



UNIVERSIDAD DE MURCIA

DEPARTAMENTO DE PERSONALIDAD, EVALUACIÓN Y TRATAMIENTO PSICOLÓGICOS

Modificaciones inducidas por la práctica de
Actividad Física Habitual en el patrón biomecánico
del Manejo Manual de Cargas

D. Andrés Valverde Conesa

2015



UNIVERSIDAD DE MURCIA

FACULTAD DE PSICOLOGÍA

Departamento de Personalidad, Evaluación y Tratamiento

Psicológico

TESIS DOCTORAL

Modificaciones inducidas por la práctica de
Actividad Física Habitual en el patrón biomecánico del
Manejo Manual de Cargas

Doctorando:

D. Andrés Valverde Conesa

Directores:

Dr. D. Enrique Javier Garcés De los Fayos Ruiz

2015



D. Enrique Javier Garcés de los Fayos Ruiz, Doctor por la Universidad de Murcia y Profesor Titular del Departamento de Personalidad, Evaluación y Tratamiento Psicológico de la Universidad de Murcia.

AUTORIZA:

La presentación de la Tesis Doctoral titulada “Modificaciones inducidas por la práctica de Actividad Física Habitual en el patrón biomecánico del Manejo Manual de Cargas”, realiza por D. Andrés Valverde Conesa, bajo la correspondiente dirección y supervisión, y que presenta para la obtención del grado de Doctor por la Universidad de Murcia.

En Murcia, a 21 de septiembre de 2015.

Fdo. Enrique Javier Garcés de los Fayos Ruiz.

Como el náufrago metódico que contase las olas
que faltan para morir,
y las contase, y las volviese a contar, para evitar
errores, hasta la última,
hasta aquella que tiene la estatura de un niño
y le besa y le cubre la frente,
así he vivido yo con una vaga prudencia de
caballo de cartón en el baño,
sabiendo que jamás me he equivocado en nada,
sino en las cosas que yo más quería.

Luis Rosales

Para Adela, Andrés, y Juan por todo el tiempo perdido.

En agradecimiento,

A mi padre, por enseñarme, quizá más de lo que piensa.

A mi madre, de la que he tomado el amor por las cosas bellas.

Y a mis queridos hermanos, con los que comparto pasiones, algunas veces...

A Quique, mi director y amigo, por infinita su empatía.

Tabla de Contenido

Tabla de Contenido.....	11
ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS.....	15
I INTRODUCCIÓN.....	19
I.1 Preámbulo.	19
I.2 Estructura de esta Tesis.....	22
I.2.1 Antecedentes.	22
I.2.2 Propuesta.	23
I.2.3 Material y métodos.	23
I.2.4 Resultados.	24
I.2.5 Discusión.	24
I.2.6 Conclusiones.....	24
II ANTECEDENTES.....	25
II.1 Definición del dolor lumbar.....	25
II.2 Impacto socioeconómico de los problemas lumbares.	27
II.3 Estructura y función de la espalda.	38
II.3.1 Anatomía de la columna vertebral.....	38
II.3.2 Biomecánica del Sistema del Enderezamiento.....	75
II.3.3 Control Motor: la integración del movimiento en los levantamientos.	117
II.4 Etiología patológica de las lumbalgias.	125
II.4.1 Modelo patoanatómico.....	126
II.4.2 Modelo generador de dolor periférico.....	126

II.4.3	Modelo neurofisiológico.....	127
II.4.4	Modelo psicosocial.	127
II.4.5	Modelo de carga o estrés mecánico.....	128
II.4.6	Modelo de signos y síntomas.	130
II.4.7	Modelo de control motor.....	131
II.4.8	Modelo biopsicosocial.....	131
II.5	Estilos de Vida: Actividad Física y Salud de la Espalda	132
II.5.1	Actividad Física para la Salud: Evidencia científica.....	134
II.5.2	Concepto de actividad física para la salud.....	138
II.5.3	Influencia del ejercicio físico sobre las lesiones de espalda baja.	140
III	<i>PROPUESTA</i>	144
III.1	Hipótesis de Trabajo.....	144
III.1.1	Evidencias.....	144
III.1.2	Hipótesis.....	151
III.2	Objetivos de la Tesis.....	152
IV	<i>MATERIAL Y MÉTODOS</i>.....	154
IV.1	Diseño experimental	154
IV.2	Características de la muestra.....	155
IV.2.1	Selección de la muestra.....	155
IV.2.2	Criterios de inclusión	158
IV.2.3	Criterios de exclusión	158
IV.2.4	Características de la muestra seleccionada.....	158
IV.3	Variables a estudio y seguimiento	159
IV.4	Recogida de información	159
IV.4.1	Cuestionarios.....	159

