfuerzos.

El selector mostrado en la Figura 52 permite definir la intensidad máxima de esta corrección (para acceder a esta ventana debe pulsarse el botón con un icono de una rueda dentada en la parte inferior de la ventana **Carga postural** mostrada en la Figura 59). Este valor no indica directamente la disminución del disconfort, sino el peso máximo que puede tener la orientación favorable respecto a la gravedad dentro del cálculo final. Por ejemplo, el valor Medio (70 %) indica que, cuando la postura reúne las condiciones para que la corrección actúe con máxima intensidad, la orientación respecto a la gravedad puede reducir de forma apreciable la valoración final, aunque el criterio articular relativo sigue participando en el resultado.

La corrección se aplica de forma progresiva. En el brazo, si el tronco está poco inclinado, el efecto de la gravedad será pequeño, aunque el selector tenga un valor alto. A medida que aumenta la inclinación del tronco, la corrección se aproxima al peso máximo seleccionado. En el antebrazo, la corrección es

más moderada y se aplica en función de su orientación respecto a la vertical descendente.

Debe tenerse en cuenta que esta opción no convierte el cálculo de disconfort postural en un análisis biomecánico de momentos o de esfuerzo muscular. Su finalidad es ajustar la valoración postural continua del miembro superior para considerar que una misma posición relativa entre segmentos puede implicar demandas diferentes según su orientación respecto a la gravedad. El análisis detallado de momentos, fuerzas articulares y porcentaje de esfuerzo máximo recomendable se realiza en el módulo de Esfuerzo Biomecánico (Sección 10).

11.2.3 Disconfort postural relativo al tiempo en el análisis de una sola postura

Como se ha visto en el apartado 11.2.2 en [Ergoniza Intelligent](#) se considera **disconfort absoluto** al medido sobre una postura adoptada de manera estática durante un periodo de 60 segundos. El **disconfort postural relativo al tiempo** es el disconfort absoluto adaptado al tiempo en el que realmente se sostiene la postura analizada. Para calcular el disconfort relativo [Ergoniza Intelligent](#) emplea dos procedimientos diferentes en función de si se está analizando una única postura o una actividad compuesta por múltiples posturas representadas en una animación (véase la Sección 11.2.4).

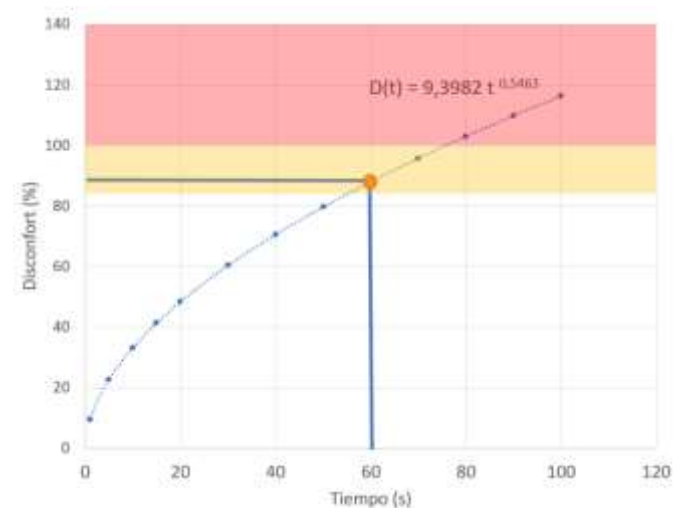


Figura 53: Disconfort postural en el hombro a lo largo del tiempo.

Cuando se emplea [Ergoniza Intelligent](#) en el modo **Una postura** el análisis se centra en la única postura que adopta el modelo biomecánico. En este caso, el usuario debe establecer el tiempo de mantenimiento de la postura. Para ello, puede emplear el cuadro de la Figura 42 para establecer la duración y repetitividad de la postura. Para acceder a este cuadro puede

emplearse el botón **Tiempos** del menú lateral izquierdo de la interfaz o el botón con un **icono de reloj** en la parte inferior del cuadro **Riesgo Postural** mostrado en la Figura 59. En los apartados siguientes se muestra cómo se calcula el disconfort relativo en función del tiempo y tipo de sostenimiento de la postura.

En el cuadro de **Opciones en el cálculo del disconfort** mostrado en la Figura 52 existe la opción de desactivar el cálculo del tiempo del sostenimiento de la postura en el disconfort postural. Si se desactiva la opción **Relativo al tiempo**, los resultados de disconfort mostrados por **Ergoniza Intelligent** corresponderán al Disconfort Absoluto, es decir, el calculado para posturas sostenidas durante 60 segundos.

11.2.3.1 Disconfort postural en una postura estática

Se consideran posturas estáticas o sostenidas aquellas en las que el cuerpo mantiene una misma postura durante períodos más o menos prolongados, con escasa o nula movilidad. A diferencia de las posturas dinámicas o repetitivas, en las que hay movimiento continuo o alternancia de segmentos corporales, las posturas estáticas implican una contracción muscular sostenida que puede generar fatiga localizada.

En **Ergoniza Intelligent** el usuario puede emplear el cuadro de la Figura 42 para establecer la duración de la adopción de la postura cuando selecciona la opción “No se repite, es esporádico, pero se sostiene cierto tiempo” del cuadro “Repetitividad”. Una vez conocido el disconfort absoluto, calculado como se ha explicado en 11.2.2, se considera su variación en función del tiempo de adopción de la postura cuando esta es estática para obtener el disconfort relativo al tiempo. Para ello, **Ergoniza Intelligent** emplea una adaptación de los modelos de Law y Avin⁴⁸ (Ecuación 34) para predecir el tiempo de resistencia (o “endurance time”) en contracciones musculares estáticas en función de la intensidad relativa de esfuerzo (%MVC) para distintas articulaciones. Cada ecuación adopta una ley de potencias cuyos parámetros, obtenidos por regresión a partir de datos experimentales, caracterizan la rapidez con que disminuye la tolerancia al mantener una postura en cada miembro.

$$t = b_0 MVC^{b_1}$$

Ecuación 34

⁴⁸ Law and Avin, “Endurance Time Is Joint-Specific: A Modelling and Meta-Analysis Investigation.”

⁴⁹ Rohmert, “Ermittlung von Erholungspausen F”ur Statische Arbeit Des Menschen”; C J De Luca, “Myoelectrical Manifestations of

La constante de escala (b_0) establece el punto de referencia temporal, mientras que el exponente (b_1) define la curva de decaimiento: cuanto más negativo es b_1 , más abrupta es la caída de resistencia al aumentar la carga relativa. Al disponer de valores específicos para tobillo, rodilla, codo, hombro, torso y un caso general, estos modelos permiten adaptar finamente la estimación de fatiga estática a la variabilidad anatómica y funcional de cada articulación, ofreciendo una herramienta robusta para evaluar riesgo y diseñar pautas de exposición, adecuada para el caso del mantenimiento de posturas pues reproduce la relación no lineal observada entre exposición sostenida y la tolerancia al esfuerzo.

Ergoniza Intelligent adapta los modelos al disconfort postural a lo largo del tiempo de la siguiente manera. En primer lugar, despeja el valor de MVC, dando lugar a la Ecuación 35.

$$D(t, b_0, b_1) = MVC(t, b_0, b_1) = \left(\frac{t}{b_0}\right)^{\frac{1}{b_1}}$$

Ecuación 35

Esta curva se ancla al valor de disconfort medido a 60 segundos de mantenimiento (disconfort absoluto), obteniendo la Ecuación 36.

$$D_{est}(t, b_1) = D_{absoluto} \left(\frac{t}{60}\right)^{\frac{1}{b_1}}$$

Ecuación 36

Al anclar la curva en el valor medido a 60 segundos, se garantiza que el modelo refleje el nivel de incomodidad comprobado experimentalmente (disconfort absoluto), y a la vez capture la modificación de la fatiga a medida que varía el tiempo de mantenimiento de la postura. De nuevo, el valor obtenido se expresa en porcentaje, correspondiendo un disconfort del 100% a aquel a partir del cual la postura puede considerarse no confortable.

La Figura 53 muestra un ejemplo del tipo de gráfica potencial obtenida con este enfoque. La curva ha sido calculada para la articulación del hombro cuando el disconfort absoluto en la postura adoptada es del 88%. El exponente de la potencia, ajustado a partir de datos de resistencia muscular específica para cada articulación, permite que el incremento de disconfort aumente rápido en los primeros segundos y más lento conforme se prolonga la postura. Este comportamiento concuerda con los estudios de *endurance time*⁴⁹ y con las

Localized Muscular Fatigue in Humans.” *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 11, no. 4 (1984): 251–79; Jack Ogutu and Woojin Park, “The Relationship between Perceived Discomfort of

curvas de percepción subjetiva en posturas estáticas, donde tras un rápido “salto” inicial de fatiga la sensación crece de modo más lento.

11.2.3.2 Discomfort postural en una postura repetitiva

Para considerar el tiempo de adopción de las posturas en el discomfort en tareas repetitivas o intermitentes (aquellas en las que la postura estática se mantiene solo durante parte de un ciclo de trabajo, alternando con pausas) cuando se está en el **modo de análisis de una sola postura**, se emplea el método basado en los valores límite umbral (TLV, Threshold Limit Values) de carga muscular de la ACGIH⁵⁰ (American Conference of Governmental Industrial Hygienists).

Cuando el usuario de *Ergoniza Intelligent* selecciona la opción *Se repite porque forma parte de un ciclo de movimientos* del cuadro **Repetitividad** de la Figura 42, debe introducir la duración del ciclo de trabajo, la duración de un esfuerzo y el número de esfuerzos realizados por cada ciclo de trabajo. Con estos datos *Ergoniza Intelligent* calcula el tiempo de mantenimiento efectivo de la postura dentro del ciclo (t), es decir, cuántos segundos por minuto (u otras unidades de tiempo) se mantiene la postura (o posturas similares a la analizada). Por ejemplo, si en una tarea cíclica una persona sostiene una cierta postura por 10 segundos cada 60 segundos de ciclo, el *duty cycle* (DC) es del 16,7%.

Mediante el procedimiento expuesto en la Sección 11.2.3.1 se calcula el discomfort asociado al tiempo efectivo de mantenimiento de la postura. A continuación, se corrige ese valor de discomfort mediante el factor TLV correspondiente al *duty cycle* observado, tal como se muestra en la Ecuación 37. En esta ecuación, j representa la articulación analizada, t es el tiempo efectivo de mantenimiento de la postura y DC es el porcentaje de tiempo efectivo de mantenimiento de la postura respecto al tiempo total de ciclo.

El parámetro α_j es el exponente temporal asociado a la articulación j . Su función es modular la influencia del tiempo de mantenimiento de la postura sobre el discomfort estimado. Este parámetro se obtiene a partir del exponente $b_{1,j}$ de los modelos de tiempo máximo de resistencia de Frey-Law y Avin, expresados en la Ecuación 34 como $t = b_{0,j} \cdot MVC^{b_{1,j}}$. En estos modelos, $b_{1,j}$ es negativo y específico para la articulación j . Al despejar la intensidad relativa y normalizar el resultado respecto al tiempo de referencia de 60 segundos empleado por *Ergoniza Intelligent* para el cálculo del discomfort absoluto, se obtiene el exponente positivo $\alpha_j = -1 / b_{1,j}$. Este exponente permite reescalar el discomfort absoluto, medido para 60

segundos de mantenimiento postural, al tiempo real de exposición t .

$$D_{rep,j}(t, DC, \alpha_j) = \frac{D_{absoluto,j} \left(\frac{t}{60} \right)^{\alpha_j}}{\left[-0.143 \cdot \ln \left(\frac{DC}{100} \right) + 0.066 \right]}$$

Ecuación 37

De nuevo, el valor obtenido se expresa en porcentaje, correspondiendo un discomfort del 100% a aquel a partir del cual la postura puede considerarse no confortable.

Cuando la articulación evaluada pertenece al tronco o a las extremidades inferiores, *Ergoniza Intelligent* aplica los mismos coeficientes internos de adaptación descritos para el cálculo del %MVC recomendado en tareas repetitivas (véase la Tabla 3 en la Sección 10.2.3). Estos coeficientes no constituyen valores TLV específicos para dichas regiones, sino una aproximación conservadora basada en diferencias relativas de resistencia a la fatiga descritas en la literatura.

11.2.3.3 Discomfort postural en una postura puntual o no sostenida

Los procedimientos descritos en los apartados anteriores permiten valorar el discomfort postural cuando una postura se mantiene durante cierto tiempo o cuando forma parte de una tarea repetitiva. En esos casos, el tiempo de exposición es una variable fundamental, ya que el mantenimiento de una postura alejada de la neutralidad puede generar fatiga, reducir la tolerancia al esfuerzo y aumentar progresivamente la percepción de incomodidad.

Sin embargo, no todas las posturas tienen una duración suficiente como para ser interpretadas como posturas mantenidas. En algunas tareas, la postura analizada puede corresponder a una posición adoptada de forma puntual, transitoria o prácticamente instantánea. Este es el caso que *Ergoniza Intelligent* considera cuando el usuario selecciona que la postura **No se repite, es esporádica y se sostiene solo un momento** en el cuadro de la Figura 42.

En estas situaciones no resulta adecuado aplicar directamente un modelo temporal de fatiga. Una postura adoptada durante un instante no consume tiempo de resistencia de forma comparable a una postura mantenida durante varios segundos o minutos. No obstante, ello no significa que cualquier postura puntual deba considerarse aceptable. Una articulación situada cerca de los límites de su rango de movimiento puede generar incomodidad, tensión de

Static Posture Holding and Posture Holding Time,” *Work* 52, no. 1 (2015): 19–30, doi:10.3233/WOR-141946.

⁵⁰ ACGIH, “Ergonomic Threshold Limit Value (TLV) for Hand Activity Level (HAL) and Muscle Fatigue.”



tejidos, reducción de margen funcional o exposición a una configuración postural poco recomendable, aunque dicha posición no se mantenga durante mucho tiempo.

Por este motivo, *Ergoniza Intelligent* emplea un procedimiento específico para las posturas puntuales o no sostenidas. En lugar de estimar el aumento de disconfort por tiempo de mantenimiento, valora la proximidad instantánea de cada articulación al extremo de su rango de movimiento. El objetivo es identificar posturas que, aun siendo breves, se sitúan en zonas articulares alejadas de la región funcional confortable.

La formulación matemática completa del procedimiento, así como la justificación de los parámetros empleados, se recoge en el Anexo 15.2.

11.2.3.3.1 Fundamento biomecánico y psicofísico

El procedimiento parte de que el rango de movimiento articular no constituye una zona homogénea de confort. Una articulación puede encontrarse dentro de su rango anatómico y, sin embargo, adoptar una posición poco confortable o próxima a un límite funcional. Por ello, la literatura distingue entre el rango anatómico total, las zonas de movimiento confortable y las posiciones de reposo o máxima comodidad.

Los estudios de Kee y Karwowski⁵¹ sobre ángulos de isocomfort muestran que la relación entre el ángulo articular y el confort percibido depende de la articulación, el movimiento y la dirección evaluados. La disminución del confort no se produce de igual manera en todas las regiones corporales: algunas presentan una pérdida apreciable con desviaciones relativamente moderadas, mientras que otras toleran recorridos más amplios. En consecuencia, no resulta adecuado aplicar un único umbral angular a todas las articulaciones.

Esta diferenciación también se refleja en los conceptos de **Comfort Range of Motion (CROM)** y **Range of Rest Posture (RRP)**. El CROM representa la parte del rango de movimiento asociada a condiciones de confort, mientras que el RRP identifica una zona más restringida vinculada a posturas de reposo o máxima comodidad. Apostolico et al.⁵² sitúan el RRP dentro del CROM para el cuello, el hombro, el codo, la muñeca

y el tobillo, y destacan su utilidad para caracterizar las configuraciones articulares más favorables.

Otros estudios⁵³ han utilizado la configuración angular del cuerpo para clasificar el disconfort postural o para desarrollar modelos de predicción mediante regresión y aprendizaje automático⁵⁴. Estos resultados respaldan que la posición de las articulaciones contiene información relevante para estimar el disconfort asociado a una postura concreta, aunque no eliminan la variabilidad individual ni convierten esa estimación en una medida fisiológica directa.

Por último, debe diferenciarse el disconfort derivado de la configuración angular del asociado a la demanda mecánica. Los estudios sobre disconfort y momento articular muestran relaciones no lineales y dependientes de la articulación⁵⁵. *Ergoniza Intelligent* aborda esa segunda dimensión mediante el análisis de los esfuerzos descrito en la Sección 10. El procedimiento puntual desarrollado aquí se limita, por tanto, a la configuración angular instantánea y no estima la demanda muscular producida por los momentos articulares o por las cargas externas.

11.2.3.3.2 Principio general del cálculo

Para las posturas puntuales o no sostenidas, *Ergoniza Intelligent* calcula un indicador de disconfort instantáneo basado en la posición relativa de cada articulación dentro de su rango de movimiento efectivo. Para cada articulación y grado de libertad se define una zona funcional central en la que el disconfort puntual es igual a 0. Una vez superado el límite de esa zona, el indicador aumenta de forma continua conforme la articulación se aproxima al extremo del rango de movimiento.

Este cálculo no estima la fatiga derivada del mantenimiento temporal. Su finalidad es detectar configuraciones articulares breves o transitorias que se encuentran próximas a los límites funcionales, aunque no se sostengan durante un tiempo prolongado.

Para cada articulación o región corporal j y para cada grado de libertad d , se calcula primero la posición angular normalizada:

⁵¹ Kee and Karwowski, "Joint Angles of Isocomfort for Female Subjects Based on the Psychophysical Scaling of Static Standing Postures"; Kee and Karwowski, "The Boundaries for Joint Angles of Isocomfort for Sitting and Standing Males Based on Perceived Comfort of Static Joint Postures."

⁵² Alessandro Apostolico et al., "Postural Comfort Evaluation: Experimental Identification of Range of Rest Posture for Human Articular Joints," *International Journal on Interactive Design and Manufacturing* 8 (2014): 109–20, doi:10.1007/s12008-013-0186-z.

⁵³ Jaejin Hwang and Kyung Sun Lee, "Classification of Whole-Body Postural Discomfort Using Cluster Analysis," *International Journal of*

Environmental Research and Public Health 17, no. 22 (2020): 8314, doi:10.3390/ijerph17228314.

⁵⁴ Jinwon Lee, Jaejin Hwang, and Kyung Sun Lee, "Prediction and Comparison of Postural Discomfort Based on MLP and Quadratic Regression," *Journal of Occupational Health* 63, no. 1 (2021): e12292, doi:10.1002/1348-9585.12292.

⁵⁵ Takanori Chihara, Taiki Izumi, and Akihiko Seo, "Perceived Discomfort Functions Based on Joint Moment for Various Joint Motion Directions of the Upper Limb," *Applied Ergonomics*, 2014, doi:10.1016/j.apergo.2013.04.016.

$$r_{j,d} = \min\left(\frac{|ang_{j,d}|}{ROM_{ef,j,d}}, 1\right)$$

Ecuación 38

donde:

- **ang_{j,d}** es el ángulo adoptado por la articulación o región *j* en el movimiento y la dirección *d*, medido respecto a la posición neutra o de referencia;
- **ROM_{ef,j,d}** es el rango de movimiento efectivo utilizado como referencia en esa dirección;
- **r_{j,d}** es la posición relativa dentro del rango efectivo: *r*=0 representa la postura neutra y *r*=1 representa el límite del ROM efectivo. Si el ángulo supera ese límite, el valor normalizado se mantiene en 1.

El ROM efectivo no modifica físicamente el movimiento permitido al modelo biomecánico. Se utiliza únicamente como referencia para medir la proximidad al límite articular y puede diferir del ROM base debido a los factores de ajuste relacionados con la edad. El procedimiento empleado para obtenerlo se detalla en el Anexo 15.2.

A continuación, se define un umbral **r0_{j,d}** que representa el límite superior de la zona funcional central. Mientras la articulación se mantiene por debajo de ese valor, el discomfort puntual se considera nulo o despreciable. Cuando la articulación supera ese umbral, el discomfort aumenta de forma progresiva.

$$r_{j,d} \leq r0_{j,d} \rightarrow D_{\text{puntual},j,d} = 0$$

$$r_{j,d} > r0_{j,d} \rightarrow D_{\text{puntual},j,d} > 0$$

Ecuación 39

El valor **r0_{j,d}** no es único para todas las articulaciones. Ergoniza Intelligent lo calcula de forma diferenciada a partir de la sensibilidad relativa asignada a cada articulación y grado de libertad. Para miembros superiores, cuello y tronco, esta sensibilidad se obtiene a partir de las puntuaciones máximas y de los intervalos angulares del método LUBA⁵⁶. LUBA se basa en valoraciones de posturas estáticas y no debe interpretarse

como un modelo específico para posturas instantáneas. Por ello, **Ergoniza Intelligent** no emplea LUBA para calcular directamente el discomfort puntual, sino únicamente como fuente de información relativa sobre la sensibilidad de cada articulación y grado de libertad. Para miembros inferiores, se emplea un procedimiento alternativo basado en las ecuaciones de isoconfort de Kee y Karwowski⁵⁷. La forma en que se determina **r0_{j,d}**, incluyendo el uso de LUBA para miembros superiores, cuello y tronco, y el procedimiento alternativo basado en ecuaciones de isoconfort para miembros inferiores, se desarrolla en el Anexo 15.2.

El valor **r0_{j,d}** se determina de forma diferenciada para cada articulación, movimiento, dirección y condición postural. Para las extremidades superiores, el cuello y el tronco, Ergoniza Intelligent combina la puntuación máxima y el ángulo de entrada en el intervalo de mayor puntuación del método LUBA⁵⁸. LUBA no se aplica como método de valoración de la postura puntual ni como modelo temporal; se utiliza únicamente para establecer diferencias relativas de sensibilidad entre articulaciones y grados de libertad. Para las extremidades inferiores se emplea un procedimiento alternativo basado en las ecuaciones de isoconfort de Kee y Karwowski. El cálculo detallado de $\{(r_{0,j,d})\}$ se recoge en el Anexo 15.2.

El valor 100% de discomfort puntual no se hace coincidir con el límite absoluto del ROM, sino con una zona próxima al límite. En la implementación actual, el 100% se alcanza cuando la articulación llega al 95% del ROM efectivo ($r100=0,95$).

Este criterio introduce un margen preventivo: alcanzar exactamente el final del rango de movimiento no se considera necesario para que una postura puntual sea clasificada como extrema. Si el movimiento continúa más allá de ese umbral y se aproxima todavía más al límite del ROM efectivo, el indicador puede superar el 100%, hasta un máximo acotado. En la implementación actual, el valor máximo considerado es 125%. La función de transición empleada para obtener este crecimiento progresivo del indicador se detalla en el Anexo 15.2.

11.2.3.3 Interpretación del resultado

El discomfort puntual calculado mediante este procedimiento se expresa en porcentaje. Un valor próximo a 0% indica que la articulación se encuentra dentro de una zona funcional central

⁵⁶ D Kee and W Karwowski, "LUBA: An Assessment Technique for Postural Loading on the Upper Body Based on Joint Motion Discomfort and Maximum Holding Time.," *Applied Ergonomics* 32, no. 4 (August 2001): 357–66, <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11461037>.

⁵⁷ Kee and Karwowski, "Joint Angles of Isoconfort for Female Subjects Based on the Psychophysical Scaling of Static Standing

Postures"; Kee and Karwowski, "The Boundaries for Joint Angles of Isoconfort for Sitting and Standing Males Based on Perceived Comfort of Static Joint Postures."

⁵⁸ Kee and Karwowski, "LUBA: An Assessment Technique for Postural Loading on the Upper Body Based on Joint Motion Discomfort and Maximum Holding Time."

o suficientemente alejada del límite articular. Un valor próximo a 100% indica que la articulación se aproxima a una zona extrema del ROM efectivo. Valores superiores a 100% indican que se ha superado el umbral operativo de postura extrema y que la articulación se aproxima todavía más al límite del ROM efectivo.

El resultado debe interpretarse como un indicador de desviación postural instantánea, no como un indicador de fatiga acumulada. Por tanto, no sustituye al análisis temporal de posturas mantenidas ni al análisis de tareas repetitivas. Tampoco sustituye al análisis biomecánico de esfuerzos articulares, ya que una postura puede presentar bajo disconfort angular pero alta demanda muscular por carga externa, o a la inversa, presentar bajo momento articular, pero alta desviación postural.

La finalidad del procedimiento es proporcionar un indicador continuo que permita identificar y comparar posturas breves o transitorias próximas a los límites funcionales. Su interpretación debe combinarse con el análisis de los esfuerzos articulares, la observación de la tarea real y, cuando corresponda, la valoración temporal de las posturas sostenidas o repetitivas.

11.2.4 Disconfort postural relativo al tiempo en múltiples posturas

Cuando la actividad se representa mediante una secuencia de posturas (modo **Múltiples posturas** de la interfaz), el disconfort postural no puede obtenerse únicamente analizando cada postura de forma aislada. Una misma configuración articular puede resultar más o menos desfavorable en función de la exposición previa: no es equivalente alcanzar una postura extrema por primera vez, mantenerla durante cierto tiempo, o volver repetidamente a configuraciones angulares similares.

