



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE MASTER EN INGENIERÍA BIOMEDICA



# **ESTIMACIÓN MEDIANTE MODELOS BIOMECÁNICOS DE LOS ESFUERZOS REALIZADOS EN EL HOMBRO POR PARTE DE TRABAJADORES DE LA INDUSTRIA DEL AUTOMÓVIL MEDIANTE MEDIDAS IN SITU**

AUTOR: JUAN FERNANDO DUARTE MENDOZA

TUTOR: JUAN MANUEL BELDA LOIS  
Selección DANIEL IORDANOV LÓPEZ  
SOFÍA IRANZO EGEA

**Curso Académico: 2018-19**



# Agradecimientos

*“Quiero aprovechar este espacio y esta ocasión para agradecer al Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) por haberme permitido realizar este proyecto, y haberme guiado y enseñado durante todo su desarrollo. Especialmente, hacer mención del profesor Juan Manuel Belda, tutor principal del TFG, así como a Sofía Iranzo Egea y Daniel Iordanov López, por la colaboración ofrecida y la ayuda proporcionada en todos los aspectos y problemas que ha presentado el trabajo. Además, en colaboración con ellos he tenido la oportunidad de escribir un artículo con la información extraída con este proyecto y presentarlo en el 11º Simposio de CEA de Bioingeniería.*

*Asimismo, agradecer a mi familia y amigos más cercanos los cuales han supuesto ser un gran apoyo y ayuda cuando más los he necesitado, no solo durante la realización del proyecto, si no también a largo de todo el Máster de Ingeniería Biomédica.”*





# Resumen

Los trabajos lineales en la industria del automóvil involucran riesgos derivados de tareas repetidas y posturas forzadas mantenidas en el tiempo. Si bien, varias son las plataformas y herramientas que intentan evaluar ergonómicamente los puestos de trabajo, como los software de valoración de riesgos REBA y ERGO/IBV, estas herramientas carecen de sensibilidad a la hora de determinar aspectos relacionados con el riesgo de la lesión. Esto ocurre especialmente cuando se introducen nuevas ayudas en los puestos de trabajo, distintas a los métodos habituales, que no están contempladas, como el uso de exoesqueletos. Es por ello que se presenta una metodología para estimar los esfuerzos musculares y articulares asociados al trabajo lineal. Evaluamos, ergo, a cuatro trabajadores realizando su trabajo habitual en condiciones reales. Se utiliza un modelo de miembro superior implementado en OpenSim<sup>®</sup>, al que se le introduce la dinámica de los movimientos medidos con sensores inerciales, y el registro de la señal muscular de cinco músculos: el deltoides, el trapecio, los músculos supraespinoso e infraespinoso y el dorsal ancho. Los resultados obtenidos muestran una buena consistencia entre las estimaciones musculares registradas y las estimadas por el modelo biomecánico. Estos resultados pueden sentar las bases prácticas para una valoración objetiva del riesgo en el puesto de trabajo con condiciones novedosas, tal como el uso de exoesqueletos.

**Palabras Clave:** exoesqueleto, modelo biomecánico, hombro, estimación de esfuerzos, activación muscular, valoración ergonómica, cinemática, dinámica inversa



# Índice general

Resumen	III
Índice general	VII
I Memoria	1
1 Descripción general del proyecto	3
1.1 Introducción . . . . .	3
1.2 Estado del arte . . . . .	4
1.3 Anatomía del hombro . . . . .	16
1.4 Objetivo del proyecto . . . . .	22
2 OpenSim®	23
2.1 Materiales . . . . .	24
2.2 Metodología . . . . .	27
2.3 Resultados . . . . .	37
3 Discusión, conclusiones y líneas futuras	57
3.1 Discusión . . . . .	57
3.2 Conclusiones . . . . .	60
3.3 Trabajos futuros . . . . .	62
II Presupuesto	63
4 Presupuesto	65
4.1 Consideraciones . . . . .	65
4.2 Cuadro de precios mano de obra . . . . .	67
4.3 Cuadro de precios material . . . . .	67

4.4 Cuadro de presupuestos parciales . . . . .	68
4.5 Cuadro de precios unitarios . . . . .	70
4.6 Cuadro de precios descompuestos . . . . .	71
4.7 Presupuesto de ejecución por contrata . . . . .	73
Bibliografía . . . . .	75

Parte I

Memoria



## Capítulo 1

# Trabajos lineales en la industria del automóvil

*El trabajo expuesto a continuación es un Trabajo de Fin de Máster (TFM) enmarcado en el ámbito de la Ingeniería Biomédica, concretamente en el campo de la biomecánica. A lo largo de este primer capítulo, se expone la situación actual de la industria del automóvil, así como de los métodos de valoración ergonómica más utilizados en los puestos de trabajo de las industrias. Además, se comenta las tareas repetidas y posturas forzadas a las que están expuesto los trabajadores en este tipo de industria y de cómo éstas afectan a la zona del hombro, debido especialmente a la anatomía del mismo, provocando la aparición de trastornos músculo-esqueléticos (TEM). Por otra parte, se nombra la llamada Industria 4.0 y la utilización de nuevas herramientas en el ámbito laboral como los exoesqueletos, los cuales requieren de nuevas técnicas de evaluación.*

### 1.1 Introducción

La industria del automóvil siempre ha sido uno de los sectores más importantes en el desarrollo y progreso de un país, no solo por su relevancia y aportación a la economía y al empleo, sino también por su capacidad de impulsar otros sectores [22]. Las diferentes pautas productivas y modelos organizativos adoptadas por esta industria acaban modificando los patrones dominantes presentes en los demás sectores, lo que la convierte en un sector de gran influencia sobre los demás.

En España, por ejemplo, supone ser un pilar estratégico, pues es uno de los principales propulsores de inversión y desarrollo en términos de innovación, seguridad y protección del medio ambiente, contribuyendo de manera significativa al desarrollo del país de forma directa, indirecta e incluso inducida. [1]

Sin embargo, el verdadero interés de este tipo de industria radica, especialmente, en el hecho de que agrupa una serie de actividades de distinta naturaleza destacando las áreas encargadas de montaje de los productos fabricados. Es, justamente en estas áreas, donde se requieren esfuerzos mecánicos y movimientos forzosos por parte de los trabajadores para llevar a cabo las tareas requeridas.

En muchas ocasiones, dichas tareas con movimientos o posturas mantenidas en el tiempo superan los límites fisiológicos y biomecánicos aceptables, lo que puede conllevar la generación de trastornos músculo-esqueléticos en determinadas articulaciones. [16] Es por esto que la caracterización y comprensión de este tipo de tareas resulta esencial para determinar el nivel de exigencia física requerida por el trabajo y entorno y, así, mejorar las estrategias de ayuda enfocadas a la ergonomía y la reducción de riesgos en el trabajo. Este tipo de actividades que conllevan sobreesfuerzos suponen la afectación de más de 2.500 personas de cada 100.000, trabajadores en países como España. [30]

No obstante, el sector del automóvil supone ser uno de los pioneros en la mejora de procesos y productos, con especial atención a las tecnologías de la denominada **Industria 4.0**. [15] Este nuevo tipo de industria cuenta con novedosas tecnologías que van desde la automatización completa de las cadenas de trabajo hasta el empleo de inteligencia artificial en la realización del trabajo, así como la introducción de exoesqueletos como ejemplo ayudas técnicas en el trabajo. Esta última con el objetivo de mejorar las capacidades de los trabajadores. [4] Son cada vez más los sectores que adoptan estos nuevos tipos de tecnologías lo que conlleva a la necesidad de disponer de herramientas que permiten valorar dichas ayudas técnicas.

## 1.2 Estado del arte

Hoy en día, se dispone de distintas herramientas que permiten obtener de alguna manera una primera valoración de los posibles esfuerzos y posturas que requiere un trabajo en concreto, y que suponen cierta carga física. Sin embargo, en la mayoría de ellas, lo que se evalúa es simplemente el análisis postural (una poderosa técnica de evaluación de actividades posturales), en cuanto a aspectos ergonómicos se refiere, dejando a un lado la valoración de un posible riesgo de lesión que éste pudiese generar. Se centran, por tanto en información que tiene que ver con el trabajador, como la postura adoptada, la repetición de movimientos, la carga física levantada (fuerza realizada), exposición a vibraciones, etc; y con el entorno, como las dimensiones del mobiliario o de la zona de trabajo, condiciones de luminosidad, condiciones térmicas, etc.

La información se obtiene a partir de encuestas, cuestionarios o métodos de evaluación (asignación de puntuaciones a los factores de riesgo) contemplados en estas herramientas. En ellos, se dispone de un registro sistemático de los principales factores ocupacionales de riesgo para distintos tipos de tareas realizadas, y se diferencian unos a otros según el grado de especificidad que se dispone de los puntos aplicados para determinar dichos factores. Por otra parte, algunos de ellos, proporcionan, además, la probabilidad de daño debido al trabajo realizado junto con el grado de intervención ergonómica necesario (como el método OCRA) [28].

En muchas ocasiones, estos métodos se diseñan para evaluar puestos de trabajo concretos, teniendo en cuenta todas las características de los mismos, lo que supone una aplicación bastante limitada. Sin embargo, es tal la cantidad de posturas y esfuerzos realizados en un puesto de trabajo que los métodos no resultan ser especialmente sensibles para, así, poder abarcarlos todos.

Finalmente, con la información extraída con estas herramientas es posible, en un primer momento, distinguir aquellas situaciones en las que los elementos no son los adecuados, en términos ergonómicos, para luego considerar posibles medidas preventivas o correctivas, según el caso, y conseguir una mejoría en las condiciones de los puestos de trabajo. Esto se busca, debido a que resulta ne-



cesario mantener una buena relación entre el trabajador y su entorno de trabajo (factores físicos o ambientales).

Sin embargo, el principal problema de estas herramientas radica en el hecho de que suelen presentar una alta generalidad aplicable a muchas situaciones, lo que implica que tengan una baja sensibilidad, con resultados pobres en detalles o incluso obtener los mismos resultados para situaciones completamente diferentes. Además, en casi todos ellos, no es posible obtener un valor representativo del riesgo que está asociado al puesto de trabajo, pues, aunque permiten la identificación de los factores ocupacional de riesgo, no permiten su cuantificación (como el método PLIBEL)[19]. Ningún método del abanico de procedimientos de evaluación disponibles permite una obtención completamente objetiva y cuantificable.

Entre las herramientas más utilizadas se encuentran los métodos RULA, REBA, NIOSH (que recoge las normas y procedimientos aplicados en este tipo de evaluaciones), y algunos software de valoración ergonómica, como Ergo/IBV (Software de evaluación de riesgos ergonómicos) o ErgoSoft Pro, entre otros.

Todos estos tipo de herramientas, indudablemente útiles, se pueden utilizar tanto en la atención médica, si disponen de la correspondiente validación y fiabilidad clínica, así como en otro tipo de industrias de servicios, como es el caso de la industria del automóvil.

### **1.2.1 Método RULA**

El método RULA (*Rapid Upper Limb Assessment*) ha sido desarrollado para investigar la exposición ergonómica individual de los trabajadores a factores de riesgo asociados con el padecimiento de trastornos músculo-esqueléticos de los miembros superiores presentes en las tareas laborales. Al tratarse de un método de encuesta, no requiere ningún tipo de equipamiento especial ni de habilidades técnicas previas de por parte del evaluador para una obtención rápida evaluación de las posturas adoptadas del cuerpo. Se centra principalmente en las posturas de cuello, tronco y extremidades superiores junto con la función muscular (fuerza y acciones) y las cargas externas experimentadas en el cuerpo. [21]

Con este método se pretende reducir los riesgos a posibles lesiones debidas a esfuerzos físicos en el trabajador. Para ello, se utiliza un sistema de codificación con el que se obtiene un listado de acciones que indican el nivel de intervención requerido.

Su cumplimentación incluye diagramas de posturas corporales y tres tablas de puntuaciones para evaluar la exposición a los factores de riesgo, los cuales se pueden apreciar en la Figura 1.1. Dichos factores presentan una relación directa con los factores de carga externos, entre los que se encuentran: la cantidad de movimientos, el trabajo muscular estático, la fuerza, las posturas de trabajo determinadas por equipos y mobiliario y el tiempo de trabajo sin descansar.

Este método divide el cuerpo en segmentos que se clasifican en dos grupos, A y B. El grupo A se corresponde con el miembro superior: el brazo, antebrazo y muñeca; mientras que el grupo B, está formado por el cuello, tronco y piernas. Para cada segmento perteneciente a uno de los dos grupos se le asigna una puntuación individual dependiendo de las características descritas para un trabajo concreto, es decir, una postura definida desfavorable que requiere la tarea y que es la analizada. Además, se añade la puntuación correspondiente a la actividad muscular y a la carga/fuerza realizada para sendos grupos. En función de dicha postura y condiciones se

**A. Arm & Wrist Analysis**

**Step 1: Locate Upper Arm Position**  
 -20° to +20° = +1  
 +20° to +45° = +2  
 +45° to 90° = +3  
 90°+ = +4  
**Step 1a: Adjust...**  
 If shoulder is raised: +1  
 If upper arm is abducted: +1  
 If arm is supported or person is leaning: -1  
 Final Upper Arm Score =

**Step 2: Locate Lower Arm Position**  
 -60° to 0° = +1  
 0° to 90° = +2  
 90° to 180° = +3  
 180°+ = +4  
**Step 2a: Adjust...**  
 If arm is working across midline of the body: +1  
 If arm out to side of body: +1  
 Final Lower Arm Score =

**Step 3: Locate Wrist Position**  
 0° = +1  
 0° to 15° = +2  
 15° to 30° = +3  
 30° to 45° = +4  
 45° to 60° = +5  
 60° to 75° = +6  
 75° to 90° = +7  
**Step 3a: Adjust...**  
 If wrist is bent from the midline: +1  
 Final Wrist Score =

**Step 4: Wrist Twist**  
 If wrist is twisted mainly in mid-range = 1  
 If twist at or near end of twisting range = 2  
 Wrist Twist Score =

**Step 5: Look-up Posture Score in Table A**  
 Use values from steps 1, 2, 3 & 4 to locate Posture Score in Table A  
 Posture Score A =

**Step 6: Add Muscle Use Score**  
 If posture mainly static (i.e. held for longer than 1 minute) or:  
 If action repeatedly occurs 4 times per minute or more: +1  
 Muscle Use Score =

**Step 7: Add Force/load Score**  
 If load less than 2 kg (intermittent): +0  
 If 2 kg to 10 kg (intermittent): +1  
 If 2 kg to 10 kg (static or repeated): +2  
 If more than 10 kg load or repeated or shocks: +3  
 Force/load Score =

**Step 8: Find Row in Table C**  
 The completed score from the Arm/Wrist analysis is used to find the row on Table C  
 Final Wrist & Arm Score =

**SCORES**

**Table A**

Upper Arm	Lower Arm	Wrist	Wrist Twist
1	1	1	1
1	1	2	2
1	1	3	3
1	1	4	4
1	1	5	5
1	1	6	6
1	1	7	7
1	1	8	8
1	1	9	9
1	1	10	10
1	1	11	11
1	1	12	12
1	1	13	13
1	1	14	14
1	1	15	15
1	1	16	16
1	1	17	17
1	1	18	18
1	1	19	19
1	1	20	20
1	1	21	21
1	1	22	22
1	1	23	23
1	1	24	24
1	1	25	25
1	1	26	26
1	1	27	27
1	1	28	28
1	1	29	29
1	1	30	30
1	1	31	31
1	1	32	32
1	1	33	33
1	1	34	34
1	1	35	35
1	1	36	36
1	1	37	37
1	1	38	38
1	1	39	39
1	1	40	40
1	1	41	41
1	1	42	42
1	1	43	43
1	1	44	44
1	1	45	45
1	1	46	46
1	1	47	47
1	1	48	48
1	1	49	49
1	1	50	50
1	1	51	51
1	1	52	52
1	1	53	53
1	1	54	54
1	1	55	55
1	1	56	56
1	1	57	57
1	1	58	58
1	1	59	59
1	1	60	60
1	1	61	61
1	1	62	62
1	1	63	63
1	1	64	64
1	1	65	65
1	1	66	66
1	1	67	67
1	1	68	68
1	1	69	69
1	1	70	70
1	1	71	71
1	1	72	72
1	1	73	73
1	1	74	74
1	1	75	75
1	1	76	76
1	1	77	77
1	1	78	78
1	1	79	79
1	1	80	80
1	1	81	81
1	1	82	82
1	1	83	83
1	1	84	84
1	1	85	85
1	1	86	86
1	1	87	87
1	1	88	88
1	1	89	89
1	1	90	90
1	1	91	91
1	1	92	92
1	1	93	93
1	1	94	94
1	1	95	95
1	1	96	96
1	1	97	97
1	1	98	98
1	1	99	99
1	1	100	100
1	1	101	101
1	1	102	102
1	1	103	103
1	1	104	104
1	1	105	105
1	1	106	106
1	1	107	107
1	1	108	108
1	1	109	109
1	1	110	110
1	1	111	111
1	1	112	112
1	1	113	113
1	1	114	114
1	1	115	115
1	1	116	116
1	1	117	117
1	1	118	118
1	1	119	119
1	1	120	120
1	1	121	121
1	1	122	122
1	1	123	123
1	1	124	124
1	1	125	125
1	1	126	126
1	1	127	127
1	1	128	128
1	1	129	129
1	1	130	130
1	1	131	131
1	1	132	132
1	1	133	133
1	1	134	134
1	1	135	135
1	1	136	136
1	1	137	137
1	1	138	138
1	1	139	139
1	1	140	140
1	1	141	141
1	1	142	142
1	1	143	143
1	1	144	144
1	1	145	145
1	1	146	146
1	1	147	147
1	1	148	148
1	1	149	149
1	1	150	150
1	1	151	151
1	1	152	152
1	1	153	153
1	1	154	154
1	1	155	155
1	1	156	156
1	1	157	157
1	1	158	158
1	1	159	159
1	1	160	160
1	1	161	161
1	1	162	162
1	1	163	163
1	1	164	164
1	1	165	165
1	1	166	166
1	1	167	167
1	1	168	168
1	1	169	169
1	1	170	170
1	1	171	171
1	1	172	172
1	1	173	173
1	1	174	174
1	1	175	175
1	1	176	176
1	1	177	177
1	1	178	178
1	1	179	179
1	1	180	180
1	1	181	181
1	1	182	182
1	1	183	183
1	1	184	184
1	1	185	185
1	1	186	186
1	1	187	187
1	1	188	188
1	1	189	189
1	1	190	190
1	1	191	191
1	1	192	192
1	1	193	193
1	1	194	194
1	1	195	195
1	1	196	196
1	1	197	197
1	1	198	198
1	1	199	199
1	1	200	200
1	1	201	201
1	1	202	202
1	1	203	203
1	1	204	204
1	1	205	205
1	1	206	206
1	1	207	207
1	1	208	208
1	1	209	209
1	1	210	210
1	1	211	211
1	1	212	212
1	1	213	213
1	1	214	214
1	1	215	215
1	1	216	216
1	1	217	217
1	1	218	218
1	1	219	219
1	1	220	220
1	1	221	221
1	1	222	222
1	1	223	223
1	1	224	224
1	1	225	225
1	1	226	226
1	1	227	227
1	1	228	228
1	1	229	229
1	1	230	230
1	1	231	231
1	1	232	232
1	1	233	233
1	1	234	234
1	1	235	235
1	1	236	236
1	1	237	237
1	1	238	238
1	1	239	239
1	1	240	240
1	1	241	241
1	1	242	242
1	1	243	243
1	1	244	244
1	1	245	245
1	1	246	246
1	1	247	247
1	1	248	248
1	1	249	249
1	1	250	250
1	1	251	251
1	1	252	252
1	1	253	253
1	1	254	254
1	1	255	255
1	1	256	256
1	1	257	257
1	1	258	258
1	1	259	259
1	1	260	260
1	1	261	261
1	1	262	262
1	1	263	263
1	1	264	264
1	1	265	265
1	1	266	266
1	1	267	267
1	1	268	268
1	1	269	269
1	1	270	270
1	1	271	271
1	1	272	272
1	1	273	273
1	1	274	274
1	1	275	275
1	1	276	276
1	1	277	277
1	1	278	278
1	1	279	279
1	1	280	280
1	1	281	281
1	1	282	282
1	1	283	283
1	1	284	284
1	1	285	285
1	1	286	286
1	1	287	287
1	1	288	288
1	1	289	289
1	1	290	290
1	1	291	291
1	1	292	292
1	1	293	293
1	1	294	294
1	1	295	295
1	1	296	296
1</			

Los resultados proporcionados por este método pueden incorporarse en una evaluación ergonómica más amplia que abarque otros tipos de factores como ambientales, físicos, organizativos... y para ayudar especialmente a cumplir con requisitos de evaluación sobre la prevención de los trastornos del tren superior relacionados con el trabajo. [21]

### 1.2.2 Método REBA

Por su parte, el método REBA (*Rapid Entire Body Assessment*) ha sido desarrollado por Hignett, S. y McAtamney, L. [13] con el fin de estimar el riesgo de padecer desórdenes corporales (riesgos músculo-esqueléticos) en una variedad de tareas. Por su parte, presenta con una fiabilidad de codificación de las partes del cuerpo alta. Responde a la necesidad de disponer de una herramienta para analizar los aspectos referentes a la carga física en distintos tipos de posturas. [13] Este sistema guarda gran similitud con el método RULA, sin embargo, es mucho más general, pues éste último método, como se ha comentado anteriormente, se centra únicamente en el análisis del miembro superior y tareas en las que se realizan movimientos repetitivos. De la misma manera que sucedía con el método RULA, éste no requiere equipamiento especial, simplemente se dispone de una serie de cuestionarios a rellenar.

Este método incluye factores de carga postural dinámicos y estáticos, la interacción persona-carga, además del concepto de “gravedad asistida” para el mantenimiento de la postura del miembro superior. Esto último tiene que ver con el hecho de que mantener el brazo levantado es más costoso (con el tiempo aparece el llamado efecto “brazo de gorila”) que cuando cuelga, aunque la postura esté forzada, pues en este caso es la propia gravedad la que ayuda a la postura. Además, incluye una variable de agarre para evaluar la manipulación manual de cargas. [24]

REBA cuenta con un sistema de puntuación para la actividad muscular debida a posturas estáticas (segmento del cuerpo), dinámicas (acciones repetidas, excepto andar), inestables o por cambios rápidos de postura. Por otra parte, este método refleja que la relación en la persona y la carga es importante en la manipulación de las cargas, pero que no siempre puede ser realizada con las manos.

**Tabla 1.2:** Puntuación global - Método REBA

Nivel de acción	Puntuación	Nivel de Riesgo	Intervención y posterior análisis
0	1	Inapreciable	No necesario
1	2-3	Bajo	Puede ser necesario
2	4-7	Medio	Necesario
3	8-10	Alto	Necesario pronto
4	11-15	Muy alto	Actuación inmediata

Al igual que RULA, se trata de un sistema de análisis postural, en el que el cuerpo es nuevamente dividido en 2 grandes grupos: grupo A (tronco, cuello y piernas) y grupo B (brazos y muñecas). El grupo A, presenta 60 combinaciones posturales y su puntuación está comprendida entre 1 y 9, a la que hay que añadir una puntuación correspondiente a la carga/fuerza con un rango entre 0 y 3, de acuerdo al peso de la carga y a si la instauración es rápida o brusca. Por su parte, el grupo B, tiene 36 combinaciones posturales con las mismas consideraciones de rangos que en el grupo A, pero añadiendo esta vez un valor de agarre (Bueno, Regular, Malo o Inaceptable). Tras obtener

**A. Neck, Trunk and Leg Analysis**

**Step 1: Locate Neck Position**  
  
 Step 1a: Adjust...  
 If neck is twisted: +1  
 If neck is side bending: +1  
 Neck Score

**Step 2: Locate Trunk Position**  
  
 Step 2a: Adjust...  
 If trunk is twisted: +1  
 If trunk is side bending: +1  
 Trunk Score

**Step 3: Legs**  
  
 Leg Score

**Step 4: Look-up Posture Score in Table A**  
 Using values from steps 1-3 above, locate score in Table A

**Step 5: Add Force/Load Score**  
 If load < 11 lbs: +0  
 If load 11 to 22 lbs: +1  
 If load > 22 lbs: +2  
 Adjust: If shock or rapid build up of force: add +1  
 Force/Load Score

**Step 6: Score A, Find Row in Table C**  
 Add values from steps 4 & 5 to obtain Score A.  
 Find Row in Table C.

**Scoring:**  
 1 = negligible risk  
 2 or 3 = low risk, change may be needed  
 4 to 7 = medium risk, further investigation, change soon  
 8 to 10 = high risk, investigate and implement change  
 11+ = very high risk, implement change

**SCORES**

**Table A**

	Neck												
	1				2				3				
Legs	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	
Trunk Posture Score	1	1	2	3	4	1	2	3	4	3	3	5	6
	2	2	3	4	5	3	4	5	6	4	5	6	7
	3	2	4	5	6	4	5	6	7	5	6	7	8
	4	3	5	6	7	5	6	7	8	6	7	8	9
	5	4	6	7	8	6	7	8	9	7	8	9	9

**Table B**

	Lower Arm					
	1			2		
Wrist	1	2	3	1	2	3
Upper Arm Score	1	1	2	2	1	2
	2	1	2	3	2	3
	3	3	4	5	4	5
	4	4	5	5	5	6
	5	5	6	7	6	7
	6	7	8	8	8	9

**Table C**

Score A (score from Table A + Force/Load score)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	1	1	1	2	3	3	4	5	6	7	7	7
2	1	2	2	3	4	4	5	6	7	7	8	8
3	2	3	3	3	4	5	6	7	7	8	8	8
4	3	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9
5	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9	9
6	5	5	6	7	8	8	9	9	10	10	10	10
7	7	7	7	8	9	9	9	10	10	11	11	11
8	8	8	8	9	10	10	10	10	10	11	11	11
9	9	9	9	10	10	10	11	11	11	12	12	12
10	10	10	10	11	11	11	12	12	12	12	12	12
11	11	11	11	11	12	12	12	12	12	12	12	12
12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12

**Score A** + **Activity Score** = **Table C Score**

**Final REBA Score**

**B. Arm and Wrist Analysis**

**Step 7: Locate Upper Arm Position:**  
  
 Step 7a: Adjust...  
 If shoulder is raised: +1  
 If upper arm is abducted: +1  
 If arm is supported or person is leaning: -1  
 Upper Arm Score

**Step 8: Locate Lower Arm Position:**  
  
 Lower Arm Score

**Step 9: Locate Wrist Position:**  
  
 Step 9a: Adjust...  
 If wrist is bent from midline or twisted: Add +1  
 Wrist Score

**Step 10: Look-up Posture Score in Table B**  
 Using values from steps 7-9 above, locate score in Table B

**Step 11: Add Coupling Score**  
 Well fitting Handle and mid range power grip: good: +0  
 Acceptable but not ideal hand hold or coupling: fair: +1  
 Hand hold not acceptable but possible: poor: +2  
 No handles, awkward, unsafe with any body part: unacceptable: +3  
 Coupling Score

**Step 12: Score B, Find Column in Table C**  
 Add values from steps 10 & 11 to obtain Score B. Find column in Table C and match with Score A in row from step 6 to obtain Table C Score.