IV.4.2	Estudio biomecánico.	162
IV.5	Procesamiento y análisis estadístico de los datos.	172
IV.5.1	Procesamiento de señales: métodos de suavizado.....	172
IV.5.2	Normalización.....	173
IV.5.3	Promedio de medidas repetidas.	174
IV.5.4	Variables.....	175
IV.5.5	Análisis estadístico de los resultados.	181
V	RESULTADOS.....	183
V.1	Comparación de variables biomecánicas entre sujetos activos (0) y sedentarios (1).	183
V.1.1	Máximo Momento Angular Lumbar (MMAL).....	185
V.1.2	Rango angular lumbar (RL).....	185
V.1.3	Máxima distancia recorrida por el Centro de Presiones a lo largo del eje antero- posterior (MaxDCPy).....	185
V.1.4	Máxima velocidad del desplazamiento del Centro de Presiones a lo largo del eje antero-posterior (MaxVCPy).....	185
V.1.5	Índice de coordinación del Ángulo Fase Relativo Lumbo-Pélvico (IxCFLP).....	185
V.1.6	Índice de coordinación del Ángulo de Fase Relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar (IxCFM).	185
V.1.7	Máximo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la flexión (MaxAFLP1). 186	
V.1.8	Máximo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la extensión (MaxAFLP2)..	186
V.1.9	Máximo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar durante la flexión (MaxAFL1).....	186
V.1.10	Máximo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar durante la extensión (MaxAFL2).....	186
V.1.11	Mínimo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la flexión (MinAFLP1)..186	

V.1.12	Mínimo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la extensión (MinAFLP2). ...	187
V.1.13	Máximo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar (MaxAFML).....	187
V.1.14	Mínimo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar (MinAFML).	187
V.1.15	Mínimo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar durante la flexión (MinAFML1).	187
V.1.16	Mínimo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar durante la extensión (MinAFML2).	187
V.1.17	Máximo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico (MaxAFLP).	187
V.1.18	Mínimo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico (MinAFLP).	187
V.2	Comparación de variables biomecánicas entre sujetos con (1) y sin sobrepeso (0). 188	
V.2.1	Máximo Momento Angular Lumbar (MMAL).	190
V.2.2	Índice de coordinación del Ángulo Fase Relativo Lumbo-Pélvico (IxCFLP).	190
V.2.3	Mínimo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la flexión (MinAFLP1). .	190
V.2.4	Mínimo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico (MinAFLP).	190
V.3	Comparación de factores de salud del instrumento SF12 entre sujetos activos (0) y sedentarios (1).	191
V.4	Comparación de resultados para la determinación de cargas actuantes sobre la columna lumbar entre nuestro método, y otro método que emplea el análisis mediante elementos finitos.	192
VI	DISCUSIÓN.....	193
VII	CONCLUSIONES.....	196
VIII	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	197

IX	ANEXOS	223
IX.1	Cuestionario de Actividad Física Habitual de Baecke.	225
X.1	Cuestionario de Salud General	235
X.2	Resumen de Casos.....	247
X.3	Datos de videofotogrametría y plataforma dinamométrica (sujeto 2).	253

ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS

<i>Tabla 1: Prevalencia estandarizada por edad, y años de vida saludable perdidos (DALY's) (Hoy et al., 2014) 2010.</i>	28
<i>Tabla 2: Prevalencia de lumbalgias por CCAA (SER, 2008).</i>	35
<i>Tabla 3: Músculos autóctonos del retrosoma (Smith-Fernández & Huzman, 2003).</i>	65
<i>Tabla 4: Músculos emigrados situados en la región cervical posterior y otras regiones posteriores (Smith-Fernández & Huzman, 2003).</i>	68
<i>Tabla 5: Resumen de la amplitud de movimiento del raquis (López Miñarro, 2003)</i>	95
<i>Tabla 6: Valores de IAP en diferentes posturas (López Miñarro, 2003)</i>	101
<i>Tabla 7: Diagnóstico diferencial de las lumbalgias (Deyo & Weinstein, 2001).</i>	129
<i>Tabla 8: Niveles de práctica de actividad física recomendables según la edad (Cavill et al., 2006).</i>	141
<i>Tabla 9: Estadísticos descriptivos de las variables consideradas (grupo 0: activos; grupo 1:sedentarios IAFHST <5)</i>	183
<i>Tabla 10: Análisis ANOVA de las variables consideradas (Sedentarios vs Activos)</i>	184
<i>Tabla 11: Estadísticos descriptivos de las variables consideradas (grupo 0: normopeso; grupo 1:sobrepeso IMC >=25kg/m²)</i>	188
<i>Tabla 12: Análisis ANOVA de las variables consideradas (Normopeso vs Sobrepeso).</i>	189
<i>Tabla 13: Estadísticos descriptivos de los factores del cuestionario SF12 agrupados en sedentarios (grupo 1)(IAFHST<=5) y activos (2))(IAFHST>5).</i>	191