Por este motivo, **Ergoniza Intelligent** incorpora un procedimiento específico para valorar el disconfort postural relativo al tiempo en secuencias de posturas. La secuencia se analiza como una sucesión temporal de posturas, y el objetivo es estimar cómo la exposición mantenida o repetida a configuraciones posturales desfavorables modifica el disconfort asociado a la postura observada en cada instante.

⁵⁹ Kee and Karwowski, "The Boundaries for Joint Angles of Isocomfort for Sitting and Standing Males Based on Perceived Comfort of Static Joint Postures"; Kee and Karwowski, "Joint Angles of Isocomfort for Female Subjects Based on the Psychophysical Scaling of Static Standing Postures."

11.2.4.1 Alcance y magnitudes del cálculo del disconfort en secuencias de posturas

El cálculo del disconfort en secuencias de posturas conserva la separación conceptual entre el disconfort postural y el esfuerzo biomecánico. El disconfort postural se basa en la desviación angular de las articulaciones respecto a zonas funcionales o confortables, mientras que el esfuerzo biomecánico se calcula a partir de momentos, fuerzas articulares y capacidad muscular. Esta separación es necesaria porque una postura puede resultar posturalmente desfavorable, aunque no implique un porcentaje elevado de contracción voluntaria máxima, y porque una demanda muscular elevada puede aparecer en posturas que no sean especialmente extremas desde el punto de vista angular. Esta distinción es coherente con los estudios de Kee y Karwowski⁵⁹ sobre disconfort asociado a desviaciones articulares, así como con los resultados de Frey Law et al.⁶⁰, que muestran que las relaciones entre percepción, dolor, esfuerzo y tiempo máximo de mantenimiento no son equivalentes en tareas estáticas y dinámicas.

Para cada articulación o grado de libertad evaluado, el procedimiento considera tres componentes principales:

- el **disconfort puntual** de la postura actual en cada instante, correspondiente a una postura adoptada de forma breve o no sostenida;
- el **disconfort absoluto** (véase Sección 11.2.2), que representa el disconfort que tendría la configuración postural actual si se mantuviera durante el tiempo base utilizado en las ecuaciones psicofísicas de confort;
- el **tiempo equivalente de exposición postural previa**, que resume la exposición acumulada a posturas angularmente semejantes, considerando la distancia respecto a la neutralidad y la recuperación parcial producida con el paso del tiempo.

De forma general, el resultado puede expresarse como:

$$D_{final,j}(t) = F_j(D_{puntual,j}(t), D_{60,j}(t), T_{eq,j}(t))$$

Ecuación 40

donde:

- $D_{final,j}(t)$ es el disconfort postural final de la articulación o grado de libertad j en el instante t ;

⁶⁰ Laura A. Frey Law et al., "Relationships between Maximum Holding Time and Ratings of Pain and Exertion Differ for Static and Dynamic Tasks," *Applied Ergonomics* 42 (2010): 9–15, doi:10.1016/j.apergo.2010.03.007.



- $D_{puntual,j}(t)$ es el disconfort que corresponde a la postura actual si se considera como una postura puntual o no sostenida;
- $D_{60,j}(t)$ es el disconfort absoluto de la postura actual (para una exposición de 60 segundos);
- $T_{eq,j}(t)$ es el tiempo equivalente de exposición previa relevante para la postura actual;
- F_j es la función de combinación que integra el efecto basal de la postura y el efecto temporal acumulado.

El **tiempo equivalente** $T_{eq,j}(t)$ no es una suma directa de segundos. Solo contribuyen de forma relevante las exposiciones previas que se produjeron en configuraciones suficientemente alejadas de la neutralidad, angularmente semejantes a la postura actual y suficientemente próximas en el tiempo como para que sus efectos no hayan sido recuperados completamente. De este modo, el sistema responde a la pregunta: durante cuánto tiempo previo ha estado la articulación en posturas similares a la actual y con suficiente entidad postural como para influir en el disconfort presente.

Una vez obtenido el tiempo equivalente, **Ergoniza Intelligent** aplica una transformación temporal no lineal sobre el disconfort absoluto de la postura actual en cada instante. La utilización de una relación no lineal se apoya en la evidencia experimental sobre el mantenimiento de posturas estáticas. Ogutu y Park⁶¹ observaron que la evolución del disconfort con el tiempo no queda descrita de forma general por una función lineal, y que una función de potencia con término aditivo representa adecuadamente la mayoría de las secuencias individuales de disconfort-tiempo analizadas.

El procedimiento general puede resumirse así: en cada instante se calcula la postura efectiva, se obtienen los ángulos articulares funcionales, se determina el disconfort puntual (véase Sección 11.2.3.3) y el disconfort absoluto (véase 11.2.2), se estima la exposición previa equivalente a configuraciones posturales semejantes y, finalmente, se obtiene el disconfort postural relativo al tiempo mediante una combinación que respeta siempre el valor basal de la postura actual, de forma que el resultado final no pueda ser inferior al disconfort puntual de la postura actual.

El resultado debe interpretarse como un indicador ergonómico de exposición postural equivalente en secuencias de posturas. No representa una predicción clínica, una probabilidad directa de lesión, una medida fisiológica exacta de fatiga muscular ni una reducción cuantificada de la capacidad de generar fuerza. Su utilidad principal es comparar alternativas de diseño,

detectar momentos de exposición postural desfavorable y valorar el efecto de mantener o repetir configuraciones articulares alejadas de la zona funcional confortable.

En los apartados siguientes se detallan los cálculos realizados para determinar el disconfort postural relativo al tiempo en secuencias de múltiples posturas.

11.2.4.2 Medición del tiempo de exposición postural

Para estimar el efecto del mantenimiento o repetición de posturas en una secuencia, **Ergoniza Intelligent** recorre la secuencia de posturas a lo largo del tiempo y calcula, para cada articulación y grado de libertad analizado, cuánto tiempo permanece en diferentes zonas angulares. El objetivo no es almacenar cada postura como un caso independiente, sino construir una representación temporal de la exposición postural acumulada.

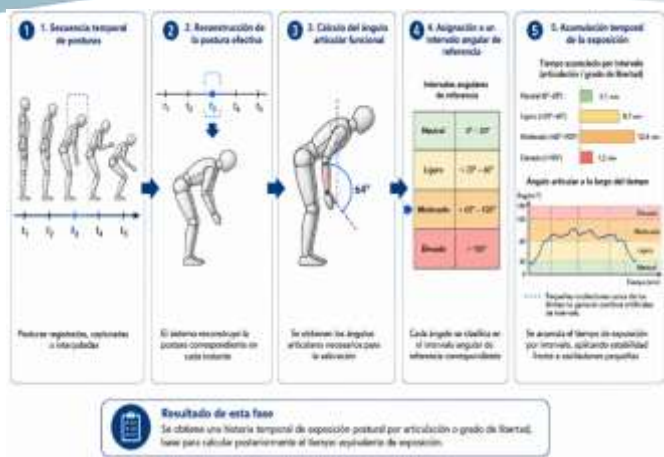
En cada instante evaluado, el sistema reconstruye la postura del modelo. A partir de esa postura se calculan los ángulos articulares funcionales necesarios para la valoración del disconfort postural.

Para cada articulación y grado de libertad j , el ángulo obtenido se asigna a un **intervalo angular** de referencia. Estos intervalos angulares no tienen el mismo tamaño para todos los movimientos, sino que se adaptan al rango funcional y a la sensibilidad postural de cada articulación. De este modo, una misma diferencia angular en grados no tiene por qué producir el mismo efecto en todas las regiones corporales.

El sistema acumula el tiempo de exposición en cada intervalo angular. Para evitar cambios artificiales cuando el ángulo oscila ligeramente alrededor del límite entre dos intervalos, se aplica un criterio de estabilidad que impide alternancias espurias entre intervalos contiguos. Con ello se obtiene una representación más estable de la exposición calculada y se evita que pequeñas oscilaciones numéricas cambien repetidamente el intervalo asignado.

La exposición temporal registrada sirve de base para calcular posteriormente el tiempo equivalente $T_{eq,j}(t)$. Por tanto, en esta fase el sistema no está sumando puntuaciones de disconfort pasado, sino midiendo durante cuánto tiempo la articulación ha permanecido en configuraciones angulares que podrían ser relevantes para la postura actual.

⁶¹ Ogutu and Park, "The Relationship between Perceived Discomfort of Static Posture Holding and Posture Holding Time."



(Generada mediante IA)

Figura 54: Acumulación temporal de la exposición por intervalo angular y grado de libertad.

El resultado de esta fase es una historia temporal de exposición postural por articulación y grado de libertad (Figura 54). Esa historia permite, en los pasos siguientes, ponderar la exposición previa según tres criterios: la semejanza con la postura actual, la distancia respecto a la neutralidad y la recuperación parcial producida con el paso del tiempo.

11.2.4.3 Tiempo equivalente de exposición postural

A partir de la historia temporal de exposición postural descrita en el apartado anterior, **Ergoniza Intelligent** calcula, para cada articulación y grado de libertad j , un tiempo equivalente de exposición $T_{eq,j}(t)$. Este tiempo equivalente representa la parte de la exposición previa que sigue siendo relevante para interpretar el disconfort de la postura actual.

El tiempo equivalente no coincide necesariamente con el tiempo cronológico durante el cual la articulación ha estado fuera de la postura neutra. Dos exposiciones de igual duración pueden tener efectos distintos si una de ellas se produjo en una configuración muy parecida a la postura actual y la otra en una configuración angular diferente. Del mismo modo, una exposición reciente tendrá mayor efecto que otra más antigua, debido a la recuperación parcial producida con el paso del tiempo.

Por ello, el cálculo de $T_{eq,j}(t)$ se basa en tres criterios:

- la semejanza angular entre la exposición previa y la postura actual;
- la relevancia postural del intervalo angular considerado, de modo que las posiciones próximas a la neutralidad aporten poco o nada;
- la memoria temporal restante, que reduce progresivamente el peso de exposiciones antiguas.

De forma general, el tiempo equivalente puede expresarse como:

$$T_{eq,j}(t) = \sum_{k \leq t} \Delta t_k \cdot S_j(\theta_k, \theta(t)) \cdot A_j(\theta_k) \cdot M_j(t - t_k)$$

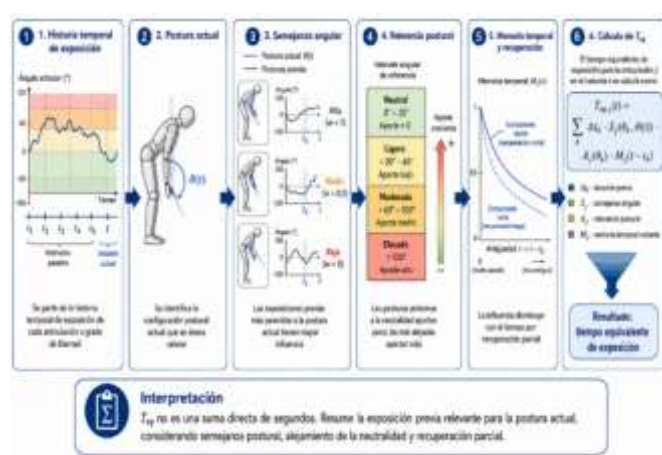
Ecuación 41

donde:

- $T_{eq,j}(t)$ es el tiempo equivalente de exposición postural de la articulación o grado de libertad j en el instante t ;
- Δt_k es la duración del intervalo temporal previo k ;
- θ_k es el ángulo representativo de la articulación durante dicho intervalo previo;
- $\theta(t)$ es el ángulo actual de la articulación en el instante evaluado;
- $S_j(\theta_k, \theta(t))$ es la función de semejanza angular entre la exposición previa y la postura actual;
- $A_j(\theta_k)$ es la activación postural asociada al ángulo previo;
- $M_j(t - t_k)$ es la memoria temporal restante tras el tiempo transcurrido desde la exposición previa.

La definición de los distintos componentes de esta ecuación se expone en los apartados siguientes.

Este planteamiento evita tratar toda exposición previa como equivalente. Una postura previa muy similar a la actual contribuirá de forma importante al tiempo equivalente si se produjo recientemente y si se encontraba suficientemente alejada de la neutralidad. Por el contrario, una postura neutra, una postura angularmente diferente o una exposición antigua tendrán una contribución reducida o nula (Figura 55).



(Generada mediante IA)

Figura 55: Tiempo equivalente de exposición postural.

En consecuencia, $T_{eq,j}(t)$ debe interpretarse como una medida temporal ponderada por la semejanza postural, la relevancia angular y la recuperación parcial. Su función es

indicar cuánto tiempo de exposición previa puede considerarse equivalente, desde el punto de vista postural, a haber mantenido configuraciones semejantes a la actual.

11.2.4.4 Semejanza angular entre la exposición previa y la postura actual

No toda exposición previa contribuye por igual al disconfort de la postura actual. Una exposición anterior solo resulta relevante si se produjo en una configuración angular semejante a la que adopta la articulación en el instante analizado.

Para cada articulación y grado de libertad j , **Ergoniza Intelligent** compara el ángulo actual $\theta(t)$ con los ángulos representativos de los intervalos angulares de referencia ocupados previamente. La contribución de cada exposición previa se pondera mediante una función de semejanza angular:

$$S_j(\theta_k, \theta(t)) \in [0,1]$$

Ecuación 42

donde $S_j = 1$ representa máxima semejanza entre la exposición previa y la postura actual, y $S_j = 0$ indica que la exposición previa no se considera relevante para la postura evaluada.

De forma conceptual, esta semejanza depende de la distancia angular:

$$\delta_j = |\theta_k - \theta(t)|$$

Ecuación 43

Cuanto menor es δ_j , mayor es la influencia de la exposición previa. Por ejemplo, una exposición previa a una flexión de 50° tendrá más efecto sobre una postura actual de 55° que sobre una postura actual de 15°.

La comparación se realiza dentro del mismo sentido funcional del movimiento. Así, por ejemplo, una exposición previa en flexión no se interpreta como exposición equivalente para una postura actual en extensión.

La semejanza angular no incorpora por sí misma la severidad de la postura. Su función es identificar qué exposiciones previas son posturalmente parecidas a la actual. La severidad se introduce posteriormente mediante el disconfort absoluto $D_{60,j}(t)$ y mediante la relevancia postural del intervalo angular de referencia correspondiente.

11.2.4.5 Relevancia postural del intervalo angular de referencia

Además de la semejanza con la postura actual, **Ergoniza Intelligent** considera si la exposición previa se produjo en una configuración postural suficientemente alejada de la neutralidad. El tiempo transcurrido en posiciones próximas a la postura neutra no debe contribuir de forma significativa al disconfort acumulado, aunque dichas posiciones se repitan o se mantengan durante cierto tiempo.

Para ello, cada intervalo angular de referencia tiene asociada una función de relevancia postural:

$$A_j(\theta_k) \in [0,1]$$

Ecuación 44

donde $A_j(\theta_k)$ representa la importancia postural del ángulo previo θ_k para la articulación y grado de libertad j .

Los valores próximos a 0 indican que la configuración se encuentra dentro o cerca de la zona postural neutra y, por tanto, apenas contribuye al tiempo equivalente. Los valores próximos a 1 indican que la configuración se encuentra suficientemente alejada de la neutralidad y debe considerarse exposición postural relevante.

De forma conceptual:

$$\begin{aligned} A_j(\theta_k) &\approx 0 && \text{si } \theta_k \text{ está próximo a la neutralidad} \\ A_j(\theta_k) &\rightarrow 1 && \text{si } \theta_k \text{ se aleja de la neutralidad} \end{aligned}$$

11.2.4.6 Memoria temporal y recuperación parcial

La exposición postural previa no mantiene indefinidamente la misma influencia sobre el disconfort de la postura actual. Tras abandonar una configuración desfavorable, parte de su efecto debe considerarse recuperado de forma progresiva. Para representar este comportamiento, **Ergoniza Intelligent** aplica una función de memoria temporal $M_j(\tau)$, donde τ es el tiempo transcurrido entre la exposición previa y el instante analizado:

$$\tau = t - t_k$$

Ecuación 45

La función de memoria se define como una combinación de dos componentes exponenciales:

$$M_j(\tau) = w_r \cdot 2^{-\frac{\tau}{T_r}} + w_l \cdot 2^{-\frac{\tau}{T_l}}$$

Ecuación 46

donde:

- $M_j(\tau)$ es el factor de memoria aplicado a la exposición previa del grado de libertad j tras el tiempo τ ;
- w_r es el peso de la componente rápida;
- T_r es la semivida de la componente rápida;
- w_l es el peso de la componente lenta;
- T_l es la semivida de la componente lenta.

Las semividas son el tiempo necesario para que la influencia de una exposición previa se reduzca a la mitad.

El primer término del segundo miembro de la Ecuación 46 representa una recuperación inicial relativamente rápida. El segundo representa una recuperación más lenta, asociada a la permanencia de una fracción residual de la exposición previa. Los pesos de ambas componentes cumplen:

$$w_r + w_l = 1$$

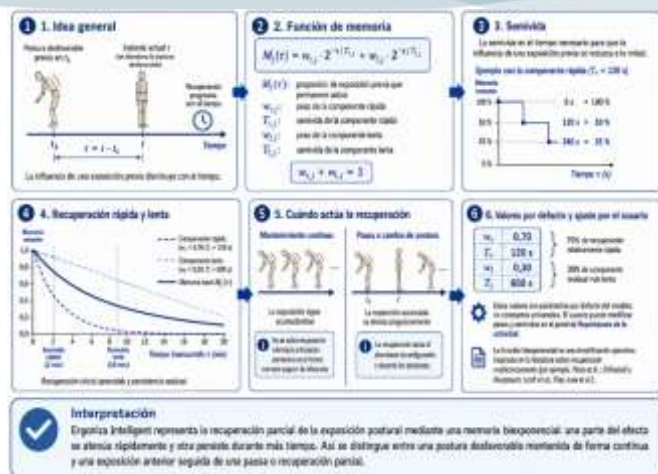
Ecuación 47

Esta estructura permite aproximar un comportamiento multicomponente sin introducir un modelo fisiológico complejo (Figura 56).

La elección de una memoria con más de una componente se justifica por la literatura sobre recuperación tras fatiga. Yates et al.⁶² observaron que la recuperación de la resistencia muscular dinámica no seguía una única fase: progresaba con rapidez al inicio, alcanzaba aproximadamente el 50% a los 2 minutos y 15 segundos, era algo inferior al 90% a los 20 minutos, y se ajustaba mejor mediante una curva exponencial de tres componentes. Otros trabajos sobre modelos de fatiga localizada, como Iridiastadi y Nussbaum⁶³, señalan también que la recuperación es uno de los aspectos más difíciles de representar en tareas intermitentes, y que su comportamiento depende de las condiciones de carga.

⁶² Yates et al., "Recovery of Dynamic Muscular Endurance."

⁶³ Iridiastadi and Nussbaum, "Muscle Fatigue and Endurance during Repetitive Intermittent Static Efforts: Development of Prediction Models."



(Generada mediante IA)

Figura 56: Memoria temporal y recuperación parcial del discomfort postural.

Looft et al.⁶⁴ muestran, en el contexto del modelo 3CC-r, la importancia de diferenciar la recuperación durante los intervalos de descanso. Por su parte, Frey Law et al.⁶⁵ muestran que las relaciones entre el tiempo máximo de mantenimiento, el dolor y el esfuerzo percibido no son equivalentes en tareas estáticas y dinámicas. En conjunto, estos resultados aconsejan no representar la recuperación mediante un único comportamiento universal.

La función biexponencial empleada por **Ergoniza Intelligent** se adopta como una simplificación operativa: conserva la idea de recuperación rápida inicial y persistencia residual, pero evita presentar el cálculo de discomfort postural como un modelo fisiológico exacto de fatiga muscular.

En la configuración inicial de **Ergoniza Intelligent** se emplean los siguientes valores:

$$\begin{aligned} w_r &= 0,70, T_r = 120 \text{ s} \\ w_l &= 0,30, T_l = 600 \text{ s} \end{aligned}$$

Con estos valores, el 70% de la exposición previa se asocia a una componente de recuperación relativamente rápida, con una semivida de 2 minutos (transcurridos 120 segundos conservará el 50% de su efecto inicial; transcurridos otros 120 segundos conservará el 25%, y así sucesivamente). El 30% restante se asocia a una componente más lenta, con una semivida de 10 minutos. Así, una pausa breve reduce parcialmente la exposición acumulada, pero no la elimina por completo; y una pausa más prolongada reduce de forma

⁶⁴ Looft, Herkert, and Frey-Law, "Modification of a Three-Compartment Muscle Fatigue Model to Predict Peak Torque Decline during Intermittent Tasks."

⁶⁵ Frey Law et al., "Relationships between Maximum Holding Time and Ratings of Pain and Exertion Differ for Static and Dynamic Tasks."

importante la influencia de exposiciones anteriores, aunque puede mantenerse una memoria residual si las posturas se repiten.

Figura 57: Cuadro de decaimiento temporal de fatiga.

Debe tenerse en cuenta que la recuperación no se aplica mientras una articulación permanece de forma continua en el mismo intervalo angular de referencia. En ese caso, el tiempo de exposición sigue acumulándose. La recuperación actúa cuando la articulación abandona esa configuración o durante los descansos entre repeticiones de la actividad.

De este modo, el sistema distingue entre una postura desfavorable mantenida de forma continua y una exposición anterior seguida de un periodo de recuperación parcial. Estos valores predeterminados deben interpretarse como parámetros por defecto del modelo, no como constantes universales. Se han elegido para representar una recuperación apreciable durante los primeros minutos, pero sin anular inmediatamente el efecto de exposiciones posturales repetidas. El usuario puede modificarlos en el panel de configuración de **Repeticiones de la actividad** (Figura 57), ajustando tanto los pesos relativos de las dos componentes como sus semividas. Para acceder a este cuadro puede emplearse el botón **Tiempos** del menú lateral izquierdo de la interfaz (cuando se está en el modo de múltiples posturas) o el botón con un **icono de reloj** en la parte inferior del cuadro **Riesgo Postural** mostrado en la Figura 59. El cuadro

Decaimiento temporal de fatiga está plegado por defecto al abrir el cuadro de Repeticiones de la actividad. Para desplegarlo basta con hacer clic con el mouse sobre él.

11.2.4.7 Repeticiones y descanso entre repeticiones en una actividad

La secuencia de posturas analizada no tiene por qué representar toda la jornada o todo el periodo de trabajo, sino un ciclo característico que se repite varias veces. **Ergoniza Intelligent** permite analizar la evolución del discomfort postural durante la repetición de una secuencia postural (Figura 58).

En este caso, la secuencia de posturas definida por el usuario se interpreta como un ciclo base de actividad. El usuario puede indicar qué repetición desea representar y cuánto descanso existe entre una repetición y la siguiente empleando la sección **Repeticiones y descansos** del cuadro **Repeticiones de la actividad** (Figura 57).

De este modo, el sistema puede valorar, por ejemplo, el discomfort postural correspondiente a la primera repetición de una tarea, a una repetición intermedia o a una repetición posterior tras haberse acumulado exposición previa.

Si la duración del ciclo base es T_c , el descanso entre ciclos es T_d , y se analizan n repeticiones, la duración total representada por la actividad es:

$$T_{total} = n \cdot T_c + (n - 1) \cdot T_d$$

Ecuación 48

La repetición seleccionada se evalúa considerando la exposición acumulada en las repeticiones anteriores. Durante los ciclos de actividad se acumula exposición en los intervalos angulares de referencia correspondientes; durante los descansos, la exposición acumulada se atenúa conforme a la función de memoria temporal descrita en el apartado anterior.

Este procedimiento no modifica la animación visible ni crea nuevas posturas en la barra de tiempo. La secuencia mostrada sigue siendo el ciclo base, pero el cálculo incorpora el efecto de las repeticiones previas. Por tanto, una misma postura dentro del ciclo puede obtener un resultado diferente si se analiza como parte de la primera repetición o como parte de una repetición posterior.



(Generada mediante IA)

Figura 58: Repeticiones y descanso entre repeticiones en una actividad.

Si se selecciona la primera repetición, no existe exposición previa acumulada procedente de ciclos anteriores. Si se seleccionan repeticiones posteriores, el resultado dependerá de tres factores: la severidad postural del ciclo base, el número de repeticiones previas y la duración de los descansos. Descansos breves conservarán mayor memoria de las exposiciones anteriores; descansos prolongados reducirán en mayor medida su influencia.

La simulación de repeticiones debe interpretarse como una representación operativa de actividades cíclicas. Su validez depende de que el ciclo base sea suficientemente representativo de la actividad real. Si las repeticiones reales no son homogéneas, o si existen variaciones importantes en ritmo, pausas, cargas o posturas, el resultado deberá interpretarse como una aproximación al patrón representado, no como una reconstrucción exacta de toda la actividad.