**Step 13: Activity Score**  
 +1 1 or more body parts are held for longer than 1 minute (static)  
 +1 Repeated small range actions (more than 4x per minute)  
 +1 Action causes rapid large range changes in postures or unstable base

Task name: \_\_\_\_\_ Reviewer: \_\_\_\_\_ Date: \_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_  
 This tool is provided without warranty. The author has provided this tool as a simple means for applying the concepts provided in REBA. © 2004 Waters Consulting, Inc. provided by Practical Ergonomics  
 rbarker@ergosmart.com (816) 444-1667

**Figura 1.2:** Hoja de evaluación - Método REBA. A la izquierda se encuentra el grupo A y a la derecha el grupo B, cada uno con sus correspondientes tablas. Finalmente, las puntuaciones se combinan en *Table C*, situada en la parte central, para obtener la puntuación global REBA. Fuente: Practical Ergonomics

las correspondientes puntuaciones para cada grupo, en función de las características de la postura analizada, ambas se combinan en una *Tabla C*, que recoge un total de 144 combinaciones posibles. (Figura 1.2) A esta combinación, finalmente, se le añade una puntuación que se corresponde con la actividad y se obtiene la puntuación REBA, comprendida entre 1-15, que indica el riesgo que supone la tarea analizada y los niveles de acción e intervención a realizar (*Tabla 1.2*). [24]

Lo bueno de este tipo de herramienta es que se puede aplicar, tanto antes como después de la intervención, para determinar, por un lado, la situación actual del trabajador con su entorno como verificar, posteriormente, que se ha conseguido una disminución en el riesgo de padecer una lesión, que es en muchos casos lo que se pretende. Se obtiene así una valoración rápida y sistemática del riesgo postural del cuerpo entero del operador en su actividad.

### 1.2.3 Método NIOSH

*The National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH)* desarrolló una ecuación para evaluar el manejo de cargas en el trabajo que se corresponde con este método. Con dicha ecuación se pretende la identificación de los riesgos de lesiones asociadas a la carga física a la que está expuesto un trabajador y, con ello, proponer un límite de peso recomendado (LPR) para la tarea analizada. Se puede determinar, de esta manera, un cierto porcentaje de la población que puede realizar la tarea sin un riesgo elevado de presentar lesiones en un levantamiento manual concreto.

Este método requiere información detallada sobre parámetros específicos de la posición, para dar una alta sensibilidad con respecto a los índices definidos, pero tiene una aplicación limitada en el cuidado de la salud. En particular con respecto al manejo de cargas inestables; al efecto acumulativo de los levantamientos repetitivos; a imprevistos como deslizamientos, caídas o sobrecargas inesperadas; o, incluso si la temperatura o humedad se salen fuera del rango en el que están definidas, entre otras limitaciones... [25]

En un principio para su desarrollo se tuvieron en cuenta 3 criterios: biomecánico, la aparición de momentos mecánicos en determinadas zonas cuando se maneja una carga pesada incorrectamente; fisiológico, los levantamientos repetitivos pueden exceder las capacidades normales de energía del trabajador y provocar una disminución de su resistencia y aumento en la probabilidad de lesión; y, psicofísico, que tiene que ver con la resistencia y capacidad de los trabajadores para manejar cargas a diferentes frecuencias y duraciones. La NIOSH se encargó de establecer los límites para cada uno de estos criterios a unos valores conocidos. [23]

A estos criterios se han ido añadiendo distintos factores como el manejo asimétrico de cargas, la duración del trabajo, la frecuencia de levantamientos y la calidad del agarre, hasta completar los 7 coeficientes de los que dispone la ecuación para el cálculo del LPR. Son estos coeficientes los que varían de unas tareas a otras y permiten obtener distintos límites adecuados. Con este valor es posible calcular, el denominado “Índice de riesgo asociado al levantamiento” (IRL), el cual consiste en una estimación relativa del nivel de riesgo asociado a una tarea de levantamiento manual y se calcula como el cociente entre el peso de la carga levantada y el LPR para unas condiciones concretas de levantamiento. (Ecuación 1.1) [23]

De esta manera, la metodología seguida para la obtención del IRL queda definida según: Recogida datos  $\rightarrow$  Cálculo del LPR  $\rightarrow$  Cálculo del IRL.

$$IRL = \frac{\text{Carga levantada}}{LPR} \quad (1.1)$$

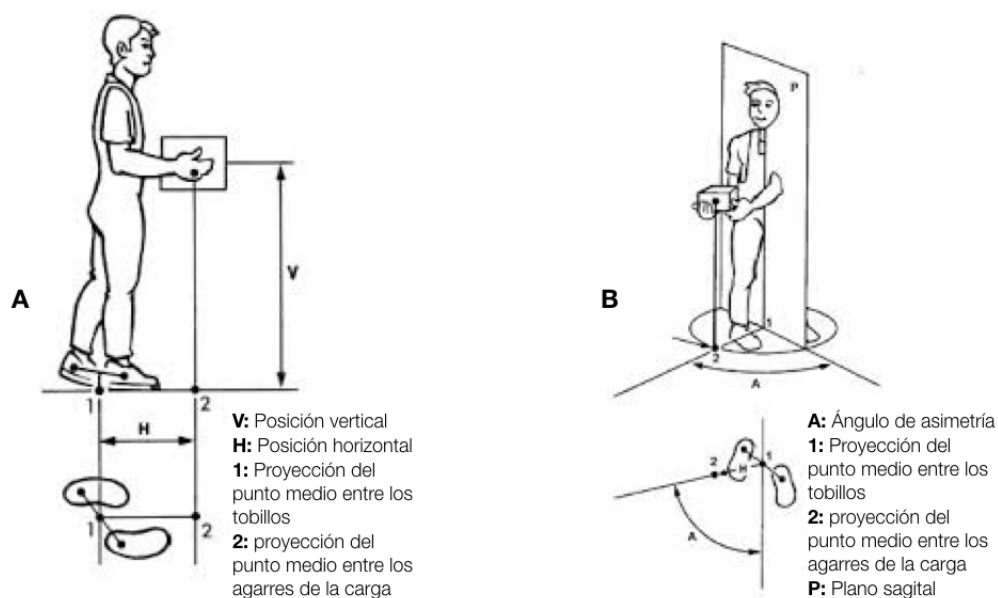
Por su parte, el LPR viene dado por la Ecuación 1.2

$$LPR = LC \times HM \times VM \times DM \times AM \times FM \times CM \quad (1.2)$$

donde LC es la constante de carga o peso máximo recomendado; HM, el factor de distancia horizontal (penaliza levantamientos con el centro de gravedad de la carga separado del cuerpo); VM, el factor de altura (penaliza cargas en posición muy baja o muy elevada); DM, el factor de desplazamiento vertical (diferencia entre la altura inicial y final de la carga); AM, factor de

asimetría (en movimientos asimétricos que empiezan o terminan fuera del plano sagital, se puede apreciar en la Figura 1.3.B); FM, el factor de frecuencia (numero de levantamientos por minuto); y CM, el factor de agarre (facilidad del agarre y altura vertical de la carga). [25]

Cabe destacar, que este método cuenta con una localización estándar de levantamiento, una referencia en el espacio para la evaluación de la postura, y cualquier desviación con respecto a la posición de referencia implica un alejamiento de las condiciones ideales de levantamiento. Esta posición de referencia se puede apreciar en la Figura 1.3.A.



**Figura 1.3:** A. Localización de referencia estándar de levantamiento. B. Representación del ángulo de asimetría del levantamiento (A). Fuente: [23]

Finalmente, dado que no es posible cuantificar de manera precisa el grado de riesgo asociado al IRL, pues no se dispone de la función del riesgo, se distinguen 3 zonas de riesgo:

- **Riesgo limitado:** menor a 1. La mayoría de trabajadores que realicen este tipo de tareas no deberían tener problemas.
- **Incremento moderado del riesgo:** IRL entre 1 y 3. Algunos trabajadores pueden sufrir dolencias o lesiones si realizan estas tareas. Dichas tareas deben ser rediseñadas o asignadas a trabajadores seleccionados que se someterán a un control.
- **Incremento acusado del riesgo:** mayor de 3. La tarea es inaceptable desde el punto de vista ergonómico y debe ser modificada.

#### 1.2.4 Software Ergo/IBV

El software Ergo/IBV <sup>1</sup> consiste en una aplicación diseñada para la evaluación y recomendación de diseño asociada a los riesgos ergonómicos y psicosociales de un puesto de trabajo. Fue desarrollada por el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) y dispone de 5 módulos que permiten llevar a cabo un análisis de manipulación manual de cargas, tareas repetitivas, tareas con posturas forzadas, puestos de trabajo en oficina y trabajadoras embarazadas (ErgoMater).

Gracias a los módulos de los que se dispone, ver Figura 1.4, es posible realizar un análisis de tareas que requieren trabajos manuales como levantamientos, transportes, empujes o manejo de cargas. Los diferentes métodos de evaluación presentes recogen la información relevante y útil para la obtención del resultado más certero a la situación analizada. Este tipo de información puede ser los pesos manipulados o las fuerzas de empuje y arrastre ejercidas, la posición de manipulación de la carga, el giro del tronco, el tipo de agarre, la frecuencia de levantamiento de cargas o la duración de la actividad. [3]



**Ergo/IBV**  
Evaluación de riesgos ergonómicos

**Figura 1.4:** Módulos disponibles en el software Ergo/IBV para la realización de una valoración ergonómica completa. En función de la situación ergonómica a analizar se selecciona un módulo u otro. Fuente: [3]

Además, permite otro tipo de análisis como tareas repetitivas en las que está implicado el miembro superior en ciclos concretos de trabajo, considerando los distintos movimientos realizados, los efectos de inclinaciones y giros o incluso la duración de las actividades. Todo ello, con el fin

<sup>1</sup><http://www.ergoibv.com>

de evaluar los posibles riesgos de trastorno músculo-esquelético, y no solo debido a movimientos sino también a posturas forzadas del cuerpo que puedan afectar ya sea al tronco, los brazos o las piernas, que en muchas ocasiones dan información acerca de la necesidad de rediseño de los puestos de trabajo.

Existentes varios métodos opcionales que se pueden añadir a la aplicación que potencian las capacidades de las mismas y abarcan una mayor cantidad de situaciones laborales.

Finalmente, con esta aplicación también es posible analizar tareas de oficina en las que se tienen en cuenta aspectos como el ordenador, el mobiliario, el ambiente y entorno de trabajo o incluso factores organizativos, para luego proporcionar recomendaciones en la mejora de aspectos inadecuados detectados con dicho análisis.

Es justamente en este tipo de aplicaciones donde se recogen, disponen y automatizan (de alguna manera y dentro de ciertos límites) los métodos de evaluación ergonómica más utilizados. Por ello, resulta necesario disponer de las mismas para recopilar en un mismo sitio los diferentes métodos, cada uno con sus ventajas, inconvenientes y limitaciones, especializados en condiciones concretas. Sin embargo, en conjunto permiten realizar un análisis de valoración ergonómica adecuado a cada tarea en concreto, al determinar de forma automática el método que mejor se ajusta a cada situación. Es conveniente, además, actualizar estas herramientas a los métodos más innovadores y completos de evaluación y prevención de riesgos, para que se encuentren a disposición de sus usuarios, una herramienta del tipo “Todo en uno”.

Otro tipo de aplicaciones software de este tipo disponibles pueden ser: ErgoSoft Pro <sup>2</sup>, desarrollada por Psicopreven, similar a la anteriormente descrita, pues es un software que permite la evaluación y prevención de riesgos ergonómicos; ErgoDis/IBV, una aplicación en la misma línea de Ergo/IBV, pero centrada en la adaptación ergonómica de puestos de trabajo para personas discapacitadas; o incluso ADAPTyAr <sup>3</sup>, una herramienta online para asesoramiento a profesionales y usuarios en el proceso de inserción laboral y adaptación razonable de puestos de trabajo a personas con discapacidad.

A pesar de la variedad existente de métodos para la evaluación ergonómica, muchos de ellos, tal y como se ha comentado, no abarcan muchas de las situaciones que supone un trabajo, al ser en la mayoría de veces una combinación de diferentes posturas. Los métodos intentan centrarse en determinadas posturas para llegar a la mayor capacidad de sensibilidad posible. De igual manera sucede cuando se introducen de nuevos tipos de ayudas técnicas. Son novedosas con respecto a las técnicas clásicas, en gran parte debido al actual avance tecnológico, pero que no se encuentran contempladas en dichas herramientas de valoración funcional, como es el caso de los exoesqueletos. Aplicaciones como Ergo/IBV tampoco las consideran.

En las herramientas presentes hoy en día, y como se ha comentado, no se dispone de un apartado dedicado a la evaluación del uso de exoesqueletos utilizados como ayuda a la realización de un trabajo. Esto se debe, en parte, a que son elementos relativamente nuevos, y que por tanto, no se encuentra muy extendido su uso habitual en los diferentes sectores. Sin embargo, es cada vez mayor la cantidad de empresas de las distintas industrias que optan por su utilización con el fin de

---

<sup>2</sup><http://www.psicopreven.com/software/ergosoft>

<sup>3</sup><http://adaptar.ibv.org/index.php>



favorecer y potenciar las capacidades/habilidades de los trabajadores, y que, desafortunadamente, no disponen de ningún tipo de método que permita la evaluación y valoración de estas nuevas introducciones tecnológicas, dando constancia, ya sea, de su eficacia en las líneas de producción y eficiencia en los trabajadores, o su inutilidad en las situaciones de utilización. En muchos casos, este tipo de elementos se tienen en cuenta para la reducción de posibles lesiones en los trabajadores que llevan a cabo tareas repetitivas o posturas muy forzadas.

La necesidad de introducir este tipo de innovaciones en la producción de los sectores es debido a que la cantidad de lesiones producidas en los trabajadores son elevadas en los últimos años, lo que implica una reducción en su productividad y, por tanto, en las ganancias de la empresa. Con este tipo de ayudas, es posible conseguir una reducción del número de trabajadores afectados por los trastornos músculo-esqueléticos.

Dado todo esto, es necesario disponer de otro tipo de procedimientos que utilicen otro tipo de información y que permitan obtener de alguna manera una posible primera valoración de los exoesqueletos.

Hoy en día, sí que existen técnicas de evaluación que permiten obtener otras características de los movimientos realizados en las tareas del trabajo, como los ángulos relativos de los segmentos corporales, la cinemática de los mismos o incluso la dinámica que rige las distintas partes del cuerpo. Otros permiten, además, calcular fuerzas estimadas que llevan a cabo los músculos que forman parte de ellos. Suponen ser herramientas que complementan a las de valoración funcional ya existentes, ayudando a potenciar la evaluación y la determinación de los riesgos en el trabajo.

Algunas de estas técnicas podrían ser el *gold standard* en registro y análisis de señales generados por los músculos para la obtención cuantitativa de sus esfuerzos, la electromiografía (EMG); y, una herramienta que permite la captura de movimientos (Xsens). Aunque existe una gran diversidad de este tipo de técnicas disponibles en la literatura, nos centraremos, especialmente, en estas dos, pues son las que más se utilizan en el tipo de análisis que es objetivo de este trabajo.

### **1.2.5 Electromiografía**

La Electromiografía (EMG) es una técnica experimental que permite llevar a cabo un registro y análisis de las señales mioeléctricas: señales eléctricas originadas por las variaciones en el estado de las membranas celulares de las fibras musculares que son inervadas por el sistema nervioso periférico (SNP).

La utilidad del EMG radica en que se puede emplear en aplicaciones de activación voluntaria muscular asociada al movimiento. En ergonomía, por ejemplo, se utiliza con el fin de determinar la carga física (exposición muscular local durante un trabajo), la activación muscular (el momento y mayor valor de activación, tiempo de activación), posible fatiga muscular o incluso como apoyo para el diseño de herramientas.

El tipo más utilizado es el EMG de superficie, gracias a su versatilidad, potencial y a su no invasividad.

La detección de la señal se fundamenta en la excitabilidad de las membranas musculares, ciclos de polarización y despolarización celular (potenciales de acción, PA). Dicha excitabilidad permite, a través de una serie de procesos fisiológicos, la contracción muscular que es, en última, la generación de fuerza mecánica. De esta manera, la señal eléctrica generada con el PA se relaciona directa-

mente con la actividad muscular: a mayor señal, mayor es la contracción y, por tanto, más fuerza mecánica. En resumen, cuando se registra la señal generada, se está monitorizando la actividad muscular, y es lo que da lugar al electromiograma.

Para poder detectar esa señal, basta con disponer de un par de electrodos y un amplificador diferencial para conocer la onda generada por la diferencia de potencial. Esta onda registrada se corresponde con la suma (superposición) de potenciales de acción de las distintas unidades motoras (UM) que forman un único músculo. La amplitud y contenido en frecuencias de la onda depende del reclutamiento (número de UM excitadas) y frecuencia de disparo (velocidad del PA), los cuales controlan el nivel de fuerza muscular, a incrementos de los mismos, se incrementa el nivel de fuerza.

El principal problema de esta técnica es la preparación e instrumentación del sujeto, lo que puede llegar a ser molesto. Para la preparación de un EMG de superficie es necesario que la piel se encuentre en unas condiciones determinadas (limpia, sin pelo, eliminar células muertas, utilización de cremas abrasivas y conductoras...).

Por otra parte, la instrumentación requiere de la colocación los electrodos (de superficie, solo detectan músculos superficiales) en la zona a analizar. Suelen ser electrodos de bajo coste, fáciles de colocar y no invasivos. La colocación de los mismos suele realizarse según las recomendaciones europeas de SENIAM (surface EMG for non-invasive assessment of muscles) y mapas de marcas anatómicas de referencia y colocación de electrodos.

La señal resultante de este método es una señal ruidosa (afectada por el tejido, los propios electrodos, impedancias, artefactos...), la cual es necesario filtrar y procesar con métodos adecuados de tratamiento de señales: rectificado, suavizado, filtrado digital, eliminación de la señal de electrocardiografía (ECG) y normalización de la señal tanto en amplitud como en tiempo. En ella, sin embargo, se puede distinguir, desde un primer momento, una línea base correspondiente al reposo (no contracción) y los momentos de contracción, que aparecen como pulsos en la señal. Una vez la señal es filtrada y procesada es posible calcular variables que caracterizan el EMG, y permiten conocer el nivel de esfuerzo generado por el músculo medido con los electrodos.

### **1.2.6 Xsens MVN Analyze**

Xsens MVN Analyze<sup>4</sup> es un software desarrollado y patentado por Xsens Technologies B.V., el cual se dedica al desarrollo de productos de captura de movimiento en 3D.

El sistema permite la medición del movimiento del cuerpo humano basándose en la tecnología de sensores inerciales (IMUs) MEMS (microelectromechanical systems) en miniatura, modelos biomecánicos y algoritmos de fusión de sensores. [32] Situando el conjunto de IMUs en las correspondientes localizaciones anatómicas de un sujeto es posible realizar medidas necesarias para llevar a cabo un registro cinemático de cualquier tipo de movimiento (correr, saltar, girar...).

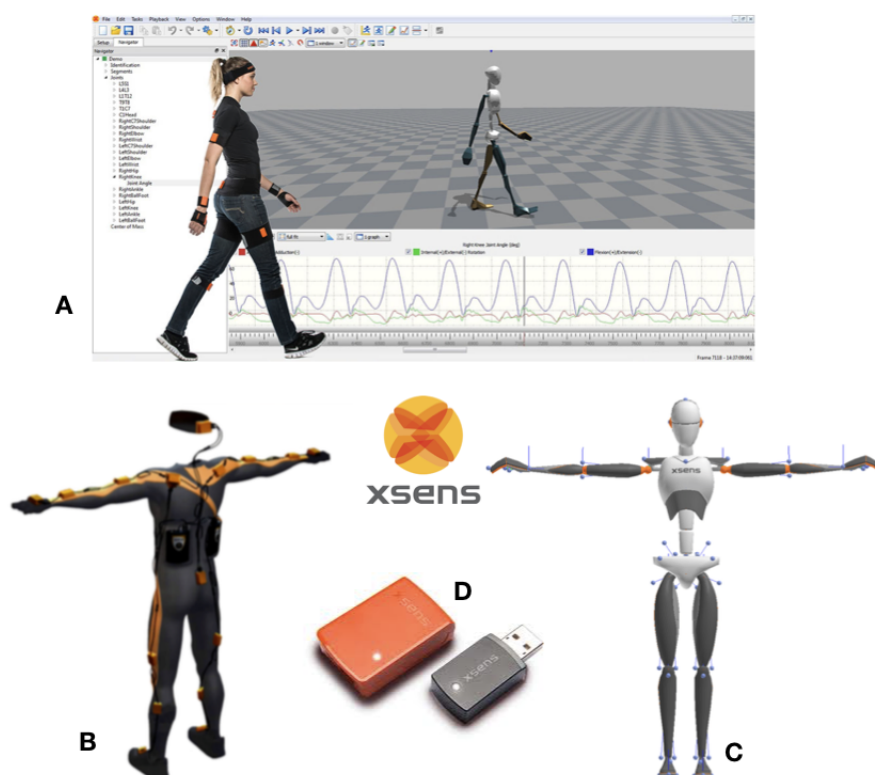
Antes de realizar una captura de un movimiento, es necesario la configuración del sistema, introduciendo parámetros morfométricos del sujeto a medir. Luego, se instrumenta al sujeto con los sensores, ya puestos en marcha, en las localizaciones adecuadas. Finalmente, se lleva a cabo una calibración del sistema, pidiendo al usuario que lleva a cabo un movimiento patrón, el sistema conoce el movimiento patrón y determina, con ello, la orientación en módulo de cada sensor con

---

<sup>4</sup><https://www.xsens.com/products/xsens-mvn-analyze/>

respecto al segmento y las distancias relativas entre ellos. Se obtiene como resultado una expresión de la cinemática de cada segmento con respecto al marco global.[27]

El software en cuestión, realiza un seguimiento del movimiento dinámico en tiempo real, estimando la orientación de los segmentos corporales y sus cambios de posición. Esta tarea la consigue mediante la integración de señales procedentes de los sistemas de giroscopio y acelerómetro de los que dispone, los cuales se actualizan continuamente empleando un modelo biomecánico del cuerpo, del que utiliza las restricciones de los movimientos definidos en él, y la conexión entre los segmentos (articulaciones) determinados. [27] Además, la herramienta es capaz de corregir los problemas de deriva y otros errores.



**Figura 1.5:** A. Software MVN Studio encargado los datos proporcionados por los sensores, además de mostrar la información capturada de manera digital en pantalla. En este caso, se ve como un sujeto se encuentra caminando y el sistema captura dicho movimiento. B. Traje Xsens para la colocación rápida y conveniente de sensores y cables, con los 17 módulos inerciales y magnéticos, en localizaciones corporales, de captura de movimiento, se encuentra en la posición T (en muchos estudios de análisis de movimiento esta suele ser la posición de partida). C. Modelo digital utilizado por Xsens que representa al sujeto medido. D. Sensores inerciales (IMU) utilizados en este tipo de procedimientos, que van situados en localizaciones determinadas del cuerpo. Fuente: [32]

La observación, grabación, registro y exportación de los movimientos 3D captados se realiza mediante el software complementario, MVN Studio, que le acompaña.

Entre las ventajas de este método se destaca su facilidad de uso, tiempo de configuración corto y salida de datos validada al instante, lo que permite que el software pueda utilizarse en cualquier

lugar. Además, no requiere de cámaras externas, emisores o marcadores, lo que permite tomar medidas sin restricciones debidas a la iluminación, ni oclusión de marcadores perdidos. Se trata, sin embargo, de un sistema muy costoso.

Por su parte, Xsens MVN Analyze permite la obtención de información similar a la que proporcionan otro tipo de técnicas como aquellas basadas en observación, vídeos, sistemas ópticos y captura de fotogramas, como la videofotogrametría. Por otra parte, esta herramienta mejora considerablemente con respecto a otras técnicas de captura de movimiento, como aquellas que utilizan rastreadores mecánicos con goniómetros rígidos o flexibles, los cuales presentan problemas de alineación especialmente en aquellas articulaciones que presentan múltiples grados de libertad.

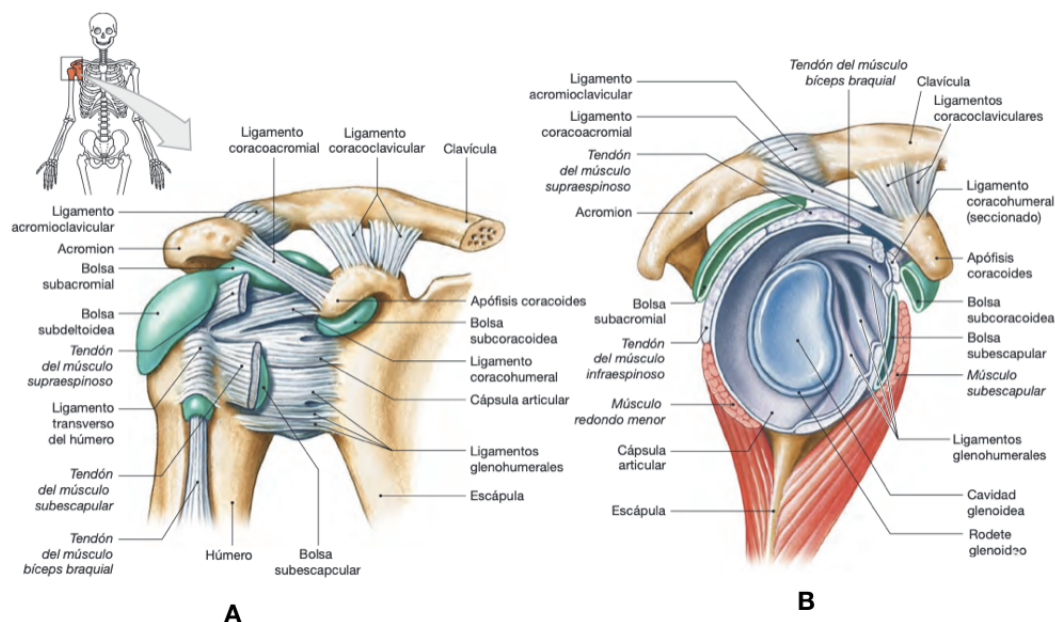
La principal desventaja de este tipo de métodos es que requieren de equipos especializados e instrumentación del sujeto muy costosos, así como de capacitación por parte de la persona que realiza el análisis. Por otra parte, el hecho de requerir instrumentación adecuada permite que estas técnicas sean mucho más sensibles y presenten mayor fiabilidad y validez en los resultados obtenidos. Cada uno de los métodos proporciona información distinta, mientras que el EMG estima los esfuerzos realizados por los músculos, el Xsens da información del movimiento de los segmentos.