<i>Ilustración 1: Fracción global de lesiones y enfermedades atribuibles a factores de riesgo ocupacional (Woolf & Pflieger, 2003).</i>	29
<i>Ilustración 2: Prevalencia de la lumbalgia por edad, sexo y región del mundo, 2000 (Woolf & Pflieger, 2003).</i>	30
<i>Ilustración 3: Prevalencia de Lesiones Lumbares en Población Adulta Norteamericana (QuickStats, 2009).</i>	31
<i>Ilustración 4: Costes del dolor de espalda (van Tulder et al., 2002).</i>	34
<i>Ilustración 5: Línea de carga y su relación con las curvas vertebrales, la pelvis y el miembro inferior (Cosentino, 1985).</i>	43
<i>Ilustración 6: Visión lateral (A) y posterior (B) de la columna vertebral (Porrero et al., 2005).</i>	44
<i>Ilustración 7: Constitución de la vértebra tipo (Kapandji & Lacomba, 2004).</i>	47
<i>Ilustración 8: Articulación intersomática típica L3-L4 (Valcárcel García, 2012).</i>	51
<i>Ilustración 9: A. Visión anterior de la columna dorsal con el ligamento común anterior. B. Visión posterior de los cuerpos vertebrales con el ligamento común posterior (Porrero et al., 2005).</i>	52
<i>Ilustración 10: Reconstrucción parasagital de la columna torácica e imagen axial en la que se pueden apreciar las articulaciones posteriores (Valcárcel García, 2012).</i>	53
<i>Ilustración 11: Recreación figurada de las articulaciones interapofisarias lumbares tal y como se aprecian en una exploración por Tomografía por Resonancia Magnética (TRM) (Artasona, Mazas, P., 2015).</i>	54
<i>Ilustración 12: Visión posterior (A) y lateral (B) de las uniones entre las vértebras a nivel torácico (Porrero et al., 2005).</i>	54
<i>Ilustración 13: El disco intervertebral (Pró, 2012).</i>	57
<i>Ilustración 14: Cuarta vértebra cervical (C4) (Pró, 2012).</i>	58
<i>Ilustración 15: Vista lateral de una vértebra torácica (Porrero et al., 2005).</i>	58
<i>Ilustración 16: Articulación entre dos vértebras lumbares (Bogduk, 2005).</i>	59
<i>Ilustración 17: Músculos autóctonos monometaméricos y polimetaméricos cortos de la región cervical posterior (Smith-Fernández & Huzman, 2003).</i>	63
<i>Ilustración 18: Esquema del músculo trasverso espinoso (Escolar et al., 2007)</i>	65
<i>Ilustración 19: Músculos autóctonos polimetaméricos del retrosoma (Smith-Fernández & Huzman, 2003).</i>	67