11.2.4.8 Cálculo final del disconfort relativo al tiempo

Una vez calculados el disconfort puntual $D_{puntual,j}(t)$, el disconfort absoluto $D_{60,j}(t)$ y el tiempo equivalente de exposición $T_{eq,j}(t)$, Ergoniza Intelligent obtiene el disconfort final relativo al tiempo para cada articulación y grado de libertad j .

En primer lugar, se calcula un valor temporal asociado al tiempo equivalente:

$$D_{temporal,j}(t) = D_{60,j}(t) \cdot \left(\frac{T_{eq,j}(t)}{60} \right)^{\alpha_j}$$

Ecuación 49

donde α_j es el exponente temporal asociado a la articulación y grado de libertad evaluado. Este exponente permite adaptar

la influencia del tiempo al comportamiento esperado de cada región corporal.

Sin embargo, el resultado final no se obtiene aplicando directamente esta expresión en todos los casos. Ergoniza Intelligent mantiene como referencia mínima el disconfort puntual de la postura actual. De este modo, una postura extrema conserva su relevancia, aunque se adopte durante un periodo muy breve, o aunque no exista exposición previa acumulada.

El cálculo se aplica con los siguientes criterios:

$$D_{final,j}(t) = D_{puntual,j}(t) \text{ si } T_{eq,j}(t) = 0$$

Ecuación 50

Cuando el tiempo equivalente es mayor que cero, pero no supera los 60 segundos (base temporal del disconfort absoluto), el resultado progresa desde el disconfort puntual hacia el disconfort absoluto:

$$D_{final,j}(t) = D_{puntual,j}(t) + [D_{60,j}(t) - D_{puntual,j}(t)] \cdot \left(\frac{T_{eq,j}(t)}{60} \right)^{\alpha_j}$$

Ecuación 51

Esta expresión se aplica cuando $D_{60,j}(t) > D_{puntual,j}(t)$. Si el disconfort puntual ya es igual o superior al disconfort absoluto, el sistema no fuerza una reducción del resultado.

Cuando el tiempo equivalente supera los 60 segundos, el cálculo permite que actúe la ley temporal completa, pero sin que el valor final pueda ser inferior al disconfort puntual:

$$D_{final,j}(t) = \max(D_{puntual,j}(t), D_{temporal,j}(t))$$

si $T_{eq,j}(t) > 60$

Ecuación 52

Con este planteamiento se obtiene una transición coherente entre tres situaciones: una postura adoptada de forma instantánea, una postura con exposición equivalente inferior o igual a 60 segundos, y una postura con exposición acumulada superior al tiempo base de referencia.

El resultado final combina, por tanto, dos efectos distintos. Por una parte, conserva el disconfort propio de la configuración postural actual. Por otra, incrementa el resultado cuando existe una historia temporal relevante de mantenimiento o repetición de posturas semejantes. De este modo, el



disconfort relativo al tiempo no sustituye al disconfort puntual, sino que lo toma como base mínima y lo modifica en función de la exposición postural acumulada.

11.2.4.9 Consideración de la orientación respecto a la gravedad

La consideración de la orientación respecto a la gravedad en el miembro superior se aplica en las secuencias de posturas con el mismo criterio general descrito para el análisis de una sola postura en la Sección 11.2.2.1. Su finalidad es ajustar el disconfort del brazo y del antebrazo cuando la orientación espacial real del segmento hace que la postura sea más favorable de lo que indicaría únicamente el ángulo relativo entre segmentos.

En el análisis de secuencias, esta corrección se calcula en cada instante evaluado. Si la opción **Considerar gravedad** está activada (Figura 52), *Ergoniza Intelligent* comprueba la orientación del brazo y del antebrazo respecto a la vertical descendente y, cuando procede, aplica una reducción parcial del disconfort correspondiente. Esta reducción afecta al disconfort de la postura actual, por lo que queda incorporada antes de calcular el efecto del tiempo equivalente de exposición.

La corrección por gravedad no modifica directamente el tiempo equivalente $T_{eq,j}(t)$, ya que este representa la historia temporal de exposición postural previa. Su efecto se introduce sobre los valores instantáneos de disconfort de la postura evaluada, es decir, sobre los valores que después participan en la combinación temporal.

11.2.4.10 Límites de interpretación

El disconfort postural relativo al tiempo en secuencias de posturas debe interpretarse como un indicador ergonómico de exposición postural equivalente. Su finalidad es ayudar a identificar configuraciones articulares desfavorables que se mantienen, se repiten o reaparecen con descansos insuficientes dentro de una actividad representada temporalmente.

Este resultado no debe interpretarse como una predicción clínica de lesión, una medida directa de fatiga muscular o un criterio normativo de aceptabilidad de la tarea.

El cálculo se basa en una representación simplificada de la exposición postural. Aunque considera la historia temporal de la articulación, la semejanza angular entre exposiciones, la relevancia postural de cada intervalo angular de referencia y una recuperación parcial, no reproduce todos los mecanismos fisiológicos implicados en la fatiga, el dolor o la tolerancia individual.

También debe tenerse en cuenta que el resultado depende de la calidad de la secuencia analizada. Si las posturas registradas no representan adecuadamente la actividad real, si la frecuencia temporal es insuficiente, o si existen variaciones importantes no incluidas en la secuencia, el resultado debe interpretarse con cautela. En actividades repetidas, la validez del cálculo depende además de que el ciclo base sea representativo de las repeticiones reales.

Por último, el indicador no sustituye al análisis biomecánico de esfuerzos, al análisis de compresión lumbar, a la valoración de estabilidad ni a otros métodos posturales como REBA o LUBA. Debe utilizarse de forma complementaria para valorar específicamente el efecto temporal de mantener o repetir configuraciones posturales desfavorables.

11.2.5 Limitaciones y precauciones en el uso e interpretación

El disconfort postural calculado por *Ergoniza Intelligent* debe interpretarse como un indicador ergonómico de la incomodidad asociada a la configuración postural y, en su caso, a su mantenimiento o repetición en el tiempo. No debe emplearse como criterio clínico, forense o normativo, ni como predictor directo de lesión o de trastornos musculoesqueléticos. Su finalidad principal es facilitar la comparación entre posturas, tareas o alternativas de diseño mediante un indicador continuo de exposición postural.

11.2.5.1 Limitaciones generales del indicador de disconfort postural

El cálculo del disconfort postural se basa en ecuaciones psicofísicas obtenidas a partir de valoraciones experimentales de confort en posturas estáticas. Estas ecuaciones permiten estimar de forma continua el efecto de la desviación angular sobre el confort percibido, pero no reproducen todos los factores que influyen en la experiencia real de incomodidad.

La percepción del disconfort depende de características individuales como la tolerancia al dolor, la edad, el entrenamiento, el estado físico, la existencia de patologías previas, la motivación o la familiaridad con la tarea. También puede verse modificada por factores del entorno, por la posibilidad de realizar pequeños reajustes posturales, por la presencia de apoyos no modelizados o por la variabilidad real de la actividad. Por tanto, los valores obtenidos deben interpretarse como estimaciones ergonómicas y no como medidas individualizadas exactas.

Asimismo, el disconfort postural no equivale al esfuerzo biomecánico. Una postura puede generar un disconfort elevado por su proximidad a límites funcionales o por alejarse



de zonas confortables, aunque los momentos articulares calculados sean reducidos. Del mismo modo, una postura con bajo discomfort angular puede implicar un esfuerzo importante si existen cargas externas o brazos de momento elevados. Por ello, el resultado debe interpretarse conjuntamente con el análisis de esfuerzos articulares, estabilidad, compresión lumbar y, cuando corresponda, métodos posturales como REBA o LUBA.

11.2.5.2 Limitaciones del cálculo relativo al tiempo en una sola postura

Cuando se analiza una sola postura, adapta el discomfort absoluto al tiempo de mantenimiento indicado por el usuario.

Cuando una sola postura se analiza como sostenida (Modo una postura), [Ergoniza Intelligent](#) adapta el discomfort absoluto al tiempo de mantenimiento indicado por el usuario. Esta adaptación se basa en relaciones de tipo potencia derivadas de modelos de tiempo máximo de resistencia. Estos modelos proceden del estudio de contracciones musculares estáticas y describen la relación entre intensidad relativa y tiempo de mantenimiento hasta la fatiga.

Su aplicación al discomfort postural requiere una interpretación prudente. Los modelos de tiempo de resistencia estiman condiciones de tolerancia o agotamiento muscular, mientras que el discomfort postural es una respuesta perceptiva más amplia, relacionada también con la posición articular, la tensión pasiva, la rigidez, la presión o la incomodidad local. Por tanto, el incremento temporal del discomfort calculado por [Ergoniza Intelligent](#) debe entenderse como una adaptación ergonómica, no como una predicción fisiológica exacta.

En el caso de posturas repetitivas analizadas en el modo de una sola postura, el programa resume la repetitividad mediante el porcentaje del ciclo ocupado por el esfuerzo y aplica una adaptación basada en la curva TLV de la ACGIH. Este procedimiento constituye una aproximación operativa y no representa explícitamente las distintas posturas que componen la actividad. Cuando la tarea esté formada por una secuencia de posturas diferenciadas, el análisis mediante múltiples posturas proporcionará una representación más detallada de la exposición temporal.

En las posturas puntuales o no sostenidas, el sistema no estima fatiga ni acumulación temporal. El indicador se basa en la proximidad instantánea al rango de movimiento efectivo. Por tanto, debe interpretarse como un indicador preventivo de desviación postural extrema, no como una valoración del tiempo durante el cual la postura podría mantenerse.

11.2.5.3 Limitaciones del cálculo en secuencias de posturas

Cuando se analiza una secuencia de posturas, [Ergoniza Intelligent](#) calcula el efecto de la exposición previa a configuraciones posturales semejantes mediante un tiempo equivalente. Este procedimiento permite representar el mantenimiento o repetición de posturas desfavorables, así como la recuperación parcial entre exposiciones. No obstante, el modelo sigue siendo una simplificación de la actividad real.

El cálculo no constituye un análisis dinámico físico. No incorpora inercias, aceleraciones ni fuerzas derivadas del movimiento. La secuencia se interpreta como una sucesión temporal de posturas, y el resultado expresa exposición postural equivalente, no carga mecánica dinámica.

El resultado depende de la calidad y representatividad de la secuencia analizada. Si las posturas registradas no representan adecuadamente la actividad real, si la frecuencia temporal es insuficiente, si existen movimientos rápidos no capturados, o si la tarea real presenta variaciones importantes no incluidas en la secuencia, el resultado debe interpretarse con cautela.

En actividades repetidas, la simulación de repeticiones presupone que el ciclo base introducido por el usuario es representativo de los ciclos reales. Si las repeticiones reales no son homogéneas, o si existen variaciones importantes en ritmo, pausas, cargas, posturas o estrategia de movimiento, el resultado representa una aproximación al patrón descrito, no una reconstrucción exacta de toda la actividad.

Los parámetros de memoria temporal y recuperación parcial empleados en el cálculo son parámetros operativos del modelo. Aunque están inspirados en la literatura sobre recuperación multicomponente y tareas intermitentes, no deben interpretarse como constantes fisiológicas universales. Su función es representar de forma operativa que una exposición reciente influye más que una antigua y que los descansos reducen progresivamente la exposición acumulada sin eliminarla necesariamente de forma inmediata.

En consecuencia, el discomfort postural relativo al tiempo en secuencias de posturas debe utilizarse como una herramienta de análisis comparativo. Es especialmente útil para localizar momentos de la actividad con exposición postural elevada, comparar diseños alternativos o valorar el efecto de introducir pausas, modificar la secuencia de movimientos o reducir la permanencia en configuraciones articulares desfavorables.

11.2.6 Visualización del disconfort en el modelo

Ergoniza Intelligent muestra el disconfort postural a través de la sección “Posturas forzadas” del cuadro de Riesgo Postural (Figura 59).

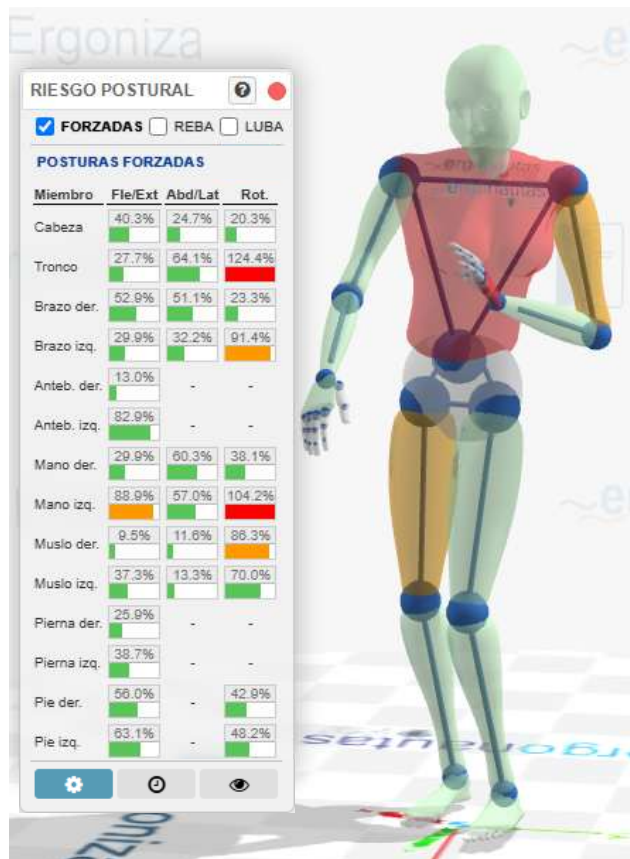


Figura 59: Visualización del disconfort postural en el modelo.

Cuando el disconfort alcanza o supera el valor 100% (o el configurado por el usuario para el nivel de riesgo), la gráfica se muestra en rojo. Cuando el valor del porcentaje supera el 85% (o el configurado por el usuario para el nivel de advertencia), la gráfica correspondiente se muestra de color naranja.

La información puede mostrarse también en el propio modelo empleando el botón Visualizar (con un icono en forma de ojo) del cuadro “Posturas Forzadas”. Al activarlo, los miembros del modelo se colorean según el mismo código de colores.

11.3 Medición del riesgo derivado de posturas adoptadas mediante los métodos REBA y LUBA

La valoración del riesgo asociado a la adopción de posturas mediante los métodos REBA y LUBA responde a enfoques conceptualmente distintos. Mientras que el método REBA (Rapid Entire Body Assessment) se basa en el nivel de esfuerzo requerido para mantener una postura, considerando factores como las cargas manipuladas, número de repeticiones, fuerzas aplicadas y posturas adoptadas en todo el cuerpo, el método LUBA (Loading on the Upper Body Assessment) se centra en la valoración subjetiva de la incomodidad percibida en diferentes segmentos del tronco y extremidades superiores.

Esta diferencia hace que REBA proporcione una estimación más directa del riesgo físico objetivo, mientras que LUBA refleja más estrechamente el malestar reportado por las personas que desarrollan la actividad, lo cual puede ser especialmente útil en contextos donde el confort percibido tenga impacto en la sostenibilidad de una tarea o en la aparición progresiva de trastornos musculoesqueléticos.

LUBA presenta algunas limitaciones. En primer lugar, no considera directamente la carga manipulada ni la duración de la postura mantenida. Además, no incluye las extremidades inferiores en su análisis, por lo que no resulta adecuado para valorar tareas donde las piernas o los pies están significativamente comprometidos, como en posturas agachadas, arrodilladas o en actividades de bipedestación prolongada. A pesar de ello, el enfoque de LUBA permite identificar posturas que, aunque biomecánicamente aceptables según otros métodos, pueden resultar molestas o insostenibles a largo plazo para los trabajadores.

En general, LUBA debe emplearse para medir el confort de posturas estáticas que deban ser mantenidas a largo plazo, más que para el análisis de posturas dinámicas que varían continuamente.

11.3.1 Medición del riesgo postural mediante el método REBA

Ergoniza Intelligent permite valorar la carga postural mediante la aplicación del método REBA⁶⁶. Se trata de un método observacional de cuerpo entero que analiza las posiciones del tronco, el cuello, las piernas, los brazos, los antebrazos y las muñecas, y las combina con factores relacionados con la

⁶⁶ Hignett, S. & McAtamney, L., (2000). REBA: Rapid Entire Body Assessment. Applied Ergonomics, 31, pp.201-205.

carga o fuerza aplicada, el agarre y el tipo de actividad. El resultado es una puntuación asociada a un nivel de riesgo y de actuación que indica la urgencia con la que debe estudiarse la introducción de medidas correctivas.

Ergoniza Intelligent calcula automáticamente las puntuaciones de cada segmento corporal a partir de la postura del modelo, así como las puntuaciones parciales de los grupos A y B definidos por el método. A partir de ellas obtiene una puntuación final para cada lado del cuerpo y muestra como resultado global el nivel de riesgo y de actuación correspondiente al lado más desfavorable (cuadro Riesgo Postural de la Figura 60).



Figura 60: Valoración de la carga postural mediante el método REBA en Ergoniza Intelligent.

El resultado obtenido mediante el análisis REBA depende de ciertos parámetros como la existencia de partes del cuerpo que permanecen estáticas, los movimientos repetitivos o la calidad del agarre, entre otros. Estos parámetros pueden definirse en el cuadro “Ajustes del análisis”. Para acceder a él debe emplearse el botón con una rueda dentada del cuadro **Riesgo postural**.

En la valoración del brazo, REBA contempla una reducción de la puntuación cuando el brazo se encuentra apoyado o cuando la postura adoptada por un brazo está favorecida por la gravedad. Esta condición permite asignar una puntuación

diferente a situaciones en las que el brazo adopta la misma posición angular, pero se encuentra apoyado o favorecido por la gravedad.

Ergoniza Intelligent puede detectar automáticamente si el brazo se encuentra en una orientación favorecida por la gravedad. Su finalidad es evitar que el usuario tenga que marcar manualmente esta condición en aquellos casos en los que la orientación del brazo permite inferirla de forma geométrica. Para ello, el sistema analiza la dirección espacial del brazo, definida por el segmento comprendido entre el hombro y el codo, y la compara con la vertical descendente. Si el brazo se encuentra suficientemente alineado con la dirección de la gravedad, el sistema interpreta que la postura está favorecida por ella y aplica automáticamente la reducción prevista en REBA para la puntuación del brazo. Para emplear esta detección automática debe activarse el botón “Detectar automáticamente brazos a favor de gravedad” del cuadro **Ajustes del análisis** (Figura 60).

Cuando la detección automática está activada, las casillas manuales de los brazos se interpretan únicamente como indicación de existencia de apoyo. La condición de postura favorecida por la gravedad se determina automáticamente a partir de la orientación del brazo. Cuando la detección automática está desactivada, las casillas manuales recuperan el sentido general de REBA, es decir, permiten indicar tanto que existe apoyo como que la postura del brazo está favorecida por la gravedad.

El usuario también puede definir el umbral angular empleado para esta detección automática. Este umbral establece cuán próximo debe estar el brazo a la vertical descendente para que **Ergoniza Intelligent** considere que la postura está favorecida por la gravedad. Un valor bajo hace que la detección sea más estricta y solo se aplique cuando el brazo cuelga casi verticalmente. Un valor más alto hace que la detección sea más permisiva y pueda aplicarse también a posiciones algo más alejadas de la vertical.

Debe tenerse en cuenta que esta automatización no modifica el método REBA ni sus reglas generales de puntuación. Su función es asistir al evaluador en la identificación de una de las condiciones contempladas por el método. Como en cualquier evaluación ergonómica, el resultado debe revisarse teniendo en cuenta la tarea real, la existencia de apoyos, las cargas manipuladas y el criterio profesional del analista.

11.3.2 Medición del riesgo por posturas inadecuadas mediante el método LUBA

El método LUBA⁶⁷ (*Loading on the Upper Body Assessment*) es una técnica destinada a evaluar la carga postural estática del tren superior. Asigna puntuaciones de malestar relativo a los movimientos de las articulaciones de la mano y la muñeca, el codo, el hombro, el cuello y el tronco, en función de la desviación angular respecto a la posición neutral. Cada movimiento se clasifica en intervalos angulares o clases posturales que tienen asociada una puntuación de malestar obtenida experimentalmente (cuadro Discomfort por miembro de la Figura 61). La suma de las puntuaciones correspondientes a una postura constituye **el Índice de Carga Postural** (*Postural Load Index*), relacionado inversamente con el tiempo máximo de mantenimiento de la postura (MHT): cuanto mayor es el índice, menor es el tiempo durante el cual cabe esperar que la postura pueda mantenerse sin un aumento importante del malestar. Ergoniza Intelligent realiza este cálculo de forma independiente para los lados derecho e izquierdo del cuerpo.

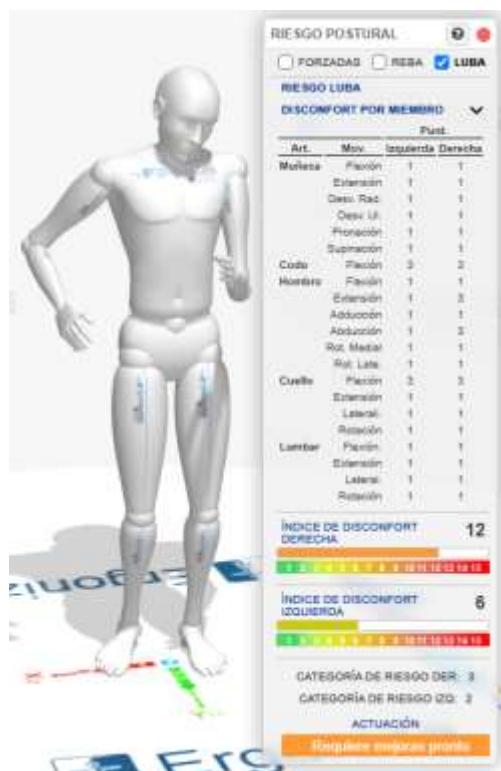


Figura 61: Valoración de la carga postural mediante el método LUBA en Ergoniza Intelligent

⁶⁷ Kee, D. & Karwowski, W., (2001). LUBA: an assessment technique for postural loading on the upper body based on joint motion discomfort and maximum holding time. *Applied Ergonomics*, 32, pp. 357-366 <[https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(01\)00006-0](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(01)00006-0)>

A partir de la relación entre el Índice de Carga Postural y el tiempo máximo de mantenimiento, LUBA establece cuatro categorías de acción (I, II, III y IV) que indican la necesidad y urgencia de introducir medidas correctivas. **Ergoniza Intelligent** calcula una categoría para el lado derecho y otra para el izquierdo, y presenta como actuación global la correspondiente al resultado más desfavorable.

12 ANÁLISIS DEL RIESGO POR COMPRESIÓN Y CIZALLADURA EN LA COLUMNA LUMBAR

Las cargas externas y el peso de los segmentos corporales situados por encima de la región lumbar generan momentos que deben equilibrarse mediante fuerzas musculares y reacciones articulares. Como consecuencia, los discos intervertebrales soportan fuerzas de compresión y de cizalladura que pueden aumentar durante la manipulación de cargas, especialmente cuando la carga es elevada, se mantiene alejada del cuerpo o el tronco adopta posturas desfavorables. Por ello, la estimación de estas fuerzas se utiliza como indicador biomecánico de la exigencia lumbar. **Ergoniza Intelligent** realiza este cálculo en el espacio intervertebral L4/L5.

En su guía de 1981 para la manipulación manual de cargas, el Instituto Nacional para la Seguridad y Salud Ocupacional de Estados Unidos (NIOSH)⁶⁸ estableció dos valores de referencia para la fuerza de compresión estimada en L5/S1: un Límite de Acción (*Action Limit*, AL) de 3400 N y un Límite Máximo Permissible (*Maximum Permissible Limit*, MPL) de 6400 N. Posteriormente, la revisión de la ecuación de NIOSH mantuvo 3400 N como criterio biomecánico asociado a un incremento del riesgo de lesión lumbar.

Estos valores se establecieron para L5/S1 y para la evaluación ergonómica de tareas, por lo que no deben interpretarse como límites individuales de lesión ni como una frontera precisa entre una situación segura y otra lesiva. **Ergoniza Intelligent** los emplea como referencias operativas para clasificar la fuerza de compresión estimada por su modelo en L4/L5. Esta aplicación a un nivel lumbar distinto, aunque inmediato, constituye una aproximación que debe considerarse al interpretar el resultado.

Posteriormente diversas investigaciones analizaron cómo la edad y el sexo influyen en la capacidad de resistencia de la

⁶⁸ NIOSH National Institute for Occupational Safety and Health, *Work Practices Guide for Manual Lifting*, 1981; T R Waters, V Putz-Anderson, and A Garg, *Applications Manual for the Revised NIOSH Lifting Equation* (Cincinnati, 1994).

columna vertebral, particularmente en la región L5/S1⁶⁹. El envejecimiento produce una degeneración progresiva de los discos intervertebrales y una pérdida de resistencia mecánica en las vértebras y los tejidos de soporte. Los estudios biomecánicos evidencian que la capacidad de carga de compresión de los discos disminuye notablemente a partir de los 40 o 50 años. Por este motivo algunos autores proponen límites de compresión más conservadores para poblaciones envejecidas. Por otra parte, en términos generales, las mujeres presentan menor masa ósea y muscular que los hombres, lo que podría influir en una menor capacidad de soportar cargas de compresión elevadas. Los estudios sugieren que los discos intervertebrales en mujeres tienen menores diámetros y menores resistencias absolutas frente a cargas de compresión.