A pesar de lo potentes que pueden llegar a ser todas estas herramientas descritas, la correcta utilización, interpretación y estimación de los resultados obtenidos con los distintos métodos depende en gran medida de la anatomía de los segmentos estudiados. Dado que este trabajo tiene como objetivo el análisis y descripción de estimación de esfuerzos de los grupos musculares implicados en la articulación del hombro, resulta conveniente realizar un breve repaso únicamente de la anatomía de éste.

### 1.3 Anatomía del hombro

La articulación del hombro, también conocida como articulación glenohumeral, es un conjunto de huesos, ligamentos, tendones y músculos que permiten la movilidad del miembro superior y su unión con el torso. Se trata de una articulación de tipo enartrosis (un hueso con forma convexa, bola, que encaja en una cavidad cóncava, cótilo, donde se mueve), formada por la cabeza del húmero y la cavidad glenoides de la escápula.[11] Además, cuenta con la ayuda de una articulación complementaria, la articulación acromio-clavicular (AC), formada por la clavícula y el acromion (la parte de la escápula que forma el extremo del hombro). (Ver Figura 1.6) Dicha articulación es deslizante y es la que permite la elevación de los brazos por encima de la cabeza. Ambas articulaciones trabajando de forma conjunta son, de hecho, las que permiten la gran cantidad de movimientos que realiza el hombro para mover el brazo. [20]

La cápsula articular del hombro tiene un tamaño relativamente mayor de lo normal, y su superficie inferior es más débil. Cuando la extremidad superior está en posición anatómica, la cápsula se encuentra tensa por su parte superior y holgada por la interior y anterior. (Ver Figura 1.6) Esto es gracias a la disposición de las diferentes estructuras que conforman la articulación. [8]



**Figura 1.6:** Anatomía de la articulación glenohumeral (hombro). A. Vista anterior. B. Vista lateral. Fuente: [20]

### Huesos

Entre estos huesos se incluye la clavícula, la escápula (u omóplato) y el húmero. La escápula, que se corresponde con el hueso más grande, se encuentra posteriormente al tórax y es junto con la clavícula, situada anteriormente, las que forman la articulación del hombro, que une el húmero (primer hueso largo de la extremidad superior) al cuerpo.[8] La configuración anatómica que presentan contribuye a dejar una enorme amplitud de movimiento a la articulación del hombro. (Ver Figura 1.8) Estos huesos, además, proporcionan cierta estabilidad a su superficie superior, porque el acromion y la apófisis coracoides sobresalen en sentido lateral por encima de la cabeza humeral. (Ver Figura 1.7) Sin embargo, la mayor parte de la estabilidad procede de los ligamentos y músculos que rodean la articulación, así como los tendones asociados. [11]

Por otra parte, los huesos de la cintura escapular están estrechamente ligados al tronco por estos mismos ligamentos y músculos comentados.

### *Músculos y tendones*

Los músculos que permiten el movimiento del húmero contribuyen más a la estabilidad de la articulación que todos los ligamentos y fibras capsulares. Partiendo desde sus orígenes en el tronco, e insertándose en la cintura escapular y el húmero, estos músculos cubren las superficies anterior, superior y posterior de la cápsula articular. Están anejas a ellos varias cápsulas mucosas que facilitan el deslizamiento de planos musculares y tendones. [8]

El conjunto de músculos del hombro lo forman[8]:

- **Músc. Deltoides:** triangular y aplanado, cubre la superficie lateral de la articulación del hombro. Sus haces convergen por abajo y se insertan en el húmero.
- **Músc. Supraespinoso:** se une a la cápsula fibrosa de la articulación.
- **Músc. Infraespinoso:** se inserta en la cápsula articular.
- **Músc. Redondo menor:** alargado y aplanado, discurre junto al margen axilar.
- **Músc. Redondo mayor:** alargado y aplanado, con una situación más profunda.
- **Músc. Subescapular:** aplanado y triangular.
- **Músc. Trapecio:** superficial y triangular, situado en la región alta del cuello y tronco. Se encarga de fijar las escápulas al tronco para conseguir un buen apoyo para todas las acciones musculares encargadas de movilizar los brazos, compensando la fuerza que los grandes músculos ejercen (el dorsal o el pectoral).

Se destaca especialmente, el denominado manguito de los rotadores, un grupo formado por los músculos subescapular, infraespinoso, supraespinoso y redondo menor, que mantienen el húmero dentro de la escápula. Los músculos que comprende el manguito de los rotadores estabilizan la articulación glenohumeral y ayudan en la rotación del brazo. [17]

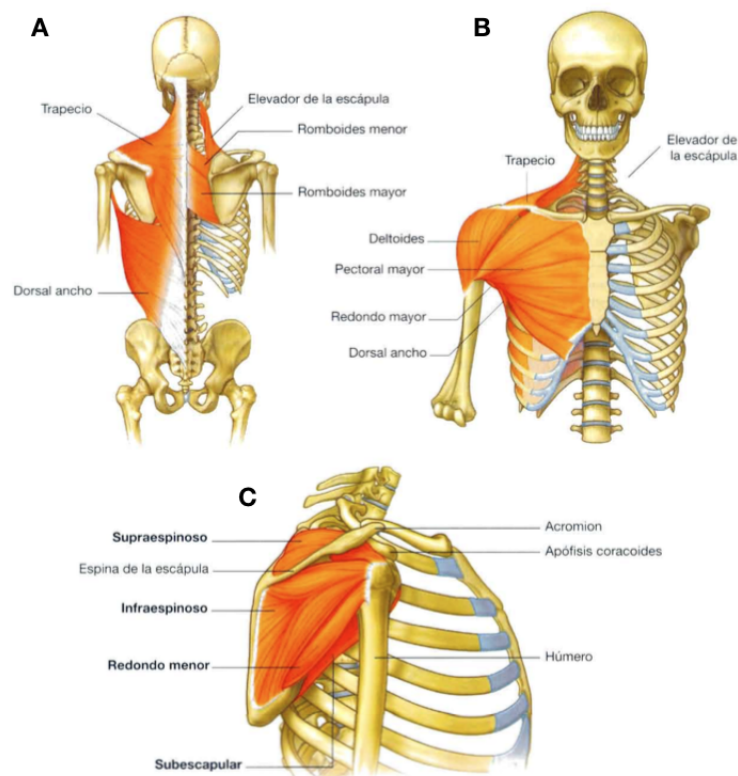
Los tendones que cruzan la articulación refuerzan las porciones capsulares anterior y superior. Los tendones de los músculos específicos de la extremidad sostienen el hombro y limitan su amplitud de movimientos.

Estos músculos, que en conjunto reciben el nombre de manguito de los rotadores, son un lugar afectado frecuentemente por los traumatismos deportivos.[17]

### *Ligamentos*

Son los principales elementos de estabilización de la articulación. De esta manera, se distinguen los ligamentos[8]:

- **Lig. Glenohumerales:** participan en la estabilización articular sólo cuando se acerca el húmero o al rebasar los límites de su movimiento normal.
- **Lig. Coracohumeral:** refuerza la parte superior de la cápsula articular y sirve para sostener el peso de la extremidad superior.
- **Lig. Coracoacromial:** refuerzo suplementario a la superficie superior de la cápsula.
- **Lig. Acromioclavicular:** restringe el movimiento de la clavícula en su extremo acromial.



**Figura 1.7:** Anatomía de la articulación glenohumeral (hombro). Se destaca especialmente músculos y huesos que lo forman. A. Vista posterior. B. Vista anterior. C. Vista lateral. Fuente: [11]

- **Lig. Coracoclaviculares:** ligan la clavícula a la apófisis coracoides y sirven para limitar el movimiento relativa entre la clavícula y la escápula.
- **Lig. transverso del húmero:** bajo él contiene el tendón de la cabeza larga del bíceps braquial dentro del surco intertubercular del húmero.

#### *Otros elementos*

Otros elementos importantes y que participan en la articulación del hombro son:

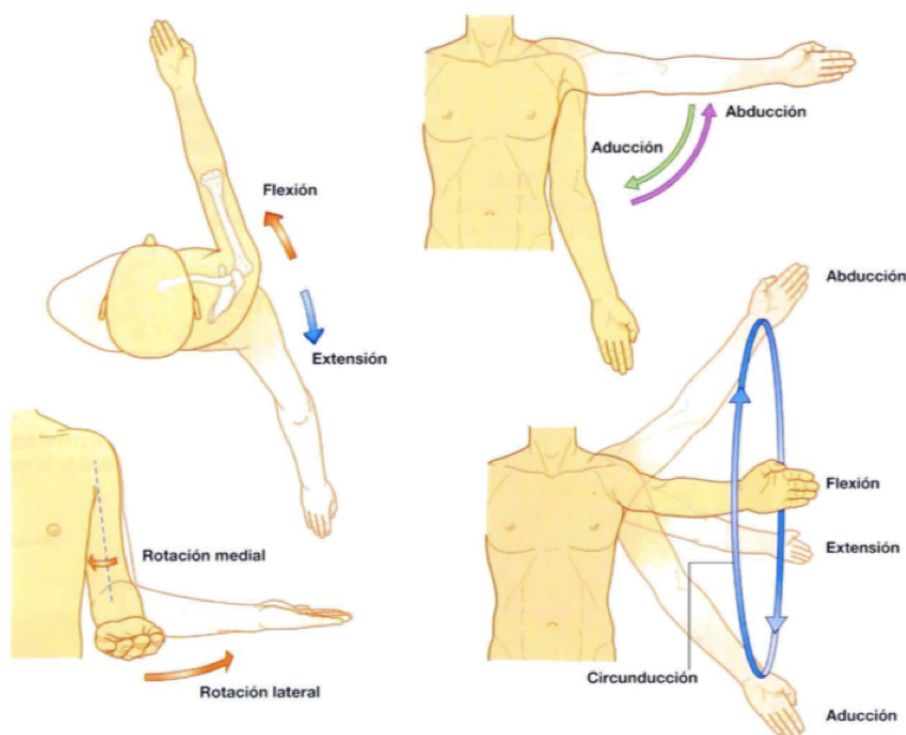
- **Rodete glenoideo:** recubre la cavidad glenoidal, aumentando la profundidad de la superficie articular. Se trata de un anillo de tejido conjuntivo denso irregular, que amortigua la cabeza del húmero y el glenoideo. Además de ensanchar la cavidad, sirve como zona de inserción para los ligamentos glenohumerales y la porción larga del músculo bíceps braquial, un flexor del hombro y codo.
- **Bolsas:** estructuras similares a un saco, cuya función es secretar líquido lubricante, el cual ayuda a reducir la fricción entre las partes móviles de la articulación, en aquellas zonas en las que los músculos grandes y tendones cruzan la cápsula articular. Entre las bolsas del hombro se encuentran: la subacromial, la subcoracoidea, la subdeltoidea y la subescapular.

### 1.3.1 Movilidad del hombro

Todas las estructuras descritas en el apartado anterior conforman una de las articulaciones más flexibles del cuerpo.[18] Esta articulación permite rotar el brazo (movimiento circular), así como acercarlo y alejarlo del cuerpo. Estos movimientos se pueden apreciar en la Figura 1.8.

La principal finalidad del hombro es, sin duda, permitir la situación de la mano en diversas posiciones necesarias para realizar las distintas tareas requeridas, lo que se consigue gracias a la forma de las estructuras que lo conforman y la gran cantidad de movimientos que permiten. [18]

Como se ha apreciado, anatómicamente, el hombro es una estructura articulada que sacrifica resistencia y estabilidad para obtener la gran amplitud de movimientos, necesarios para llevar a cabo diversas funciones. [17] Como consecuencia de ello, supone ser de las articulaciones más afectadas por el tipo de movimientos realizados, concretamente en aquellos en los que el brazo se encuentra por encima de la altura del hombro. Esto se debe a que se trata de una articulación holgada y poco profunda siendo la que mayor amplitud de movimientos permite, pero que a su vez es la que más luxaciones y lesiones presenta. [12]



**Figura 1.8:** Movimientos del brazo de la articulación glenohumeral. Fuente: [11]



### **1.3.2 Trastorno músculo-esquelético del hombro**

El trastorno músculo-esquelético en el ámbito laboral es una lesión que afecta a los músculos, tendones, huesos, ligamentos, nervios, articulaciones, cartílagos o, incluso, vasos sanguíneos que forman parte de las estructuras corporales como consecuencia de actividades (levantamiento, empuje o manipulación de cargas) que conlleva el trabajo a lo largo del tiempo. Los síntomas pueden incluir dolor, rigidez, hinchazón, adormecimiento y cosquilleo. [2]

La mayoría de las lesiones no se deben a accidentes aislados, sino que tienen su origen como consecuencia de la exposición continuada a los agentes causantes de la lesión. La concentración de fuerzas en manos, muñecas y hombros son causantes de que este tipo de lesiones sean tan frecuentes.[7] Las lesiones en estas zonas del cuerpo mayormente responden al criterio de traumatismo de tipo acumulativo o de movimientos repetitivos.

Este tipo de trastornos son una de los problemas laborales de salud más comunes que afectan a millones de trabajadores en toda Europa (citar la encuesta europea) y cuestan a las empresas grandes cantidades de dinero. Por otra parte, este tipo de problemas abarcan desde pequeñas molestias y leves dolores a situaciones graves de baja laboral o incluso de tratamiento médico, convirtiéndose en los casos más crónicos en una discapacidad e incapacidad para trabajar. Es por ello que afrontar este tipo de lesiones, además de mejorar la calidad de vida laboral de los trabajadores (satisfacción laboral), tiene gran repercusión a nivel económico y empresarial. [7]

En la VII Encuesta Nacional de Condiciones de Trabajo [30], la cual informa de cómo perciben los trabajadores sus propias condiciones de trabajo, destaca las consecuencias asociadas a requerimientos físicos de las tareas laborales, siendo las más habituales la repetición de movimientos de brazos (59 %) y la adopción de posturas dolorosas o forzadas (36 %). Dicha circunstancias presentan mayor exposición en mujeres que en hombres, por lo que la frecuencia de quejas por molestias músculo-esqueléticas en ellas es mayor. En total, el 84 % de los trabajadores encuestados señala sentir alguna molestia debido a las posturas y esfuerzos derivados de las demandas físicas del puesto de trabajo.

En concreto, las molestias músculo-esqueléticas localizadas en el hombro suponen ser un 13 % del total de trabajadores encuestados. [30] Siendo especialmente elevada en la fabricación de vehículos de motor con una incidencia por sobreesfuerzos de 200,1 de cada 100.000 (año 2011) trabajadores afiliados a la actividad. [9] [29]

Es altamente reconocido que trabajar por encima del hombro constituye un factor de riesgo para la aparición de trastornos músculo-esqueléticos en esta zona. Incluso, algunos estudios realizados por NIOSH (1997) concluyeron que existía una relación positiva entre la posturas repetidas o sostenidas del hombro, con más de 60° de flexión o abducción y los trastornos músculo-esqueléticos en el mismo, concretamente en tendinitis (trastorno del tendón) y dolor inespecífico del hombro. Es por ello que en algunas normativas se considera que tareas que requieran una flexión o abducción del hombro en más de 60° son inaceptables para la postura estática o movimientos de alta frecuencia ( $\geq 2$  min). [6]

## 1.4 Objetivo del proyecto

En base a la información proporcionada y como objetivo general, este proyecto propone un método para la estimación de esfuerzos realizados por los músculos implicados en la articulación del hombro, permitiendo así, una primera evaluación del riesgo laboral. Se pretende, de esta manera, determinar si el desarrollo de una actividad concreta está dentro de los considerados esfuerzos umbrales normales, o, más bien, se sobrepasan las capacidades fisiológicas de la persona con el consiguiente riesgo para su salud. Se utilizan modelos biomecánicos que simulan la situación medida de la actuación del trabajador y se proporcionan las estimaciones de los esfuerzos que lleva consigo. Se quiere, en última instancia, disponer de herramientas para evaluar e intentar disminuir la sobrecarga de la articulación, ligamentos y músculos que conforman el hombro, reduciendo en gran medida la aparición de trastornos músculo-esqueléticos.

El primer paso consiste en la obtención de un modelo biomecánico adecuado del sujeto al que se desea evaluar en OpenSim ®, con el que se puedan simular las medidas obtenidas para el mismo. Luego, se realiza un análisis cinemático inverso y un análisis dinámico inverso del modelo para un tiempo considerado en la toma de medidas. Por otra parte, se lleva a cabo un proceso de optimización estática con el que se obtendrán las estimaciones de los esfuerzos realizados por los distintos músculos. Finalmente, se comparan los esfuerzos musculares obtenidos para cada situación simulada.

## Capítulo 2

# OpenSim®

*En este capítulo, se describe la metodología empleada para la obtención de los esfuerzos musculares utilizando la herramienta de simulación, OpenSim®. Además, se proporcionan y exponen los resultados obtenidos para cada uno de los sujetos considerados.*

Tal y como se comentaba, cada vez son más las industrias que optan por la utilización de ayudas técnicas como los exoesqueletos en sus trabajadores. Además, se recalca la importancia del sector del automóvil por ser uno de los pioneros en adoptar innovaciones con el fin de mejorar su productividad, y por generar una influencia sobre las demás industrias para que éstas también terminen adaptándolas.

Justamente, es lo que sucede en este caso, pues empresas del sector, como por ejemplo Ford, ha incluido en sus líneas de producción algunos exoesqueletos que deben portar sus trabajadores. Todo esto, con el fin de analizar si estas herramientas verdaderamente permiten una reducción en los esfuerzos generados por los músculos de los trabajadores y, por consiguiente, una reducción en el número de lesiones en los mismos. Este hecho, se traduce finalmente en un aumento de la productiva y ganancias en los sectores.

En este caso, se utiliza como herramienta de análisis de ayudas técnicas a OpenSim®.

OpenSim® consiste en un software de código abierto que permite a los usuarios desarrollar modelos de estructuras músculo-esqueléticas y crear simulaciones dinámicas de movimiento. [10] Con esta herramienta se consigue llevar a cabo la simulación y estimación deseada.[10] De esta manera, se parte de un modelo de interés, concretamente aquel que simule de la forma más fidedigna posible y simplificada los movimientos de los miembros superiores, para así poder llevar a cabo un análisis de lo que sucede en la articulación del hombro. Se dispone, para ello, de un conjunto de medidas de operarios en línea en condiciones reales que suponen ser la entrada del modelo.

## 2.1 Materiales

### 2.1.1 Sujetos

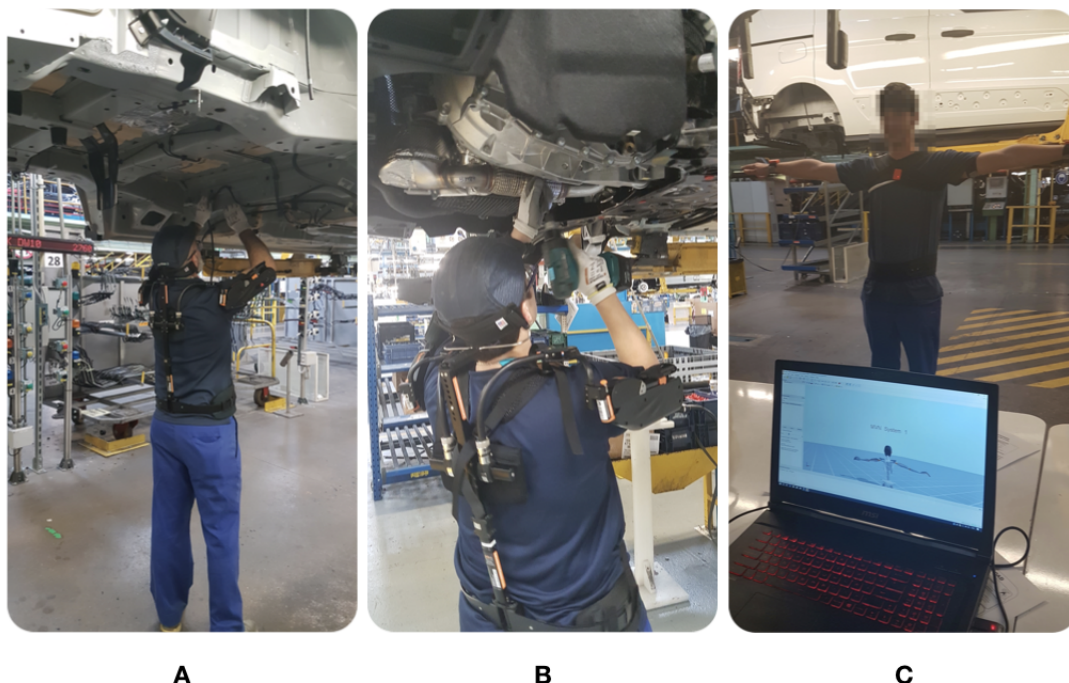
El planteamiento propuesto se aplicó sobre un total de 4 sujetos con exoesqueleto de un conjunto de medidas *in situ* realizadas a un grupo de 12 trabajadores pertenecientes a la empresa de automóviles: Ford Almussafes (Valencia). Estas medidas fueron llevadas a cabo por el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), de los cuales 6 trabajadores fueron considerados como **casos** y los otros 6 como **controles**, en función de si llevaban o no el exoesqueleto utilizado en las medidas, respectivamente. Todos los sujetos son varones sanos diestros, excepto uno de ellos que es una mujer; con alturas comprendidas entre 1,67 y 1,85 metros y pesos entre 64,4 y 83,3 kilogramos.

El trabajo realizado por los operarios en los diferentes ciclos consiste en disponer de una herramienta, que al ser diestros suelen cargar con la mano derecha, con la que atornillar unas piezas que se encuentran, ya sea, sobre la mesa de trabajo próxima o dentro de uno de sus bolsillos. Utilizan la mano izquierda para pasar estas piezas o tornillos necesarios a la posición de colocación. Dicha posición de colocación es en la parte baja de unos automóviles que se desplazan por encima de la altura del trabajador. (Ver Figura 2.1-A) Esta situación obliga al levantamiento continuado del brazo por encima del hombro, además de la carga extra que supone la herramienta y su utilización al requerir de una fuerza vertical y hacia arriba para atornillar la pieza en cuestión. (Ver Figura 2.1-B) Supone ser una situación que puede catalogarse como de riesgo de lesión y que requiere, por tanto, de un análisis o ayuda técnica.

Para la obtención de estas medidas se instrumentó a los sujetos con un sistema de EMG (electromiograma UltiumTM EMG) [33] y un sistema de captura de movimiento (Xsens con el software MVN Analyze [27]) basado en sensores inerciales, modelos biomecánicos y algoritmos de fusión de sensores. [32] En este caso, se trata de EMG de superficie, pues lo que se pretende es monitorizar la actividad de los grupos musculares, identificando qué músculos se activan y ejercen fuerza en determinados movimientos o en qué momento se produce una fatiga de los mismos. Además, es posible obtener una estimación del nivel de esfuerzo asociado a esos movimientos. Ambos sistemas utilizados se encuentran descritos brevemente en los apartados, 1.2.5 y 1.2.6 del capítulo anterior.

Se obtiene medidas para un total de 64 puntos experimentales disponibles. Además, se les pidió a los trabajadores que llevaran a cabo dos test: uno de 3 ciclos del trabajo lineal realizado, que serviría como línea base (para los casos considerados el test 1 es realizado sin exoesqueleto), y otro de 5 ciclos del trabajo lineal. En estos últimos, el trabajo lineal es realizado tanto con el exoesqueleto como sin él.

De las medidas realizadas se dispone directamente de los archivos ‘*trc*’ de las mismas, en los que se encuentran las posiciones de todos los sensores a lo largo del tiempo.



**Figura 2.1:** A. Trabajo realizado por los operarios. B. Se aprecia la sujeción de la herramienta con la mano derecha y la posición del codo con respecto a la altura del hombro. Además, se aprecian los sensores inerciales utilizados para la captación del movimiento. C. Postura en 'T', suele ser la postura de partida. En todas las imágenes se puede apreciar el tipo exoesqueleto utilizado como herramienta de ayuda. Fuente: Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV).

### 2.1.2 Modelo biomecánico

El modelo biomecánico utilizado en OpenSim<sup>®</sup>, es un modelo dinámico simplificado del modelo original de 'MoBL\_ARMS\_Upper\_Limb\_Model\_OpenSim.osim', en el que se mantiene y destacan las componentes del tronco y miembros superiores, de acuerdo al objetivo del trabajo. [14] Asimismo, el modelo modificado presenta los marcadores necesarios y rotulados de manera correcta, así como los huesos y músculos involucrados en todos los movimientos (grados de libertad) del modelo en extremidades superiores. Estos elementos están modelados por un conjunto de ecuaciones diferenciales que describen la dinámica de la contracción muscular, la geometría músculo-esquelética y la dinámica segmentaria del cuerpo. El modelo empleado se puede apreciar en la Figura 2.2.

Para una mejor comprensión visual también se han añadido los huesos de la cabeza y tronco, llegando a visualizarse hasta la pelvis. Cada segmento definido en el modelo presenta las propiedades físicas (amortiguación, elongación, estiramiento, fuerza generada, líneas de acción, restricciones de movimiento, propiedades de inercia, orientación...) que lo caracterizan, muchos de los parámetros necesarios para definir estas características son proporcionadas por el propio modelo original. El

**Tabla 2.1:** Conjunto de medidas realizado en los trabajadores para Test 1 y Test 2. Los archivos ‘trc’ utilizados son los que se encuentran en color azul.