<i>Ilustración 20: Musculatura emigrada de procedencia no retrosomática (Smith-Fernández & Huzman, 2003).</i>	70
<i>Ilustración 21: Músculos de la pared del abdomen (Porrero et al., 2005).</i>	72
<i>Ilustración 22: Representación esquemática de los músculos intercostales vistos desde el interior del tórax (Porrero et al., 2005).</i>	73
<i>Ilustración 23: Músculos de la pared posterior del abdomen desde el plano anterior (Porrero et al., 2005).</i>	75
<i>Ilustración 24: Carga máxima que soportan las vértebras de C3 a L5 (White & Panjabi, 1990).</i>	78
<i>Ilustración 25: Distribución heterogénea del hueso trabecular en el cuerpo vertebral (M. Adams & Dolan, 2011).</i>	80
<i>Ilustración 26: Reconstrucción tridimensional del hueso trabecular (Kutz, 2009).</i>	81
<i>Ilustración 27: Sistemas trabeculares vertebrales (Bogduk, 2005).</i>	82
<i>Ilustración 28: El reparto de cargas en la columna lumbar depende del estado del disco intervertebral (M. Adams & Dolan, 2011).</i>	83
<i>Ilustración 29: Variaciones en la orientación de las carillas articulares a nivel lumbar (Serhan et al., 2007).</i>	84
<i>Ilustración 30: Orientación de las carillas de las apófisis articulares en diferentes regiones de la columna (White & Panjabi, 1990).</i>	85
<i>Ilustración 31: El núcleo comparado a una rótula (Kapandji & Lacomba, 2004).</i>	87
<i>Ilustración 32: Disco intervertebral sometido a diferentes condiciones de carga (Kurtz & Edidin, 2006).</i>	89
<i>Ilustración 33: Estructura en capas del anillo fibroso (Kurtz & Edidin, 2006).</i>	89
<i>Ilustración 34: Resistencia a la tracción del tejido propio del disco intervertebral (White & Panjabi, 1990).</i>	89
<i>Ilustración 35: Comportamiento viscoelástico simulado mediante muelles (elementos elásticos) y amortiguadores (elementos viscosos) (Comín et al., 1995).</i>	90
<i>Ilustración 36: Amplitudes globales de movimiento según región vertebral (Kapandji & Lacomba, 2004)</i>	95
<i>Ilustración 37: Vectores de fuerza del músculo multifido (Clinical Gate, 2015).</i>	99
<i>Ilustración 38: Modelo sagital estático de levantamiento (D.B. Chaffin et al., 2006).</i>	107
<i>Ilustración 39: Diagrama de sólidos rígidos de la extremidad inferior durante el análisis de la marcha (Duarte, 2015).</i>	110

<i>Ilustración 40: Representación vectorial del tronco (Marras & Granata, 1997)</i>	114
<i>Ilustración 41: Modelo músculo-esquelético de la columna lumbar (Simtk, 2015)</i>	116
<i>Ilustración 42: Factores de riesgo de lumbalgias (Steffens et al., 2014).</i>	125
<i>Ilustración 43: Protocolo experimental (Commissaris et al., 2001).</i>	155
<i>Ilustración 44: Captura de pantalla software para la determinación del Tamaño de la Muestra (Faul et al. 2007).</i>	157
<i>Ilustración 45: Relación entre el tamaño de la muestra y la potencia del estudio, para un tamaño del efecto de 1,5.</i>	157
<i>Ilustración 46: Imágenes para la calibración de la cámara empleada para el estudio.</i>	163
<i>Ilustración 47: Imagen de nuestro marco de referencia (1x2mts, 6x11 vértices)</i>	165
<i>Ilustración 48: Imagen de un sujeto con los marcadores reflectantes, dispuesto a la realización del experimento.</i>	167
<i>Ilustración 49: Imagen del módulo de videofotogrametría.</i>	168
<i>Ilustración 50: Esquema del bastidor de la plataforma dinamométrica, y plano de la célula de carga biaxial.</i>	169
<i>Ilustración 51: Célula de carga biaxial posicionada entre los dos bastidores.</i>	169
<i>Ilustración 52: Proceso de calibración de la célula para esfuerzos cortantes.</i>	170
<i>Ilustración 53: Pendientes de calibración de las células de carga bajo compresión y cortante.</i>	170
<i>Ilustración 54: Variables para la determinación la Fuerza y el Momento resultantes (Kwon, 2015).</i>	171
<i>Ilustración 55: Momentos angulares normalizados, medio (azúl), límite superior (rojo), y límite inferior (verde).</i>	175
<i>Ilustración 56: Diagrama Ángulo de Fase (tiempo) Lumbo-Pélvico.</i>	179
<i>Ilustración 57: Plano de fase del movimiento angular de la cadera.</i>	181

I INTRODUCCIÓN.

I.1 Preámbulo.

Entendemos por dolor de espalda cualquier manifestación dolorosa que afecte a la parte posterior del tronco, desde el occipucio hasta el hueso coccígeo, con origen o causa patológica conocida, o por el contrario, y como ocurre en la mayor parte de las ocasiones, con causa física difusa o desconocida (algias idiopáticas). Por su frecuencia elevada (70% del total de patologías de la espalda) esta tesis se centrará en las lumbalgias, entendiéndolas como aquellos cuadros dolorosos que afectan niveles de la espalda que corresponden con la región lumbar de la columna, incluida la cintura pélvica, y en ocasiones (manifestando dolor diferido) el miembro inferior. Las lumbalgias, al igual que el resto de dolores de espalda, no son en sí enfermedades, son más bien el síntoma de alguna enfermedad o patología, independientemente de que ésta pueda o no ser determinada.