Aunque el límite establecido por NIOSH de 3400 N sigue siendo una referencia general para poblaciones mixtas, en aplicaciones ergonómicas más avanzadas como **Ergoniza Intelligent** es posible ajustar los criterios de seguridad considerando la edad y el sexo. La Tabla 6 muestra los valores límite recomendados para la fuerza de compresión en la intervertebral L5/S1 empleados por **Ergoniza Intelligent** en función de la edad y el sexo. Estos valores se basan en los estudios antes citados y se calculan automáticamente al introducir los datos correspondientes en el modelo.

Ergoniza Intelligent también utiliza un umbral operativo conservador de 500 N para la **cizalladura resultante** en L4/L5. Esta resultante se obtiene combinando las componentes anteroposterior y lateral. Este valor proviene de estudios biomecánicos clásicos⁷⁰ que analizaron la resistencia de las estructuras ligamentosas y discales ante esfuerzos de cizallamiento. Revisiones posteriores han propuesto valores de 1000 N para exposiciones ocasionales y de 700 N para exposiciones repetitivas; por ello, el valor de 500 N empleado por el programa debe entenderse como un criterio conservador de cribado. Su superación señala la conveniencia de revisar la tarea, pero no predice por sí sola la aparición de una lesión.

⁶⁹ William S. Marras, Kermit G. Davis, and Michael Jorgensen, "Spine Loading as a Function of Gender," *Spine* 27, no. 22 (2002): 2514–20, doi:10.1097/00007632-200211150-00017; William S. Marras, Kermit G. Davis, and Michael Jorgensen, "Gender Influences on Spine Loads during Complex Lifting," *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society* 3, no. 2 (2003): 93–99, doi:10.1016/S1529-9430(02)00570-3; Sean Gallagher and William S. Marras, "Tolerance of the Lumbar Spine to Shear: A Review and Recommended Exposure Limits," *Clinical Biomechanics* 27, no. 10 (2012): 973–78, doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.08.009; Don B.J. Chaffin, Gunnar B. Andersson, and Bernard J. Martin, *Occupational Biomechanics, 4th Edition*. (Wiley and Sons, 2006); P. Brinckmann,

Grupo	Límite recomendado	Notas	Límite Ergoniza Intelligent
Adultos jóvenes (20-40 años)	3400 N	Límite general original.	3400 N
Adultos de mediana edad (40-50 años)	3000-3200 N	Degeneración moderada del disco intervertebral.	3100 N
Adultos mayores (>50 años)	2500-2800 N	Mayor degeneración discal, mayor riesgo de lesión.	2650 N
Mujeres jóvenes (20-40 años)	3000-3200 N	Se considera menor resistencia estructural promedio.	3100 N
Mujeres mayores (>50 años)	2500 N	Altamente recomendado un enfoque conservador.	2500 N

Tabla 6: Umbrales operativos de compresión empleados por **Ergoniza Intelligent** según el sexo y la edad.

12.1 Cálculo de la compresión y la cizalladura en el disco intervertebral L4/L5

La fuerza de compresión que actúa sobre los discos intervertebrales lumbares no depende únicamente del peso de una carga externa. El peso de los segmentos corporales y las cargas sostenidas generan momentos en la región lumbar que deben equilibrarse mediante la acción de los músculos del tronco. Entre ellos intervienen los erectores espinales, situados en la región posterior, y distintos músculos de la pared abdominal. Las fuerzas musculares necesarias para mantener el equilibrio pueden añadir una componente importante de compresión sobre el disco, por lo que el cálculo debe considerar conjuntamente las cargas externas, el peso corporal y la actividad muscular estimada.

La **presión intraabdominal**⁷¹ también interviene en el equilibrio mecánico de la región lumbar. La contracción coordinada de la pared abdominal, el diafragma y el suelo pélvico eleva la presión dentro de la cavidad abdominal y

M. Biggemann, and D. Hilweg, "Fatigue Fracture of Human Lumbar Vertebrae," *Clinical Biomechanics*, 1988, doi:10.1016/S0268-0033(88)80001-9.

⁷⁰ M. A. Adams and W. C. Hutton, "The Mechanical Function of the Lumbar Apophyseal Joints," *Spine* 8, no. 3 (1983): 327–30, doi:10.1097/00007632-198304000-00017; D. B.J. Chaffin, G. B. J. Andersson, and B.J. Martin, *Occupational Biomechanics*, Fourth (Hoboken, NJ: Jhon Wiley & Sons Inc., 2006).

⁷¹ Jacek Cholewicki, Krishna Juluru, and Stuart M. McGill, "Intra-Abdominal Pressure Mechanism for Stabilizing the Lumbar Spine," *Journal of Biomechanics* 32, no. 1 (1999): 13–17, doi:10.1016/S0021-9290(98)00129-8.



genera una fuerza cuyo momento puede contribuir a equilibrar el momento de flexión. En el modelo, esta contribución reduce parte del momento que deben compensar los músculos del tronco. No obstante, la presión intraabdominal y la activación muscular están relacionadas, por lo que su efecto sobre la compresión discal no debe interpretarse como una descarga directa e independiente de las demás fuerzas.

Para descomponer las fuerzas en componentes de compresión axial y cizalladura es necesario estimar la orientación espacial del disco L4/L5 en la postura analizada. **Ergoniza Intelligent** calcula dicha orientación a partir de la configuración del tronco y de los miembros inferiores y proyecta sobre el sistema local del disco las fuerzas musculares, la presión intraabdominal y la resultante de las cargas externas.

En definitiva, el cálculo requiere conocer la fuerza y el momento resultantes de los segmentos corporales situados por encima de L4/L5 y de las cargas externas, estimar la contribución de la presión intraabdominal y de los músculos del tronco y determinar la orientación local del disco. A partir de estas magnitudes se obtienen la fuerza de compresión axial y las componentes de cizalladura anteroposterior y lateral.

Para realizar estos cálculos, **Ergoniza Intelligent** emplea un modelo tridimensional con diez músculos del tronco, agrupados en cinco parejas bilaterales. El cálculo se realiza en el espacio intervertebral L4/L5, nivel para el que existe información anatómica sobre las áreas musculares, las líneas de acción y los brazos de momento utilizados por este tipo de modelos.

La Figura 62 facilita la comprensión del procedimiento. En primer lugar, **Ergoniza Intelligent** estima la orientación del plano transversal del disco intervertebral L4/L5 a partir de la postura del tronco y de los miembros inferiores⁷². Este plano y su sistema de referencia local se muestran en azul en la figura.

El objetivo del procedimiento es calcular la fuerza de compresión sobre el disco (**C** en la Figura 62) y las fuerzas cortantes anteroposterior (**Cor y**) y lateral (**Cor x**). Estas tres componentes forman la reacción necesaria para equilibrar, en el sistema local del disco, la resultante de las demás fuerzas. Además, la suma vectorial de los momentos respecto a L4/L5 debe ser igual a cero.

Las fuerzas consideradas son la fuerza asociada a la presión intraabdominal (**Fa**), el peso de los segmentos situados por encima de L4/L5 y las cargas sostenidas (**P**), las fuerzas de contracción de los diez músculos del tronco (**Xd, Xi, Id, Ii, Ed, Ei, Ld, Li, Rd y Ri**) y las tres componentes de la reacción en el disco.

La resultante **P** y el momento que genera respecto a L4/L5 se obtienen mediante el análisis de cargas articulares descrito en la Sección 8. La fuerza **Fa** y su momento se calculan mediante el procedimiento expuesto en la Sección 12.1.1.

El modelo incluye cinco parejas de músculos del tronco: *Latissimus dorsi*, *Erector spinae*, *Rectus abdominis*, *Obliquus externus* y *Obliquus internus*. Para cada músculo se define un área de sección transversal, una línea de acción y un brazo de momento respecto a L4/L5. **Ergoniza Intelligent** utiliza conjuntos de parámetros diferenciados para hombres y mujeres, obtenidos de la gran variedad de estudios que han abordado la geometría de los músculos abdominales⁷³.

⁷² Anderson, Chaffin, and Herrin, "A Study of Lumbosacral Orientation under Varied Static Loads."

⁷³ Michael E. Gerling and Stephen H.M. Brown, "Architectural Analysis and Predicted Functional Capability of the Human Latissimus Dorsi Muscle," *Journal of Anatomy* 223, no. 2 (2013): 112–22, doi:10.1111/joa.12074; J. G. Reid and P. A. Costigan, "Geometry of Adult Rectus Abdominis and Erector Spinae Muscles," *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 1985, doi:10.2519/jospt.1985.6.5.278; Hyung Woo Koh, Sung Hyoun Cho, and Cheol Yong Kim, "Comparison of the Effects of Hollowing and Bracing Exercises on Cross-Sectional Areas of Abdominal Muscles in Middle-Aged Women," *Journal of Physical Therapy Science* 26, no. 2 (2014): 295–99, doi:10.1589/jpts.26.295; S. M. McGill, N. Patt, and R. W. Norman, "Measurement of the Trunk Musculature of Active Males Using CT Scan Radiography: Implications for Force and Moment Generating Capacity about the L4 L5 Joint," *Journal of*

Biomechanics 21, no. 4 (1988): 329–41, doi:10.1016/0021-9290(88)90262-X; J. Gavin Reid, P. A. Costigan, and W. Comrie, "Prediction of Trunk Muscle Areas and Moment Arms by Use of Anthropometric Measures," *Spine* 12, no. 3 (1987): 273–75, doi:10.1097/00007632-198704000-00015; Gunnar Németh and Hans Ohlsén, "Moment Arm Lengths of Trunk Muscles to the Lumbosacral Joint Obtained in Vivo with Computed Tomography," *Spine* 11, no. 2 (1986): 158–60, doi:10.1097/00007632-198603000-00011; Shrawan Kumar, "Moment Arms of Spinal Musculature Determined from CT Scans," *Clinical Biomechanics* 3, no. 3 (1988): 137–44, doi:10.1016/0268-0033(88)90059-9; S. Kumar, Don B. Chaffin, and Mark Redfern, "Isometric and Isokinetic Back and Arm Lifting Strengths: Device and Measurement," *Journal of Biomechanics* 21, no. 1 (1988): 35–44, doi:10.1016/0021-9290(88)90189-3; Chaffin et al., "Lumbar Muscle Size and Locations from CT Scans of 96 Women of Age 40 to 63 Years."

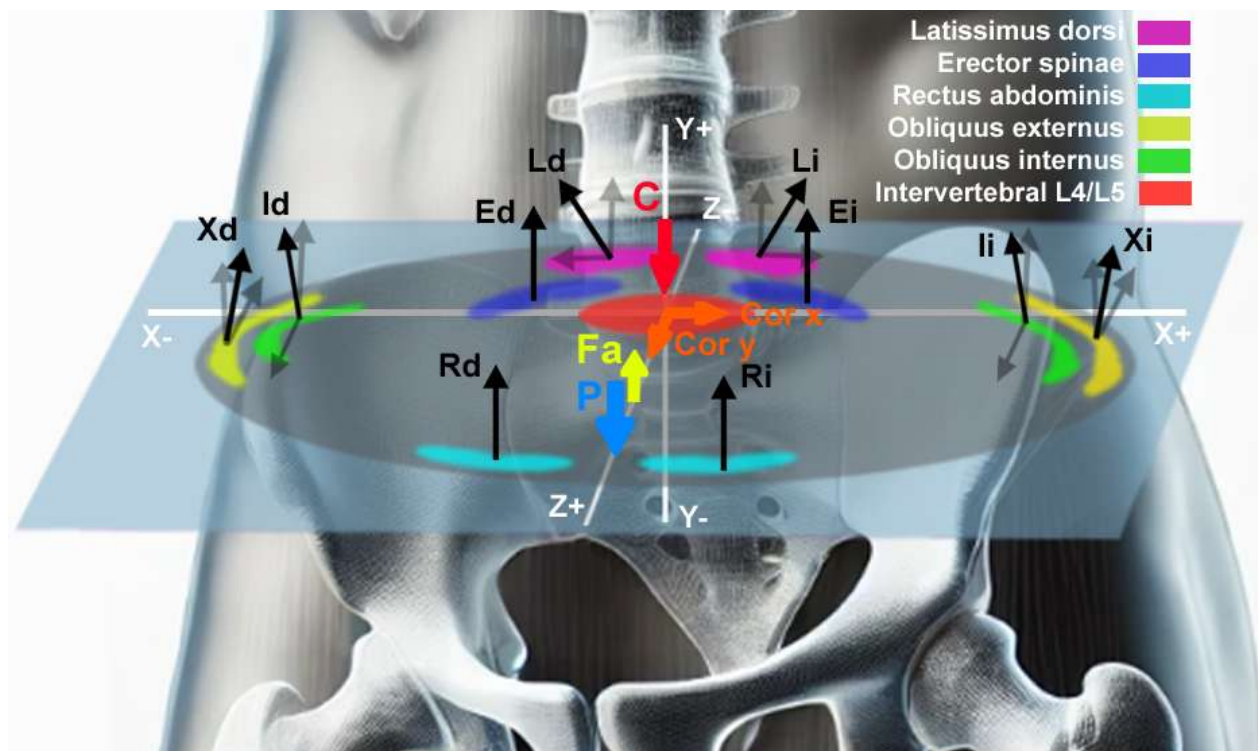


Figura 62: Modelo tridimensional para el cálculo de la compresión del disco intervertebral L4/L5.

Cuando el modelo se encuentra en sedestación sobre una silla y está activada la opción **Respaldo**, *Ergoniza Intelligent* aplica la simplificación descrita en la Sección 7.7.6. Si la componente local de flexión-extensión del momento en L4/L5 corresponde a flexión, dicha componente se anula antes de calcular la actividad muscular. Las componentes de lateralización y rotación se conservan y las fuerzas de reacción externas no se modifican, ya que no se modelizan la geometría ni el punto de aplicación de la reacción del respaldo. A partir del momento corregido, el programa recalcula la actividad muscular, la compresión y las fuerzas cortantes. Por ello, la compresión no se hace necesariamente nula ni tiene que disminuir en todos los casos.

La determinación de las fuerzas musculares constituye un problema estáticamente indeterminado, porque existen más fuerzas desconocidas que ecuaciones independientes de equilibrio. *Ergoniza Intelligent* lo resuelve mediante dos problemas sucesivos de programación lineal, descritos en la Sección 12.1.2. Antes se expone el cálculo de la fuerza

asociada a la presión intraabdominal y de su brazo de momento.

12.1.1 Fuerza asociada a la presión intraabdominal

En el modelo, la presión intraabdominal se representa mediante una fuerza equivalente F_A cuya línea de acción se sitúa por delante de la columna lumbar. El momento producido por esta fuerza contribuye a equilibrar la componente de flexión-extensión del momento en L4/L5 y, por tanto, modifica el momento que deben compensar los músculos del tronco.

El valor de la fuerza generada por la presión intraabdominal puede estimarse⁷⁴ mediante la Ecuación 53, en la que F_A es el valor de la fuerza generada por la presión intraabdominal en newtons, θ_t es el ángulo entre el eje del tronco y la prolongación del eje del muslo en grados sexagesimales (tal y como se muestra en la Figura 63), y $M_{L5/S1}$ es la componente perpendicular al plano sagital del momento provocado por las cargas manipuladas y el peso de los segmentos corporales por

⁷⁴ Chaffin, Andersson, and Martin, *Occupational Biomechanics*, 4th Edition.; J. M. Morris, D. B. Lucas, and B. Bresler, "Role of the Trunk in

Stability of the Spine," *The Journal of Bone & Joint Surgery* 43A (1961): 327–51, doi:10.2106/00004623-196143030-00001.

encima de la articulación (en N·m). Para la determinación del valor de F_A emplea un área media del diafragma⁷⁵ de 465 cm².

$$F_A = 6.199473 \cdot 10^{-4} (43 - 0.36 \theta_t)(M_{L5/S1})^{1.8}$$

Ecuación 53

Para conocer el momento generado por esta fuerza sobre la articulación lumbar es necesario determinar su brazo de palanca (D_{FA} en la Figura 63). El valor del brazo de palanca oscila entre los 7 y los 15 cm. aproximadamente⁷⁶ dependiendo del seno del ángulo θ_t , y puede estimarse su valor en metros mediante la Ecuación 54.

$$D_{FA} = 0.066 + 0.082 \text{ABS}(\text{SEN}(\theta_t \cdot \pi / 180))$$

Ecuación 54

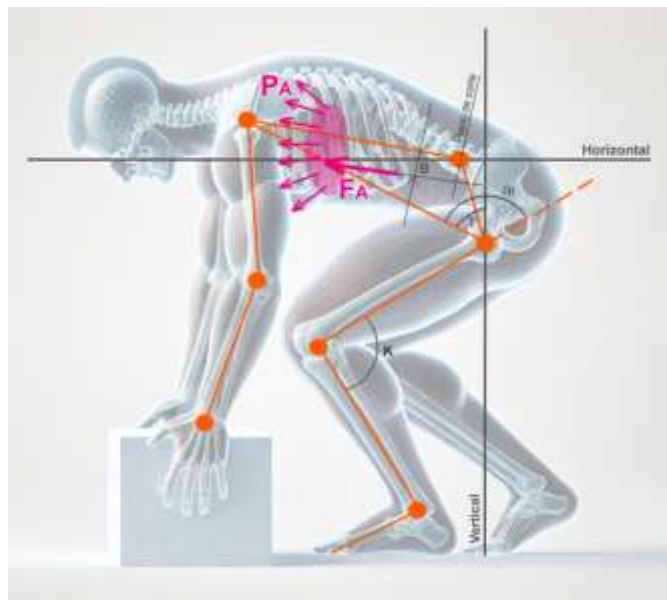


Figura 63: Efecto de la presión intraabdominal.

Conocido el valor de la fuerza generada por la presión intraabdominal F_A y su brazo de palanca D_{FA} , su producto proporciona el momento asociado a la presión intraabdominal que se incorpora a la componente de flexión-extensión del equilibrio en L4/L5.

⁷⁵ Morris, Lucas, and Bresler, "Role of the Trunk in Stability of the Spine."

⁷⁶ D.B. Chaffin, "On the Validity of Biomechanical Models of the Low-Back for Weight Lifting Analysis," *Amer. Soc. Mech. Eng Proc.*, nos. 75-WA-B10-1 (1975).

⁷⁷ A. Schultz, G. Andersson, and R. Ortengren, "Loads on the Lumbar Spine. Validation of a Biomechanical Analysis by Measurements of Intradiscal Pressures and Myoelectric Signals," *Journal of Bone and*

12.1.2 Modelo iterativo para el cálculo de las fuerzas musculares del tronco

Durante el levantamiento de cargas, especialmente en levantamientos asimétricos, se activan músculos del tronco que contribuyen al sostenimiento de la postura. Esta redundancia muscular provoca que el número de fuerzas desconocidas supere al número de ecuaciones de equilibrio de fuerzas y momentos, haciendo que el problema sea estáticamente indeterminado. En el modelo tridimensional empleado por *Ergoniza Intelligent* para el cálculo de las fuerzas de compresión en el disco intervertebral L4/L5 (Sección 12.1) existen 13 fuerzas desconocidas (las correspondientes a las contracciones musculares y las compresiones en el disco intervertebral) y se dispone únicamente de 6 ecuaciones.

Para resolver este sistema se introducen restricciones respecto a la forma en la que los músculos actúan⁷⁷, consistentes en establecer que durante el esfuerzo se minimizan las intensidades de contracción de los músculos (la fuerza por unidad de área transversal) y la fuerza de compresión en el disco intervertebral. Esto es equivalente a suponer que durante el levantamiento de una carga el sistema nervioso central intentará proteger los músculos y los discos intervertebrales minimizando los esfuerzos a los que se ven sometidos⁷⁸.

Basándose en la necesidad conjunta de minimizar tanto las fuerzas compresivas como las intensidades musculares, el problema puede resolverse mediante un procedimiento doble de optimización mediante programación lineal⁷⁹: primero, se minimiza la intensidad máxima muscular para satisfacer las condiciones de equilibrio de momentos; luego, se determinan las fuerzas musculares que minimizan la contribución muscular a la compresión vertebral, respetando los límites de intensidad.

En la **primera etapa** de este procedimiento busca minimizar la **máxima intensidad de contracción** de entre todos los músculos. Para cada músculo i , F_i representa la magnitud de su fuerza de contracción. A partir de la posición y la línea de acción del músculo, el modelo determina el momento que una fuerza unitaria de ese músculo genera respecto a L4/L5. Este coeficiente vectorial se representa mediante c_i y depende de la geometría de la postura analizada. Por tanto, el momento

Joint Surgery - Series A 64, no. 5 (1982): 713–20, doi:10.2106/00004623-198264050-00008.

⁷⁸ Chaffin, Andersson, and Martin, *Occupational Biomechanics*.

⁷⁹ James C. Bean, Don B. Chaffin, and Albert B. Schultz, "Biomechanical Model Calculation of Muscle Contraction Forces: A Double Linear Programming Method," *Journal of Biomechanics* 21, no. 1 (1988): 59–66, doi:10.1016/0021-9290(88)90192-3.

generado por el músculo es $c_i F_i$, expresado en N·m, y varía linealmente con su fuerza de contracción. En equilibrio se cumple que:

$$\sum_{i=1}^{10} c_i F_i = -M_{ext,corr}$$

donde $M_{ext,corr}$ es el momento externo que deben equilibrar los músculos, expresado en el sistema local de L4/L5 después de incorporar el efecto de la presión intraabdominal y, cuando corresponda, la simplificación asociada al respaldo. La ecuación anterior representa en realidad tres ecuaciones independientes: una para cada eje del sistema local de L4/L5.

El problema de programación lineal se plantea como:

$$\min \lambda$$

sujeto a:

$$\sum_{i=1}^{10} c_i F_i = -M_{ext,corr}$$

$$F_i \geq 0 \quad i = 1, \dots, 10$$

$$\frac{F_i}{A_i} \leq \lambda \quad i = 1, \dots, 10$$

donde λ es la mayor intensidad muscular, expresada en N/cm² y A_i es el área de la sección transversal fisiológica del músculo i , en cm².

En la **segunda etapa**, con el valor de λ ya determinado, se resuelve un segundo problema de programación lineal que tiene como objetivo **minimizar la fuerza compresiva total sobre el disco intervertebral**. Así, el segundo problema se formula como:

$$\min \sum_i F_i$$

sujeto a las mismas ecuaciones de equilibrio, a $F_i \geq 0$ y a:

$$\frac{F_i}{A_i} \leq \lambda$$

Una vez determinadas las fuerzas musculares, se proyectan sobre el sistema local de L4/L5. Sus componentes perpendiculares al plano del disco contribuyen al cálculo de la compresión axial, mientras que las componentes contenidas en el plano contribuyen al cálculo de la cizalladura.

Una vez obtenidas las fuerzas musculares, la reacción del disco se calcula imponiendo el equilibrio de fuerzas. La proyección de esta reacción sobre el eje normal al plano de L4/L5 proporciona la compresión axial, mientras que sus

proyecciones sobre los ejes anteroposterior y lateral proporcionan las dos componentes de cizalladura.

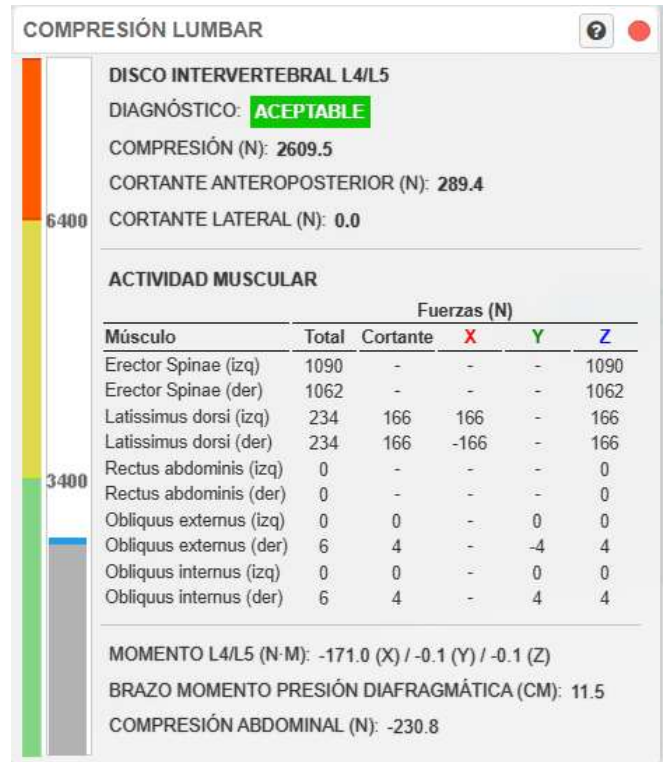


Figura 64: Resultados del cálculo de la compresión lumbar en el disco intervertebral L4/L5 en Ergoniza Intelligent

Ergoniza Intelligent muestra los resultados del cálculo en una ventana como la de la Figura 64. En el ejemplo representado, la compresión axial estimada es de **2609,5 N**, inferior al umbral operativo de **3400 N** aplicable al modelo seleccionado. Las componentes de cizalladura son **289,4 N** en la dirección anteroposterior y **0,0 N** en la dirección lateral; su resultante es también inferior al umbral de **500 N**. Por ello, el diagnóstico mostrado es **Aceptable**.