Características de la medida	Controles (sin exoesqueleto)	Casos (con exoesqueleto)
Nº Sujetos	6	6
Test 1	3 ciclos de trabajo (línea base)	3 ciclos de trabajo (línea base, sin exoesqueleto)
Test 2	5 ciclos de trabajo	5 ciclos de trabajo (con exoesqueleto)
Nº Medidas	12	24 (2 días)

modelo en total consta de 23 grados de libertad (gdl), que se corresponden con los movimientos permitidos.

Por otra parte, se destacan principalmente los músculos relacionados con el movimiento del hombro: dorsal latera, trapecio, deltoides, supraespinoso e infraespinoso; que en últimas son los de mayor interés en este trabajo. Cada músculo está representado por múltiples líneas de acción dado que se trata de músculos extensos que tienen inserciones en extensiones grandes. Así, para ambos brazos se tiene:

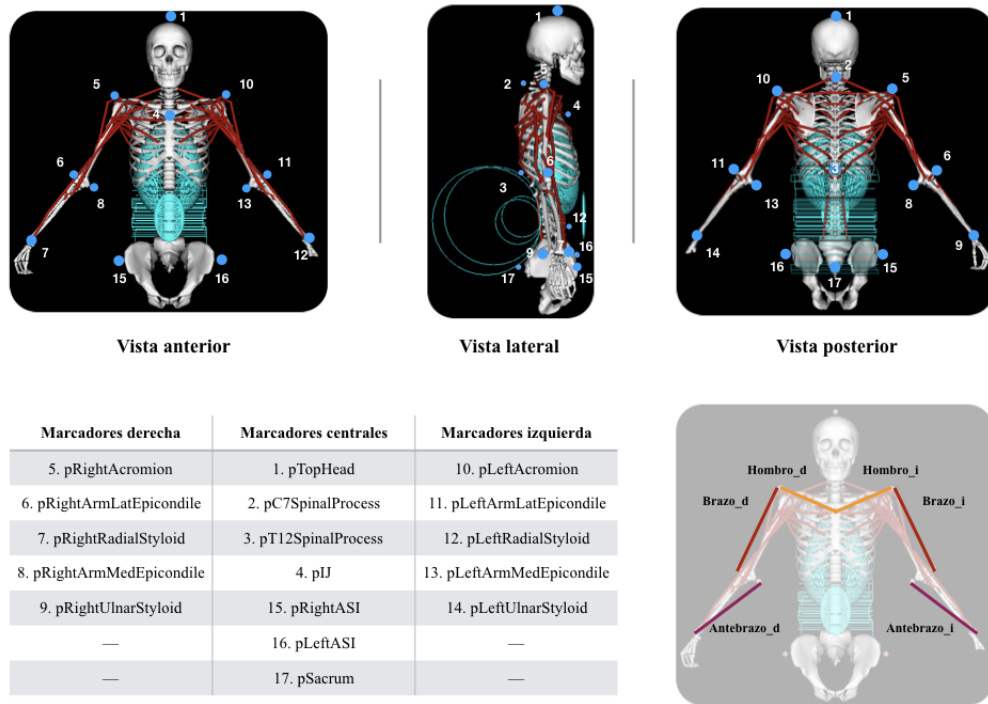
- **Dorsal Ancho:** LAT1, LAT2 y LAT3.
- **Trapecio:** TRAP1, TRAP2, TRAP3 y TRAP4.
- **Deltoides:** DELT1, DELT2 y DELT3.
- **Supraespinoso:** SUPSP.
- **Infraespinoso:** INFSP.

Otros músculos que se han tenido en cuenta en el modelo pero cuya aportación al movimiento del hombro no es relevante, pero sí resultan necesarios para el movimiento conjunto del brazo, son:

- **Erector Espinal:** ERESPI.
- **Pectoral Mayor:** PECM1, PECM2 y PECM3.
- **Tricipes:** TRIlong, TRIlal y TRImed.
- **Biceps:** BICshort y BIClong.
- **Braquial:** BRA.
- **Bradial:** BRD.

En el modelo los nombres de los segmentos musculares correspondientes al brazo derecho se nombran de la misma manera que aparecen listados anteriormente, mientras que para el brazo izquierdo a cada nombre se le añade el sufijo ‘\_l’, de manera que quedan: LAT1\_l, Trap1\_l, DELT1\_l...

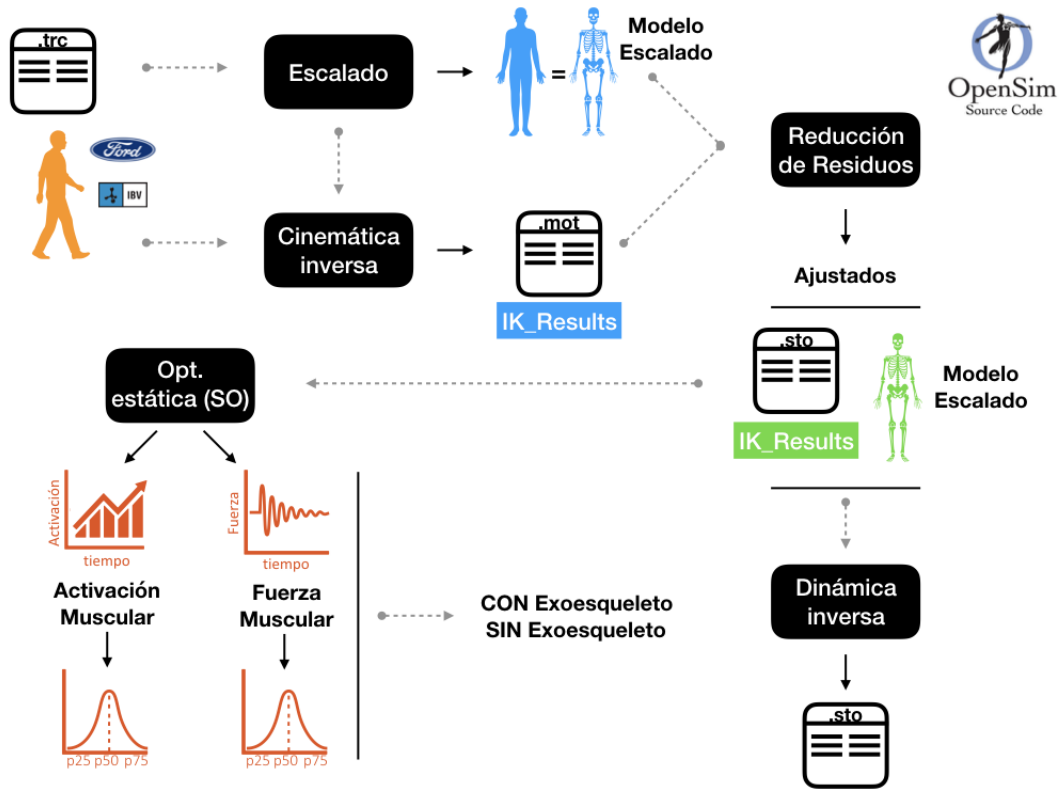
Además, se dispone de una modificación del modelo ‘*MoBL\_ARMS\_Upper\_Limb\_Model\_OpenSim.osim*’, con la que se consigue la adición del muelle requerido para la simulación de portación del exoesqueleto por parte de los trabajadores.



**Figura 2.2:** Modelo ‘*MoBL\_ARMS\_Upper\_Limb\_Model\_OpenSim.osim*’: vista anterior, lateral y posterior, respectivamente. Marcadores abajo a la izquierda y segmentos definidos abajo a la derecha.

## 2.2 Metodología

Se lleva a cabo todo el proceso en 4 de los trabajadores **casos** del Test 2, que han realizado los 5 ciclos de trabajo con exoesqueleto. (Ver Figura 2.3) De todo el ciclo de trabajo del que se dispone, se selecciona un intervalo de aproximadamente 10 segundos de todo el ciclo, en el que se lleve a cabo un movimiento considerado como de riesgo para la aparición de una posible lesión del hombro. Se considera como de riesgo si se encuentra por encima del límite considerado normal, siendo este límite la altura del hombro, es decir, si el codo se encuentra por encima de la altura del hombro, entonces se considera como de riesgo. El hecho de que el intervalo sea tan corto es para simplificar los cálculos de las simulaciones. Sobre este intervalo de tiempo considerado para cada sujeto es sobre el que se realiza todo el análisis propuesto.



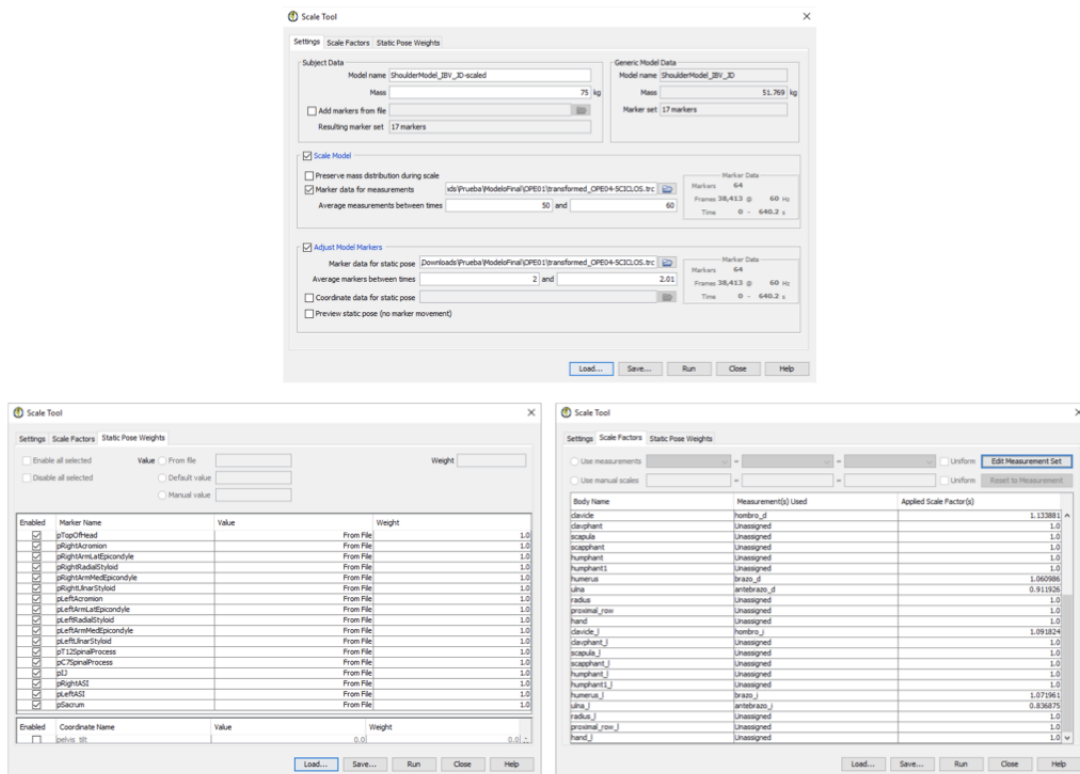
**Figura 2.3:** Esquema de la metodología empleada en cada uno de los sujetos analizados mediante OpenSim®. Se parte del fichero de medidas ‘trc’ de cada sujeto, pasando al escalado del mismo y obteniendo el modelo escalado. A continuación, se realiza la cinemática inversa para obtener los ángulos articulares. Con los resultados de ambos procesos anteriores, se continúa con la reducción de residuos (RRA), el cual proporciona un modelo y cinemática ajustados dinámicamente. Luego, se pasa a realizar la dinámica inversa para conocer las fuerzas y momentos que afectan al sistema considerado. Finalmente, se realiza una optimización estática obteniendo las estimaciones musculares, tanto en fuerzas como en activaciones. Con estos resultados se calculan los percentiles requeridos, que posteriormente se compararán o se mostrarán en gráficas. De todo este proceso, se obtienen resultados para dos situaciones: con exoesqueleto y sin exoesqueleto.

### 2.2.1 Escalado del modelo

En primer lugar, se realiza el escalado del modelo para que presente propiedades semejantes y coincidentes con el sujeto de prueba, llevando a cabo una modificación de su antropometría. (Ver Figura 2.3) Para ello, OpenSim® ajusta las características de la masa en *kg* del sujeto y tiene en cuenta una serie de marcadores y segmentos de cuerpos rígidos definidos, 17 y 34 respectivamente, para el dimensionamiento del cuerpo. Ver Figura 2.4

Se trata de un escalado basado en la medición, en la que se determinan los factores de escala para cada segmento mediante la comparación de puntos de referencia (marcadores virtuales y experimentales). Así, con una masa determinada y una distancia concreta de los marcadores se puede aproximar un modelo similar al sujeto real de prueba. [26]





**Figura 2.4:** Pantallas de configuración de parámetros para el escalado del modelo. El peso es característico de cada sujeto, al igual que el intervalo de tiempo considerado.

Dado que el movimiento a simular es el de las extremidades superiores se utiliza un conjunto marcadores y segmentos que los definen. Es por ello, que nos centramos en tan solo 14 marcadores y 6 segmentos. Estos segmentos se corresponden con un cuerpo rígido del modelo y cuyos extremos están delimitados por los marcadores considerados. Este conjunto se puede apreciar en la Tabla 2.2. Igualmente la cantidad y posición de los marcadores utilizados se puede apreciar en la Figura 2.2.

Todos los segmentos del modelo se escalan con factores de 1,0, es decir, sin modificaciones, a excepción de los considerados en los miembros superiores que se escalan con factores algo mayores o menores a 1, dichos valores de escala dependerán de la distancia existente entre los marcadores del modelo y del sujeto, por lo que son propios de cada sujeto. Por otra parte, en cuanto a los pesos en posición estática de cada marcador, es decir, la importancia (peso) que se le da a cada uno a la hora de escalar el modelo, es de 1,0 en todos, tendiéndose en cuenta con la misma importancia en el escalado.

Por último, para el escalado es necesario disponer del '*trc*' del cada sujeto, para así conocer la posición de los marcadores sobre los que se escala el modelo. Esas posiciones de escalado se corresponden con la media de las posiciones obtenidas en la medida real, en un intervalo de tiempo considerado, en este caso, un intervalo de 10 segundos de la medida. Este intervalo de tiempo, es coincidente con el intervalo del ciclo analizado posteriormente. Además, hay que elegir un intervalo

de 0,01 segundos que se corresponde con un fotograma y que es utilizado para ajustar el modelo escalado a ese fotograma, posición en la que aparece el modelo una vez acabado el proceso. (Ver Figura 2.4) OpenSim<sup>®</sup> aconseja que no se considere ni el primer y último fotograma, por lo que elegimos uno intermedio, que presente una posición sencilla, casi como la de partida: en forma de ‘T’. Esta posición de partida en ‘T’ se puede ver en la Figura 2.1-C).

**Tabla 2.2:** Segmentos.

Nombre del Segmento	Extremo Distal	Extremo Proximal	Parte del modelo asociada
Brazo_d	pRightArmLatEpicondile	pRightAcromion	humerus
Brazo_i	pLeftArmLatEpicondile	pLeftAcromion	humerus_l
Antebrazo_d	pRightUlnarStyloid	pRightArmMedEpicondile	ulna
Antebrazo_i	pLeftUlnarStyloid	pLeftArmMedEpicondile	ulna_l
Hombro_d	pRightAcromion	pIJ	clavicle
Hombro_i	pLeftAcromion	pIJ	clavicle_l

Finalmente, se consigue un modelo escalado con características similares al sujeto analizado. Este modelo escalado obtenido es el modelo que se utiliza en los siguientes análisis realizados.

### 2.2.2 *Análisis cinemático inverso*

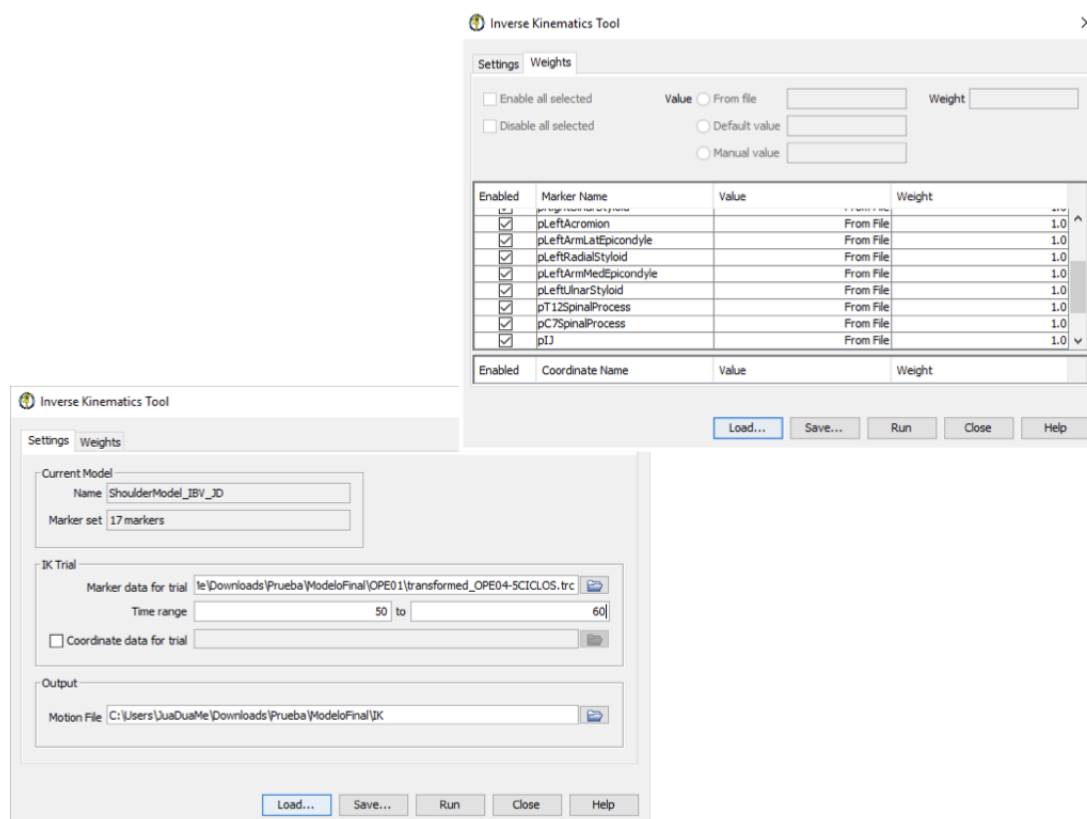
Tras conseguir el modelo escalado, se lleva a cabo un análisis cinemático empleando el toolbox correspondiente de OpenSim<sup>®</sup>. Con este análisis, se calculan los ángulos articulares del modelo músculo-esquelético que mejor se ajustan a la cinemática experimental del sujeto. El problema de cinemática se resuelve para cada instante de tiempo (fotograma o *frame* del movimiento grabado), pues es la posición de los marcadores experimentales en cada fotograma la que nos proporciona la cinemática experimental resultante. Estos datos experimentales para cada marcador se encuentran en el ‘*trc*’ de cada sujeto. (Ver Figura 2.3)

El fundamento principal para el cálculo del conjunto de ángulos articulares se basa en resolver el problema de optimización de mínimos cuadrados ponderados con el fin de minimizar la suma del error de los marcadores, según la Ecuación 2.1. Dicho error es definido como la diferencia entre el marcador experimental (el del sujeto) y el marcador virtual (el del modelo) correspondiente. Cada marcador tiene asociado un peso o valor de ponderación que determina qué tan fuerte se minimiza el término del error de ese marcador en el problema de mínimos cuadrados.[5] En este caso, el peso de todos los marcadores es de 1,0. A todos se les da la misma importancia en el cálculo de la cinemática del modelo. (Ver Figura 2.5)

$$\min_q \left[ \sum_{i \in \text{marcadores}} w_i \| x_i^{\text{experimental}} - x_i(q) \|^2 \right] \quad (2.1)$$

siendo  $q$ , el vector de coordenadas generalizadas (ángulos articulares);  $x_i^{\text{experimental}}$  es la posición del marcador experimental  $i$ ;  $x_i(q)$  la posición del marcador virtual correspondiente  $i$  (depende de  $q$ ); y  $w_i$  el peso asociado al marcador  $i$ .

De esta manera, para cada fotograma se determina cuál es la configuración del modelo más próxima a la cinemática medida. Finalmente, se obtiene un archivo con los ángulos articulares calculados para el movimiento considerado de cada sujeto.



**Figura 2.5:** Pantallas de configuración de parámetros para la cinemática inversa del movimiento. El intervalo de tiempo es característico de cada sujeto.

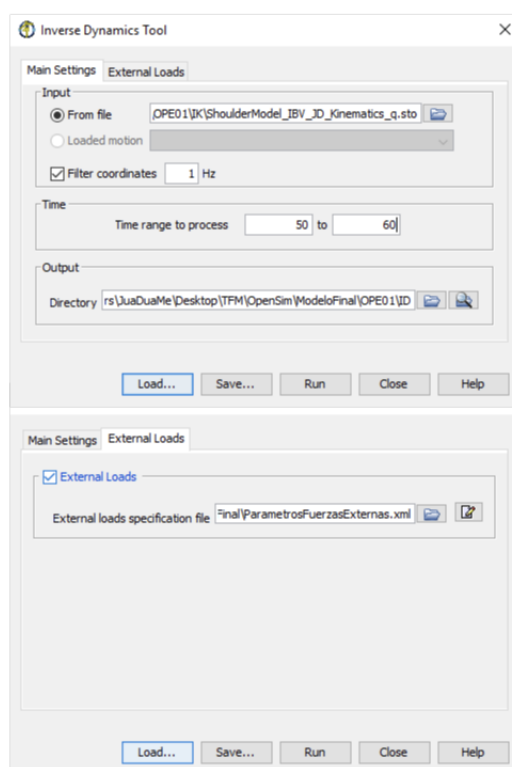
Con los resultados de la cinemática inversa conviene llevar a cabo una reducción de residuos, utilizando el algoritmo propio del software para tal fin.

### 2.2.3 Reducción de Residuos

Este toolbox del software de reducción de residuos (RRA) utiliza el modelo escalado y los resultados de la cinemática inversa para realizar ajustes en las propiedades de inercia de los segmentos y la cinemática conjunta. (Ver Figura 2.3) Se obtiene, finalmente, una alteración del centro de masa del torso de un modelo y una variación de la cinemática de tal manera que sean dinámicamente consistentes con las fuerzas que posteriormente se aplican. [26]

Con este algoritmo se consigue una reducción de los efectos de los errores producidos por el modelado y procesamiento de los datos de los marcadores, los cuales añaden y generan fuerzas no físicas compensatorias durante la resolución de los problemas, que se corresponden con fuerzas residuales.

Para la correcta realización del RRA es necesario disponer de archivos que definan actuadores residuales y actuadores articulares ideales en caso de que el modelo requiera de fuerzas complementarias que reemplacen músculos necesarios pero no especificados en el modelo; archivos de tareas de seguimiento cinemático (coordenadas a rastrear y peso del rastreo) para los distintas



**Figura 2.6:** Pantallas de configuración de parámetros para la reducción de residuos (RRA). El intervalo de tiempo es característico de cada sujeto.

movimientos considerados; y archivos de restricción de movimiento, que limiten la fuerza máxima residual. [10]

Además, se requiere de un archivo de fuerzas que especifique las fuerzas de reacción aplicadas sobre el modelo durante la simulación y cómo aplicarlas. Este mismo archivo de fuerzas (más detallado en el apartado 2.2.4) es el utilizado en el análisis dinámico inverso y en la optimización estática posteriores.

La mayoría de parámetros requeridos como la precisión, la frecuencia de filtrado (1 Hz), parámetros de integración (número máximo de pasos, tamaño mínimo y máximo de paso o valor de la tolerancia)... son valores predeterminados por defecto por los archivos distribuidos por Opensim®. [10] (Ver Figura 2.6)

Por otra parte, resulta necesario bloquear algunos gdl (movimientos) del modelo, especialmente aquellos que no tienen que ver con movimientos de las extremidades superiores. Esto se realiza con el fin de simplificar cálculos y definir menos cantidad de actuadores en el sistema. De esta manera, el modelo queda con 10 grados de libertad 5 para cada brazo: *'elv\_angle'*, *'shoulder\_elv'*, *'shoulder\_rot'*, *'elbow\_flexion'* y *'pro\_sup'*.

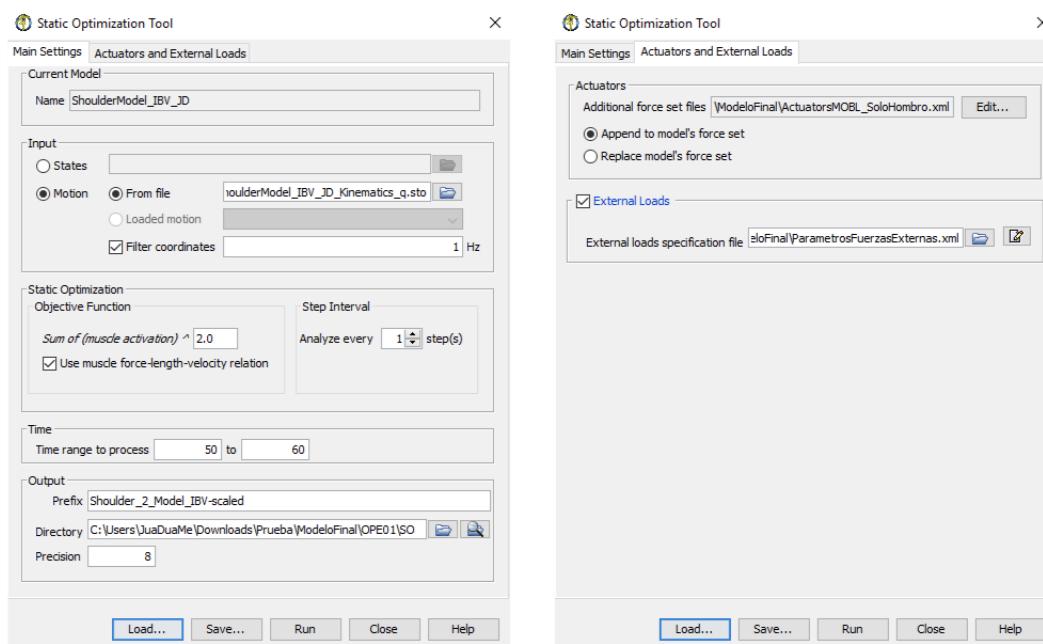
Al final de la simulación, se calcula el valor promedio para cada actuador residual, que ha sido calculado para cada paso de tiempo especificado, en este caso entre 1 (máx) y 0,0001 (mín) seg. Y

con esos valores promedio se ajusta el centro de masa del torso para corregir el error del modelo debido a imprecisiones en la distribución de la masa y geometría del torso.[10] (Ver Figura 2.6)

Como resultado final, se obtiene un modelo (centro de masa del torso ajustado) y una cinemática ajustados que son utilizados en los posteriores análisis, así como los valores obtenidos para errores de residuos.