Podemos considerar al dolor de espalda como uno de los principales problemas de salud en los países desarrollados, más que por la gravedad de este tipo de patologías, por su prevalencia y alta tendencia a cronificarse. En los países desarrollados casi el 80% de la población padecerá en algún momento de su vida episodios de dolor de espalda, afectando sólo en Europa a más de 40 millones de personas. Si sumamos al alto índice de incidencia los costes asociados a incapacidad laboral transitoria y atención médica, podemos entender el gran interés que despierta la prevención y terapéutica de esta patología, y el gran número de publicaciones y trabajos científicos que existen en la materia.

Son varios los factores que hacen que la espalda sea más vulnerable que otras regiones del cuerpo, pero quizá el más importante sea la implicación de esta estructura anatómica en la conservación de la posición erecta. La fuerza gravitatoria terrestre actuando continuamente sobre el sistema nervio-músculo-esqueleto de la espalda, convierte a ésta estructura en el inevitable talón de Aquiles de la bipedestación.

La zona lumbar es sin duda la región vertebral que soporta mayor estrés mecánico, por constituir el elemento de distribución de cargas desde la porción superior del cuerpo hasta los dos miembros inferiores, y por ser el auténtico fulcro para los movimientos de flexo-extensión de tronco, y el mantenimiento del equilibrio corpóreo. Probablemente por esta causa, la mayor parte de los problemas de espalda se localizan entre la 5ª vértebra lumbar y el primer hueso sacro. Aquí se intercambiarán las fuerzas de <<acción>> gravitatorias con la <<reacción>> de nuestro apoyo contra el suelo, soportándose elevados momentos de fuerzas en los movimientos de flexo-extensión. Más adelante veremos como la bibliografía atiende de especial manera a las lesiones circunscritas en ésta zona de la anatomía humana, y las grandes organizaciones mundiales y nacionales dedican esfuerzos y recursos a la prevención y el tratamiento de las que también se vienen en llamar Lesiones de Espalda Baja (LEBs).

Veremos cómo movimientos de flexo-extensión, de torsión-rotación, los levantamientos de cargas, la exposición a vibraciones, un pobre entrenamiento o condición física, haber sufrido episodios previos de dolor de espalda, el estrés, la personalidad, los estilos de vida como el tabaquismo, el sobrepeso, o el sedentarismo, influyen en la aparición de LEBs en mayor o menor medida.

Veremos la relación entre la actividad laboral y las lesiones músculo-esqueléticas, en particular lumbares, para, de entre los numerosos factores de riesgo descritos por la bibliografía, centrar el objeto de este trabajo en determinar las relaciones entre la práctica de ejercicio físico habitual, la eficiencia con la que se ejecutan gestos como el levantamiento de cargas, y la predisposición a padecer lumbalgias.

La práctica habitual de ejercicio físico reporta infinidad de beneficios a la salud en su concepto más amplio. En efecto, se ha constatado que la práctica regular de ejercicio físico revierte en un aumento de las expectativas de vida. Entre otros, se constatan efectos beneficiosos sobre el sobrepeso y la obesidad, se aprecian también mejoras en el fortalecimiento de la estructura ósea, así como en la capacidad funcional del sistema músculo esquelético. Se observan a su vez efectos beneficiosos sobre los estados de ansiedad, depresión y estrés. En concreto, en esta tesis nos detendremos en aquellos beneficios que la actividad física practicada de manera habitual (AFH) produce sobre el Control o la Coordinación Motora. De este modo, aquí se defenderá la idea fundamental de que una coordinación motora más eficiente reduciría en cierta medida el estrés mecánico soportado por la columna lumbar en actividades tan cotidianas como los levantamientos de cargas, y con ello disminuiría el riesgo de padecer LEBs.

Por fin, si se demuestra que la práctica de AFH minimiza en algún modo el riesgo de padecer LEBs, cabría preguntarse en futuros trabajos, que tipo de actividad puede ser más aconsejable para la población que esté más expuesta al riesgo, por sus condiciones laborales, o por el tipo de actividades que desarrolle de manera cotidiana.

1.2 Estructura de esta Tesis.

En un principio nos habríamos decantado por un modelo que distingue entre un “marco teórico” y un “marco experimental” a la hora de presentar nuestro trabajo, sin embargo, este modelo que aparentemente podría ser el más adecuado, planteaba la dificultad de establecer una delgada línea de separación entre la teoría y el experimento. Finalmente nos decantamos por un esquema con seis grandes bloques de contenido y un bloque de referencias a la bibliografía consultada.