La sección **Actividad muscular** presenta, para cada uno de los diez músculos considerados, la fuerza total calculada y sus componentes en el sistema local de L4/L5: **X**, lateral; **Y**, anteroposterior; y **Z**, axial o normal al plano del disco. La ventana también muestra las tres componentes del momento en L4/L5, el brazo de momento de la presión intraabdominal y la fuerza equivalente asociada a esta.

Ergoniza Intelligent comprueba que las dos optimizaciones sean factibles, que las fuerzas musculares no sean negativas y que los residuos del equilibrio de momentos permanezcan dentro de la tolerancia establecida. Si no obtiene una solución utilizable, la ventana muestra **No se ha podido calcular**.

13 ANÁLISIS DE LEVANTAMIENTOS DE CARGA

Ergoniza Intelligent incorpora un modo específico para analizar tareas en las que el trabajador eleva o desciende manualmente una carga entre una posición de origen y otra de destino. El análisis considera la geometría del levantamiento y sus condiciones de exposición mediante una implementación de la ecuación revisada de levantamiento de NIOSH.

Para activar el **Modo de Levantamiento** puede usarse el botón correspondiente en la parte superior central de la interfaz (Figura 1). A diferencia del análisis de una postura o del análisis de múltiples posturas, el módulo de levantamiento no toma como unidad principal de análisis una postura corporal aislada ni una secuencia temporal genérica, sino una **actividad de levantamiento** que puede estar conformada por varias tareas.

La actividad de levantamiento se caracteriza mediante su duración total, el tiempo de recuperación disponible y la constante de carga. Cada tarea individual se define mediante un conjunto de variables específicas: las posturas en el origen

y el destino del levantamiento, el peso de la carga, la frecuencia de levantamiento, la calidad del agarre, la forma de manipulación y la localización de la carga en el origen y en el destino del movimiento.

En la interfaz del Modo de Levantamiento el usuario puede definir los parámetros generales del análisis, crear una o varias tareas de levantamiento, ajustar las condiciones específicas de cada tarea y visualizar los resultados globales y parciales obtenidos, como puede verse en la Figura 65. El sistema muestra de forma diferenciada los resultados correspondientes al origen y al destino del levantamiento, ya que las condiciones pueden ser distintas en ambos puntos del movimiento.

Cuando se analiza una única tarea, el resultado principal es el índice de levantamiento asociado a esa tarea. Cuando se definen varias, el programa calcula además un índice de levantamiento compuesto, que representa la exigencia conjunta de las distintas tareas realizadas durante el mismo periodo de trabajo.

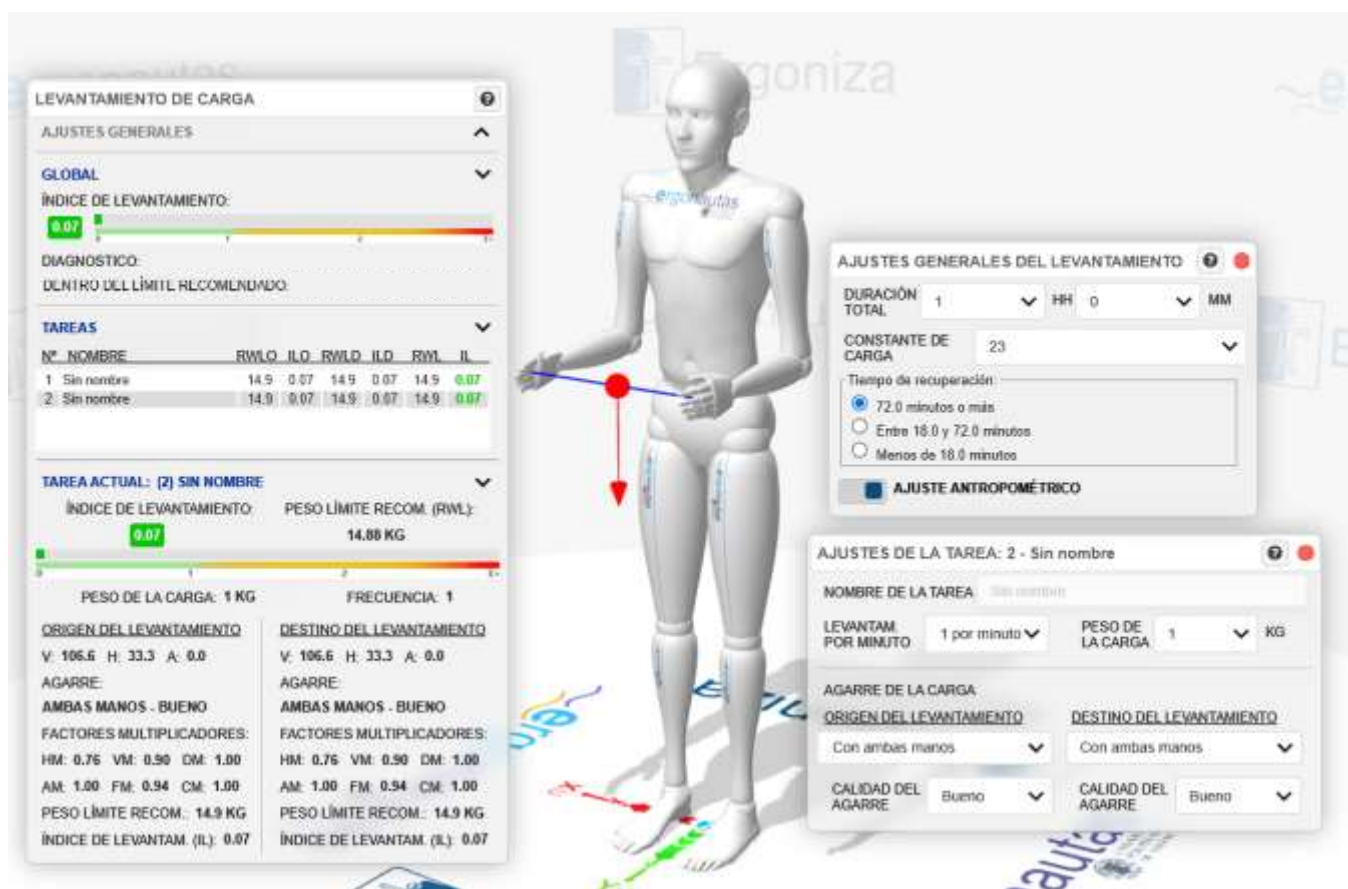


Figura 65: Modo de Levantamiento de Ergoniza Intelligent.



13.1 Objetivo, alcance y fundamento del análisis

El **Modo de levantamiento** de *Ergoniza Intelligent* tiene como objetivo valorar tareas de manipulación manual en las que una persona eleva o desciende una carga entre una posición de origen y otra de destino. No analiza una postura aislada, sino una tarea definida por sus condiciones geométricas, temporales y operativas.

El análisis se basa en la **ecuación revisada de levantamiento de NIOSH**⁸⁰. Su resultado principal es el **peso límite recomendado** o **RWL** (*Recommended Weight Limit*), que representa un peso de referencia para las condiciones estudiadas. No debe interpretarse como un límite individual que garantice la ausencia de lesión. A partir del RWL se calcula el **índice de levantamiento** o **IL**, que expresa la relación entre el peso real de la carga y el RWL:

$$IL = L / RWL$$

Ecuación 55

donde **L** es el peso de la carga.

NIOSH recomienda que el IL sea igual o inferior a 1. Un valor superior a 1 indica que la carga excede el peso límite recomendado para las condiciones analizadas y que aumenta la conveniencia de revisar la tarea. El índice es una estimación relativa de la exigencia física; no expresa una probabilidad individual de lesión ni permite afirmar que una tarea con $IL \leq 1$ esté exenta de riesgo.

Para calcular el RWL se emplea la Ecuación 56, que parte de una constante de carga (LC) y aplica diferentes factores multiplicadores relacionados con las características del levantamiento. Estos factores consideran, entre otros aspectos, la distancia horizontal de la carga al cuerpo, la altura vertical, el desplazamiento vertical entre origen y destino, la asimetría del levantamiento, la frecuencia de manipulación, la duración de la tarea y la calidad del agarre.

$$RWL = LC \cdot HM \cdot VM \cdot DM \cdot AM \cdot FM \cdot CM$$

Ecuación 56

En esta expresión, **LC** es la constante de carga; **HM**, el multiplicador horizontal; **VM**, el multiplicador vertical; **DM**, el multiplicador correspondiente al desplazamiento vertical; **AM**,

el multiplicador de asimetría; **FM**, el multiplicador de frecuencia, duración y recuperación; y **CM**, el multiplicador de calidad del agarre. Todos los multiplicadores tienen un valor máximo de 1 y reducen el RWL cuando las condiciones se alejan de las condiciones de referencia.

Ergoniza Intelligent obtiene los parámetros geométricos a partir de las posiciones de origen y destino representadas sobre el modelo. Calcula el RWL en ambos extremos y utiliza el menor de ellos para obtener el índice de la tarea. Esta aplicación sistemática al origen y al destino es conservadora: el procedimiento estándar de NIOSH exige calcular el destino cuando allí se requiere un control significativo de la carga, por ejemplo, porque debe sostenerse, guiarse, colocarse con precisión o volverse a agarrar.

La ecuación revisada de NIOSH no constituye una valoración general de empujes, arrastres, transporte de cargas, levantamientos sentados o arrodillados, movimientos muy rápidos, cargas inestables ni otras formas de manipulación que quedan fuera de su ámbito. *Ergoniza Intelligent* incorpora además extensiones no pertenecientes a la formulación convencional (el ajuste antropométrico, la manipulación con una mano, la constante de carga configurable y el cálculo sistemático del destino) que deben considerarse al interpretar los resultados.

13.2 Definición de tareas de levantamiento, parámetros generales y ajuste antropométrico

En el Modo de Levantamiento, el análisis se organiza a partir de una o varias **tareas de levantamiento**. El análisis puede contener entre una y cuarenta tareas. Cada tarea representa una operación realizada bajo unas condiciones determinadas. Si dentro de una misma actividad existen levantamientos con pesos, frecuencias, posiciones, agarres o formas de manipulación diferentes, deben registrarse como tareas separadas.

El panel principal muestra las tareas creadas y los resultados de cada una (Figura 66). Desde él puede seleccionarse la tarea activa, consultar sus resultados y acceder a sus opciones de configuración.

Los **ajustes generales del levantamiento** son comunes a todas las tareas incluidas en el análisis. Comprenden la duración total de la actividad, la constante de carga, la categoría de recuperación y el ajuste antropométrico.

⁸⁰ National Institute for Occupational Safety and Health, *Work Practices Guide for Manual Lifting*; NIOSH, "Applications Manual for

the Revised NIOSH Lifting Equation" (DHHS (NIOSH) Publication No. 94-110, 2021), doi:10.26616/NIOSH PUB94110 revised 092021.

Cualquier modificación de estos parámetros provoca el recálculo de todas las tareas. Estas opciones se introducen en la ventana de ajustes generales del levantamiento, como puede verse en la Figura 67.

La **duración total** representa el tiempo durante el que se realizan conjuntamente las tareas registradas. La duración, junto con la recuperación seleccionada y la frecuencia de cada tarea, determina el multiplicador de frecuencia **FM**.

El **tiempo de recuperación** permite caracterizar el descanso o recuperación disponible entre periodos de levantamiento, aspecto que también influye en la valoración de la tarea. El tiempo de recuperación no se introduce como un número libre. La ventana ofrece tres intervalos calculados a partir de la duración total de la actividad.

LEVANTAMIENTO DE CARGA

AJUSTES GENERALES

DURACIÓN: 4 HORAS 0 MINUTOS
CONSTANTE DE CARGA: 23 KILOGRAMOS
TIEMPO DE RECUPERACIÓN: 288.0 MINUTOS O MÁS

GLOBAL

ÍNDICE DE LEVANTAMIENTO: 1.91

DIAGNOSTICO: LA ACTIVIDAD SUPERA EL LÍMITE RECOMENDADO Y REQUIERE REVISIÓN.

TAREAS

Nº	NOMBRE	RWLO	ILO	RWLD	ILD	RWL	IL
1	Sin nombre	5.0	1.61	6.6	1.21	5.0	1.61
2	Sin nombre	5.6	0.15	4.7	0.21	4.7	0.21

TAREA ACTUAL: (1) SIN NOMBRE

ÍNDICE DE LEVANTAMIENTO: 1.61
PESO LÍMITE RECOM. (RWL): 4.97 KG

PESO DE LA CARGA: 8 KG
FRECUENCIA: 3

ORIGEN DEL LEVANTAMIENTO
V: 37.7 H: 49.4 A: 0.3
AGARRE: AMBAS MANOS - BUENO
FACTORES MULTIPLICADORES:
HM: 0.51 VM: 0.89 DM: 0.86
AM: 1.00 FM: 0.55 CM: 1.00
PESO LÍMITE RECOM.: 5.0 KG

DESTINO DEL LEVANTAMIENTO
V: 151.7 H: 31.9 A: 0.0
AGARRE: AMBAS MANOS - BUENO
FACTORES MULTIPLICADORES:
HM: 0.79 VM: 0.77 DM: 0.86
AM: 1.00 FM: 0.55 CM: 1.00
PESO LÍMITE RECOM.: 6.6 KG

Figura 66: Panel principal del Modo de Levantamiento.

La **constante de carga LC** es el valor inicial al que se aplican los seis multiplicadores. La formulación convencional de NIOSH utiliza **23 kg**. Ergoniza Intelligent permite seleccionar

valores entre 20 y 30 kg, pero cualquier valor distinto de 23 kg constituye una modificación del método estándar y solo debería emplearse cuando exista una justificación metodológica expresa.

Cuando existen varias tareas, el programa calcula el RWL y el IL de cada una y obtiene también un **índice de levantamiento compuesto** para el conjunto. Este índice no es la media ni el máximo de los índices individuales: incorpora el efecto de las frecuencias acumuladas de las diferentes tareas mediante el procedimiento descrito en la Sección 13.5.

La ecuación revisada de NIOSH utiliza referencias geométricas estándar: una altura vertical óptima de 75 cm, una altura máxima de 175 cm y límites horizontales de 25 y 63 cm. Estas referencias no varían con las dimensiones de la persona evaluada. Cuando el **ajuste antropométrico** (Figura 67) está activado, Ergoniza Intelligent sustituye esas referencias por valores derivados de las dimensiones del modelo.

AJUSTES GENERALES DEL LEVANTAMIENTO

DURACIÓN TOTAL: 4 HH 0 MM

CONSTANTE DE CARGA: 23

Tiempo de recuperación:

- ☒ 288.0 minutos o más
- ☐ Entre 72.0 y 288.0 minutos
- ☐ Menos de 72.0 minutos

☒ **AJUSTE ANTROPOMÉTRICO**

Figura 67: Ajustes generales del levantamiento.

En concreto, el sistema adapta la referencia vertical del levantamiento, la altura máxima considerada y los límites horizontales utilizados en el cálculo a partir de la antropometría del trabajador. Esta modificación puede afectar a varios factores multiplicadores de la ecuación, especialmente a los relacionados con la distancia horizontal de la carga, la altura vertical, el desplazamiento vertical, la frecuencia y la calidad del agarre.

Debe tenerse en cuenta que esta opción introduce una adaptación respecto a la aplicación convencional de la

ecuación de NIOSH⁸¹. Por tanto, cuando el ajuste antropométrico está activado, los resultados no deben interpretarse como una aplicación estrictamente estándar del método, sino como una estimación ajustada a las dimensiones corporales de la persona analizada. Esta opción puede resultar útil cuando se desea valorar cómo las características antropométricas del trabajador pueden influir en las condiciones reales del levantamiento.

13.3 Posiciones de origen y destino

Cada tarea de levantamiento debe definirse mediante dos posiciones principales: el **origen** y el **destino** de la carga. El origen corresponde a la posición inicial desde la que se toma o comienza a elevarse la carga, mientras que el destino corresponde a la posición final en la que la carga se deposita o alcanza el punto terminal del levantamiento.

En *Ergoniza Intelligent*, estas posiciones pueden definirse manualmente sobre el modelo tridimensional o capturando posturas con inteligencia artificial, y permiten caracterizar la localización de la carga respecto al trabajador (Figura 68).

La ecuación revisada de levantamiento considera que las condiciones del origen y del destino pueden ser diferentes. Por ello, el sistema calcula los factores correspondientes en ambos puntos de la tarea. Entre estos factores se incluyen la distancia horizontal entre la carga y el cuerpo, la altura vertical de la carga, el desplazamiento vertical entre origen y destino y el grado de asimetría del levantamiento.

La **distancia horizontal** expresa la separación de la carga respecto al cuerpo del trabajador. La **altura vertical** indica la posición de la carga respecto al suelo. Los levantamientos realizados desde posiciones muy bajas o hacia posiciones muy elevadas suelen resultar más desfavorables que los realizados en zonas próximas a la altura de referencia del método.

El **desplazamiento vertical** representa la diferencia de altura entre el origen y el destino. Este valor permite considerar la amplitud vertical del levantamiento. Por su parte, la **asimetría** tiene en cuenta si el levantamiento se realiza con giro o desviación respecto al plano frontal del trabajador. Los levantamientos asimétricos reducen el peso límite recomendado, ya que implican condiciones menos favorables que un levantamiento realizado de forma simétrica frente al cuerpo.

El sistema muestra los resultados asociados al origen y al destino del levantamiento, permitiendo identificar cuál de los dos puntos resulta más exigente. Esta distinción es importante, ya que una tarea puede ser aceptable en el origen, pero desfavorable en el destino, o a la inversa. La valoración final debe considerar la condición más limitante de la tarea.



Figura 68: Definición del origen y destino del levantamiento.

Cuando se modifica la posición de la carga, la postura del trabajador o alguno de los parámetros de la tarea, los resultados se actualizan automáticamente.

13.4 Peso, frecuencia y agarre

Además de la posición de origen y destino, cada tarea de levantamiento debe caracterizarse mediante un conjunto de variables que describen la carga manipulada y las condiciones de exposición. Estas variables se introducen en la ventana de **Ajustes de la tarea**, como se muestra en la Figura 68.

El **peso de la carga** es el valor real de la carga manipulada por el trabajador. Este dato se compara posteriormente con el

⁸¹ Moehamad Adi Rochmat et al., “Modifying the Revised NIOSH Lifting Equation Using Anthropometric Variables to Calculate Horizontal and Vertical Multipliers,” in *2022 4th International*

Conference on Cybernetics and Intelligent System, ICORIS 2022, 2022, 1–8, doi:10.1109/ICORIS56080.2022.10031509.



peso límite recomendado calculado por el sistema. Por tanto, el peso introducido no modifica el RWL, sino que interviene directamente en el cálculo del índice de levantamiento, al relacionar la carga real con el límite recomendado para las condiciones de la tarea.

La **frecuencia F** expresa el número de levantamientos por minuto correspondiente a la tarea. El programa la combina con la duración total, la categoría de recuperación y la altura vertical de la carga para calcular el multiplicador **FM**. Una misma carga puede producir índices muy diferentes según se manipule ocasionalmente o de manera repetida.

La **calidad del agarre** puede definirse de forma independiente en el origen y en el destino como buena, regular o mala. Junto con la altura vertical de la carga, esta clasificación determina el multiplicador de acoplamiento **CM** de cada extremo. Un agarre menos favorable reduce el RWL.

También debe indicarse la **forma de manipulación**, especialmente si la carga se maneja con una mano o con ambas manos. Esta información es necesaria para representar correctamente la situación analizada y para interpretar los resultados en relación con la tarea real.

13.5 Resultados del análisis: peso límite recomendado, índice de levantamiento e índice compuesto

Una vez definidos los parámetros de la tarea, **Ergoniza Intelligent** calcula los resultados principales del análisis de levantamiento. Estos resultados se muestran en el panel **Levantamiento de carga**, como se observa en la Figura 65.

Un resultado fundamental es el **peso límite recomendado** o **RWL** (*Recommended Weight Limit*). Este valor representa el peso máximo que sería recomendable manipular en las condiciones concretas de la tarea analizada. Para obtenerlo, el sistema parte de la constante de carga y aplica los factores multiplicadores definidos por la ecuación revisada de levantamiento de NIOSH (Ecuación 56).

A partir del RWL se calcula el **índice de levantamiento** o **IL**, definido como la relación entre el peso real de la carga y el peso límite recomendado (Ecuación 55). Un valor de $IL \leq 1$ indica que el peso real no supera el RWL calculado. Si $IL > 1$, la carga excede la recomendada para las condiciones consideradas y la tarea debe revisarse. El índice debe interpretarse como un indicador relativo de exigencia y no como una predicción individual de lesión.

La interpretación del índice debe realizarse considerando el conjunto de condiciones de la tarea. Un IL elevado puede

deberse al peso de la carga, pero también a una distancia horizontal excesiva, una altura de origen o destino desfavorable, una frecuencia elevada, una duración prolongada, una asimetría importante o una mala calidad del agarre. Por ello, conviene revisar también los factores multiplicadores para identificar qué condiciones están penalizando el levantamiento.

Cuando el análisis contiene varias tareas, se calcula además el **índice de levantamiento compuesto**, denominado **ILC** en el software y equivalente al **CLI** (*Composite Lifting Index*) de la metodología NIOSH. Para obtenerlo, las tareas se ordenan de mayor a menor índice individual. La tarea más exigente aporta su IL completo y las restantes aportan el incremento de exigencia producido al incorporar progresivamente sus frecuencias a la frecuencia acumulada.

Ergoniza Intelligent permite utilizar estos resultados no solo para valorar la tarea existente, sino también para explorar alternativas de rediseño. Modificando la posición de la carga, reduciendo la distancia horizontal, mejorando el agarre, disminuyendo la frecuencia, limitando la duración o ajustando el peso manipulado, el evaluador puede comprobar cómo cambian el RWL y el índice de levantamiento.

14 ANÁLISIS DE SECUENCIAS DE POSTURAS

Muchas actividades laborales no pueden representarse adecuadamente mediante una única postura. En estos casos, resulta necesario describir la evolución del cuerpo a lo largo del tiempo, registrando varias posturas sucesivas que permitan representar una tarea, un ciclo de trabajo o una parte significativa de una actividad.

Ergoniza Intelligent permite trabajar con **secuencias de posturas** en el modo de *Múltiples posturas*. En este modo, el modelo humano no representa solo una configuración corporal puntual, sino una animación editable formada por posturas situadas en distintos instantes de una línea temporal. Sobre esta secuencia pueden aplicarse análisis instantáneos y análisis dependientes del tiempo, como la carga acumulada de esfuerzo, la evolución del discomfort postural o la valoración de posturas mantenidas durante una actividad.

Ergoniza Intelligent permite crear secuencias de posturas por diferentes procedimientos. La elección del método más adecuado depende del tipo de tarea, de la información disponible y del grado de precisión requerido.

La forma más directa de generar una animación consiste en construirla manualmente a partir del modelo gráfico. El usuario puede situar el modelo en una primera postura, registrarla,

avanzar en el tiempo, modificar la postura y volver a registrarla, repitiendo el proceso tantas veces como sea necesario.

La creación manual ofrece el máximo control sobre la secuencia, ya que el usuario decide exactamente qué posturas se incluyen, en qué orden aparecen y cuánto tiempo dura cada intervalo entre ellas.

Cuando se dispone de una o varias imágenes representativas de la tarea, es posible emplearlas para generar posturas que después pueden incorporarse a una animación. La postura puede introducirse manualmente a partir de la imagen o capturarse mediante el sistema de detección de posturas basado en inteligencia artificial (Sección 14.3). Este procedimiento es particularmente útil cuando la tarea no requiere una reconstrucción continua completa, sino la representación de fases clave: inicio, fase intermedia y finalización, por ejemplo. A partir de varias imágenes puede construirse una secuencia temporal suficientemente representativa para el análisis.

Una de las formas de generar animaciones en **Ergoniza Intelligent** consiste en capturar múltiples posturas a partir de un vídeo de la actividad. El sistema permite cargar un vídeo del equipo del usuario, seleccionar el fragmento temporal relevante y registrar automáticamente posturas a lo largo de la secuencia mediante inteligencia artificial. La interfaz de captura de vídeo permite elegir entre Inteligencia Artificial Rápida e Inteligencia Artificial Precisa (Sección 14.3), así como fijar la frecuencia de muestreo con la que se registrarán las posturas del vídeo (en el caso de la Inteligencia Artificial Rápida).