#### 2.2.4 *Análisis dinámico inverso*

Empleando el modelo escalado y los resultados de la cinemática, ambos ajustados tras el RRA, se realiza un análisis dinámico del modelo, empleando la correspondiente librería de OpenSim<sup>®</sup> y obteniendo la resolución de la estimación de fuerzas y momentos que afectan al modelo en un movimiento particular. Con los resultados de dichas estimaciones se puede finalmente inferir en cómo actúan los diferentes músculos considerados en los distintos movimientos.[10]



**Figura 2.7:** Pantallas de configuración de parámetros para la dinámica inversa del sistema. El intervalo de tiempo es característico de cada sujeto.

Además, para este análisis resulta necesario añadir el valor de la fuerza que simula el peso de la herramienta que presenta el trabajador. Se crea de esta manera un fichero que presente dicho peso, una fuerza negativa en el eje y (según como se ha definido el modelo siguiendo los criterios de la ISB [31]) con un valor de 2,5 kg que se corresponden con 24,5 N, en una posición próxima a la mano con la que sujeta la herramienta. En este caso, se toma la situación de los marcadores

de la mano derecha, *pRightUlnarStyloid*. También, resulta conveniente definir una fuerza para el brazo izquierdo, pero en este caso con un valor de 0 N, y situándolo de igual manera sobre el correspondiente marcador izquierdo: *pLeftUlnarStyloid*. Dentro de este mismo archivo se encuentran las posiciones a lo largo de todo el intervalo del punto de aplicación de la fuerza, que coincide con la posición de los marcadores nombrados anteriormente y, por tanto, se puede obtener del ‘*trc*’ de los sujetos. (Ver Figura 2.7)

Volviendo nuevamente al análisis dinámico inverso, en este caso, la obtención de fuerzas y momentos se consigue gracias a la resolución iterativa de las ecuaciones de movimiento que rigen al sistema, las cuales se obtienen utilizando la descripción cinemática y las propiedades de masa del modelo. Se emplean los valores de los ángulos articulares obtenidos con la cinemática inversa y los datos de fuerza que afectan al modelo para calcular las fuerzas de reacción netas (fuerza total que actúa en una articulación) y los momentos en cada una de las articulaciones. Todo ello se realiza de modo que se cumplan las condiciones de equilibrio dinámico y de contorno del sistema.[26]

Es necesario contar, además, con los actuadores que participan en determinados movimientos (grados de libertad) del modelo y actúan como actuadores de reserva que conducen al modelo cuando no presenta determinados músculos o cuando la presencia de un conjunto de músculos es insuficiente para los requerimientos cinemáticos. (Ver Figura 2.7)

En este punto, el movimiento del modelo está completamente definido por las posiciones, velocidades y aceleraciones.

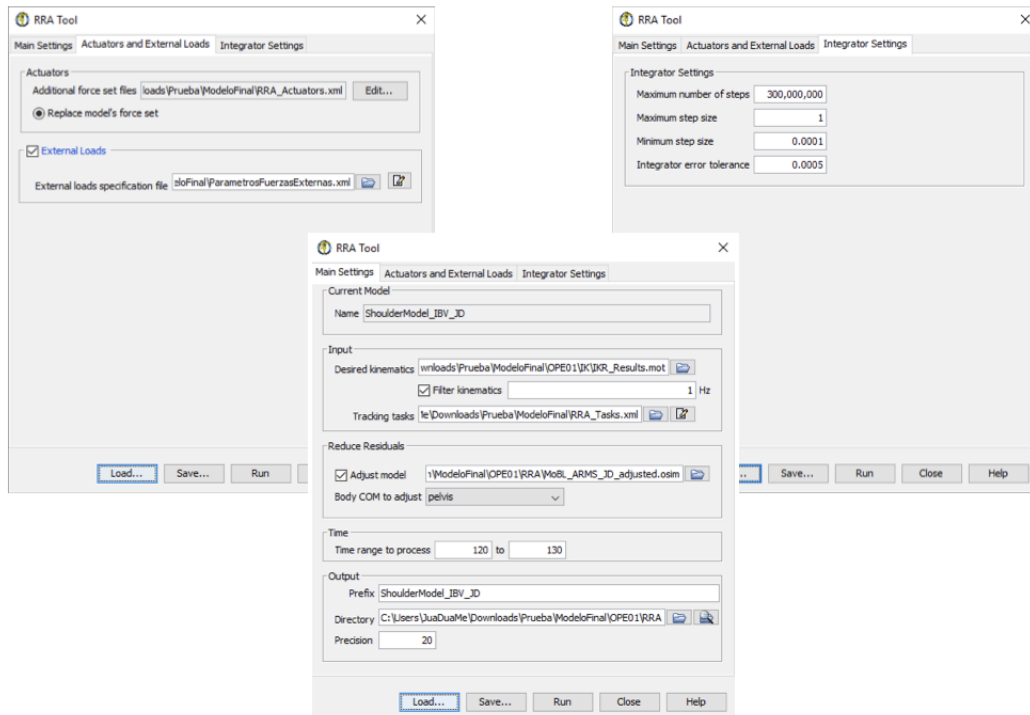
### 2.2.5 Optimización estática

Finalmente, la optimización estática (SO) se utiliza para abordar el problema de dinámica inversa resolviendo las ecuaciones de movimiento de las fuerzas generalizadas desconocidas que están sujetas a condiciones de activación de fuerza muscular individual y, así, poder estimar las activaciones y fuerzas musculares que las satisfacen. Estas fuerzas musculares se resuelven minimizando la suma de las activaciones musculares al cuadrado para el movimiento conocido del modelo, el cual está completamente definido. [26]

En este caso, se utilizan como entradas el archivo de fuerzas generados, la cinemática ajustada y el modelo ajustado. (Ver Figura 2.3) Dado que se utilizan los resultados del RRA no se requiere de filtración de los resultados. (Ver Figura 2.8)

En este caso, también resulta necesario la adición de actuadores incluso con el RRA, pues este simplemente reduce los residuos pero no los elimina. Estos actuadores son necesarios dado que hay inconsistencias dinámicas entre las aceleraciones estimadas del modelo y la fuerza añadida al sistema (herramienta), debidas a error en medición de marcadores, diferencias geométricas en el modelo y sujeto o los parámetros de inercia utilizados.

Como se ha comentado, para una mayor simplificación del modelo, en este caso también únicamente se consideran algunos músculos para el miembro superior derecho, entre los que se incluyen los involucrados en su articulación, y permitiendo los tres desplazamientos de la biomecánica del hombro: ‘*elv\_angle*’, ‘*shoulder\_elv*’ y ‘*shoulder\_rot*’. Estos músculos se pueden distinguir en la Figura 1.7.



**Figura 2.8:** Pantallas de configuración de parámetros para la optimización estática (SO). El intervalo de tiempo es característico de cada sujeto.

### 2.2.6 Modelo con muelle

Partiendo del modelo ajustado obtenido en el RRA, la optimización estática (SO) se aplica de nuevo sobre el mismo modelo, pero con una modificación de éste. En este caso, se introduce un resorte torsional en la articulación del hombro. Esta tipo de elemento de fuerza permite simular un resorte y un amortiguador sobre el rango de movimiento de una coordenada concreta, ‘*shoulder\_elv*’. Se simula un tope cuando la coordenada alcanza y supera su límite predefinido, es decir, su ángulo particular. La adición del elemento torsional se realiza mediante un *script* hecho en Python<sup>1</sup> directamente sobre el modelo ajustado. De esta manera, el escalado, la cinemática y dinámica sigue siendo la misma para ambos casos, eliminando la aparición de posibles errores debidos al cálculo en los procesos anteriores.

Los posibles diferencias que pueden surgir en la estimación de esfuerzos para ambos casos de cada sujeto, solo dependerán del optimizador que calcula la SO (errores menores de cálculo) y de la presencia del elemento torsional. Pues el punto de partida es el mismo, el modelo escalado.

El resorte añadido al modelo cuenta con las siguientes propiedades:

- **Upper\_stiffness:**  $-0,3 \text{ Nm/grados}$

<sup>1</sup>lenguaje de programación orientado a objetos, programación imperativa y programación funcional

- **Lower\_\_stiffness:** 1 *Nm/grados*
- **Lower\_\_stiffness:** -90 *grados*
- **Damping:** 0,00
- **Transition:** 2 *grados*

Estas características del elemento permiten la generación de fuerzas cuando el ángulo es mayor de 5° (se levanta el brazo por encima de este), con una activación de rigidez de 30 *Nm/grado*, y una transición de 2 grados, cuando pasa de cero a *K* en el momento que la coordenada excede su límite. No se considera ningún tipo de amortiguación por lo que el *damping* debe estar a cero. El valor de las propiedades consideradas son definidas en base a conseguir características similares que están presentes en el exoesqueleto utilizado en la obtención de medidas, y proporcionados por el fabricante.

La presencia del muelle, dadas sus características, permite generar una fuerza continuamente hacia arriba, es decir, a favor del levantamiento del brazo, que se activa cuando se han superado los 5°. Actúa únicamente como muelle de ayuda a levantamiento del brazo.

Finalmente, con la adición del resorte se consigue simular el efecto de ayuda al movimiento que realizaría un exoesqueleto, en caso de que el trabajador lo llevase puesto.

### 2.2.7 Comparación de los esfuerzos musculares

De cada sujeto analizado, se obtiene la activación muscular y la estimación de fuerza muscular realizada por los distintos conjuntos de músculos estudiados, tanto para el modelo genérico como para el modelo que simula la existencia del exoesqueleto. En este último paso, se pretende determinar si existen diferencias entre la presencia o ausencia del exoesqueleto. (Ver Figura 2.3) Para un sujeto concreto se considera el mismo intervalo de tiempo y el mismo movimiento, y se comparan los resultados en algunas líneas de acción musculares relevantes por la posición del brazo en el movimiento analizado: *Trapezio* (TRAP1, TRAP2, TRAP3 Y TRAP4), *DELTA2* y *DELTA3* (deltoides).

Para ello, en las fuerzas musculares, se calculan los percentiles p5, p25, p50, p75 y p95, para el caso con exoesqueleto y sin exoesqueleto de cada sujeto y se tabulan los valores obtenidos para las diferentes líneas de acción de los grupos musculares. Además, se cuantifica la proporción aumentada o reducida del caso con exoesqueleto con respecto al caso sin. También, se muestra gráficamente los valores medios de las fuerzas estimadas en Newtons de los sujetos en cada grupo muscular, de nuevo, para cada situación simulada.

Para las activaciones musculares, se calculan todos los percentiles p1...p99 y se muestran gráficamente las cantidades variadas en los valores obtenidos para cada sujeto en cada situación simulada. Todo esto con el fin de apreciar las diferencias entre utilizar un exoesqueleto o no, en una tarea concreta.



## 2.3 Resultados

A continuación, se presentan las estimaciones de esfuerzos resultantes para cada uno de los sujetos analizados. Estas estimaciones se obtienen para los músculos de ambos brazos, tanto para el derecho como para el izquierdo. Sin embargo, dado que los trabajadores en todo el conjunto considerado son diestros, se exponen principalmente los músculos del brazo derecho, pues es con el que realizan la mayor parte del trabajo (con este brazo los trabajadores sujetan la herramienta que utilizan) y es el que está en la mayor parte del tiempo expuesto a situaciones de riesgo de lesión, situaciones de interés.

A pesar de que en el modelo se han implementado gran cantidad de músculos, los resultados se centran únicamente en aquellos músculos que participan en el movimiento del hombro (articulación a analizar), los cuales se describen en el apartado 1.3.

### 2.3.1 Fuerzas musculares

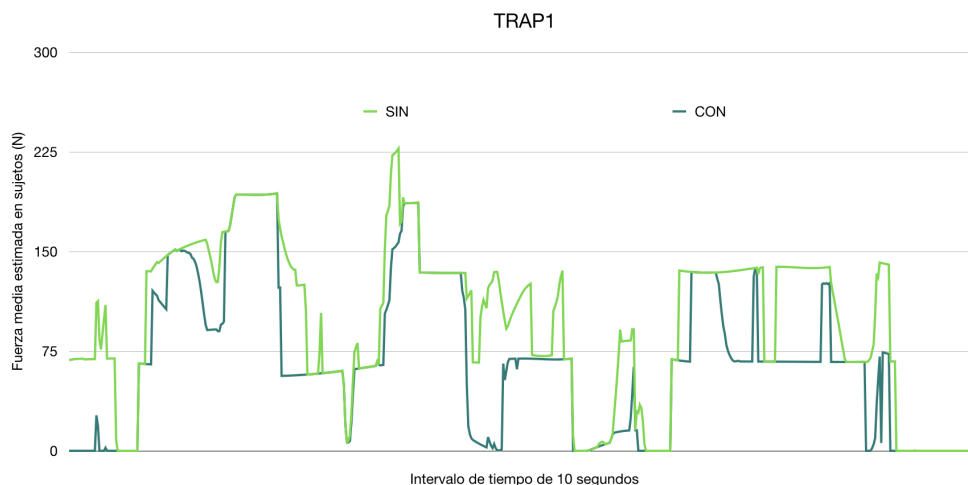
En primer lugar, se exponen las estimaciones de las fuerzas generadas por los grupos musculares considerados. Para cada músculo se muestran los valores medios de los sujetos, como se puede apreciar en las gráficas, tanto para la situación normal (sin exoesqueleto) como para la situación con el exoesqueleto simulado.

Por otro lado, en las tablas se presentan los valores de los percentiles p5, p25, p50, p75 y p95, así como si se ha producido un aumento o una disminución de la situación con exoesqueleto (CON) con respecto a la situación normal (SIN). Si dicha diferencia es mayor al 5 % aparece en color rojo o verde en función si se ha aumentado o reducido con respecto a sin exoesqueleto, respectivamente. En caso contrario, asumimos que dicha diferencia es pequeña y puede deberse a diferencias o errores generados durante cálculo de las estimaciones, y a parece en color gris. Cabe recordar que en este punto las diferencias generadas entre las dos situaciones solo pueden deberse a errores de cálculo en el optimizador, o a si efectivamente el exoesqueleto (presencia del muelle) está contribuyendo al cambio.

Código de colores

≈	diferencia menor a 5 %, sin cambios significativos
↓	Disminución de esfuerzos con respecto al caso normal (SIN)
↑	Aumento de esfuerzos con respecto al caso normal (SIN)

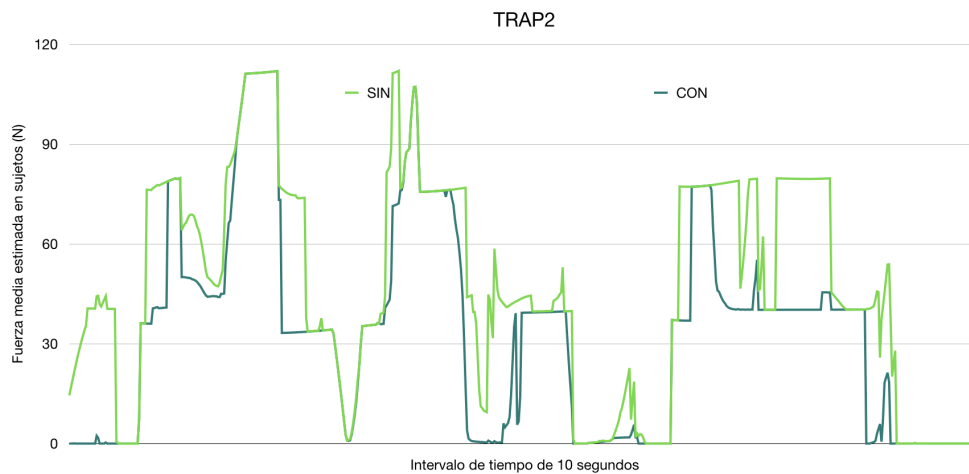
#### Trapezio



**Figura 2.9:** Fuerza media estimada para la línea de acción, TRAP1, del Trapecio para el conjunto de sujetos considerados, tanto para el caso sin exoesqueleto como con exoesqueleto.

**Tabla 2.3:** Percentiles p5, p25, p50, p75 y p95 para la línea de acción muscular del Trapecio: TRAP1.

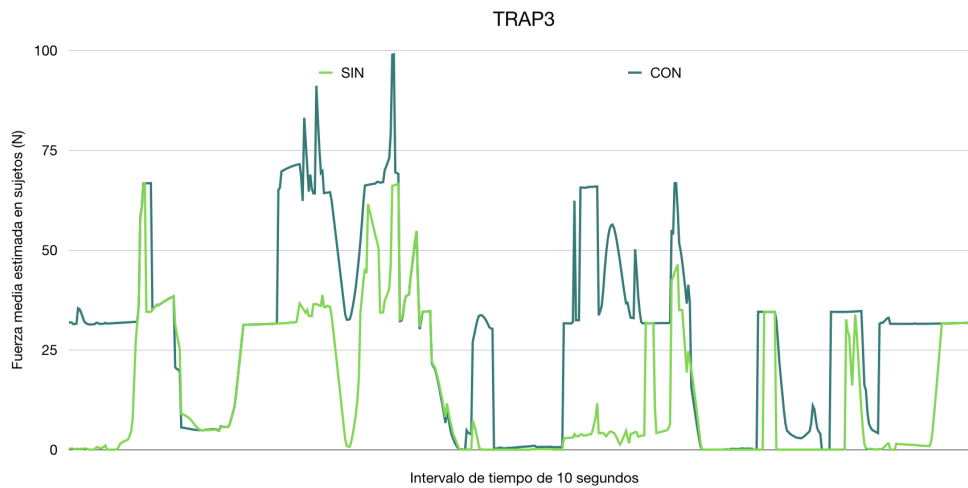
TRAP1						
Sujetos	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>OPE01</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	208,057
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	208,057
Diferencia		≈	≈	↑	↑	≈
<b>OPE02</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	84,132	250,525
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	84,132	250,525
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE03</b>	Sin Exo	0,000	0,004	265,662	270,466	277,145
	Con Exo	0,000	0,000	0,001	268,443	274,404
Diferencia		↓	↓	↓	≈	≈
<b>OPE04</b>	Sin Exo	0,000	0,000	199,238	273,988	283,681
	Con Exo	0,000	0,000	0,001	260,751	282,177
Diferencia		↓	↓	↓	≈	≈



**Figura 2.10:** Fuerza media estimada para la línea de acción, TRAP2, del Trapecio para el conjunto de sujetos considerados, tanto para el caso sin exoesqueleto como con exoesqueleto.

**Tabla 2.4:** Percentiles p5, p25, p50, p75 y p95 para la línea de acción muscular del Trapecio: TRAP2.

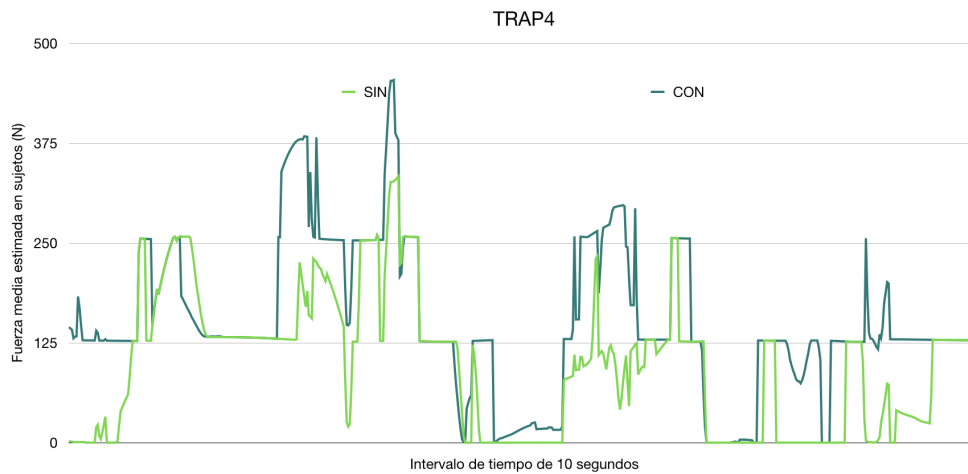
TRAP2						
Sujetos	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>OPE01</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	125,667
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	125,667
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE02</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	16,088	141,408
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	16,088	141,408
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE03</b>	Sin Exo	0,000	0,019	66,520	159,880	161,015
	Con Exo	0,000	0,000	0,004	159,576	160,882
Diferencia		↓	↓	↓	≈	≈
<b>OPE04</b>	Sin Exo	0,000	0,001	18,816	149,293	157,755
	Con Exo	0,000	0,000	0,004	98,891	156,919
Diferencia		↓	↓	↓	↓	≈



**Figura 2.11:** Fuerza media estimada para la línea de acción, TRAP3, del Trapecio para el conjunto de sujetos considerados, tanto para el caso sin exoesqueleto como con exoesqueleto.

**Tabla 2.5:** Percentiles p5, p25, p50, p75 y p95 para la línea de acción muscular del Trapecio: TRAP3.

TRAP3						
Sujetos	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>OPE01</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	118,957
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	118,957
Diferencia		≈	≈	-≈	≈	≈
<b>OPE02</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	17,712	130,686
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	17,712	130,686
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE03</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,001	5,062	127,921
	Con Exo	0,000	0,000	19,975	126,753	129,713
Diferencia		↑	↑	↑	↑	≈
<b>OPE04</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,011	6,342	138,035
	Con Exo	0,000	0,001	0,862	64,830	138,328
Diferencia		≈	↑	↑	↑	≈

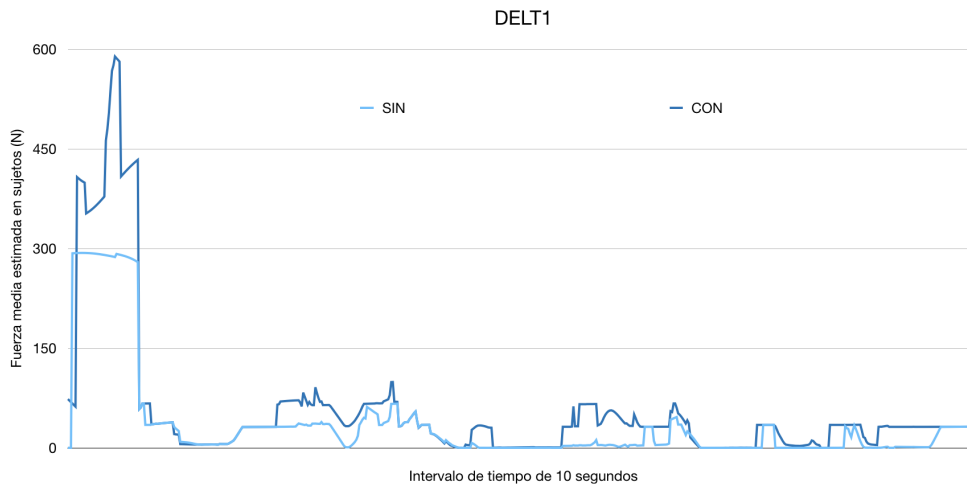


**Figura 2.12:** Fuerza media estimada para la línea de acción, TRAP4, del Trapecio para el conjunto de sujetos considerados, tanto para el caso sin exoesqueleto como con exoesqueleto.

**Tabla 2.6:** Percentiles p5, p25, p50, p75 y p95 para la línea de acción muscular del Trapecio: TRAP4.

TRAP4						
Sujetos	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>OPE01</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	525,553
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	525,553
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE02</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	501,346	525,870
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	501,346	525,870
Diferencia		≈	↑	↓	≈	≈
<b>OPE03</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,001	136,902	513,330
	Con Exo	0,000	0,000	499,548	514,455	518,416
Diferencia		↑	↑	↑	↑	↑
<b>OPE04</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,006	228,555	508,574
	Con Exo	0,000	0,000	5,429	505,712	511,097
Diferencia		≈	↑	↑	↑	≈

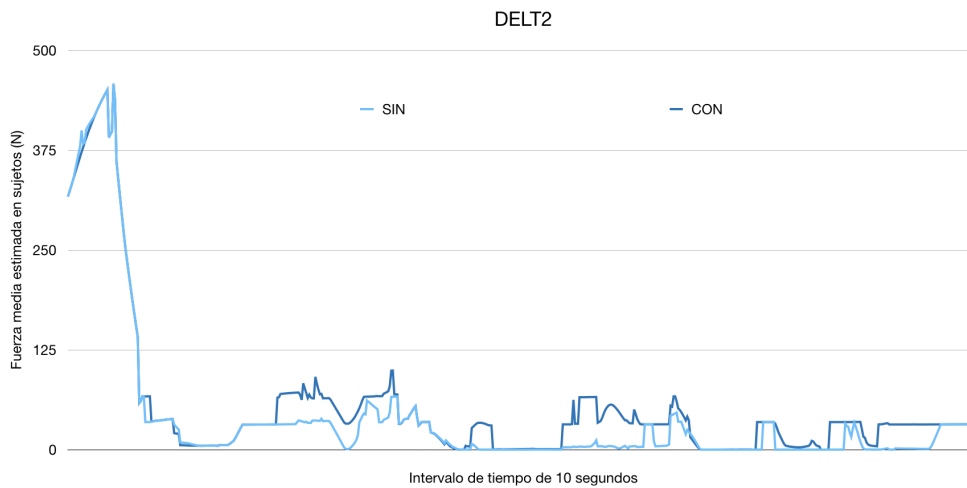
### Deltoides



**Figura 2.13:** Fuerza media estimada para la línea de acción, DELT1, del Deltoides para el conjunto de sujetos considerados, tanto para el caso sin exoesqueleto como con exoesqueleto.