A continuación se describen y justifican los apartados en que dividimos nuestro trabajo.

1.2.1 Antecedentes.

La primera parte, a la que denominamos antecedentes, nos introduce en el estado actual del problema del dolor de espalda, en particular de las lumbalgias. Este bloque, quizás podría corresponderse con el denominado “marco teórico” al que nos referíamos en el inicio, ya que en él se revisa de manera exhaustiva la teoría que sustenta los planteamientos de este trabajo.

Para delimitar todos estos conocimientos se plantean una serie de cinco apartados en los que se expone lo referente a las siguientes materias:

- ✓ Conceptualización de las lesiones de espalda baja.
- ✓ Justificación e importancia de las lumbalgias desde el punto de vista epidemiológico y socioeconómico.
- ✓ Estructura y Función de la Espalda, abordada desde la perspectiva de las diferentes disciplinas científicas que fundamentan esta Tesis: Anatomía, Biomecánica, Fisiología, y Comportamiento Motor.

- ✓ Mecanismos etiopatológicos del Dolor Lumbar.
- ✓ Beneficios de la práctica de Actividad Física Habitual.

I.2.2 Propuesta.

Tras abordar de forma global los fundamentos teóricos que afectan a nuestra investigación, procedemos en este apartado a concretar las evidencias directamente relacionadas con el objeto de nuestro trabajo. Partimos de la base del estado de las investigaciones más recientes, para que, de este modo, las “certezas” sustenten el planteamiento de nuestra hipótesis, y como no, de los objetivos que nos planteamos con este trabajo.

I.2.3 Material y métodos.

Este trabajo tiene un carácter eminentemente experimental, y es por ello que este apartado de la Tesis ha de tener una especial relevancia, por cuanto de la adecuada elección que se haga de los medios, se habrán de obtener los mejores resultados.

Procedemos en este apartado a definir de forma precisa el experimento. Analizaremos los detalles de la muestra, los instrumentos empleados, y el tratamiento estadístico que daremos a los datos obtenidos.

Esperando que esta investigación de pie a futuros trabajos que aprovechen nuestro aporte metodológico, entendemos que supone un valor añadido el empleo de instrumentos desarrollados y validados por vez primera para servir a los fines de la Tesis, más aún cuando tienen un coste económico muy reducido, algo especialmente interesante dado el alto precio de la tecnología que se suele emplear en este tipo de investigaciones. Los pasos

seguidos para valorar estos instrumentos también se detallarán convenientemente en este capítulo.

I.2.4 Resultados.

Presentar los resultados, de modo que se puedan cotejar las conclusiones vertidas al final de la Tesis con los datos directamente obtenidos del experimento, es el objeto de este apartado. Para ello, reciben el pertinente tratamiento estadístico que permite su presentación definitiva en forma gráfica y/o tabular.

I.2.5 Discusión.

Llegados a este punto, interpretaremos los resultados desde la base teórica anteriormente expuesta en los antecedentes, y teniendo en cuenta los trabajos más recientes de otros investigadores en la materia.

I.2.6 Conclusiones.

Al fin, presentamos una serie de argumentos y afirmaciones sobre la base de los resultados y su crítica posterior. Relatamos los hallazgos obtenidos, en base a la hipótesis de trabajo y los objetivos que nos planteamos a priori, y acabamos con una serie de recomendaciones extraídas de los mismos resultados, y con la prospección de las posibles líneas que han de continuarse en futuros trabajos que amplíen, complementen, o corrijan, por qué no, los frutos de esta Tesis.

II ANTECEDENTES.

II.1 Definición del dolor lumbar.

Existe común acuerdo en que las lumbalgias, al igual que el resto de dolores de espalda, no son enfermedades en sí mismas, sino la expresión dolorosa de alguna patología. A pesar de que existen ligeras variaciones en cuanto a la consideración de su cronicidad, si existe consenso en cuanto a la región anatómica que circunscribe estas patologías, y como veremos más adelante, en el elevado coste socioeconómico que éstas tienen en los países de nuestro entorno.

Examinemos algunas definiciones comúnmente aceptadas para la lumbalgia:

Dolor en la zona lumbar de la columna, con una duración y/o frecuencia ciertamente mínima, acompañado de síntomas de debilitamiento (Thorbjörnsson et al., 2000).