Este procedimiento resulta adecuado cuando se desea analizar una actividad real desarrollada por una persona en condiciones naturales de trabajo. El usuario puede seleccionar el intervalo del vídeo que desea estudiar y generar automáticamente una secuencia de posturas en la barra temporal.

Cuando se dispone de datos obtenidos con sistemas de captura de movimiento, **Ergoniza Intelligent** puede importarlos y convertirlos en una animación del modelo biomecánico. En particular, el sistema permite la importación de datos procedentes de Xsens MVN en formato MVNX. Esta opción es apropiada cuando se requiere una descripción temporal detallada del movimiento, especialmente en estudios instrumentados o en tareas complejas. El apartado 14.4 describe con mayor detalle la importación de archivos procedentes de sistemas de captura de movimiento (motion capture, MoCap).

14.1 Creación manual de una secuencia de posturas

Una secuencia puede construirse manualmente modificando la postura del modelo y registrando sucesivamente las posiciones corporales relevantes de la actividad. Para ello, el usuario puede editar la postura mediante los controles disponibles para cada segmento corporal y, una vez definida la posición deseada, registrarla en el instante actual de la línea temporal.

El registro de una postura se realiza mediante el botón de grabación o registro de postura, identificado en el cuadro de edición mediante un punto rojo, como se muestra en la Figura 69. Al pulsar este botón, la postura actual del modelo queda almacenada en el tiempo seleccionado de la animación.

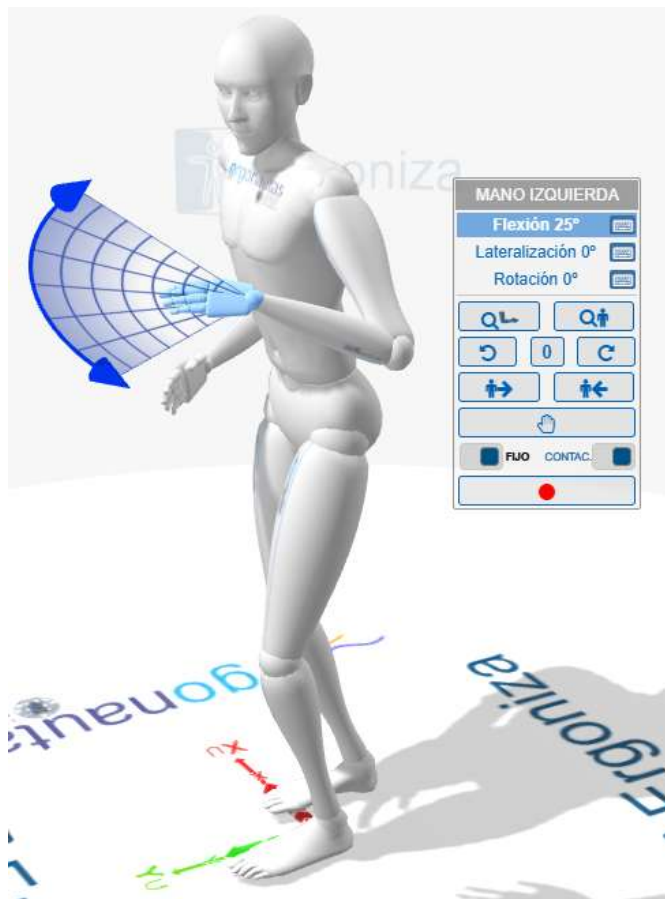


Figura 69: Registro de posturas en secuencias de animación.

Cada postura registrada aparece en la línea de tiempos como un pequeño rectángulo que representa un **keyframe** (Figura 70). Estos keyframes indican los instantes en los que existe una postura definida explícitamente por el usuario. La animación se construye a partir de la sucesión de estos keyframes y de la duración temporal que se separa unos de otros.

Para crear manualmente una animación, el procedimiento general consiste en situarse en un instante de la línea temporal, modificar la postura del modelo, registrar la postura, avanzar a otro instante, volver a modificar el modelo y registrar una nueva postura. Repitiendo este proceso, el usuario puede construir una secuencia que represente las fases principales de la actividad.

Los keyframes creados manualmente por el usuario, salvo el inicial, pueden desplazarse a lo largo de la línea temporal para ajustar el momento en que se produce cada postura. Los keyframes procedentes de una captura automática conservan sus instantes de muestreo y no pueden desplazarse individualmente desde la línea de tiempos. Tanto unos como otros pueden eliminarse cuando no resulten necesarios o

cuando se desee modificar la estructura temporal de la animación. De este modo, la secuencia no queda fijada de forma irreversible en el momento de su creación, sino que puede editarse posteriormente para mejorar su correspondencia con la tarea real.

14.2 Línea de tiempos, interpolación y edición de la animación

La línea de tiempos permite controlar la evolución de la secuencia de posturas. En ella se visualiza la posición temporal de cada keyframe, el instante actual de reproducción y los controles principales para editar la animación, como se observa en la Figura 70.



Figura 70: Línea de tiempos de animación.

Cuando la interpolación está activada, **Ergoniza Intelligent** genera posturas intermedias en los tramos cuya transición está definida como interpolable, especialmente entre keyframes creados o editados por el usuario. Los tramos formados exclusivamente por posturas capturadas automáticamente (por ejemplo, desde vídeo o desde un archivo MVNX) conservan la secuencia de muestras registrada y no se interpolan de nuevo de forma automática. La interpolación permite representar una transición gradual sin necesidad de definir manualmente todos los instantes del movimiento.

Cuando la interpolación está desactivada la transición entre posturas no se representa de forma progresiva. En este caso, cada postura registrada se mantiene hasta que se alcanza el siguiente keyframe. Esta opción puede ser útil cuando se desea representar cambios discretos de postura o cuando no se quiere que el sistema genere posiciones intermedias.

Los controles de la línea temporal permiten también seleccionar o deseleccionar toda la secuencia, modificar la duración total de la animación, eliminar posturas seleccionadas y acceder a la representación gráfica de las variables analizadas. Estas funciones facilitan la edición de

secuencias ya creadas y permiten ajustar la duración relativa de las distintas fases de la actividad.

En una secuencia de posturas deben distinguirse las posturas registradas explícitamente y las posturas interpoladas por el sistema. Las posturas registradas son aquellas que el usuario ha creado o capturado y que aparecen como keyframes en la línea de tiempos. Las posturas interpoladas son posiciones intermedias generadas automáticamente en los tramos cuya transición está definida como interpolable.

Esta distinción es importante para interpretar los resultados. Una postura registrada representa una configuración corporal definida por el usuario o capturada desde una fuente externa. Una postura interpolada, en cambio, es una estimación intermedia calculada por el sistema para completar la evolución temporal de la animación. Por ello, cuando la precisión de una fase concreta sea especialmente importante, conviene registrar keyframes adicionales en lugar de depender exclusivamente de una interpolación amplia entre dos posturas muy diferentes.

La calidad de una secuencia manual depende de la correcta elección de los keyframes. Si se registran pocas posturas, la animación puede no representar adecuadamente los cambios



relevantes del movimiento. Si se registran demasiadas, la edición puede resultar más compleja sin aportar necesariamente una mejora significativa en la interpretación ergonómica. El criterio general debe ser registrar aquellas posturas que definan cambios relevantes en la posición del tronco, brazos, piernas, cabeza, cargas manipuladas o condiciones de apoyo.

14.3 Inteligencia artificial para la detección de posturas

La detección automática de posturas mediante **inteligencia artificial** en **Ergoniza Intelligent** se apoya en técnicas de visión por computador y aprendizaje automático capaces de estimar puntos anatómicos y la orientación relativa de los segmentos corporales a partir de imágenes y secuencias de vídeo. A partir de estas estimaciones, **Ergoniza Intelligent** reconstruye una postura tridimensional del modelo y calcula los ángulos articulares correspondientes. En vídeo se aplican mecanismos de seguimiento y suavizado para reducir el ruido entre fotogramas. Los resultados constituyen una estimación y deben ser revisados por el usuario, especialmente cuando existen oclusiones, perspectivas desfavorables, desenfoque o movimientos rápidos.

14.3.1 Dos modalidades de inteligencia artificial en Ergoniza Intelligent

Ergoniza Intelligent implementa la detección de posturas con dos filosofías complementarias que responden a necesidades distintas en términos de privacidad, rapidez y precisión. La primera, denominada **Inteligencia Artificial Rápida**, ejecuta la inferencia en el propio equipo del usuario mediante código que se ejecuta en el navegador. Esta aproximación reduce de forma notable la latencia de respuesta y, sobre todo, evita el envío de imágenes y vídeos a los servidores de Ergonautas, con lo que se preserva la privacidad del material audiovisual desde el origen.

La segunda, llamada **Inteligencia Artificial Precisa**, delega el procesamiento en la infraestructura de servidores de Ergonautas. Esta opción prioriza la calidad de la estimación y la robustez en escenarios complejos, asumiendo un tiempo de proceso superior y la necesidad de transferir los datos fuera del equipo local. En ambos casos, la experiencia de uso es homogénea: el usuario aporta la captura, revisa el resultado proyectado en la interfaz de **Ergoniza Intelligent**, realiza los ajustes que considere oportunos y aplica inmediatamente los datos de la postura detectada a los métodos de valoración disponibles.

14.3.1.1 Inteligencia Artificial Rápida (en el equipo del usuario)

En la modalidad de **Inteligencia Artificial Rápida** toda la detección se realiza localmente, sin que los archivos multimedia abandonen el dispositivo del usuario. Esta decisión técnica se traduce en respuestas ágiles que facilitan la iteración durante la captura, por ejemplo, para repetir una toma o afinar el encuadre, y evita que la imagen o el vídeo seleccionados se envíen a los servidores de Ergonautas para realizar la inferencia.

La modalidad admite tanto el trabajo con imágenes como con secuencias de vídeo. En el primer caso, la estimación se centra en una postura fija representativa del instante capturado y ofrece de inmediato la superposición de los puntos anatómicos y los segmentos sobre la fotografía, así como la consulta de los ángulos articulares derivados en la interfaz, lo que facilita una verificación visual rápida y, si fuese necesario, una corrección puntual por parte del evaluador.

En el segundo caso, el sistema procesa la secuencia completa y mantiene una coherencia básica entre fotogramas suficiente para observar la evolución temporal de una tarea, identificar cambios de postura y extraer las métricas necesarias para el análisis ergonómico.

El rendimiento práctico depende de las capacidades del dispositivo (tanto de CPU como de la aceleración disponible en el navegador) de la calidad de la captura y de la ausencia de oclusiones pronunciadas. Cuando la iluminación es uniforme, el cuerpo aparece completo en el encuadre y el punto de vista es semilateral, la detección local puede ofrecer resultados adecuados para una primera estimación, que deberá ser revisada por el evaluador para una toma de decisiones ágil, especialmente cuando la rapidez y la privacidad son prioritarias.

14.3.1.2 Inteligencia Artificial Precisa (en servidores de Ergonautas)

La modalidad de **Inteligencia Artificial Precisa** traslada la inferencia a los servidores de Ergonautas, donde se dispone de pipelines especializados y recursos computacionales que permiten mejorar la calidad de la estimación en condiciones exigentes. En este esquema, el usuario autoriza el envío de la imagen o del vídeo a la plataforma, que devuelve un resultado con mayor estabilidad y una lectura más sólida en escenas complejas, ya sea por oclusiones, perspectivas menos favorables o movimientos con amplitudes extremas.

En el caso de imagen, el sistema reconstruye la postura a partir de una única fotografía, lo que resulta especialmente útil cuando no existe material de vídeo o no se requiere



continuidad temporal, y proporciona una cobertura anatómica amplia adecuada para la documentación técnica.

En el caso de vídeo, la plataforma genera una serie temporal coherente de posturas y ángulos, estabilizada frente a variaciones espurias entre fotogramas, que facilita la identificación de fases del ciclo de trabajo, de picos de esfuerzo y de posturas límite. Los resultados se entregan en formatos estructurados para su integración directa en los métodos de valoración ergonómica de [Ergoniza Intelligent](#) y para su trazabilidad en informes. A cambio de este incremento de precisión y robustez se acepta una mayor latencia asociada a la transferencia y al procesamiento remoto, aspecto que suele ser asumible cuando el objetivo principal es disponer de un mayor grado de confianza en la estimación.

14.3.1.3 Modalidades de captura con imagen y con vídeo

Tanto en la modalidad rápida como en la precisa, [Ergoniza Intelligent](#) permite trabajar con imagen fija y con vídeo, adaptándose al problema ergonómico que se pretende resolver. Cuando se emplea imagen, la herramienta está orientada a evaluar posturas puntuales a partir de fotografías representativas, de forma que el profesional pueda revisar con claridad la superposición de la estimación sobre la captura, confirmar la corrección de los puntos clave y realizar ajustes si detecta algún desalineamiento debido a oclusiones o a perspectivas desfavorables. Esta vía es especialmente eficiente para elaborar fichas técnicas, documentar casos singulares y extraer métricas estáticas sin necesidad de continuidad temporal. Cuando se emplea vídeo, la herramienta aborda el análisis de tareas dinámicas y genera una secuencia de posturas a lo largo del tiempo que permite estudiar la evolución cinemática, detectar momentos críticos y comparar el efecto de cambios en el método de trabajo o en el diseño del puesto. La coherencia temporal que se obtiene en esta modalidad facilita la interpretación de patrones de movimiento y aporta un contexto más rico para la valoración del riesgo asociado.

14.3.1.4 Flujo de trabajo y criterios de elección

El flujo de trabajo ha sido diseñado para ser sencillo y consistente. El usuario selecciona, en primer término, la filosofía de procesamiento que mejor se ajusta a sus prioridades (rapidez y privacidad con procesamiento local, o precisión reforzada con procesamiento en servidores) y, a continuación, decide si el caso exige una captura con imagen o con vídeo. A partir de ahí, aporta el material, visualiza la estimación superpuesta que devuelve el sistema, confirma o corrige los detalles pertinentes y aplica inmediatamente los

datos de postura en los métodos de evaluación disponibles. La elección entre una u otra filosofía suele resolverse considerando el equilibrio entre tiempo de respuesta, sensibilidad de los datos y complejidad del caso. En situaciones donde prima la confidencialidad y se requieren resultados inmediatos, la Inteligencia Artificial Rápida resulta adecuada. Cuando se prefiere el procesamiento remoto y se acepta una mayor latencia y la transferencia del material audiovisual, puede optarse por la Inteligencia Artificial Precisa. En ambos casos es necesario revisar y validar la postura obtenida.

14.3.1.5 Buenas prácticas de captura

La calidad de los resultados depende de forma significativa de cómo se realiza la captura. Es recomendable encuadrar el cuerpo completo de la persona desde la cabeza hasta los pies, mantener una iluminación homogénea que evite contraluces y sombras duras y escoger un punto de vista que reduzca las superposiciones y permita observar las articulaciones relevantes; en muchas tareas puede resultar adecuado un punto de vista semilateral. En vídeo, conviene asegurar la estabilidad de la cámara y una cadencia de fotogramas suficiente para describir con claridad el movimiento. La observación de estas pautas incrementa la fiabilidad de la estimación tanto en la modalidad rápida como en la precisa y reduce la necesidad de correcciones manuales posteriores.

14.3.2 IA frente a captura con MoCap: alcance, limitaciones y validación por el usuario

Los sistemas de captura de movimiento (motion capture, MoCap), tanto los basados en marcadores como determinados sistemas markerless de laboratorio, constituyen una referencia cuando se requiere una medición cinemática de alta precisión y repetibilidad. Estos sistemas operan con cámaras calibradas y modelos geométricos del entorno controlados, lo que permite reconstruir la pose con muy baja incertidumbre y con un control explícito de la escala, de la posición relativa de los sensores y de la sincronización temporal. En cambio, la detección de posturas mediante inteligencia artificial a partir de imágenes o vídeo de uso general se apoya en algoritmos que deben “inferir” la estructura corporal desde señales 2D no calibradas y, con frecuencia, en condiciones subóptimas de iluminación, oclusión y perspectiva. Por este motivo, aunque la IA ofrece una solución rápida, accesible y potencialmente útil para numerosos análisis ergonómicos, siempre que el resultado sea revisado, su precisión no alcanza el nivel propio de un sistema MoCap bien configurado.

Las principales fuentes de discrepancia entre ambos enfoques se explican por la naturaleza del problema que la IA debe resolver. En primer lugar, existe una ambigüedad intrínseca 2D→3D: distintas configuraciones tridimensionales del cuerpo pueden proyectar imágenes muy similares cuando la cámara no está calibrada o cuando la escena no contiene referencias métricas. En segundo lugar, la escala y el punto de vista introducen sesgos sistemáticos si el sujeto no ocupa un encuadre adecuado o si la cámara presenta inclinaciones pronunciadas; la IA compensa con supuestos antropométricos y supuestos estadísticos previos que no siempre se ajustan a la morfología individual. En tercer lugar, las oclusiones parciales por ropa, herramientas, mobiliario o por superposición entre segmentos reducen la visibilidad de ciertas articulaciones y obligan al modelo a estimar posiciones no visibles; en estos casos pueden aparecer articulaciones desplazadas, ángulos extremos improbables o inestabilidades locales. Finalmente, en secuencias de vídeo capturadas en entorno real, la frecuencia efectiva de fotogramas, los desenfoques por movimiento y las variaciones de iluminación incrementan el ruido temporal y pueden requerir suavizado posterior, con la consiguiente atenuación de picos muy breves.

Con estas premisas, [Ergoniza Intelligent](#) incorpora la detección automática de posturas como un mecanismo ágil de captura y preanálisis, plenamente integrado con los métodos de evaluación del software, pero lo hace bajo una directriz operativa clara: cuando la postura proviene de IA, el usuario debe revisar y validar el resultado antes de consolidarlo en el análisis. La interfaz facilita esta verificación al superponer la estimación sobre la imagen o el vídeo y al mostrar los ángulos articulares derivados; si se identifica alguna incongruencia por oclusiones, por lectura deficiente de un segmento o por un encuadre inadecuado, el evaluador puede corregir los elementos necesarios y confirmar de nuevo el resultado. Esta validación no es un trámite burocrático; permite comprobar si los datos empleados en la valoración representan adecuadamente la postura observada y si las limitaciones de la captura han sido tenidas en cuenta.

En términos de uso recomendado, la IA de posturas puede resultar adecuada para valorar tareas estáticas o dinámicas habituales, realizar cribados rápidos, comparar escenarios antes y después de una intervención, y documentar situaciones representativas sin necesidad de ensayos instrumentados. Por el contrario, cuando el objetivo del estudio exige precisiones de referencia (por ejemplo, validaciones biomecánicas de investigación, control fino de micromovimientos, sincronización con fuerza o EMG, o certificaciones donde el error admisible es muy bajo), el recurso apropiado es un sistema MoCap con el protocolo de calibración y control de calidad correspondiente.

La buena práctica en [Ergoniza Intelligent](#) consiste, por tanto, en capturar con criterios cuidadosos de encuadre, iluminación y punto de vista; revisar la superposición de los puntos anatómicos y los segmentos; confirmar que los ángulos clave son verosímiles para la tarea analizada; y efectuar los ajustes necesarios cuando se detecte cualquier indicio de oclusión o de lectura dudosa.

14.4 Importación de datos desde Xsens

[Ergoniza Intelligent](#) puede importar datos de movimiento obtenidos con sistemas inerciales de captura como Xsens MVN. Xsens MVN permite registrar el movimiento humano en tres dimensiones y se emplea, entre otros ámbitos, en ergonomía, investigación biomecánica, medicina deportiva, cine, videojuegos y animación. Utiliza una red de sensores inerciales colocados sobre el cuerpo que incorporan acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, con los que se miden la aceleración lineal, la velocidad angular y el campo magnético, respectivamente. El sistema puede capturar el movimiento en tiempo real y transmitir los datos a un ordenador para su análisis o procesamiento posterior.

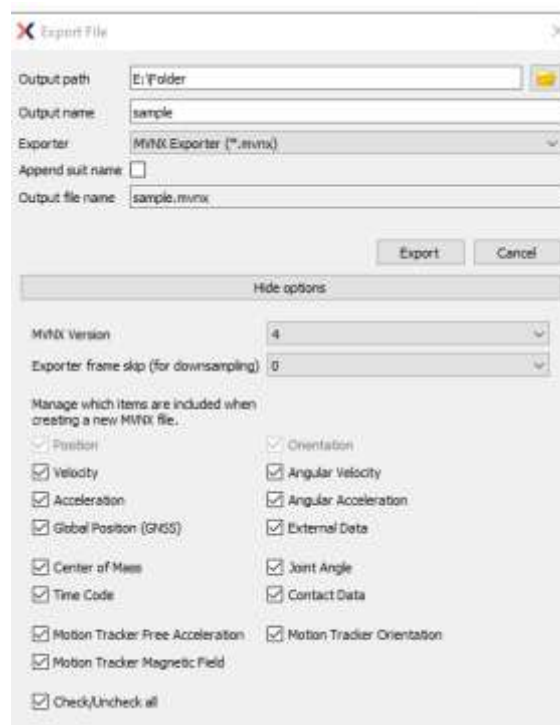


Figura 71: Cuadro de diálogo de opciones de exportación a formato MVNX de Xsens MVN

Los sistemas Xsens MVN permiten la exportación de los datos adquiridos sobre el movimiento del usuario en formato MVNX (MVN Open XML format), que puede ser importado por [Ergoniza Intelligent](#). Se permite la importación de archivos MVNX desde la versión 3 hasta la vigente en la fecha de este

documento. La Figura 71 muestra el cuadro de diálogo de opciones de exportación a formato MVNX de Xsens MVN. Entre las opciones de datos dinámicos mostradas en la Figura 71, **Ergoniza Intelligent** necesita los datos de Posición y Orientación. Además, el importador lee la definición de los segmentos y la información temporal necesaria, como el tiempo de cada fotograma y la frecuencia de muestreo.

Una vez escogido el archivo que se va a importar, **Ergoniza Intelligent** lee su frecuencia de muestreo original. Cuando el archivo contiene más de 100 fotogramas y su frecuencia es superior a 30 fotogramas por segundo, el programa solicita reducirla a 15, 20 o 30 fps (Figura 72). El usuario puede optar por disminuirla a valores inferiores a 30 fps si el equipo en el que se ejecuta **Ergoniza Intelligent** no dispone de suficiente capacidad para representar las posturas a una velocidad adecuada. Al escoger este valor debe considerarse que la frecuencia de muestreo puede afectar a la precisión en la estimación de las aceleraciones de los segmentos corporales. Frecuencias de muestreo inferiores a 12 frames por segundo pueden llevar a subestimar las aceleraciones puntuales en un 22%, mientras que frecuencias superiores a 100 apenas mejoran la estimación del perfil de aceleraciones⁸².



Figura 72: Cuadro de diálogo de opciones de importación de archivo MVNX.

A partir de los datos de las posiciones y orientaciones de los diferentes miembros en los archivos MVNX, **Ergoniza Intelligent** reconstruye las posturas del modelo a lo largo del tiempo, calcula la estatura estimada del usuario y la longitud de los diferentes segmentos corporales. No se importa información sobre el peso del usuario, por lo que este valor debe establecerse manualmente.



Figura 73: Cuadro de diálogo de resumen de importación de archivo MVNX.

El resultado de la importación se muestra al usuario de **Ergoniza Intelligent** en un cuadro de diálogo como el de la Figura 73.

14.4.1 Adaptación de los datos MVNX al modelo de Ergoniza Intelligent

Como se indicó en la Sección 5.1.4, los segmentos antebrazo y pantorrilla del modelo de **Ergoniza Intelligent** disponen de un grado de libertad (flexión/extensión). La rotación cúbito-radio y la rotación tibia-peroné son delegadas en el siguiente miembro de la cadena cinemática (la mano en el caso del antebrazo y el pie en el caso de la pantorrilla). Por este motivo, es necesario que la flexión del antebrazo sobre el brazo se realice en el plano formado por las articulaciones del hombro, el codo y la muñeca, y la flexión de la pantorrilla sobre el muslo se produzca en el plano formado por las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo.

Esto se ilustra en la Figura 74, en la que se representa el antebrazo rotando sobre el codo en movimiento de flexión. En el caso de que no exista rotación humeral del hombro todas las posiciones de la muñeca a lo largo del tiempo (Mt_1 , Mt_2 , Mt_3 ...), así como las articulaciones codo y hombro permanecerán en el mismo plano.

⁸² S. Kromodihardjo and A. Mital, "The Cost/Accuracy Approach: A Method for Selecting Filming Rate for Manual Materials Handling

Activities," *Applied Ergonomics* 17, no. 3 (1986): 218–20, doi:10.1016/0003-6870(86)90011-6.