**Tabla 2.7:** Percentiles p5, p25, p50, p75 y p95 para la línea de acción muscular del Deltoides: DELT1.

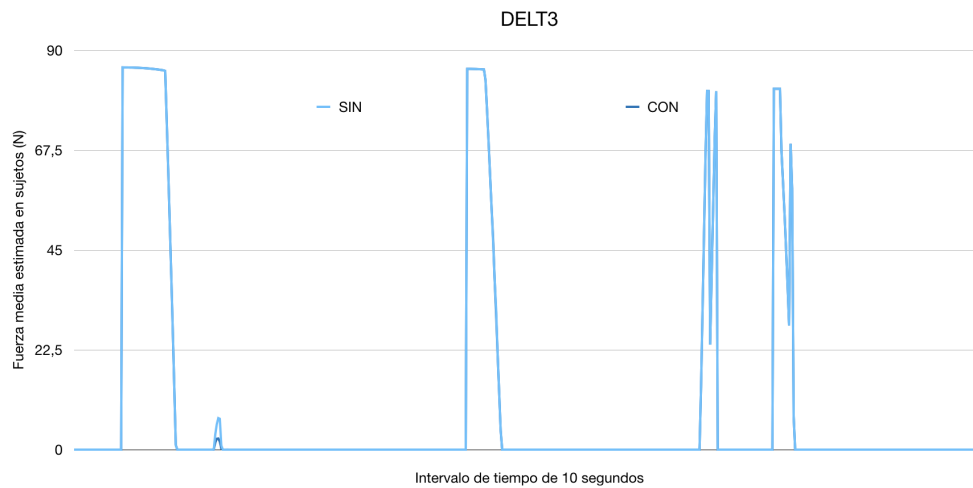
DELT1						
Sujetos	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>OPE01</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	1079,555
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	1079,555
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE02</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,006	1464,339
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,006	1466,071
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE03</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	81,653	380,155
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	193,165
Diferencia		≈	≈	≈	↓	↓
<b>OPE04</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	38,935	603,678
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	538,248
Diferencia		≈	≈	≈	↓	↓



**Figura 2.14:** Fuerza media estimada para la línea de acción, DELT2, del Deltoides para el conjunto de sujetos considerados, tanto para el caso sin exoesqueleto como con exoesqueleto.

**Tabla 2.8:** Percentiles p5, p25, p50, p75 y p95 para la línea de acción muscular del Deltoides: DELT2.

DELT2						
Sujetos	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>OPE01</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	425,989	1259,074
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	425,989	1259,041
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE02</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	324,414	1115,694
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	328,151	1115,694
Diferencia		≈	≈	↑	≈	≈
<b>OPE03</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Diferencia		≈	≈	≈	↓	↓
<b>OPE04</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	211,587
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,005
Diferencia		≈	≈	≈	↓	↓



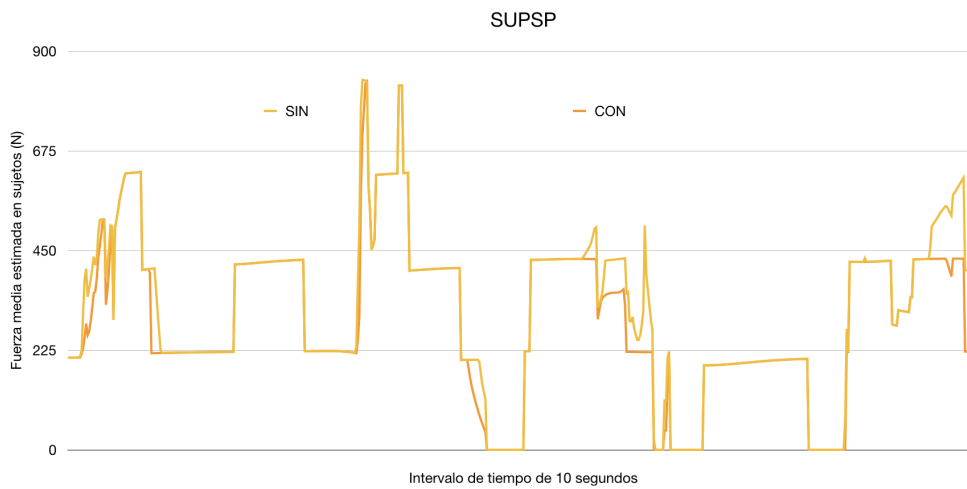
**Figura 2.15:** Fuerza media estimada para la línea de acción, DELT3, del Deltoides para el conjunto de sujetos considerados, tanto para el caso sin exoesqueleto como con exoesqueleto.



**Tabla 2.9:** Percentiles p5, p25, p50, p75 y p95 para la línea de acción muscular del Deltoides: DELT3.

DELT3						
Sujetos	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>OPE01</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	344,576
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	344,576
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE02</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE03</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Diferencia		≈	≈	≈	↑	↑
<b>OPE04</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001
Diferencia		≈	≈	≈	↑	↑

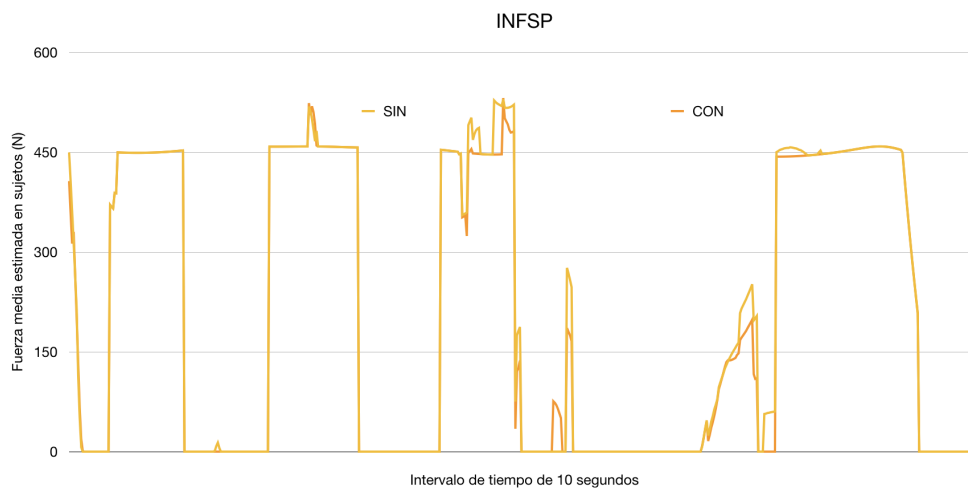
*Supraespinoso e Infraespinoso*



**Figura 2.16:** Fuerza media estimada para la línea de acción, SUPSP, del Supraespinoso para el conjunto de sujetos considerados, tanto para el caso sin exoesqueleto como con exoesqueleto.

**Tabla 2.10:** Percentiles p5, p25, p50, p75 y p95 para la línea de acción muscular del Supraespinoso: SUPSP.

SUPSP						
Sujetos	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>OPE01</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	823,967	841,307
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	823,967	841,307
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE02</b>	Sin Exo	0,000	0,000	832,970	884,383	891,419
	Con Exo	0,000	0,000	832,970	884,383	891,419
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE03</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	743,820	796,593
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,002	784,549
Diferencia		≈	≈	≈	↓	≈
<b>OPE04</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,001	886,867
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	886,595
Diferencia		≈	≈	≈	↓	≈

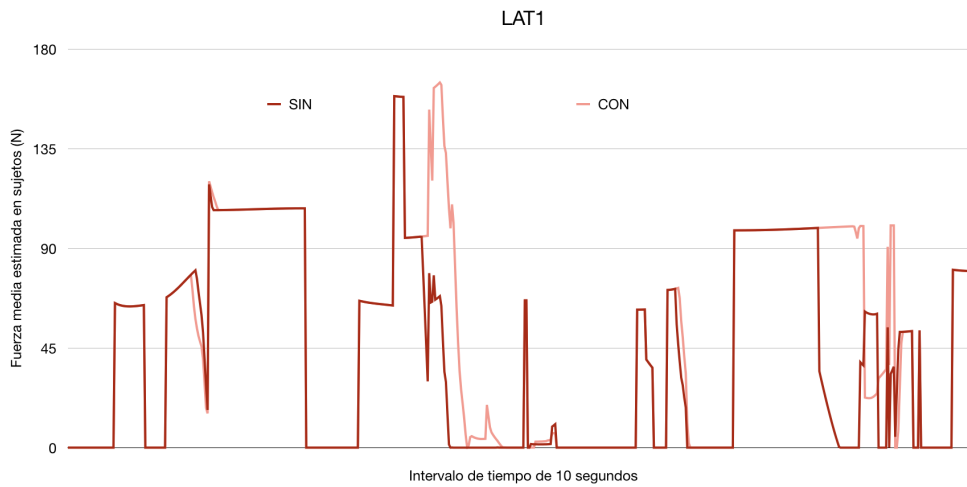


**Figura 2.17:** Fuerza media estimada para la línea de acción, INFSP, del Infraespinoso para el conjunto de sujetos considerados, tanto para el caso sin exoesqueleto como con exoesqueleto.

**Tabla 2.11:** Percentiles p5, p25, p50, p75 y p95 para la línea de acción muscular del Infraespinoso: INFSP.

INFSP						
Sujetos	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>OPE01</b>	Sin Exo	0,000	0,000	518,307	1800,195	1834,327
	Con Exo	0,000	0,000	518,307	1800,195	1834,327
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE02</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE03</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Diferencia		≈	≈	≈	≈	↓
<b>OPE04</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,001	455,443
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	438,205
Diferencia		≈	≈	≈	↓	≈

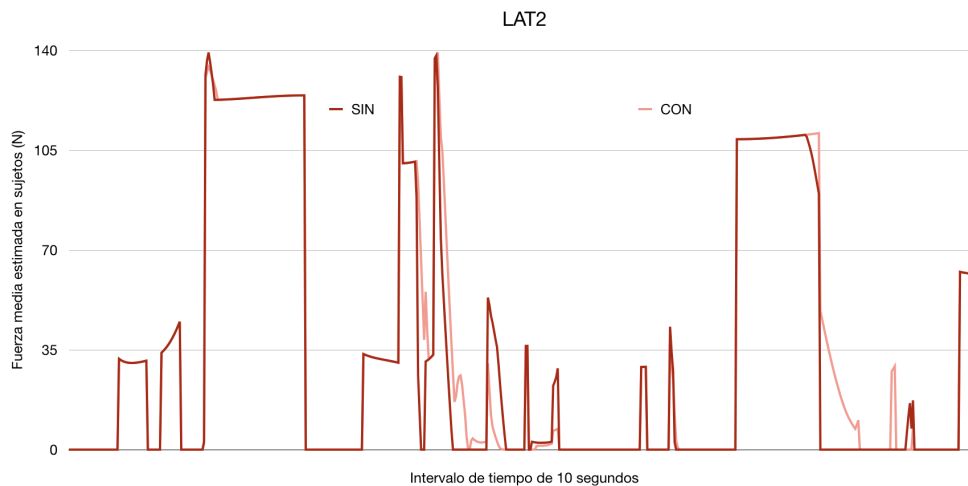
### Dorsal Ancho



**Figura 2.18:** Fuerza media estimada para la línea de acción, LAT1, del Dorsal Ancho para el conjunto de sujetos considerados, tanto para el caso sin exoesqueleto como con exoesqueleto.

**Tabla 2.12:** Percentiles p5, p25, p50, p75 y p95 para la línea de acción muscular del Dorsal Ancho: LAT1.

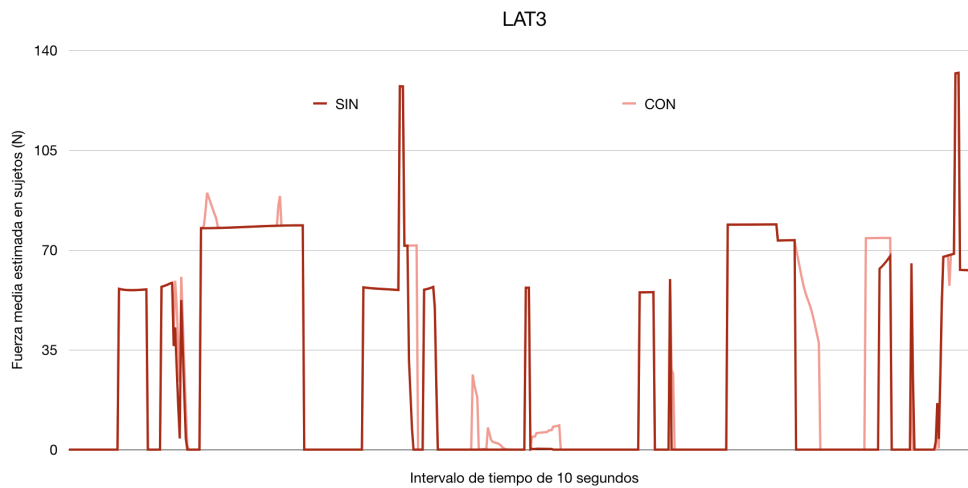
LAT1						
Sujetos	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>OPE01</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	318,920
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	318,920
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE02</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Diferencia		≈	≈	≈	↓	≈
<b>OPE03</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	6,533	429,107
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	173,858	429,107
Diferencia		≈	≈	≈	↑	≈
<b>OPE04</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	270,205
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,002	269,003
Diferencia		≈	≈	↑	↑	≈



**Figura 2.19:** Fuerza media estimada para la línea de acción, LAT2, del Dorsal Ancho para el conjunto de sujetos considerados, tanto para el caso sin exoesqueleto como con exoesqueleto.

**Tabla 2.13:** Percentiles p5, p25, p50, p75 y p95 para la línea de acción muscular del Dorsal Ancho: LAT2.

LAT2						
Sujetos	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>OPE01</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	247,106
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	247,106
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE02</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Diferencia		≈	≈	≈	≈	↓
<b>OPE03</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	9,645	490,787
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	82,205	490,787
Diferencia		≈	≈	≈	↑	≈
<b>OPE04</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	128,220
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	127,750
Diferencia		≈	≈	↑	↑	≈



**Figura 2.20:** Fuerza media estimada para la línea de acción, LAT3, del Dorsal Ancho para el conjunto de sujetos considerados, tanto para el caso sin exoesqueleto como con exoesqueleto.

**Tabla 2.14:** Percentiles p5, p25, p50, p75 y p95 para la línea de acción muscular del Dorsal Ancho: LAT3.

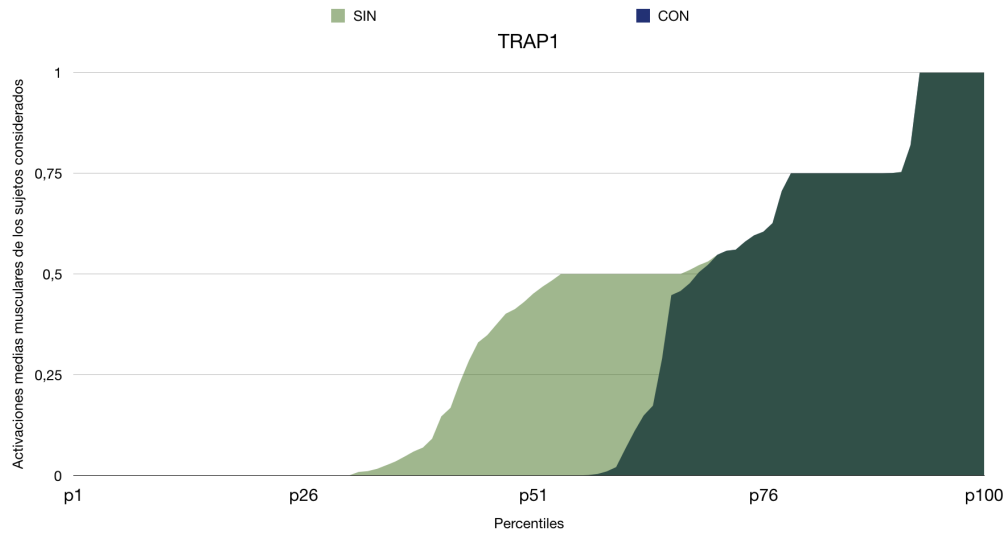
LAT3						
Sujetos	Percentiles	p5	p25	p50	p75	p95
<b>OPE01</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	251,917
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	251,917
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE02</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Diferencia		≈	≈	≈	≈	≈
<b>OPE03</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	313,776
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	26,998	313,776
Diferencia		≈	≈	≈	↑	≈
<b>OPE04</b>	Sin Exo	0,000	0,000	0,000	0,000	226,312
	Con Exo	0,000	0,000	0,000	0,001	226,493
Diferencia		≈	≈	↑	↑	≈

### 2.3.2 Activaciones

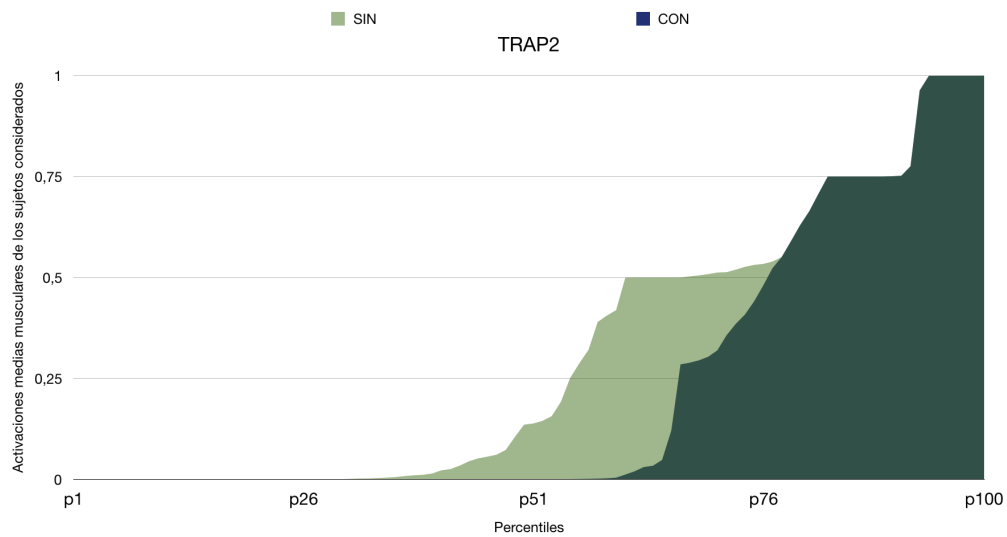
En segundo lugar, se presentan las activaciones musculares. Estas activaciones dan indicios a cerca de la cantidad de ‘fibras’ musculares que se activan. Su valor suele ser entre 0 y 1, siendo 0, ‘fibras’ o línea de acción muscular desactivada, y 1, completamente activada. Los valores intermedios proporcionan información de más o menos qué cantidad del músculo se encuentra en contracción. Se distinguen las dos situaciones con exoesqueleto (CON) y sin exoesqueleto (SIN).

En este caso, se emplea la media de los valores de todos los percentiles (p) obtenidos para los 4 sujetos analizados. Se obtiene, así, la media para todos los percentiles (p1...p99) para todos los sujetos.

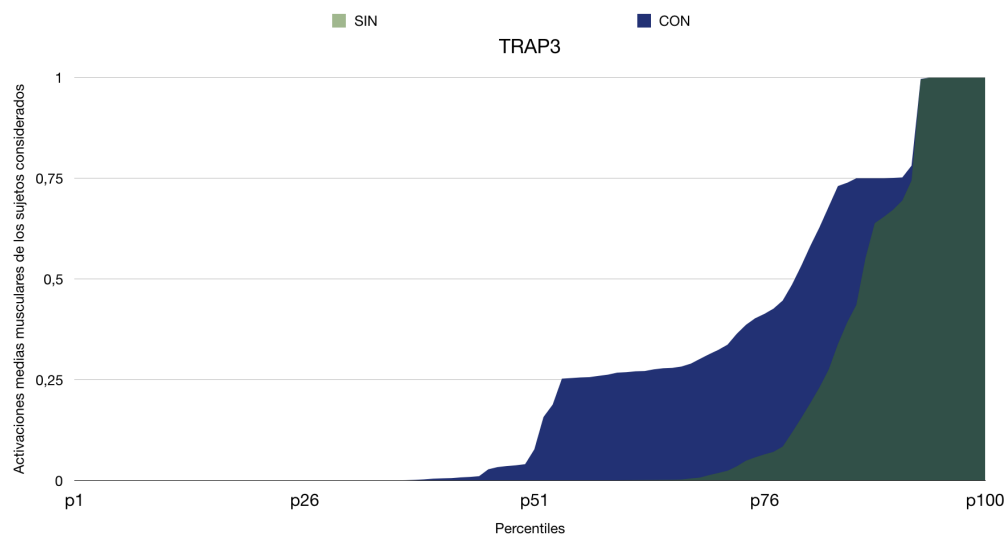
*Trapezio*



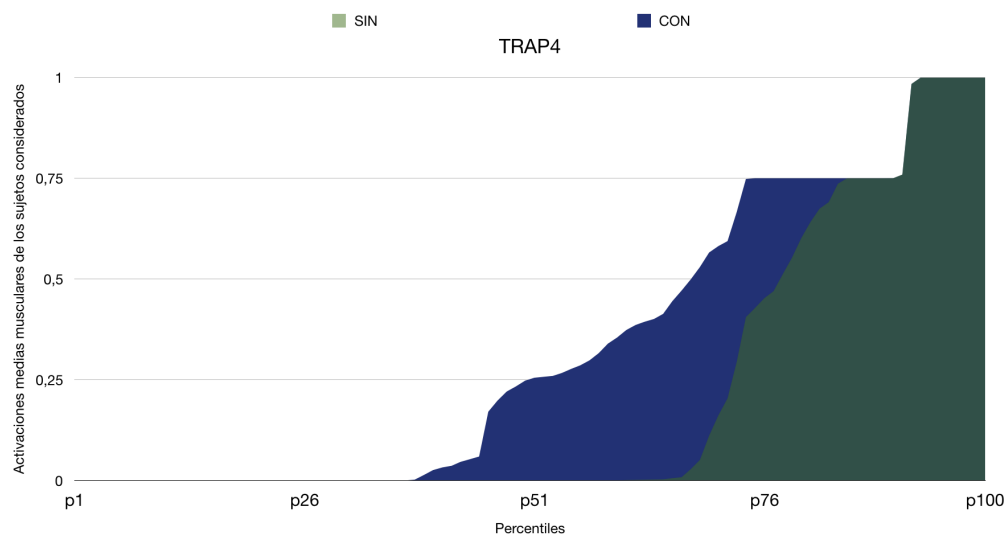
**Figura 2.21:** Percentiles de activación muscular para la línea de acción TRAP1 del Trapecio. En verde claro se muestra el caso sin exoesqueleto, y en azul oscuro el caso con exoesqueleto.



**Figura 2.22:** Percentiles de activación muscular para la línea de acción TRAP2 del Trapecio. En verde claro se muestra el caso sin exoesqueleto, y en azul oscuro el caso con exoesqueleto.



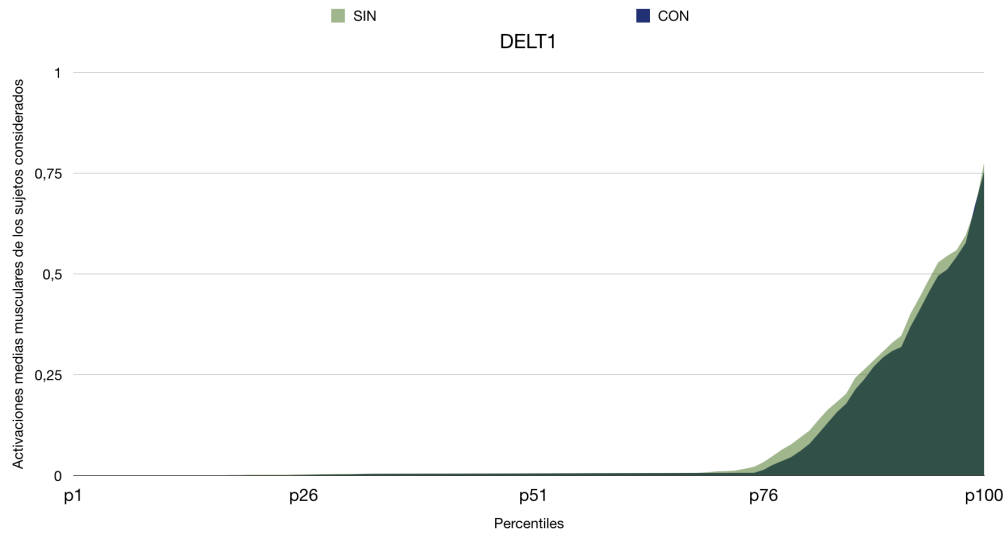
**Figura 2.23:** Percentiles de activación muscular para la línea de acción TRAP3 del Trapecio. En verde claro se muestra el caso sin exoesqueleto, y en azul oscuro el caso con exoesqueleto.



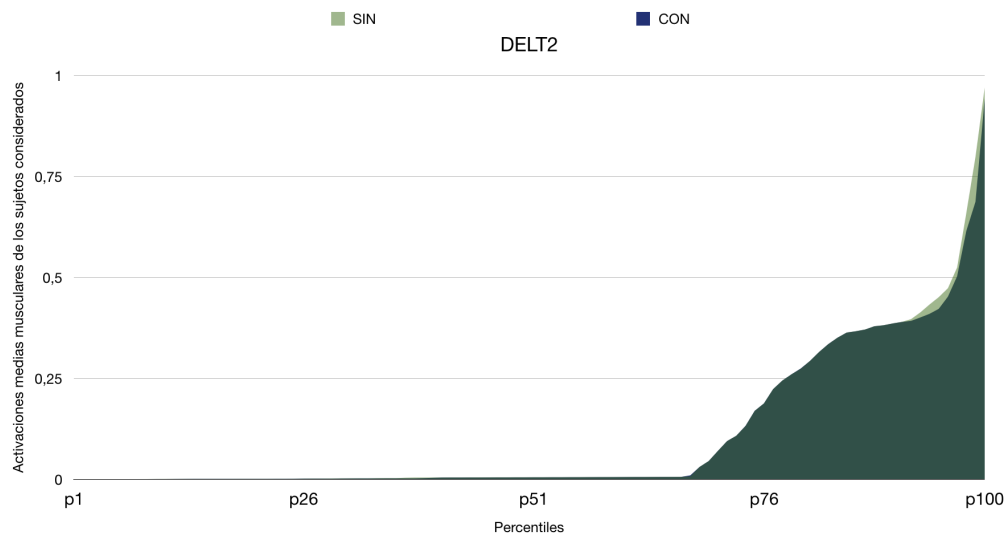
**Figura 2.24:** Percentiles de activación muscular para la línea de acción TRAP4 del Trapecio. En verde claro se muestra el caso sin exoesqueleto, y en azul oscuro el caso con exoesqueleto.