Dolor localizado bajo la línea de la 12^a costilla y sobre el pliegue inferior de la nalga, con o sin afectación del miembro inferior; que puede clasificarse como “específica” (causa patológica sospechosa) o “no específica” (alrededor del 90% de los casos) (Woolf & Pfleger, 2003).

Dolor, tensión muscular o rigidez, localizada bajo el margen costal y sobre el pliegue inferior de la nalga, con o sin dolor de la pierna (ciática). Se clasifica típicamente como específica o no específica. La probabilidad de que un caso particular de lumbalgia tenga un origen específico es menor de un 1% (Ehrlich, 2003; Manek & MacGregor, 2005; van Tulder, Koes, & Bombardier, 2002).

Para la lumbalgia inespecífica: dolor localizado entre el límite inferior de las costillas y el límite inferior de las nalgas, cuya intensidad varía en función de

las posturas y la actividad física, suele acompañarse de limitación dolorosa del movimiento y puede asociarse a dolor referido o irradiado. El diagnóstico de lumbalgia inespecífica implica que el dolor no se debe a fracturas, traumatismos ni enfermedades sistémicas (como espondilitis, o afecciones infecciosas, vasculares, metabólicas, endocrinas o neoplásicas) (Grupo Español de Trabajo del Programa Europeo B13, 2005).

Resumiendo las anteriores, definimos la lumbalgia como aquel cuadro doloroso que afecta a la espalda en los niveles que corresponden a las vértebras lumbares y la cintura pélvica, con síntomas de marcado carácter incapacitante para las actividades de la vida diaria, ocasionalmente con dolor referido al miembro inferior, y cuyo origen patológico es a menudo difuso.

Las lumbalgias se clasificarían como específicas, definidas como los síntomas causados por un mecanismo patofisiológico, como las hernias del núcleo pulposo del disco intervertebral, infecciones, inflamaciones, osteoporosis, artritis reumatoide, fracturas o tumores, y no específicas, definidas como los síntomas sin una causa específica clara (Ehrlich, 2003; Grupo Español de Trabajo del Programa Europeo B13, 2005; Manek & MacGregor, 2005; O'Sullivan, 2005; van Tulder et al., 2002). Del mismo modo, la lumbalgia se define como aguda, cuando los síntomas persisten menos de 6 semanas, sub-aguda, cuando se manifiesta más allá de las seis semanas sin alcanzar los tres meses de duración, y por fin, las lumbalgias se consideran crónicas cuando se manifiestan durante más de tres meses (Andersson, 1999; Ehrlich, 2003; Manek & MacGregor, 2005; van Tulder et al., 2002).

Por otro lado, aunque la mayoría de los casos remitan dentro de los tres primeros meses, no debemos incurrir en el error de considerarlos como

episodios aislados agudos, o sub-agudos, dado que se observa, en la mayor parte de las ocasiones, que el problema vuelve a manifestarse de manera episódica o recurrente (van Tulder et al., 2002; Woolf & Pfleger, 2003).

Para la Organización Mundial de la Salud (OMS) (Woolf & Pfleger, 2003) los datos de prevalencia del dolor de espalda varían de acuerdo con la definición que se da del problema, y por supuesto con la población que se estudie.

II.2 Impacto socioeconómico de los problemas lumbares.

La prevalencia mide el porcentaje de población que experimenta una lumbalgia en un momento dado. De este modo, se puede aportar un dato para un punto específico (prevalencia puntual), o para un periodo pasado tal como un mes, un año, o a lo largo de la vida (Manek & MacGregor, 2005).

La prevalencia de la lumbalgia común a lo largo de la vida en los países industrializados gira en torno al 60-70% (Burton et al., 2005), situándose la prevalencia en un año, entre un 15 y un 45%, con un pico máximo de prevalencia para toda la vida entre los 35 y los 55 años.

En el Estudio de la Carga Global de la Enfermedad de 2010 (Global Burden of Disease, GBD) (Hoy et al., 2014) se estima que la prevalencia (puntual estandarizada para edades de entre 0 y 100 años) de la lumbalgia es de un 9,4%, oscilando entre el 10,1% para hombres y el 8,7% para mujeres, y con un pico máximo para la prevalencia en los 80 años de edad. El mismo estudio destaca que en el oeste europeo se dan los niveles más altos de prevalencia puntual para el DEB (15%), siguiendo el Norte de África con una prevalencia del 14,8%. Por el contrario, los niveles más bajos aparecen en el Caribe (6,5%), y con valores muy próximos tenemos a los países de América Latina con un porcentaje de prevalencia del 6,6% (Tabla 1).