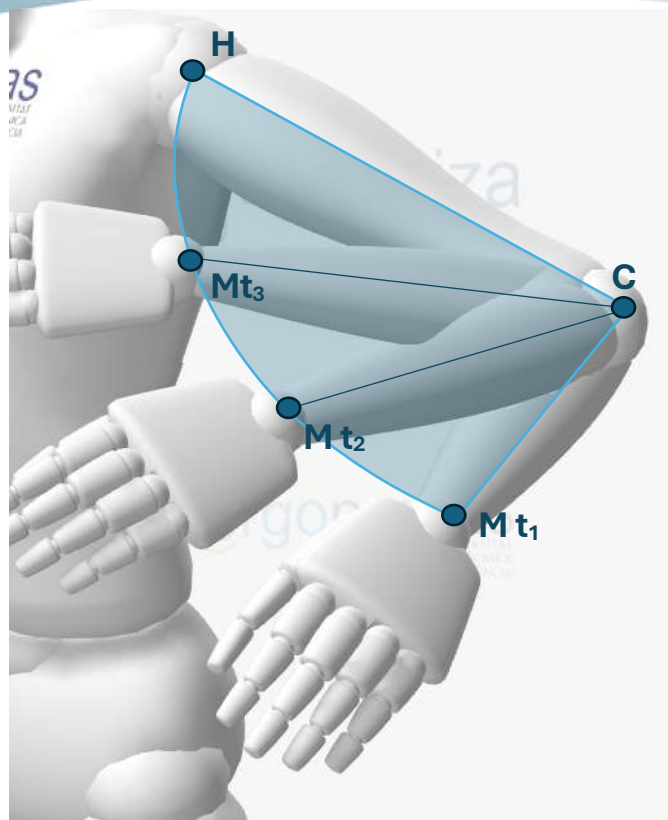


Figura 74: Plano de flexión del antebrazo alrededor del codo.

Al importar datos de los archivos MVNX las orientaciones axiales del brazo y el antebrazo (es decir, sus rotaciones alrededor del eje longitudinal) son adaptadas a este requerimiento. Para ello se calcula el plano formado por el hombro, el codo y la muñeca, y se establece la orientación de los ejes longitudinales del brazo y el antebrazo de forma que la dirección de flexión del antebrazo quede situada sobre dicho plano. Un procedimiento similar se lleva a cabo con el muslo, la pantorrilla y el pie.

Cuando el antebrazo o la pantorrilla están completamente extendidos no es posible determinar el plano que contiene a las articulaciones correspondientes (dado que se encuentran en la misma línea). Por ello, cuando la extensión del antebrazo o la pantorrilla es completa se adopta para el antebrazo la orientación axial del brazo.

Por último, la imprecisión inherente a los sensores inerciales puede dar lugar a que se registren extensiones de antebrazo o pantorrilla que superen ligeramente los 180°. En estos casos **Ergoniza Intelligent** corrige la extensión de antebrazo o pantorrilla situándola en 180° y avisando al usuario de la corrección como se muestra en la Figura 73.

14.5 Cargas y condiciones variables a lo largo de la secuencia de posturas

En el modo de múltiples posturas, la secuencia temporal no solo permite representar la evolución de la postura del modelo, sino también la variación de determinadas condiciones de análisis a lo largo del tiempo. Entre ellas, una de las más importantes es la **carga externa** aplicada durante la actividad.

Ergoniza Intelligent permite definir la carga asociada a una postura concreta o a un intervalo temporal de la secuencia. Esta operación puede realizarse seleccionando un fragmento de la secuencia de posturas en la línea de tiempos, haciendo clic con el botón derecho del mouse y eligiendo la opción **Definir carga** o pulsando el botón **Carga** del menú lateral izquierdo.

Al hacerlo aparece el cuadro de la Figura 75 que permite definir la carga, fuerza o momento en las manos durante el tramo de la secuencia de posturas seleccionado. De este modo, el análisis no queda limitado a una única carga constante para toda la animación, sino que puede adaptarse a situaciones en las que la carga aplicada o manipulada cambie a lo largo de la tarea.

Figura 75: Cuadro de carga o fuerza en las manos.



Esta funcionalidad resulta especialmente útil cuando la actividad incluye fases con condiciones distintas. Por ejemplo, puede existir una primera parte de la secuencia sin carga, una fase posterior en la que se manipula un objeto, y un tramo final en el que la carga deja de estar presente. También puede ocurrir que la magnitud o el modo de aplicación de la carga varíen entre diferentes momentos de la actividad. En estos casos, el sistema permite representar esta variabilidad de forma explícita.

Cuando se aplica una carga a una postura o a un intervalo, dicha información pasa a formar parte de las condiciones de análisis de ese tramo temporal. Por ello, los resultados biomecánicos y ergonómicos obtenidos en la secuencia dependerán no solo de la postura adoptada, sino también de la carga definida en cada momento. Esto es especialmente relevante en el cálculo del esfuerzo biomecánico, la carga acumulada de esfuerzo, la compresión lumbar y otros análisis sensibles a las fuerzas externas aplicadas.

Además de la carga, algunas configuraciones específicas del análisis pueden modificarse a lo largo de la secuencia en función de la naturaleza de la tarea. Por ejemplo, en determinados métodos puede ser necesario ajustar condiciones particulares de la postura o de la actividad en un tramo temporal concreto. La posibilidad de aplicar ajustes sobre un intervalo permite adaptar con mayor precisión la secuencia a la situación real observada.

15 ANEXOS

15.1 ANEXO 1: CÁLCULO DE LAS ROTACIONES EN BRAZOS Y MUSLOS

El cálculo de la rotación humeral y femoral es conceptualmente más complejo que otros ángulos articulares, porque no se define únicamente por la dirección del segmento, sino por la orientación “alrededor” de su propio eje longitudinal.

Centrándose, por ejemplo y sin pérdida de generalidad, en la rotación humeral, para estimar la rotación se recurre habitualmente a definir un plano de referencia asociado al tronco y al brazo, y comparar dicho plano con el plano funcional del brazo y el antebrazo. Esta aproximación es robusta en la mayoría de las posturas, pero presenta un problema inherente: existen configuraciones en las que el plano de referencia deja de estar bien definido o se vuelve extremadamente sensible a pequeñas variaciones posturales.

El caso típico ocurre cuando el brazo está casi alineado con el eje del tronco (por ejemplo, con el brazo prácticamente vertical a lo largo del cuerpo). En esa situación, el eje del húmero es casi paralelo al eje del tronco y el plano “tronco–brazo” pierde estabilidad geométrica: pequeñas abducciones o desviaciones mínimas pueden producir cambios grandes en la orientación del plano, y por tanto saltos bruscos en la rotación humeral estimada. Este fenómeno es un ejemplo de singularidad cinemática, equivalente a lo que en sistemas de representación por ángulos de Euler se conoce como *gimbal lock*: se pierde un grado de libertad efectivo y la descomposición angular deja de ser única o se vuelve numéricamente inestable.

Adicionalmente, hay otro caso degenerado: cuando hombro, codo y muñeca están casi alineados. En esa condición, el plano definido por esos tres puntos (que se utiliza para describir la orientación del conjunto brazo–antebrazo) se vuelve también indeterminado, lo que impide calcular un ángulo de rotación de forma fiable.

15.1.1 Cómo calcula Ergoniza Intelligent la rotación humeral y femoral

De nuevo, la explicación se centra en la rotación humeral, siendo equivalente para el fémur. El método utilizado se basa en una definición geométrica de la rotación humeral como un ángulo diedro (un giro relativo) alrededor del eje longitudinal del húmero:

1. **Eje de giro (eje del húmero).** Se define el eje longitudinal del brazo superior mediante la recta que une el hombro y el codo. La rotación humeral se interpreta como un giro alrededor de ese eje.
2. **Plano de referencia ligado al tronco.** Se construye un plano de referencia que representa la orientación “base” del brazo respecto al tronco. Conceptualmente, es el plano formado por el eje del húmero y el eje longitudinal del tronco. Este plano proporciona el “cero” relativo para medir la rotación alrededor del húmero, y su referencia es solidaria con el tronco (es decir, acompaña a la orientación del tronco).
3. **Plano del brazo–antebrazo.** Se construye un segundo plano que representa la orientación instantánea del conjunto brazo–antebrazo, definido por los puntos hombro, codo y muñeca. Este plano captura cómo se orienta el antebrazo alrededor del eje del húmero.
4. **Cálculo del ángulo diedro.** La rotación humeral se obtiene como el ángulo firmado entre ambos planos, medido alrededor del eje del húmero. Este ángulo es el que distingue, por ejemplo, una posición con el codo orientado hacia delante de otra con el codo orientado hacia fuera, aun cuando el brazo tenga la misma elevación.

Este planteamiento es consistente con una interpretación biomecánica habitual: la rotación del húmero se manifiesta como el cambio de orientación del antebrazo alrededor del eje del brazo, una vez fijada una referencia troncal.

15.1.2 Cómo se resuelven las singularidades

Como se ha indicado, el cálculo por planos se vuelve inestable cuando el brazo se aproxima a la alineación con el tronco (singularidad tipo *gimbal lock*). Para garantizar continuidad y evitar saltos numéricos, se aplica una estrategia de regularización:

- **Detección de cercanía a la singularidad.** Se evalúa el grado de alineación entre el eje del húmero y el eje del tronco. Cuanto más paralelos (o antiparalelos) están, mayor es la probabilidad de inestabilidad del método basado en el plano tronco–brazo.
- **Uso de una estimación alternativa del “giro” del brazo.** Cerca de la singularidad, en lugar de confiar exclusivamente en el ángulo diedro entre planos (que puede cambiar bruscamente por variaciones mínimas), se emplea una medida alternativa del giro alrededor del eje del brazo que es intrínsecamente más estable en esa configuración. Conceptualmente, esta medida alternativa se basa en la orientación del propio segmento respecto a una referencia fija al tronco y se comporta mejor cuando el plano tronco–brazo se vuelve ambiguo.

- **Interpolación progresiva entre ambas estimaciones.** El valor final de rotación humeral no se sustituye de forma abrupta, sino que se obtiene mezclando ambas estimaciones en función de la cercanía a la singularidad:
 1. **lejos de la singularidad**, domina el ángulo diedro entre planos (más biomecánicamente informativo);
 2. **cerca de la singularidad**, domina la medida alternativa (más estable);
 3. **en la zona intermedia** se realiza una transición suave (continua), evitando discontinuidades.
- **Caso colineal hombro–codo–muñeca.** Si el plano hombro–codo–muñeca es degenerado por colinealidad, el sistema no puede extraer un diedro fiable y se recurre directamente a la estimación alternativa, que no depende de ese plano.

En suma, la rotación humeral se calcula mediante una formulación geométrica de referencia tronco–brazo y plano brazo–antebrazo, y se estabiliza mediante una transición controlada hacia una medida alternativa del giro alrededor del eje del brazo cuando la configuración articular se aproxima a condiciones en las que la definición por planos pierde unicidad o se vuelve numéricamente frágil.

15.2 ANEXO 2: Detalle del cálculo del disconfort postural en posturas puntuales o no sostenidas

Este anexo desarrolla el procedimiento matemático empleado por **Ergoniza Intelligent** para calcular el disconfort postural en posturas puntuales o no sostenidas, descrito de forma resumida en la Sección 11.2.3.3. A diferencia de los procedimientos aplicados a posturas mantenidas o repetitivas, en este caso el cálculo no pretende estimar la evolución temporal del disconfort, sino valorar la proximidad instantánea de cada articulación a zonas extremas de su rango de movimiento efectivo.

Este anexo recoge la formulación detallada del indicador, incluyendo la función de transición suave utilizada para evitar cambios bruscos en la valoración, la forma en que se determina el umbral de inicio del disconfort puntual, el uso de LUBA como referencia relativa para miembros superiores, cuello y tronco, y el procedimiento alternativo basado en ecuaciones de isoconfort para cadera, rodilla y tobillo. También se describe el ajuste operativo del ROM efectivo por edad, empleado únicamente como referencia para calcular la proximidad relativa al límite articular.

El procedimiento expuesto debe interpretarse como una parametrización ergonómica preventiva.

15.2.1 Función de transición del disconfort puntual

Como se ha indicado en la Sección 11.2.3.3, el cálculo del disconfort postural puntual parte de la posición relativa de cada articulación dentro de su rango de movimiento efectivo. Para cada articulación j y grado de libertad d , se obtiene primero el valor $r_{j,d}$, que expresa la proximidad del ángulo adoptado al límite del ROM efectivo. A partir de este valor se compara la postura con dos referencias: el umbral $r0_{j,d}$, que marca el final de la zona funcional central, y el valor $r100$, que define la entrada en la zona extrema del ROM efectivo.

El objetivo de la función de transición es convertir esa proximidad relativa en un porcentaje de disconfort puntual. Mientras $r_{j,d}$ no supera $r0_{j,d}$, el disconfort se considera nulo. Cuando $r_{j,d}$ se sitúa entre $r0_{j,d}$ y $r100$, el disconfort aumenta progresivamente hasta alcanzar el 100%. Si $r_{j,d}$ supera $r100$, el indicador puede continuar aumentando hasta un máximo acotado (que se ha fijado en 125%), indicando que la articulación se aproxima todavía más al límite del ROM efectivo.

Para evitar cambios bruscos cuando el ángulo supera el umbral de la zona confortable, **Ergoniza Intelligent** emplea una función de transición suave. En primer lugar, se calcula una variable normalizada u que puede tomar valores entre 0 y 1:

$$u_{j,d} = \min \left[\max \left(\frac{r_{j,d} - r0_{j,d}}{1 - r0_{j,d}}, 0 \right), 1 \right]$$

Cuando

$$r0_{j,d} < r_{j,d} < r100$$

Ecuación 57

Y después se calcula el disconfort puntual mediante una función suave de transición:

$$D_{\text{puntual},j,d} = 100 \cdot (3u_{j,d}^2 - 2u_{j,d}^3)$$

Ecuación 58

Esta función cumple tres condiciones:

$$D_{\text{puntual},j,d} = 0 \text{ cuando } r_{j,d} \leq r0_{j,d}$$

$$D_{\text{puntual},j,d} = 100 \text{ cuando } r_{j,d} = r100$$

y el incremento entre ambos valores se produce de forma gradual, sin discontinuidades bruscas.

Cuando la articulación supera $r100$ y continúa acercándose al límite del ROM efectivo, **Ergoniza Intelligent** permite que el indicador supere el 100%. Para ello se calcula una segunda transición suave entre $r100$ y 1:

$$u_{exc,j,d} = \min \left[\max \left(\frac{r_{j,d} - r_{100}}{1 - r_{100}}, 0 \right), 1 \right]$$

Ecuación 59

Y de nuevo se calcula el disconfort puntual mediante una función suave de transición:

$$D_{puntual,j,d} = 100 + (D_{max} - 100)(3u_{exc,j,d}^2 - 2u_{exc,j,d}^3)$$

Ecuación 60

donde D_{max} es el valor máximo del indicador cuando se alcanza el límite del ROM efectivo. En la implementación actual: 125.

Los valores superiores a 100% no deben interpretarse como una medida psicofísica exacta de disconfort, sino como una indicación de que la articulación ha superado el umbral operativo de postura extrema y se aproxima todavía más al límite del ROM efectivo.

15.2.2 Determinación de $r0$ en miembros superiores, cuello y tronco

El valor $r0_{j,d}$ no es único para todas las articulaciones. La evidencia disponible muestra que la tolerancia postural depende de la región corporal y del movimiento analizado. Por ello, **Ergoniza Intelligent** utiliza valores diferenciados por articulación o grupo funcional. Para muñeca, codo, hombro, cuello y tronco, se emplea el método LUBA⁸³ como fuente de sensibilidad relativa. LUBA asigna puntuaciones de incomodidad a diferentes intervalos angulares de los movimientos del miembro superior, cuello y tronco. Estas puntuaciones no se usan como resultado directo del disconfort puntual, sino como criterio para determinar cuándo debe comenzar a crecer el indicador.

Para cada articulación j y grado de libertad d , se extraen dos valores de las tablas LUBA:

- $S_{max,j,d}$: puntuación máxima asignada por LUBA a ese movimiento;
- $\theta_{entry,j,d}$: ángulo a partir del cual el movimiento entra en el intervalo de puntuación máxima de LUBA.

La puntuación máxima permite representar la severidad relativa del movimiento. Los movimientos con puntuaciones máximas más elevadas se consideran más sensibles y, por

tanto, deben empezar a penalizar antes. Para ello se calcula una razón de severidad:

$$p_{j,d} = \frac{S_{max,j,d} - S_{min}}{S_{max,global} - S_{min}}$$

Ecuación 61

donde $S_{min} = 5$ y $S_{max,global} = 15$ son los valores mínimo y máximo empleados para normalizar las puntuaciones en LUBA.

A partir de esta severidad relativa se obtiene un primer valor de $r0$:

$$r0_{score,j,d} = r0_{max} - (r0_{max} - r0_{min}) \cdot p_{j,d}$$

Ecuación 62

donde $r0_{min} = 0,60$ y $r0_{max} = 0,85$.

De este modo, un movimiento con baja severidad relativa comienza a penalizar más cerca del extremo del ROM, mientras que un movimiento con alta severidad comienza a penalizar antes.

Sin embargo, la puntuación máxima por sí sola no es suficiente. Dos movimientos pueden tener la misma puntuación máxima, pero alcanzar esa puntuación a ángulos muy diferentes. Por ejemplo, en LUBA, determinados movimientos de rotación del hombro pueden alcanzar su intervalo de máxima puntuación a valores angulares mucho más tempranos que otros movimientos con la misma puntuación máxima. Por ello, **Ergoniza Intelligent** introduce un segundo criterio basado en el ángulo de entrada al intervalo máximo.

Primero se calcula:

$$r_{entry,j,d} = \frac{\theta_{entry,j,d}}{ROM_{ef,j,d}}$$

Ecuación 63

A continuación, se define el nivel relativo que se desea que tenga la curva cuando se alcanza ese ángulo de entrada. Este nivel depende de la severidad relativa del movimiento:

$$u_{entry,j,d} = u_{min} - (u_{max} - u_{min}) \cdot p_{j,d}$$

Ecuación 64

en la que $u_{min} = 0,20$ y $u_{max} = 0,75$.

⁸³ Kee and Karwowski, "LUBA: An Assessment Technique for Postural Loading on the Upper Body Based on Joint Motion Discomfort and Maximum Holding Time."

A partir de este valor se despeja el $r0$ que hace que la curva de transición alcance ese nivel al llegar a r_{entry} :

$$r0_{entry\ j,d} = \frac{r_{entry\ j,d} - u_{entry\ j,d} \cdot r100}{1 - u_{entry\ j,d}}$$

Ecuación 65

Finalmente, se toma como valor definitivo de $r0$ el más preventivo de los dos criterios:

$$r0_{j,d} = \min(r0_{score\ j,d} - r0_{entry\ j,d})$$

Ecuación 66

De este modo, LUBA se emplea para modular la sensibilidad angular del cálculo puntual. El resultado no es el índice LUBA ni una reproducción directa de sus puntuaciones, sino una adaptación continua basada en la proximidad al ROM efectivo.

15.2.3 Determinación de $r0$ en miembros inferiores mediante ecuaciones de isoconfort

LUBA no proporciona tablas para cadera, rodilla y tobillo. Por tanto, para los miembros inferiores **Ergoniza Intelligent** emplea un procedimiento alternativo basado en las ecuaciones de isoconfort⁸⁴ disponibles para estas regiones corporales (véase la Sección 11.2.1). Estas ecuaciones estiman el confort percibido y en función del ángulo articular:

$$y_{j,d} = f_{j,d}(ang)$$

Ecuación 67

Para cada articulación j y grado de libertad d , se calcula primero el confort en posición neutra:

$$y0_{j,d} = f_{j,d}(0)$$

Ecuación 68

y el confort estimado en el extremo del ROM efectivo:

$$yROM_{j,d} = f_{j,d}(ROM_{ef\ j,d})$$

Ecuación 69

A continuación, se calcula la caída total de confort entre la posición neutra y el ROM efectivo:

$$\Delta y_{j,d} = y0_{j,d} - ROM_{j,d}$$

Ecuación 70

La caída total de confort se utiliza para generar una puntuación equivalente a la puntuación máxima LUBA. Esta puntuación equivalente se normaliza dentro del conjunto de grados de libertad disponibles para miembros inferiores:

$$S_{eq\ j,d} = 5 + 10 \cdot \frac{\Delta y_{j,d} - \Delta y_{min}}{\Delta y_{max} - \Delta y_{min}}$$

Ecuación 71

donde Δy_{min} y Δy_{max} son, respectivamente, la menor y la mayor caída de confort observadas entre los movimientos de miembros inferiores disponibles en el contexto de cálculo.

Además, se define un ángulo equivalente de entrada en zona alta. Para ello, se calcula el ángulo en el que se alcanza una proporción determinada de la caída total de confort. En la implementación actual se emplea el 75%:

$$f_{j,d}(\theta_{entry\ eq\ j,d}) = y0_{j,d} - 0,75 \cdot \Delta y_{j,d}$$

Ecuación 72

El valor $S_{eq\ j,d}$ se utiliza como equivalente de $S_{max\ j,d}$ y $\theta_{entry\ eq\ j,d}$ como equivalente de $\theta_{entry\ j,d}$. A partir de ellos, el cálculo de $r0$ sigue el mismo procedimiento expuesto desde la Ecuación 61 hasta la Ecuación 66.

Este procedimiento permite incorporar cadera, rodilla y tobillo sin extrapolar directamente LUBA fuera de su dominio anatómico. La lógica se mantiene coherente: el indicador sigue basado en la proximidad al ROM efectivo, pero la sensibilidad de cada movimiento se adapta a la pérdida de confort estimada por las ecuaciones de isoconfort.

15.2.4 Ajuste operativo del ROM efectivo por edad

El ROM empleado en este procedimiento no es necesariamente el ROM base del modelo biomecánico. Para el cálculo de posturas puntuales, **Ergoniza Intelligent** aplica un ajuste operativo por edad al ROM usado como referencia:

$$ROM_{ef\ j,d} = ROM_{base\ j,d} \cdot F_{edad\ j,d}$$

Ecuación 73

donde:

- $ROM_{base\ j,d}$ es el ROM de referencia del modelo para la articulación j y el movimiento d ;
- $F_{edad\ j,d}$ es el factor de ajuste por edad;

⁸⁴ Kee and Karwowski, "Joint Angles of Isocomfort for Female Subjects Based on the Psychophysical Scaling of Static Standing Postures"; Kee and Karwowski, "The Boundaries for Joint Angles of Isocomfort for

Sitting and Standing Males Based on Perceived Comfort of Static Joint Postures."

- $ROM_{ef,d}$ es el ROM efectivo empleado únicamente para calcular la proximidad relativa al límite articular.

Este ajuste no modifica el ROM real del modelo ni impide adoptar una postura concreta. Únicamente modifica el denominador utilizado para calcular $r_{j,d}$. De este modo, para una persona de mayor edad, un mismo ángulo puede representar una mayor proximidad relativa al límite funcional.

Los factores de edad empleados para hombro, codo, cadera, rodilla y tobillo se han derivado de los valores de referencia de ROM publicados por Soucie et al.⁸⁵, tomando como grupo de referencia el intervalo 20–40 años. Para el grupo menor de 20 años se aplican factores superiores a 1 cuando los datos muestran mayor ROM medio, y para mayores de 40 se aplican factores inferiores a 1 cuando los datos muestran reducción del ROM.

Para cuello y tronco, donde los datos de Soucie et al. no proporcionan una cobertura equivalente, se emplean factores operativos basados en estudios específicos sobre pérdida de movilidad cervical y lumbar con la edad. Kuhlman et al.⁸⁶ describen reducciones diferenciadas del ROM cervical en flexión, extensión, lateralización y rotación en población mayor, mientras que Intolo et al.⁸⁷ muestran que el efecto de la edad sobre el ROM lumbar no es uniforme entre planos de movimiento.

La literatura también indica que la pérdida de movilidad asociada a la edad es específica de cada articulación. Los resultados del Flexitest⁸⁸ en una muestra amplia muestran que hombro y tronco tienden a perder movilidad proporcionalmente más que codo y rodilla, lo que justifica que el ajuste por edad no sea homogéneo para todas las regiones corporales.

Con base en los estudios anteriores, los factores empleados por **Ergoniza Intelligent** son los siguientes:

Zona	Rango de edad		
	<20	20-40	>40
Hombro	1,01	1,00	0,97
Muñeca	1,02	1,00	0,95
Codo	1,01	1,00	0,98
Cadera	1,06	1,00	0,91
Rodilla	1,02	1,00	0,97
Tobillo	1,11	1,00	0,90
Cuello - flex.	1,02	1,00	0,94
Cuello - ext.	1,02	1,00	0,84
Cuello - lat.	1,02	1,00	0,89
Cuello - rot.	1,02	1,00	0,88
Tronco - flex.	1,03	1,00	0,90
Tronco - ext.	1,03	1,00	0,88
Tronco - lat.	1,03	1,00	0,90
Tronco - rot.	1,00	1,00	0,98

Tabla 7: Factores operativos de ajuste del ROM efectivo por edad.

Estos valores no deben interpretarse como normativos o universales, sino como una parametrización ergonómica basada en la literatura. Los valores pueden ser ajustados en futuras versiones a partir de nuevos datos experimentales.