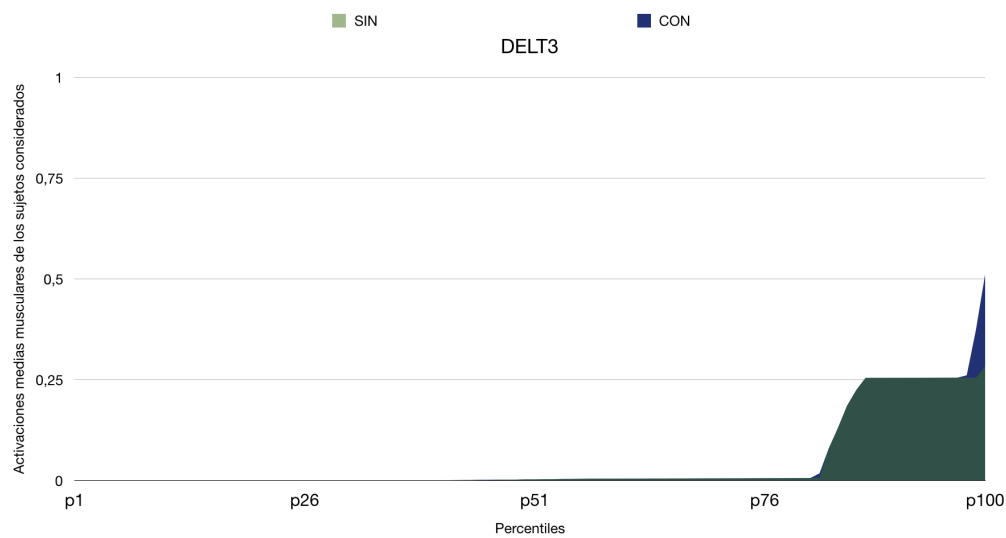
*Deltoides*



**Figura 2.25:** Percentiles de activación muscular para la línea de acción DeLT1 del Deltoides. En verde claro se muestra el caso sin exoesqueleto, y en azul oscuro el caso con exoesqueleto.

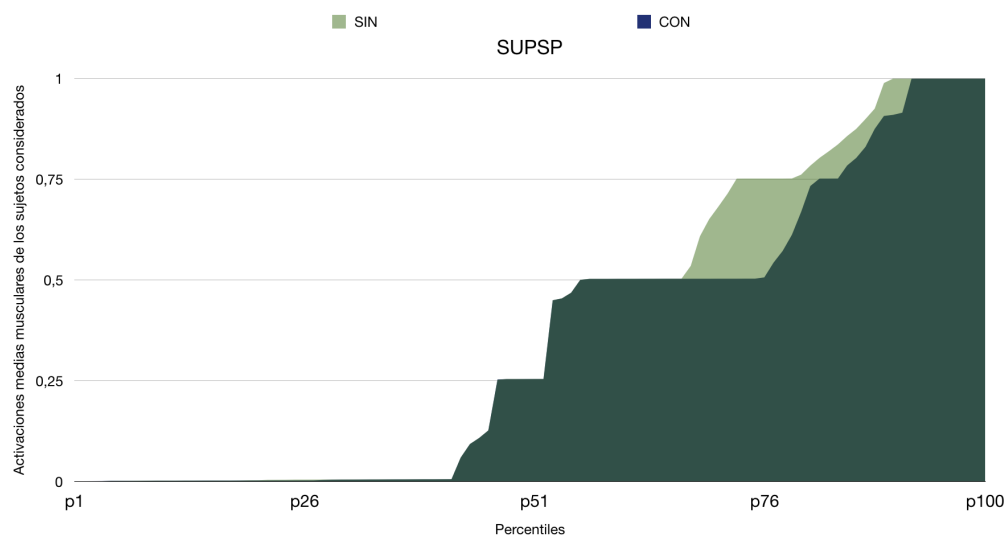


**Figura 2.26:** Percentiles de activación muscular para la línea de acción DeLT2 del Deltoides. En verde claro se muestra el caso sin exoesqueleto, y en azul oscuro el caso con exoesqueleto.

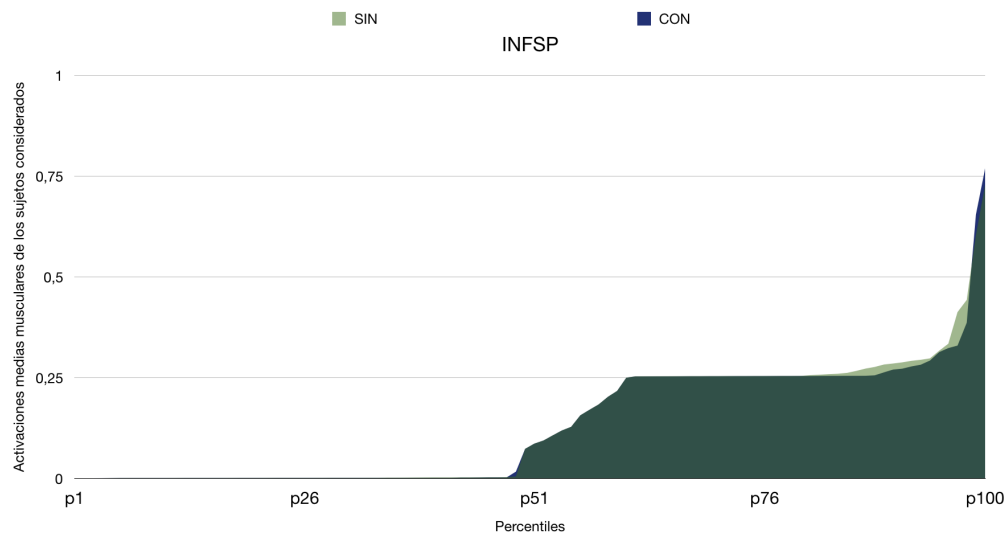


**Figura 2.27:** Percentiles de activación muscular para la línea de acción DeLT3 del Deltoides. En verde claro se muestra el caso sin exoesqueleto, y en azul oscuro el caso con exoesqueleto.

#### *Supraespinoso e Infraespinoso*

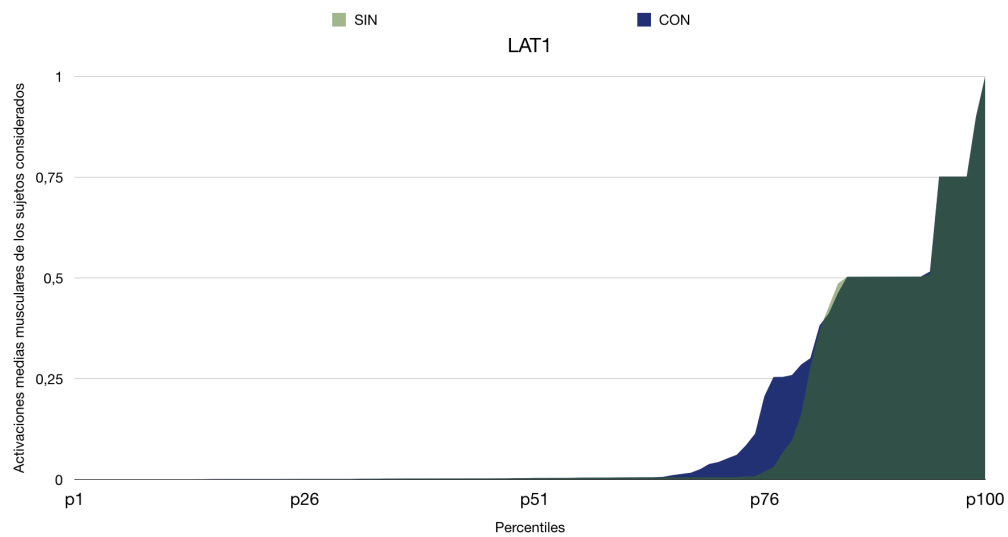


**Figura 2.28:** Percentiles de activación muscular para la línea de acción SUPSP del Supraespinoso. En verde claro se muestra el caso sin exoesqueleto, y en azul oscuro el caso con exoesqueleto.

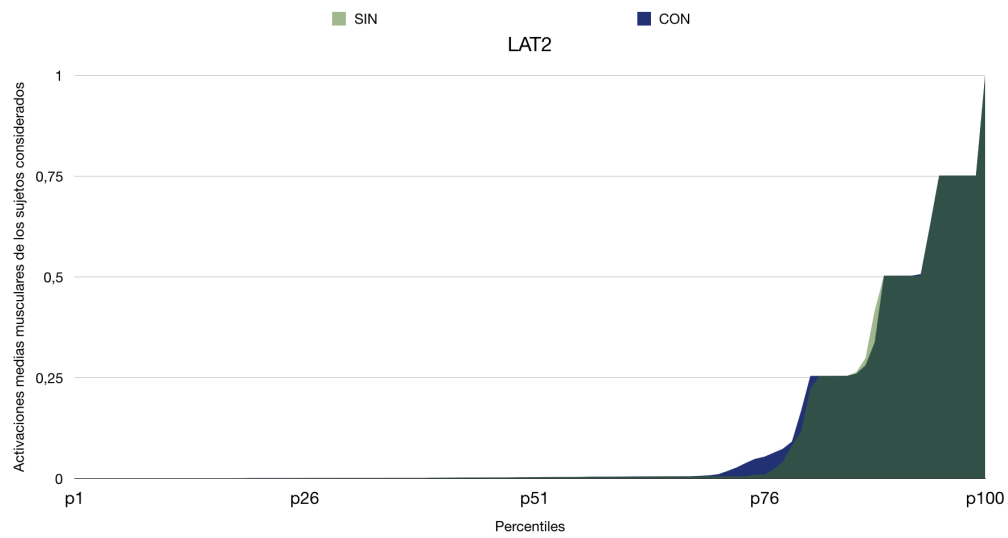


**Figura 2.29:** Percentiles de activación muscular para la línea de acción INFSP del Infraespinoso. En verde claro se muestra el caso sin exoesqueleto, y en azul oscuro el caso con exoesqueleto.

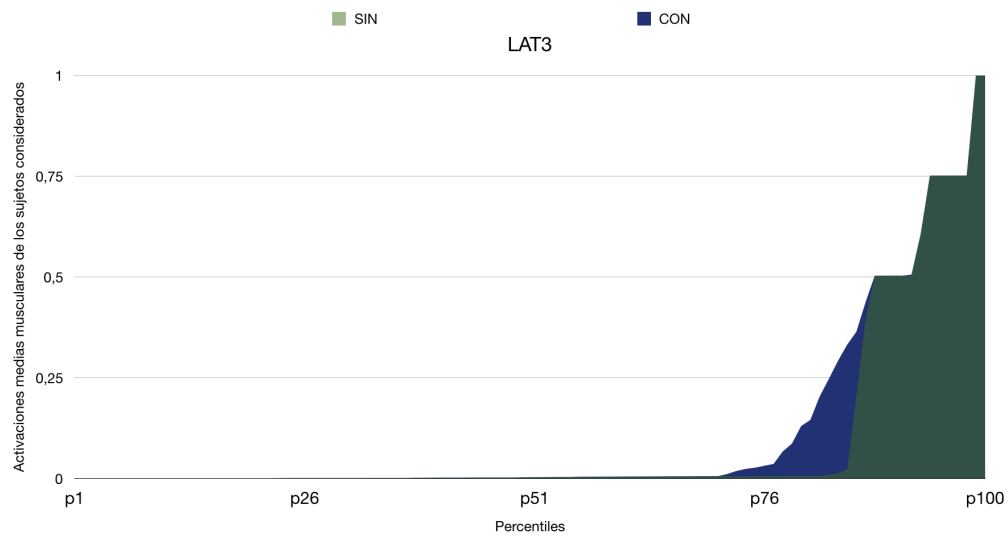
### *Dorsal Ancho*



**Figura 2.30:** Percentiles de activación muscular para la línea de acción LAT1 del Dorsal Ancho. En verde claro se muestra el caso sin exoesqueleto, y en azul oscuro el caso con exoesqueleto.



**Figura 2.31:** Percentiles de activación muscular para la línea de acción LAT2 del Dorsal Ancho. En verde claro se muestra el caso sin exoesqueleto, y en azul oscuro el caso con exoesqueleto.



**Figura 2.32:** Percentiles de activación muscular para la línea de acción LAT3 del Dorsal Ancho. En verde claro se muestra el caso sin exoesqueleto, y en azul oscuro el caso con exoesqueleto.

## Capítulo 3

# OpenSim® como herramienta de evaluación de riesgos

Una vez obtenidos y plasmados los resultados, se procede a realizar la discusión de los mismos, proponiendo, en última instancia, unas conclusiones que sirvan para consolidar todo el proyecto realizado. Finalmente, se plantean posibles líneas futuras para próximas investigaciones en este ámbito en las que se tienen en cuenta otras vías a explorar.

### 3.1 Discusión

En este apartado, se comentan y discuten los resultados obtenidos para las estimaciones de fuerzas de los diferentes grupos musculares. Como se ha podido comprobar, el análisis realizado con OpenSim® de los diferentes operarios considerados presenta diferencias para cada uno de los grupos musculares estudiados. Estas diferencias se pueden observar incluso dentro de un mismo grupo muscular para sus distintas líneas de acción. Estas diferencias se encuentran especialmente en los percentiles más elevados, por encima del p50, como es de esperar, pues mayor cantidad de valores comparamos, las diferencias serán más notables. Mientras que percentiles como p5 o p25 apenas se ven modificados.

Resulta necesario tener en cuenta algunas consideraciones en estos resultados para intentar explicar de alguna manera la diversidad que representan. Cabe recordar, como se ha explicado en la metodología (Apartado 2.3) que el movimiento estudiado para cada uno de los sujetos en el intervalo de tiempo considerado, consiste en un levantamiento del brazo, en algunos casos por encima de la altura del hombro, para llevar la herramienta al sitio indicado y poder atornillar las piezas correctamente. Se trata de trabajadores diestros que levantan la herramienta con el brazo derecho y que requieren de una fuerza vertical y hacia arriba para realizar la tarea. Dado que el intervalo de tiempo es relativamente largo, en algunos casos también se incluyen momentos en los que el operario baja el brazo y que, por tanto, influyen en el resultado. Sin embargo, como el intervalo se ha seleccionado intencionadamente, se ha procurado que sean más numerosos los momentos de elevación del brazo que de bajada del mismo. Por otra parte, el elemento que simula

el exoesqueleto únicamente actúa como muelle generando una fuerza a favor del levantamiento del brazo.

De igual manera, cabe también hacer especial mención al aspecto de que como una elevación del brazo consiste en una combinación de los 3 movimientos o grados de libertad del modelo para el hombro. Es posible que para una elevación determinada la combinación de los 3 movimientos sea diferente y que el '*shoulder\_ev*' apenas se vea modificado por ese movimiento, provocando que no se active adecuadamente el muelle.

Lo que cabría esperar, dado el objetivo del proyecto, es que existiera una diferencia significativa entre las situaciones simuladas para sendos sujetos analizados. Una diferencia en la que las estimaciones de fuerzas y activaciones musculares, en el caso en el que los sujetos no llevaran la ayuda técnica, es decir, el exoesqueleto, tuviesen valores mayores que en el caso en el que lo llevaran. Este planteamiento se basa en el hecho de que la utilización del exoesqueleto debería ayudar al trabajador a realizar las tareas (menos esfuerzo) y no a dificultar la tarea, con demandas mayores de esfuerzos. En este caso, vemos como el empleo del exoesqueleto da lugar a ambas situaciones, tanto de ayuda como de perjuicio.

Así, se puede apreciar como, por ejemplo, para las fuerzas estimadas en el Trapecio, se obtiene para dos de sus líneas de acción, concretamente TRAP1 y TRAP2, un resultado de beneficio, mientras que en el caso de las otras dos líneas, TRAP3 y TRAP4, se obtiene justo lo contrario. El efecto de llevar el exoesqueleto puede permitir la reducción de esfuerzos como en los dos primeros casos o un aumento como en las dos últimas.

La cuestión de que para un mismo músculo se obtengan resultados tan contradictorios es debido a cómo trata OpenSim® los grupos musculares. En el programa, los músculos considerados presentan una amplia extensión, lo que obliga a que sean simulados con distintas líneas de acción. Esto se traduce en que aunque se trate del mismo músculo o grupo muscular, el software lo analiza como líneas independientes que no trabajan de forma conjunta, como un único músculo. Así, las líneas TRAP1 y TRAP2 se corresponden con la zona superior del trapecio que colabora en la elevación del brazo. Gracias a esto, durante la subida del brazo estas líneas se contraen de forma natural y en el caso en el que el trabajador lleva el exoesqueleto, efectivamente su actividad es menor (Ver Tablas 2.3 y 2.4), pues además está actuando el muelle/exoesqueleto ayudando con el movimiento hacia arriba.

Una de las cuestiones importantes a destacar es el hecho de que en las otras dos líneas, TRAP3 y TRAP4, el exoesqueleto suponga un aumento en sus esfuerzos musculares. Esto se explica teniendo en cuenta la función que realizan estas dos líneas: dejar actuar la gravedad para que el brazo caiga, pero que lo haga de una forma mantenida y suave (no brusca). Se activan por tanto para compensar el efecto de la gravedad. Sin embargo, la presencia del muelle, por la forma en que se ha definido, actúa oponiéndose a la gravedad pues genera continuamente una fuerza a favor de la elevación del brazo, y dicha oposición debe ser compensada por estas dos líneas, para que siga existiendo consistencia entre movimientos y fuerzas del sistema. Es por esto, que con el exoesqueleto TRAP3 y TRAP4 se vean obligados a aumentar su actividad y con ello, sus esfuerzos musculares para ayudar a la gravedad a cumplir con el movimiento hacia abajo. En otras palabras, la fuerza generada por el muelle para la elevación del brazo debe ser anulada y superada por otra fuerza que actúe en sentido contrario, bajando el brazo, y parte de esa fuerza es proporcionada por las líneas inferiores del trapecio, TRAP1 y TRAP4.

Todo lo comentado anteriormente se puede comprobar con las gráficas presentadas de estimación de fuerzas medias, pues se observa como para las líneas TRAP1 y TRAP2 el valor medio de la fuerza para el caso con exoesqueleto se encuentra por debajo de los valores para el caso sin exoesqueleto. Mientras que para las otras dos líneas pasa justo lo contrario y casi siempre está con valores de esfuerzo mayores los sujetos con el exoesqueleto simulado. Además, las activaciones musculares estimadas muestran exactamente los mismos resultados, con valores menores en sujetos con exoesqueleto en las líneas TRAP1 y TRAP2, y mayores en TRAP3 y TRAP4.

Por otra parte, si analizamos al deltoides vemos como los resultados y explicaciones se repiten. En este caso, se dispone de 3 líneas de acción en lugar de 4: DELT1, DELT2 y DELT3, que se corresponden, respectivamente, con las porciones anterior, lateral y posterior del deltoides.

Las porciones favorecidas (disminución de esfuerzos) con el exoesqueleto para el deltoides son la anterior y la lateral, encargadas de ayudar en la elevación del brazo. (Ver Tablas 2.7 y 2.8). Mientras que la posterior, DELT3, se ve afectada por su presencia, al aumentar los esfuerzos requeridos cuando tira del brazo hacia abajo oponiéndose a la fuerza generada por el muelle.

Estos resultados son consistentes de acuerdo a la anatomía que presenta el hombro y la distribución de los músculos. (Ver Tabla 2.9). Dada su posición es lógico, entonces, que el DELT1 y DELT2, por su localización anatómica anterior y lateral presenten valores de activación mayores y mantenidos que en el DELT3, pues en este caso al tener los brazos (sin ayuda de exoesqueleto) arriba supone un movimiento de elevación del brazo. Por esta misma razón, cuando introducimos un elemento que simula el exoesqueleto y afectamos al movimiento '*shoulder\_elv*', la contracción de los mismos se ve disminuida considerablemente, pues el resorte está ayudando al músculo a ejercer un esfuerzo de elevación del brazo y mantenerlo arriba. El efecto contrario sucede con el DELT3, el cual tira del brazo hacia abajo continuamente cuando se contrae y el hecho de que haya un elemento que lo eleva, provoca una mayor activación por su parte.

Estos resultados se pueden apreciar, de igual manera, en las correspondientes gráficas de estimación de fuerzas y activaciones musculares, Figuras 2.13, 2.14, 2.15 y 2.25, 2.26, 2.27, respectivamente. En ellas, se aprecia como para DELT1 y DELT2, las estimaciones de fuerzas suelen ser mayores para el caso sin exoesqueleto, mientras que para DELT3, es mayor para el caso con exoesqueleto.

En cuanto a los músculos supraespinoso, SUPSP, e infraespinoso, INFSP, cada uno con una única línea de acción, ambos músculos se ven favorecidos ligeramente por la presencia del exoesqueleto. Esto se debe especialmente, a su disposición anatómica, la cual permiten que colaboren en la elevación del brazo. En ambos casos, los esfuerzos musculares se ven disminuidos como se puede observar en las correspondientes gráficas de fuerzas y activaciones medias.

Por último, se presenta el grupo muscular correspondiente al dorsal ancho, en el que la presencia del exoesqueleto no supone cambios favorables en los valores de las estimaciones. Apenas afecta el hecho de que un elemento de ayuda presente modifique el esfuerzo realizado por el trabajador. Este grupo muscular cuenta con 3 líneas de acción al igual que el deltoides, y prácticamente, todas ellas aumentan sus esfuerzos musculares en los casos con exoesqueleto. Aunque el aumento sea mayor en percentiles bajos en torno al p75, en los más altos (p90-p95) prácticamente los valores se mantienen casi sin cambios perceptibles. Esto se puede apreciar tanto en las tablas como en las gráficas correspondientes al dorsal ancho de los apartados 2.3.1 y 2.3.2.

El hecho de que en algunos sujetos, como el caso del 1 o del 2, que en muchos de las ocasiones el resultado es que no existe una diferencia suficientemente elevada entre las situaciones simuladas, es debido a que, posiblemente, aunque sí que existe un levantamiento del brazo, el sujeto no lo eleva lo suficiente, lo que puede provocar dos respuestas: o no se supera el límite para el que el muelle comienza actuar (en este punto la situación con exoesqueleto y sin él, se hacen indistinguibles, pues el muelle es como si no estuviera al no verse dentro del rango de actuación determinado) o se supera pero levemente, lo que hace que aunque se active el muelle, tenga un valor de rigidez pequeño, y la fuerza generada sea pequeña, generando una ayuda al levantamiento mínima. Los valores de esfuerzos se mantienen casi iguales en ambos casos. Esto quiere decir, que aún con la presencia del exoesqueleto existen posturas en las que no parece aportar ningún tipo de ayuda a la realización de un trabajo concreto, generando situaciones en las que apoya y otras en las que no. Situaciones en las que también puede existir una postura o esfuerzo de riesgo para el paciente, y que el exoesqueleto no puede impedir, pues su actuación está limitada. Esta condición puede verse, además, influenciada en gran parte por la altura de los sujetos, que para estos dos casos, son de 1,79 para el sujeto 1 y 1,75 para el sujeto 2 (alturas por encima de la media).

Ante esta situación, una posible manera de conseguir una disminución conjunta de todos los grupos musculares podría ser considerando otro tipo de elemento, y no simplemente un resorte, que a la vez que ayude a la elevación de los brazos, también permita una bajada amortiguada y suave, evitando que algunos músculos tengan que realizar un esfuerzo superior que en el que se realiza en una situación normal.

### 3.2 Conclusiones

En base a los resultados obtenidos se puede concluir que OpenSim<sup>®</sup>, como primera aproximación a una herramienta de evaluación de riesgos, parece ser un buen método para llevar a cabo estimaciones de esfuerzos musculares. Los resultados que se pueden extraer de él se acoplan de alguna u otra manera a la realidad, pues son consistentes con ésta, y además, siempre se pueden explicar razonablemente.

En este caso, se aprecia como el desarrollo de una actividad que es catalogada como de posible riesgo de lesión, debido especialmente a los esfuerzos físicos mantenidos en el tiempo que conlleva, puede verse favorecida con la implementación de una herramienta de ayuda en el puesto de trabajo, como lo es un exoesqueleto. Dicho dispositivo parece que favorece en gran medida a la reducción de los esfuerzos requeridos. Resulta importante, además, tener en cuenta todos los aspectos a la hora de su implementación, pues como se ha podido comprobar, aunque algunos músculos se hayan visto favorecidos otros se han visto perjudicados. Lo ideal es disponer de herramientas que ayuden de igual manera a todos los elementos que lo necesiten y en última instancia intentar conseguir que el beneficio sea mucho mayor que lo lesivo.

La metodología propuesta supone ser un paso más allá a la valoración objetiva y cuantificable del aspecto ergonómico de los puestos del trabajo. No obstante, a la hora de realizar todo un análisis de estimaciones hay que tener en cuenta las limitaciones y simplificaciones en los modelos que puede presentar este software y lo poco robusto que puede llegar a ser. Principalmente, esto es debido a que cuando se dispone de modelos muy completos, que pueden simular la realidad de la forma más fidedigna posible, sigue existiendo un cuello de botella en la computación de las



simulaciones. Se requiere por tanto de modelos más sencillos y estables, prácticamente enfocados solo en la zona que se desea analizar, lo que impide realizar estudios de todo el sistema en conjunto; intervalos de tiempo cortos, que supongan tiempos de cálculo relativamente cortos, pues aún el tiempo que conlleva la realización de todo el procedimiento para la obtención de las estimaciones sigue siendo elevado; posturas poco conflictivas y movimientos suaves y continuos que permitan llegar a una solución lo más aproximada posible, sin que se lleguen a generar situaciones de cálculo irresolubles como sucede con algunos modelos...

Uno de los principales problemas de este procedimiento es la fuerte dependencia que presenta el programa con respecto a la cinemática calculada. Ligeros cambios en los intervalos seleccionados cambian completamente los valores obtenidos de la cinemática, que además depende en su totalidad del punto de partida (primer *frame* con el que se inicia el cálculo). Se pueden llegar a obtener valores de ángulos articulares extremadamente elevados e imposibles fisiológicamente hablando. Además, esto implica que al tener una cinemática diferente para un mismo sujeto y para un movimiento más o menos parecido, en últimas, los valores de las estimaciones musculares pueden llegar a ser completamente diferentes y no tener nada que ver unos con otros. Se trata de un procedimiento poco robusto y con una reproducibilidad complicada, en la que hasta el más mínimo detalle hay que tenerlo exactamente igual, si no se quieren resultados distintos o erróneos.