⁸⁵ J. M. Soucie et al., “Range of Motion Measurements: Reference Values and a Database for Comparison Studies,” *Haemophilia* 17, no. 3 (2011): 500–507, doi:10.1111/j.1365-2516.2010.02399.x.

⁸⁶ Kurt A. Kuhlman, “Cervical Range of Motion in the Elderly,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 74, no. 10 (1993): 1071–79, doi:10.1016/0003-9993(93)90064-H.

⁸⁷ Pattariya Intolo et al., “The Effect of Age on Lumbar Range of Motion: A Systematic Review,” *Manual Therapy* 14, no. 6 (2009): 596–604, doi:10.1016/j.math.2009.08.006.

⁸⁸ Hugo Baptista De Oliveira Medeiros, Denise Sardinha Mendes Soares De Araújo, and Claudio Gil Soares De Araújo, “Age-Related Mobility Loss Is Joint-Specific: An Analysis from 6,000 Flexitest Results,” *Age* 35, no. 6 (2013): 2399–2407, doi:10.1007/s11357-013-9525-z.



16 BIBLIOGRAFÍA

- (NIOSH), National Institute for Occupational Safety and Health. "Work Practices Guide for Manual Lifting -DHHS (NIOSH) Publication No. 81-122." *National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH)*, 1981.
- AAOS. *Joint Motion: Method of Measuring and Recording*. Chicago, 1965.
- ACGIH. "Ergonomic Threshold Limit Value (TLV) for Hand Activity Level (HAL) and Muscle Fatigue." In *2016 TLVs and BEIs*, ERG-1-ERG-14. Cincinnati, OH: ACGIH, 2016.
- Adams, M. A., and W. C. Hutton. "The Mechanical Function of the Lumbar Apophyseal Joints." *Spine* 8, no. 3 (1983): 327-30. doi:10.1097/00007632-198304000-00017.
- Ahrache, K. El, Da. Imbeau, and B. Farbos. "Percentile Values for Determining Maximum Endurance Times for Static Muscular Work." *International Journal of Industrial Ergonomics* 36, no. 2 (2006): 99-108. doi:10.1016/j.ergon.2005.08.003.
- Allbrook, D. "Movements of the Lumbar Spinal Column." *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 1957. doi:10.1302/0301-620x.39b2.339.
- Anderson, C. K., D. B. Chaffin, and G. D. Herrin. "A Study of Lumbosacral Orientation under Varied Static Loads." *Spine* 11, no. 5 (1986): 456-62. doi:10.1097/00007632-198606000-00012.
- Anderson, C. K., D. B. Chaffin, G. D. Herrin, and L. S. Matthews. "A Biomechanical Model of the Lumbosacral Joint during Lifting Activities." *Journal of Biomechanics* 18, no. 8 (1985): 571-84. doi:10.1016/0021-9290(85)90012-0.
- AOKI, Kei, and Nobutoshi YAMAZAKI. "The Role of Joint Resistance by Passive Tissues in Human Bipedal Walking." *Biomechanisms* 14 (1998): 59-68. doi:10.3951/biomechanisms.14.59.
- Apostolico, Alessandro, Nicola Cappetti, Carmine D'Oria, Alessandro Naddeo, and Marco Sestri. "Postural Comfort Evaluation: Experimental Identification of Range of Rest Posture for Human Articular Joints." *International Journal on Interactive Design and Manufacturing* 8 (2014): 109-20. doi:10.1007/s12008-013-0186-z.
- Bean, James C., Don B. Chaffin, and Albert B. Schultz. "Biomechanical Model Calculation of Muscle Contraction Forces: A Double Linear Programming Method." *Journal of Biomechanics* 21, no. 1 (1988): 59-66. doi:10.1016/0021-9290(88)90192-3.
- Boone, D. C., and S. P. Azen. "Normal Range of Motion of Joints in Male Subjects." *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 61, no. 5 (1979): 756-59. doi:10.2106/00004623-197961050-00017.
- Brinckmann, P., M. Biggemann, and D. Hilweg. "Fatigue Fracture of Human Lumbar Vertebrae." *Clinical Biomechanics*, 1988. doi:10.1016/S0268-0033(88)80001-9.
- Chaffin, D. B., M. S. Redfern, M. Erig, and S. A. Goldstein. "Lumbar Muscle Size and Locations from CT Scans of 96 Women of Age 40 to 63 Years." *Clinical Biomechanics* 5, no. 1 (1990): 9-16. doi:10.1016/0268-0033(90)90026-3.
- Chaffin, D. B.J., G. B. J. Andersson, and B.J. Martin. *Occupational Biomechanics*. Fourth. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons Inc., 2006.
- Chaffin, D.B. "On the Validity of Biomechanical Models of the Low-Back for Weight Lifting Analysis." *Amer. Soc. Mech. Eng Proc.*, nos. 75-WA-B10-1 (1975).
- Chaffin, Don B.J., Gunnar B. Andersson, and Bernard J. Martin. *Occupational Biomechanics, 4th Edition*. Wiley and Sons, 2006.
- Chihara, Takanori, Taiki Izumi, and Akihiko Seo. "Perceived Discomfort Functions Based on Joint Moment for Various Joint Motion Directions of the Upper Limb." *Applied Ergonomics*, 2014. doi:10.1016/j.apergo.2013.04.016.
- Cholewicki, Jacek, Krishna Juluru, and Stuart M. McGill. "Intra-Abdominal Pressure Mechanism for Stabilizing the Lumbar Spine." *Journal of Biomechanics* 32, no. 1 (1999): 13-17. doi:10.1016/S0021-9290(98)00129-8.
- Clarke, H. H. *Muscular Strength and Endurance in Man*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1966.
- Clauser, Charles E, John T McConville, and J W Young. "Weight, Volume, and Center of Mass of Segments of the Human Body." *National Technical Information Service*, 1969.
- Cocchiarella, L., and GBJ Andersson. *Guides to the Evaluation of Permanent Impairment. 5th Ed. The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume. 5ª*. Chicago, 2001. doi:10.2106/00004623-200109000-00050.
- Contini, R., R. J. Drillis, and M. Bluestein. "Determination of Body Segment Parameters." *Human Factors: The Journal of Human Factors and Ergonomics Society* 5, no. 5 (1963): 493-504. doi:10.1177/001872086300500508.
- D'Amico, M., and G. Ferrigno. "Comparison between the More Recent Techniques for Smoothing and Derivative Assessment in Biomechanics." *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1992. doi:10.1007/BF02446130.
- Davis, P. R., J. D. Troup, and J. H. Burnard. "Movements of the Thoracic and Lumbar Spine When Lifting: A Chrono-Cyclophotographic Study." *Journal of Anatomy* 99 (1965): 13-26.
- Davis, Peter R. "Posture of the Trunk during the Lifting of Weights." *British Medical Journal*, 1959. doi:10.1136/bmj.1.5114.87.
- Delleman, N. J., and J. Dul. "International Standards on Working Postures and Movements ISO 11226 and EN 1005-4." *Ergonomics*, 2007. doi:10.1080/00140130701674430.
- Dempster, W. T. *Space Requirements of the Seated Operator. (Technical Report WADC-TR-55-159)*. Wright-Patterson Air Force Base, OH: Aerospace Medical Research Laboratory. Dayton, 1955.
- Fleisig, G. S., J. S. Slowik, Ma. Daggett, M. A. Rothermich, E. L. Cain, and K. E. Wilk. "Active Range of Motion of the Shoulder: A Cross-Sectional Study of 6635 Subjects." *JSES International* 7,



no. 1 (2023): 132.137. doi:10.1016/j.jseint.2022.09.008.

Frey-Law, Laura A., John M. Looft, and Jesse Heitsman. "A Three-Compartment Muscle Fatigue Model Accurately Predicts Joint-Specific Maximum Endurance Times for Sustained Isometric Tasks." *Journal of Biomechanics* 45 (2012): 1803–8. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.04.018.

Frey Law, Laura A., Jennifer E. Lee, Tara R. McMullen, and Ting Xia. "Relationships between Maximum Holding Time and Ratings of Pain and Exertion Differ for Static and Dynamic Tasks." *Applied Ergonomics* 42 (2010): 9–15. doi:10.1016/j.apergo.2010.03.007.

Gallagher, Sean, and William S. Marras. "Tolerance of the Lumbar Spine to Shear: A Review and Recommended Exposure Limits." *Clinical Biomechanics* 27, no. 10 (2012): 973–78. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.08.009.

Gerling, Michael E., and Stephen H.M. Brown. "Architectural Analysis and Predicted Functional Capability of the Human Latissimus Dorsi Muscle." *Journal of Anatomy* 223, no. 2 (2013): 112–22. doi:10.1111/joa.12074.

Govaerts, Renée, Bruno Tassignon, Jo Ghillebert, Ben Serrien, Sander De Bock, Toon Ampe, Ilias El Makrini, Bram Vanderborght, Romain Meeusen, and Kevin De Pauw. "Prevalence and Incidence of Work-Related Musculoskeletal Disorders in Secondary Industries of 21st Century Europe: A Systematic Review and Meta-Analysis." *BMC Musculoskeletal Disorders* 22, no. 751 (2021). doi:10.1186/s12891-021-04615-9.

Greene, B. L., and S. L. Wolf. "Upper Extremity Joint Movement: Comparison of Two Measurement Devices." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 70, no. 4 (1989): 288–90.

Greene, WB, and JD Heckma, eds. *The Clinical Measurement of Joint Motion*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons, n.d.

Gunal, Izge, Nusret Kose, Oral Erdogan, Erol Gokturk, and Sinan Seber. "Normal Range of Motion of the Joints of the Upper Extremity in Male Subjects, with Special Reference to Side." *Journal of Bone and Joint Surgery* 78, no. 9 (1996): 1401–4. doi:10.2106/00004623-199609000-00017.

Hatze, H. "The Fundamental Problem of Myoskeletal Inverse Dynamics and Its Implications." *Journal of Biomechanics* 35, no. 1 (2002): 109–15. doi:10.1016/S0021-9290(01)00158-0.

Honglun, H., S. Shouqian, and P. Yunhe. "Research on Virtual Human in Ergonomic Simulation." *Computers and Industrial Engineering* 53, no. 2 (2007): 350–56. doi:10.1016/j.cie.2007.06.027.

Hwang, Jaejin, and Kyung Sun Lee. "Classification of Whole-Body Postural Discomfort Using Cluster Analysis." *International Journal of Environmental Research and Public Health* 17, no. 22 (2020): 8314. doi:10.3390/ijerph17228314.

Intolo, Pattariya, Stephan Milosavljevic, David G. Baxter, Allan B. Carman, Poonam Pal, and Joanne Munn. "The Effect of Age on Lumbar Range of Motion: A Systematic Review." *Manual Therapy* 14, no. 6 (2009): 596–604. doi:10.1016/j.math.2009.08.006.

Iridiastadi, H., and M. A. Nussbaum. "Muscle Fatigue and Endurance during Repetitive Intermittent Static Efforts: Development of Prediction Models." *Ergonomics*, 2006. doi:10.1080/001401305000475666.

Islam, Saif Ul, Alexander Glover, Robert J MacFarlane, Nisarg Mehta, and Mohammad Waseem. "The Anatomy and Biomechanics of the Elbow." *The Open Orthopaedics Journal* 39, no. 2 (2008): 141–54. doi:10.2174/1874325002014010095.

Kee, D., and W. Karwowski. "Joint Angles of Isocomfort for Female Subjects Based on the Psychophysical Scaling of Static Standing Postures." *Ergonomics* 15, no. 4 (2004): 427–45. doi:10.1080/00140130310001638180.

Kee, D., and W. Karwowski. "The Boundaries for Joint Angles of Isocomfort for Sitting and Standing Males Based on Perceived Comfort of Static Joint Postures." *Ergonomics* 15, no. 44 (2001): 614–48. doi:10.1080/00140130110038044.

Kee, D, and W Karwowski. "LUBA: An Assessment Technique for Postural Loading on the Upper Body Based on Joint Motion Discomfort and Maximum Holding Time." *Applied Ergonomics* 32, no. 4 (August 2001): 357–66. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11461037>.

Klussmann, A., H. Gebhardt, M. Nübling, F. Liebers, E. Quirós Perea, W. Cordier, L. V. von Engelhardt, et al. "Individual and Occupational Risk Factors for Knee Osteoarthritis: Results of a Case-Control Study in Germany." *Arthritis Research and Therapy* 12, no. 3 (2010): R88. doi:10.1186/ar3015.

Koh, Hyung Woo, Sung Hyoun Cho, and Cheol Yong Kim. "Comparison of the Effects of Hollowing and Bracing Exercises on Cross-Sectional Areas of Abdominal Muscles in Middle-Aged Women." *Journal of Physical Therapy Science* 26, no. 2 (2014): 295–99. doi:10.1589/jpts.26.295.

Kromodihardjo, S., and A. Mital. "The Cost/Accuracy Approach: A Method for Selecting Filming Rate for Manual Materials Handling Activities." *Applied Ergonomics* 17, no. 3 (1986): 218–20. doi:10.1016/0003-6870(86)90011-6.

Kuhlman, Kurt A. "Cervical Range of Motion in the Elderly." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 74, no. 10 (1993): 1071–79. doi:10.1016/0003-9993(93)90064-H.

Kumar, S. "A Study of Spinal Motion during Lifting." *Irish Journal of Medical Science* 143, no. 2 (1974): 86–95. doi:10.1007/BF03004745.

Kumar, S., Don B. Chaffin, and Mark Redfern. "Isometric and Isokinetic Back and Arm Lifting Strengths: Device and Measurement." *Journal of Biomechanics* 21, no. 1 (1988): 35–44. doi:10.1016/0021-9290(88)90189-3.

Kumar, Shrawan. "Moment Arms of Spinal Musculature Determined from CT Scans." *Clinical Biomechanics* 3, no. 3 (1988): 137–44. doi:10.1016/0268-0033(88)90059-9.

Lantz, C. A., J. Chen, and D. Buch. "Clinical Validity and Stability of Active and Passive Cervical Range of Motion with Regard to Total and Unilateral Uniplanar Motion." *Spine* 124, no. 11 (1999): 1082–89. doi:10.1097/00007632-199906010-00007.



- Law, Laura A. Frey, and Keith G. Avin. "Endurance Time Is Joint-Specific: A Modelling and Meta-Analysis Investigation." *Ergonomics* 53, no. 1 (2010): 109–29. doi:10.1080/00140130903389068.
- Lee, Jinwon, Jaejin Hwang, and Kyung Sun Lee. "Prediction and Comparison of Postural Discomfort Based on MLP and Quadratic Regression." *Journal of Occupational Health* 63, no. 1 (2021): e12292. doi:10.1002/1348-9585.12292.
- Leva, P. De. "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters." *Journal of Biomechanics* 29, no. 9 (1996): 1223–30. doi:10.1016/0021-9290(95)00178-6.
- Looft, John M., and Laura A. Frey-Law. "Adapting a Fatigue Model for Shoulder Flexion Fatigue: Enhancing Recovery Rate during Intermittent Rest Intervals." *Journal of Biomechanics*, 2020. doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109762.
- Looft, John M., and Laura A. Frey Law. "Adapting a Fatigue Model for Shoulder Flexion Fatigue: Enhancing Recovery Rate during Intermittent Rest Intervals." *Journal of Biomechanics*, 2020. doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109762.
- Looft, John M., Nicole Herkert, and Laura Frey-Law. "Modification of a Three-Compartment Muscle Fatigue Model to Predict Peak Torque Decline during Intermittent Tasks." *Journal of Biomechanics* 77, no. 22 (2018): 16–25. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.06.005.
- Luca, C J De. "Myoelectrical Manifestations of Localized Muscular Fatigue in Humans." *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 11, no. 4 (1984): 251–79.
- Ma, L., D. Chablat, F. Bennis, W. Zhang, B. Hu, and F. Guillaume. "A Novel Approach for Determining Fatigue Resistances of Different Muscle Groups in Static Cases." *International Journal of Industrial Ergonomics* 41, no. 1 (2011): 10–18. doi:10.1016/j.ergon.2010.11.005.
- Ma, Liang, Damien Chablat, Fouad Bennis, and Wei Zhang. "A New Simple Dynamic Muscle Fatigue Model and Its Validation." *International Journal of Industrial Ergonomics* 39 (2009): 211–20. doi:10.1016/j.ergon.2008.04.004.
- Makhsous, Mohsen, Fang Lin, Ronald W. Hendrix, Matthew Hepler, and Li Qun Zhang. "Sitting with Adjustable Ischial and Back Supports: Biomechanical Changes." *Spine* 28, no. 11 (2003): 1121–22. doi:10.1097/01.BRS.0000068243.63203.A8.
- Marras, William S., Kermit G. Davis, and Michael Jorgensen. "Gender Influences on Spine Loads during Complex Lifting." *The Spine Journal : Official Journal of the North American Spine Society* 3, no. 2 (2003): 93–99. doi:10.1016/S1529-9430(02)00570-3.
- Marras, William S., Kermit G. Davis, and Michael Jorgensen. "Spine Loading as a Function of Gender." *Spine* 27, no. 22 (2002): 2514–20. doi:10.1097/00007632-200211150-00017.
- McGill, S. *Low Back Disorders. Evidence-Based Prevention and Rehabilitation*. Champaign, Illinois: Human Kinetics, 2007.
- McGill, S. M., N. Patt, and R. W. Norman. "Measurement of the Trunk Musculature of Active Males Using CT Scan Radiography: Implications for Force and Moment Generating Capacity about the L4 L5 Joint." *Journal of Biomechanics* 21, no. 4 (1988): 329–41. doi:10.1016/0021-9290(88)90262-X.
- Morris, J. M., D. B. Lucas, and B. Bresler. "Role of the Trunk in Stability of the Spine." *The Journal of Bone & Joint Surgery* 43A (1961): 327–51. doi:10.2106/00004623-196143030-00001.
- National Institute for Occupational Safety and Health, NIOSH. *Work Practices Guide for Manual Lifting*, 1981.
- Németh, Gunnar, and Hans Ohlén. "Moment Arm Lengths of Trunk Muscles to the Lumbosacral Joint Obtained in Vivo with Computed Tomography." *Spine* 11, no. 2 (1986): 158–60. doi:10.1097/00007632-198603000-00011.
- NIOSH. "Applications Manual for the Revised NIOSH Lifting Equation." DHHS (NIOSH) Publication No. 94-110, 2021. doi:10.26616/NIOSH PUB94110 revised 09 2021.
- Norkin, C. & White, D., C. Norkin, and D. White. *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry. Physiotherapy Canada*. 5^a. Philadelphia: F. A. Davis Company, 2016.
- Ogutu, Jack, and Woojin Park. "The Relationship between Perceived Discomfort of Static Posture Holding and Posture Holding Time." *Work* 52, no. 1 (2015): 19–30. doi:10.3233/WOR-141946.
- Oliveira Medeiros, Hugo Baptista De, Denise Sardinha Mendes Soares De Araújo, and Claudio Gil Soares De Araújo. "Age-Related Mobility Loss Is Joint-Specific: An Analysis from 6,000 Flexitest Results." *Age* 35, no. 6 (2013): 2399–2407. doi:10.1007/s11357-013-9525-z.
- Reid, J. G., and P. A. Costigan. "Geometry of Adult Rectus Abdominis and Erector Spinae Muscles." *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 1985. doi:10.2519/jospt.1985.6.5.278.
- Reid, J. Gavin, P. A. Costigan, and W. Comrie. "Prediction of Trunk Muscle Areas and Moment Arms by Use of Anthropometric Measures." *Spine* 12, no. 3 (1987): 273–75. doi:10.1097/00007632-198704000-00015.
- Roach, K. E., and T. P. Miles. "Normal Hip and Knee Active Range of Motion: The Relationship to Age." *Physical Therapy* 71, no. 9 (1991): 656–65. doi:10.1093/ptj/71.9.656.
- Robertson, D. G. E., Gr. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, and S. N. Whittlesey. *Research Methods in Biomechanics*. 2nd Ed. Human Kinetics Publishers, 2014. doi:10.5040/9781492595809.
- Rochmat, Moehamad Adi, Sarifuddin Madenda, Tri Handhika, and Ernastuti Ernastuti. "Modifying the Revised NIOSH Lifting Equation Using Anthropometric Variables to Calculate Horizontal and Vertical Multipliers." In *2022 4th International Conference on Cybernetics and Intelligent System, ICORIS 2022*, 1–8, 2022. doi:10.1109/ICORIS56080.2022.10031509.
- Rohmert, W. "Ermittlung von Erholungspausen F"ur Statische Arbeit Des Menschen." *European Journal of Applied Physiology* 18, no. 2 (1960): 123–164.
- Ryu, Jaiyoung, William P. Cooney, Linda J. Askew, Kai Nan An, and Edmund Y.S. Chao. "Functional Ranges of Motion of the Wrist



- Joint." *Journal of Hand Surgery* 16, no. 3 (1991): 409–19. doi:10.1016/0363-5023(91)90006-W.
- Schanne, F. "A Three-Dimensional Hand Force Capability Model for the Seated Operator." University of Michigan, 1972.
- Schultz, A., G. Andersson, and R. Ortengren. "Loads on the Lumbar Spine. Validation of a Biomechanical Analysis by Measurements of Intradiscal Pressures and Myoelectric Signals." *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 64, no. 5 (1982): 713–20. doi:10.2106/00004623-198264050-00008.
- Seidler, A., U. Bolm-Audorff, N. Abolmaali, and G. Elsner. "The Role of Cumulative Physical Work Load in Symptomatic Knee Osteoarthritis - A Case-Control Study in Germany." *Journal of Occupational Medicine and Toxicology* 7, no. 1 (2008): 21. doi:10.1186/1745-6673-3-14.
- Sonne, Michael W., and Jim R. Potvin. "A Modified Version of the Three-Compartment Model to Predict Fatigue during Submaximal Tasks with Complex Force-Time Histories." *Ergonomics* 59, no. 1 (2016): 85–98. doi:10.1080/00140139.2015.1051597.
- Soucie, J. M., C. Wang, A. Forsyth, S. Funk, M. Denny, K. E. Roach, and D. Boone. "Range of Motion Measurements: Reference Values and a Database for Comparison Studies." *Haemophilia* 17, no. 3 (2011): 500–507. doi:10.1111/j.1365-2516.2010.02399.x.
- Stobbe, T. "The Development of a Practical Strength Training Program for Industry." University of Michigan, 1982.
- Svenningsen, S., T. Terjesen, M. Auflem, and V. Berg. "Hip Motion Related to Age and Sex." *Acta Orthopaedica Scan* 60, no. 1 (1989): 97–100. doi:10.3109/17453678909150103.
- Tousignant, M., C. Smeesters, A. M. Breton, É. Breton, and H. Corriveau. "Criterion Validity Study of the Cervical Range of Motion (CROM) Device for Rotational Range of Motion on Healthy Adults." *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 36, no. 4 (2006): 242–48. doi:10.2519/jospt.2006.36.4.242.
- Tully, Elizabeth A., Mohammad Reza Fotoohabadi, and Mary P. Galea. "Sagittal Spine and Lower Limb Movement during Sit-to-Stand in Healthy Young Subjects." *Gait and Posture*, 2005. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.11.007.
- Vaughan, C. L. "Smoothing and Differentiation of Displacement-Time Data: An Application of Splines and Digital Filtering." *International Journal of Bio-Medical Computing* 13, no. 5 (1982): 375–86. doi:10.1016/0020-7101(82)90003-4.
- Waters, T R, V Putz-Anderson, and A Garg. *Applications Manual for the Revised NIOSH Lifting Equation*. Cincinnati, 1994.
- Waters, T R, V Putz-Anderson, A Garg, and L J Fine. "Revised NIOSH Equation for the Design and Evaluation of Manual Lifting Tasks." *Ergonomics* 36 (1993): 749–76. doi:10.1080/00140139308967940.
- Westgaard, R. H. "Work-Related Musculoskeletal Complaints: Some Ergonomics Challenges upon the Start of a New Century." *Applied Ergonomics* 31, no. 6 (2000): 569–80. doi:10.1016/S0003-6870(00)00036-3.
- Xia, T., and L. A. Frey Law. "A Theoretical Approach for Modeling Peripheral Muscle Fatigue and Recovery." *Journal of Biomechanics* 41, no. 14 (2008): 3046–52. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.07.013.
- Yates, J. W., J. T. Kearney, M. P. Noland, and W. M. Felts. "Recovery of Dynamic Muscular Endurance." *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 56 (1987): 662–67. doi:10.1007/BF00424807.
- Youdas, J. W., J. R. Carey, and T. R. Garrett. "Reliability of Measurements of Cervical Spine Range of Motion - Comparison of Three Methods." *Physical Therapy* 71, no. 2 (1991): 98–104. doi:10.1093/ptj/71.2.98.
- Zwislocki, J. J., and D. A. Goodman. "Absolute Scaling of Sensory Magnitudes: A Validation." *Perception & Psychophysics* 27, no. 1 (1980): 28–38. doi:10.3758/BF03204312.