Otro aspecto a mencionar, es que este tipo de técnica se utilizaría en todo caso como herramienta complementaria a algunos de los métodos o herramientas ya existentes en valoración ergonómica. Pues de la misma manera que algunos de estos carecían de determinados aspectos de evaluación o presentaban limitaciones, éste método también presenta limitaciones y carencias, especialmente en aquellas situaciones de riesgo laboral que se salen del ámbito de esfuerzos físicos requeridos, como el levantamiento de cargas.

Por otra parte, este tipo de procedimientos requiere de personal cualificado que sepa en cada momento los cálculos que se están realizando y los resultados que se están obteniendo, los cuales sea capaz de interpretar. Además, de conocer cómo funciona el programa y entender y generar cada uno de los archivos requeridos para algunos procedimientos: archivos de fuerzas, de seguimiento de articulaciones, de actuadores...

Desde luego, esta técnica no supone ser un sustituto de otros métodos de estimación y cálculo de esfuerzos y captura de movimientos, como lo son la técnica de EMG y la videofotogrametría. Proporciona resultados parecidos a cada técnica, pero es necesario recordar que en todo momento se trata de cálculo de estimaciones, que aunque se obtengan a partir de mediciones reales, los errores introducidos en la computación lo alejan significativamente de la realidad. Aún así, los resultados obtenidos, a pesar de todo esto, son muy aproximados con los esfuerzos realizados realmente y pueden ayudar a determinar y entender mejor aquellas situaciones de riesgo de lesión para los trabajadores.

Es verdad que aún queda un largo camino hasta que OpenSim® pueda llegar a utilizarse como herramienta de valoración ergonómica en el ámbito laboral, pero esto puede sentar de alguna manera las bases prácticas para la valoración ergonómica del riesgo en un puesto de trabajo con condiciones novedosas que tengan que ver con la modificación de los valores de los esfuerzos requeridos, como es el caso del uso de exoesqueletos en la industria del automóvil.

### 3.3 Trabajos futuros

Finalmente, se proponen una serie de actividades o consideraciones a tener en cuenta en posibles trabajos futuros que tengan el mismo enfoque o intenten mejorar el ya expuesto. La finalidad de esto es conseguir resultados cada vez más robustos y que se asemejen mucho mejor a los valores reales. Todo ello, con el fin de dar solución a posibles problemas, errores ya cometidos, cuellos de botella, aspectos importantes que no se consideraron; o simplemente potenciar la metodología empleada.

De esta manera, se podría considerar la utilización de un elemento distinto al simple resorte utilizado para simular el exoesqueleto. Los resultados han mostrado que este primer elemento no se corresponde con la mejor aproximación, dadas todas las limitaciones que presenta. Así, el nuevo elemento utilizado actuaría tanto en una dirección como en otra, como una combinación de un resorte con un amortiguador, que favorezca tanto el movimiento hacia un lado y lo haga de igual manera hacia el otro. En este caso concreto, en el estudio del miembro superior convendría disponer de ese único elemento con más variedad de características y restricciones que se pueden ajustar a una reproducción más fidedigna de un exoesqueleto real y que favorezca de igual manera a todos los músculos analizados, sin importar el movimiento sobre el que se activen.

Otra posible vía futura, tendría que ver con la dependencia que presenta el programa con respecto a la cinemática obtenida. Sería conveniente realizar un post-procesado de los datos de los ángulos articulares, asegurando que estos no presenten valores que se salgan de lo fisiológico, consiguiendo una cinemática más consistente anatómicamente. Este hecho favorecería especialmente, a los cálculos realizados y a la comprensión de los resultados obtenidos. Otra forma de combatir esta dependencia, aunque algo más complicada y poco práctica, podría ser consiguiendo que los movimientos de los sujetos sean prácticamente los mismos, partiendo y llegando al mismo punto, y todo ello en intervalo de tiempo idénticos.

Finalmente, en estudios que requieran resultados más exactos y más realistas, sería conveniente no considerar simplificaciones, disponiendo de un modelo mucho más completo, con toda la anatomía involucrada en el movimiento total o incluso considerar el movimiento medido para todo un ciclo de trabajo (mayor cantidad de instantes de tiempo considerados) y comparar los esfuerzos entre los instantes de todo el ciclo (comparativa intrasujeto) y entre los propios ciclos de cada sujeto (comparativa intersujeto). Al tener una perspectiva más global al disponer de toda la información de todos los grupos musculares y en todos los instantes de tiempo, se obtendría una inferencia de estimación mucho más certera con la realidad.

Parte II

# Presupuesto



## Capítulo 4

# Presupuesto

*A lo largo de este capítulo, se expone el estudio económico desglosado para el desarrollo y ejecución del proyecto realizado. La finalidad de este documento es determinar la viabilidad del proyecto, analizando inversiones económicas y el coste de ejecución del mismo.*

### 4.1 Consideraciones

- El coste del proyecto está directamente relacionado con los recursos utilizados a lo largo de la ejecución del mismo.
- Todos los precios presentados se encuentran en euros (€).
- La mano de obra se reparte en su mayor parte en dos figuras básicas: el ingeniero biomédico junior, ejecutor del proyecto, con un salario anual aproximado de 25,000 € (unos 1,800 € al mes); y el ingeniero senior, que hace las veces de tutor y supervisor del proyecto, con un sueldo aproximado de 45,000 € anuales.

Teniendo en cuenta que si eliminamos los días que se corresponden con los fines de semana, que son 104 (52 semanas), los 22 días hábiles de vacaciones y 12 días festivos, a los 365 días al año, se obtiene un total de 227 días efectivos trabajados anualmente. Suponiendo que se dispone de una jornada laboral normal de 40 horas semanales (8 h/día), se obtiene un total de 1.816 horas laborables al año. De esta manera, se obtiene que el precio por hora para cada figura mencionada es de:

- **Ingeniero biomédico junior:**  $25.000 \text{ €} / 1.816 \text{ h} = 13,76 \text{ €/h}$
- **Ingeniero senior:**  $45.000 \text{ €} / 1.816 \text{ h} = 24,77 \text{ €/h}$
- Los costes asociados a los materiales utilizados no se han tomado como los precios de compra, sino que se ha considerado la amortización correspondiente a la duración del proyecto. De esta manera, el factor de amortización se ha calculado como la duración del proyecto, 4 meses, entre la vida útil estimada de cada producto o el tiempo al que hace referencia el valor del precio. Es decir, en algunos casos se puede comprar licencias por periodos de tiempo determinados y luego renovarlos. Estos precios no presentan cargos por IVA.

- Algunos de los recursos utilizados presentan precios de valor de 0 €, esto puede deberse a que se corresponden con licencias gratuitas, son programas de código abierto o completamente gratuitos adquirirlos.
- Para el presupuesto por ejecución por contrata se realiza un incremento del tipo de IVA correspondiente, según la Agencia Tributaria, que es del 21 %, para el proyecto realizado.
- Finalmente, a la suma total correspondiente a los diferentes costes que requiere el desarrollo de cada una de las partes que forman parte de este proyecto, se le aplica un 13 % del total en concepto de gastos generales y un 6 % de beneficio industrial.

## 4.2 Cuadro de precios mano de obra

Nº	Código	Denominación de la mano de obra	Precio	Horas	Total
1	MO.IBJ	Ingeniero Biomédico Junior	13,76 €/h	588 h	8.090,88 €
2	MO.IS	Ingeniero Senior	24,77 €/h	39 h	966,03 €
<b>Total Mano de Obra:</b>					<b>9.056,91 €</b>

## 4.3 Cuadro de precios material

Nº	Código	Denominación	Precio	Cantidad	F. Amort.	Total
1	M.PC1	Ordenador MacBook Air con procesador Intel Core i5 a 1,3 G, memoria RAM de 4 GB y gráfica Intel HD Graphics 5000	1.200 €	1 u	4/60	80 €
2	M.PC2	Ordenador iMac con procesador Intel Core i3 a 3,06 G, memoria RAM de 12 GB y gráfica ATI Radeon <sup>TM</sup> HD 4670	1.400 €	1 u	4/60	93,33 €
3	M.MO	Microsoft Office 2019	149 €	1 u	4/36	16,5 €
4	M.MAT	MATLAB 2019	800 €	1 u	4/12	266,66 €
5	M.OV	Overleaf (LaTeX) versión Colaborador	15 €	4 u	–	60 €
6	M.OP	OpenSim <sup>®</sup> 3.3	0 €	1 u	–	0 €
7	M.XS	Herramienta Xsens MVN Analyze	12.000 €	1 u	0,5/60	100 €
8	M.INT	Internet, fibra 500 MB	30,95 €	4 u	–	123,8 €
9	M.IMP	Impresión del Proyecto	0,12 €	84 u	–	10,08 €
10	M.ENC	Encuadernación del Proyecto	2 €	1 u	–	2 €
<b>Total Materiales:</b>						<b>752,37 €</b>

## 4.4 Cuadro de presupuestos parciales

**Tabla 4.1:** Planificación y seguimiento del Proyecto

Nº	Ud.	Denominación	Cantidad	Precio	Total
1.1	h	Reuniones previas para el planteamiento y planificación de las tareas	4	38,53 €	154,12 €
1.2	h	Revisión bibliográfica del estado del arte de los métodos de valoración ergonómica en los distintos sectores industriales, en especial en el automovilístico	135	13,76 €	1.857,60 €
1.3	h	Reuniones de supervisión y seguimiento del desarrollo del proyecto, y de solución de problemas y dudas generadas	24	38,53 €	924,72 €
<b>Total presupuesto parcial 1:</b>					<b>2.936,44 €</b>

**Tabla 4.2:** Ejecución de la metodología empleada

Nº	Ud	Denominación	Cantidad	Precio	Total
2.1	u	Obtención y procesamiento de medidas para disponer de los 'trc'	1	113,76 €	113,76 €
2.2	u	Instalación de todo el software necesario	1	640,29 €	640,29 €
2.3	h	Programación de los scripts y modelos necesarios y obtención de los archivos requeridos para los diferentes procesos realizados (modelo, escalado, RRA, SO...)	140	13,76 €	1.926,40 €
2.4	u	Realización de todo el procedimiento propuesto para cada uno de los sujetos	4	68,80 €	275,20€
<b>Total presupuesto parcial 2:</b>					<b>2.955,65 €</b>

**Tabla 4.3:** Análisis y evaluación de resultados

Nº	Ud	Denominación	Cantidad	Precio	Total
3.1	u	Post-procesado de los resultados obtenidos para la obtención de los percentiles requeridos para cada sujeto	4	27,52 €	110,08 €
3.2	h	Interpretación de resultados y evaluación comparativa con bibliografía disponible	90	13,76 €	1.238,40 €
<b>Total presupuesto parcial 3:</b>					<b>1.340,48 €</b>



**Tabla 4.4:** Redacción y defensa del Proyecto

Nº	Ud	Denominación	Cantidad	Precio	Total
4.1	h	Redacción del documento Memoria y Presupuesto del Proyecto	130	13,76 €	1.788,80 €
4.2	h	Revisión y corrección de todo el documento del Proyecto	11	38,53 €	423,83 €
4.3	u	Impresión y encuadernado del Proyecto	1	12,08 €	12,08 €
4.4	h	Preparación de la defensa y generación del Power Point	25	13,76 €	344,00 €
<b>Total presupuesto parcial 4:</b>					<b>2.568,71 €</b>

## 4.5 Cuadro de precios unitarios

			Importe	
Nº	Ud.	Denominación	En cifras	En letra
<b>1. Planificación y seguimiento del Proyecto</b>				
1.1	h	Reuniones previas para el planteamiento y planificación de las tareas	38,53 €	Treinta y ocho euros con cincuenta y tres céntimos
1.2	h	Revisión bibliográfica del estado del arte de los métodos de valoración ergonómica en los distintos sectores industriales, en especial en el automovilístico	13,76 €	Trece euros con setenta y seis céntimos
1.3	h	Reuniones de supervisión y seguimiento del desarrollo del proyecto, y de solución de problemas y dudas generadas	38,53 €	Treinta y ocho euros con cincuenta y tres céntimos
<b>2. Ejecución de la metodología empleada</b>				
2.1	u	Obtención y procesamiento de medidas para disponer de los ‘trc’	113,76 €	Ciento trece euros con setenta y seis céntimos
2.2	u	Instalación de todo el software necesario	640,29 €	Seiscientos cuarenta euros con veintinueve céntimos
2.3	h	Programación de los scripts y modelos necesarios y obtención de los archivos requeridos para los diferentes procesos realizados (modelo, escalado, RRA, SO...)	13,76 €	Trece euros con setenta céntimos
2.4	u	Realización de todo el procedimiento propuesto para cada uno de los sujetos	68,80 €	Sesenta y ocho euros con ochenta céntimos
<b>3. Análisis y evaluación de resultados</b>				
3.1	u	Post-procesado de los resultados obtenidos para la obtención de los percentiles requeridos para cada sujeto	27,52 €	Veintisiete euros con cincuenta y dos céntimos
3.2	h	Interpretación de resultados y evaluación comparativa con bibliografía disponible	13,76 €	Trece euros con setenta y seis
<b>4. Redacción y defensa del Proyecto</b>				
4.1	h	Redacción del documento Memoria y Presupuesto del Proyecto	13,76 €	Trece euros con setenta y seis céntimos
4.2	h	Revisión y corrección de todo el documento del proyecto	38,53 €	Treinta y ocho euros con cincuenta y tres céntimos
4.3	u	Impresión y encuadernado del Proyecto	12,08 €	Doce euros con ocho céntimos
4.4	h	Preparación de la defensa y generación del Power Point	13,76 €	Trece euros con setenta y seis céntimos

## 4.6 Cuadro de precios descompuestos

Nº	Ud.	Denominación	Total
<b>1. Planificación y seguimiento del proyecto</b>			
1.1	h	Reuniones previas para el planteamiento y planificación de las tareas	
		MO.IBJ 4 h Ingeniero Biomédico Junior	13,76 €/h 55,04€
		MO.S 4 h Ingeniero Senior	24,77 €/h 99,08 €
		<b>Precio total por h</b>	<b>... 154,12€</b>
1.2	h	Revisión bibliográfica del estado del arte de los métodos de valoración ergonómica en los distintos sectores industriales, en especial el automovilístico	
		MO.IBJ 135 h Ingeniero Biomédico Junior	13,76 €/h 1.857,60€
		<b>Precio total por h</b>	<b>... 1.857,60€</b>
1.3	h	Reuniones de supervisión y seguimiento del desarrollo del proyecto, y de solución de los problemas y dudas generadas	
		MO.IBJ 24 h Ingeniero Biomédico Junior	13,76 €/h 330,24€
		MO.S 24 h Ingeniero Senior	24,77 €/h 594,48€
		<b>Precio total por h</b>	<b>... 924,72€</b>
<b>2. Ejecución de la metodología empleada</b>			
2.1	h	Obtención y procesamiento de medidas para disponer de los 'trc'	
		MO.IBJ 1 h Ingeniero Biomédico Junior	13,76 €/h 13,76€
		M.XS 1 u Herramienta Xsens	100 €/h 100€
		<b>Precio total por h</b>	<b>... 113,76€</b>
2.2	h	Instalación de todo el software necesario	
		M.PC1 1 u Ordenador Macbook Air	80 €/h 80€
		M.PC2 1 u Ordenador iMac	93,33 €/h 93,33€
		M.MO 1 u Microsoft Office 2019	16,5 €/h 16,5€
		M.MAT 1 u MATLAB 2019	266,66 €/h 266,66€
		M.OV 4 u Overleaf (LaTeX)	15 €/h 60€
		M.OP 1 u OpenSim®	0 €/h 0€
		M.INT 4 u Internet	39,95 €/h 123,8€
		<b>Precio total por h</b>	<b>... 640,29€</b>
2.3	h	Programación de los scripts y modelos necesarios y obtención de los archivos requeridos para los diferentes procesos realizados	
		MO.IBJ 140 h Ingeniero Biomédico Junior	13,76 €/h 1.926,4€
		<b>Precio total por h</b>	<b>... 1.926,4€</b>
2.4	h	Realización de todo el procedimiento propuesto para cada uno de los sujetos	
		MO.IBJ 5 hx4 Ingeniero Biomédico Junior	13,76 €/h 275,20€
		<b>Precio total por h</b>	<b>... 275,20€</b>

Nº	Ud.	Denominación	Total
<b>3. Análisis y evaluación de resultados</b>			
3.1	h	Post-procesado de los resultados obtenidos para la obtención de los percentiles requeridos para cada sujeto	
		MO.IBJ 8 h Ingeniero Biomédico Junior 13,76 €/h	110,08€
		<b>Precio total por h</b>	<b>110,08€</b>
3.2	h	Interpretación de resultados y evaluación comparativa con bibliografía disponible	
		MO.IBJ 90 h Ingeniero Biomédico Junior 13,76 €/h	1.238,40€
		<b>Precio total por h</b>	<b>1.238,40€</b>
<b>4. Redacción y defensa del TFM</b>			
4.1	h	Redacción del documento Memoria y Presupuesto del Proyecto	
		MO.IBJ 130 h Ingeniero Biomédico Junior 13,76 €/h	1.788,80 €
		<b>Precio total por h</b>	<b>1.788,80€</b>
4.2	h	Revisión y corrección de todo el documento del Proyecto	
		MO.IBJ 11 h Ingeniero Biomédico Junior 13,76 €/h	151,36 €
		MO.S 11 h Ingeniero Senior 24,77 €/h	272,47€
		<b>Precio total por h</b>	<b>423,83€</b>
4.3	h	Impresión y encuadernado del Proyecto	
		M.IMP 84 u Impresión del Proyecto 0,12 €/h	10,08€
		M.ENC 1 u Encuadernación del proyecto 2 €/h	2€
		<b>Precio total por unidad</b>	<b>12,08€</b>
4.4	h	Preparación de la defensa y generación del Power Point	
		MO.IBJ 25 h Ingeniero Biomédico Junior 13,76 €/h	344,00€
		<b>Precio total por h</b>	<b>344,00€</b>

## 4.7 Presupuesto de ejecución por contrata

Capítulo	Importe
Capítulo 1. Planificación y seguimiento del Proyecto	2.936,44 €
Capítulo 2. Ejecución de la metodología empleada	2.955,65 €
Capítulo 3. Análisis y evaluación de resultados	1.340,48 €
Capítulo 4. Redacción y defensa del Proyecto	2.568,71 €
<i>Presupuesto de ejecución material</i>	9.801,28 €
Gastos Generales (13 %)	1.274,16 €
Beneficio Industrial (6 %)	588,07 €
<i>Suma</i>	11.663,51 €
IVA (21 %)	2.449,33 €
<b><i>Presupuesto de ejecución por contrata</i></b>	<b>14.112,84 €</b>

El presupuesto de ejecución por contrata asciende a la cantidad de **catorce mil ciento doce euros con ochenta y cuatro céntimos**.



# Bibliografía

- [1] Área de estrategias sectoriales (AES). *Situación y perspectivas en el sector del automóvil*. C/ Ramírez de Arellano, 19 (1a y 6a planta) 28043 Madrid.: Comisiones Obreras., sep. de 2018 (vid. pág. 3).
- [2] Santiago Mario Araña Suarez. *Trastornos musculoesqueléticos, psicopatología y dolor*. Inf. téc. Ministerio de Trabajo e Inmigración. Secretaría de Estado de Seguridad Social, 2009 (vid. pág. 21).
- [3] Instituto de Biomecánica. *Ergo/IBV - Software Evaluación de Riesgos Ergonómicos*. <https://www.ibv.org/productos-y-servicios/productos/aplicaciones-tic/ergoibv-software-evaluacion-de-riesgos-ergonomicos>. [Online; accessed 23-April-2019]. 2019 (vid. pág. 11).
- [4] A. Blanco y col. «PROCEDIMIENTO DE DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBRO SUPERIOR PARA SOPORTE DE CARGAS». En: *XXXVIII Jornadas de Automática* (sep. de 2017), págs. 680-685 (vid. pág. 4).
- [5] Stephen Boyd y Lieven Vandenberghe. *Convex Optimization*. 9ª ed. Cambridge University Press, 2004. ISBN: 978-0-521-83378-3 (vid. pág. 30).
- [6] Peter Buckle y Jason Devereux. *Work-related neck and upper limb. Musculoskeletal disorders*. Inf. téc. European Agency for Safety y Health at Work., 1999 (vid. pág. 21).
- [7] Yohama Caraballo-Arias. *Temas de epidemiología y salud pública. Tomo II*. 1ª ed. Venezuela: EBUC, 2013, págs. 745-764 (vid. pág. 21).
- [8] GRUPO CLASA. *Anatomía y Fisiología del Cuerpo Humano*. CULTURAL LIBRERA AMERICANA S. A., 2006 (vid. págs. 16-18).
- [9] Ángeles De Vicente y col. *Transtorno músculo-esquelético en el ámbito laboral en cifras*. Inf. téc. Departamento de información e investigación del Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo., 2012 (vid. pág. 21).

- [10] Scott Delp y col. «OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement.» En: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*. 54 (dic. de 2007), págs. 1940 -1950. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024> (vid. págs. 23, 32, 33).
- [11] R.L. Drake, A.M.W. Mitchell y A.W. Vogl. *Gray. Anatomía para estudiantes*. Elsevier Elibrary. Elsevier Health Sciences Spain, 2010. ISBN: 9788480868358 (vid. págs. 16, 17, 19, 20).
- [12] MD Glenn C.Terry y MD Thomas M. Chopp. «Functional Anatomy of the Shoulder». En: *Journal of Athletic Training* 35 (sep. de 2000), págs. 248-255 (vid. pág. 20).
- [13] Sue Hignett y Lynn McAtamney. «Rapid entire body assessment (REBA).» En: *Applied ergonomics*. 31 (mayo de 2000), págs. 201-5. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(99\)00039-3](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(99)00039-3) (vid. pág. 7).
- [14] Katherine R. S. Holzbaur, Wendy M. Murray y Scott L. Delp. «A model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control». En: *Annals of Biomedical Engineering* 33 (jul. de 2005), págs. 829-840. DOI: 10.1007/s10439-005-3320-7 (vid. pág. 25).
- [15] Lee Jay, Kao Hung-An y Shanhu Yang. «Service innovation and smart analytics for Industry 4.0 and big data environment». En: *Elsevier B.V.* (2014), págs. 3-8. DOI: 10.1016/j.procir.2014.02.001 (vid. pág. 4).
- [16] Bengt Jonsson. «Measurement and evaluation of local muscular strain in the shoulder during constrained work». En: *Journal of human ergology* 11 (oct. de 1982), págs. 73-88. DOI: <https://doi.org/10.11183/jhe1972.11.73> (vid. pág. 4).
- [17] I.A Kapandji. *Cuadernos de fisiología articular : esquemas comentados de mecánica articular. Cuaderno I, Miembro superior. El hombro. El codo. Pronosupinación. La muñeca. La mano y los dedos*. spa. 4ª ed.. Barcelona: Toray-Masson, 1982. ISBN: 8431101598 (vid. págs. 18, 20).
- [18] I.A. Kapandji y M.T. Lacomba. *Fisiología Articular/ Articulate Phsychology: Miembro Superior*. Fisiología articular. Tomo 1. Hombro, codo, pronosupinaciónn, muñeca, mano. Editorial Medica Panamericana Sa de, 2006. ISBN: 9788498350029 (vid. pág. 20).
- [19] Kristina Kemmlert. «A method assigned for the identification of ergonomic hazards — PLIBEL.» En: *Applied ergonomics*. 26.3 (jun. de 1995), págs. 199-211. DOI: [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(95\)00022-5](https://doi.org/10.1016/0003-6870(95)00022-5) (vid. pág. 5).
- [20] M. Latarjet y A.R. Liard. *Anatomía Humana*. v. 1. Editorial Médica Panamericana, 2004. ISBN: 9789500613682 (vid. págs. 16, 17).



- [21] Lynn McAtamney y E Nigel Corlett. «RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders.» En: *Applied ergonomics*. 24 (2) (abr. de 1993), págs. 91-99. DOI: [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(93\)90080-S](https://doi.org/10.1016/0003-6870(93)90080-S) (vid. págs. 5-7).
- [22] Rafael Muñoz Ramírez. *La industria de la automoción: su evolución e incidencia social y económica*. Editorial Complutense., 1993 (vid. pág. 3).
- [23] NIOSH. *Work practices guide for manual handling*. Inf. téc. National Institute for Occupational Health, Cincinnati, Ohio., 1981 (vid. págs. 9, 10).
- [24] Silvia Nogareda. *NTP 601: Evaluación de las condiciones de trabajo: carga postural. Método REBA (Rapid Entire Body Assessment)*. Inf. téc. Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo, 2001 (vid. págs. 7, 8).
- [25] Silvia Nogareda y M<sup>a</sup> del Mar Canosa. *NTP 477: Levantamiento manual de cargas: ecuación del NIOSH*. Inf. téc. Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo., 1998 (vid. págs. 9, 10).
- [26] The National Center for Simulation in Rehabilitation Research (NCSRR). *OpenSim Documentation*. <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Documentation>. [Online; accessed 30-April-2019]. 2017 (vid. págs. 28, 31, 34).
- [27] Daniel Roetenberg, Henk Luinge y Per Slycke. «Xsens MVN: Full 6 DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors». En: (abr. de 2013) (vid. págs. 15, 24).
- [28] Yves Roquelaure y col. «Evaluation d'une méthode de quantification de l'activité gestuelle au cours des tâches répétitives de production de masse.» En: *DMT* 86 (ene. de 2001) (vid. pág. 4).
- [29] Elke Schneider. *New risk and trends in the safety and health of women at work*. Inf. téc. European Agency for Safety y Health at Work., 2013 (vid. pág. 21).
- [30] Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo. *VII Encuesta Nacional de Condiciones de Trabajo*. Inf. téc. Ministerio de Empleo y Seguridad Social., 2011 (vid. págs. 4, 21).
- [31] Ge Wu y col. «ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand». En: *Journal of biomechanics* 38 (jun. de 2005), págs. 981-992. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042> (vid. pág. 33).
- [32] Xsens. *Xsens MVN Analyze*. <https://www.xsens.com/products/xsens-mvn-analyze/>. [Online; accessed 23-April-2019]. 2015 (vid. págs. 14, 15, 24).

- [33] Huiyu Zhou, Huosheng Hu y Yaqin Tao. «Inertial measurements of upper limb motion.»  
En: *Medical & biological engineering & computing*. 44 (jul. de 2006), págs. 479-487. DOI:  
<https://doi.org/10.1007/s11517-006-0063-z> (vid. pág. 24).