El GBD 2010 (Hoy et al., 2014), destaca del mismo modo que las lumbalgias encabezan el ranking de patologías incapacitantes. Utilizando la medida de Años Perdidos por Discapacidad (*Years Lost due to Disability, YLD's*), encabeza el ranking en 19 de las 21 regiones estudiadas, mientras que si tenemos en cuenta los Años de Vida Saludable Perdidos (*Disability-Adjusted Life Year, DALY*) (WHO, 2014), el DEB se quedaría en un destacable 6º puesto del Ranking. Por otro lado, en los resultados del estudio observamos también que los DALY's sufrieron un notable incremento desde el año 1990 hasta el 2010, pasando de 58,2 a 83,0 millones de Años de Vida Saludable Perdidos. El estudio cita el aumento de la población mundial (30% del incremento de los DALY's) y el envejecimiento de la misma (13%) como causas del incremento, destacando sin embargo que la prevalencia no ha experimentado incrementos significativos en el mismo periodo.

Tabla 1: Prevalencia estandarizada por edad, y años de vida saludable perdidos (DALY's) (Hoy et al., 2014) 2010.

Para un de intervalo de confianza del 95%, edades entre 0 y 100 años, por región y sexo.

Country	Sex	Prevalence	Prevalence LL	Prevalence UL	------(in thousands)-----		
					DALYs	DALY LL	DALY UL
Asia-Pacific high income	Male	9.4	6.9	12.5	1388	859	2117
	Female	8.6	6.4	11.5	1385	885	2125
Australasia	Male	12.9	10.6	15.5	252	167	364
	Female	11.5	9.3	13.9	235	156	342
Caribbean	Male	7.0	5.8	8.3	183	119	260
	Female	6.0	4.9	7.2	165	111	229
Central Asia	Male	9.1	7.5	11.2	417	269	590
	Female	7.8	6.4	9.5	396	268	560
Central Europe	Male	12.6	10.5	15.1	1126	739	1582
	Female	10.3	8.6	12.5	1050	688	1490
East Asia	Male	7.1	5.3	9.3	7390	4710	11 018
	Female	6.2	4.7	8.2	6210	3766	9069
Eastern Europe	Male	12.2	10.2	14.6	1744	1179	2493
	Female	10.4	8.6	12.3	1942	1331	2701
Latin America Andean	Male	8.0	5.8	10.8	247	151	379
	Female	6.7	5.0	9.2	213	133	325
Latin America central	Male	7.0	5.8	8.3	942	613	1343
	Female	6.2	5.2	7.4	887	586	1265
Latin America southern	Male	8.8	6.0	12.2	347	207	538
	Female	7.2	5.0	10.0	316	190	484
Latin America tropical	Male	12.3	9.7	15.2	1542	1007	2288
	Female	10.1	7.9	12.6	1360	854	1973
North Africa/Middle East	Male	15.7	14.2	17.5	4179	2845	5773
	Female	13.9	12.6	15.3	3550	2446	4898
North America high income	Male	7.7	6.2	9.4	1914	1231	2743
	Female	7.7	6.1	9.5	2012	1304	2887
Oceania	Male	8.6	5.9	12.3	44	26	69

	Female	7.6	5.2	11.0	38	23	62
South Asia	Male	11.1	9.3	13.2	10 406	7014	14 704
	Female	9.2	7.8	10.9	8258	5585	11 631
Southeast Asia	Male	8.7	7.5	10.0	3165	2156	4376
	Female	7.1	6.2	8.2	2723	1839	3805
Sub-Saharan Africa central	Male	8.9	6.1	12.6	365	212	574
	Female	7.6	5.3	10.5	324	193	498
Sub-Saharan Africa east	Male	9.7	8.5	11.1	1514	1018	2107
	Female	7.6	6.6	8.7	1220	840	1677
Sub-Saharan Africa southern	Male	8.3	6.8	9.8	300	201	416
	Female	6.7	5.5	8.0	260	169	374
Sub-Saharan Africa west	Male	11.7	10.3	13.5	1759	1230	2416
	Female	9.5	8.2	10.9	1419	963	1977
Western Europe	Male	15.5	14.2	16.9	4964	3417	6806
	Female	14.5	13.3	15.8	4915	3361	6652

Connelly, Wolf, y Brooks (2006) resaltan que cada año el 50% de los trabajadores del mundo sufren algún episodio de dolor de espalda, y que esta patología provoca 0,8 millones de años de vida saludable perdidos (WHO, 2014), con el coste económico que esto implica. Para estos autores, el dolor de espalda representa el 40% de los problemas originados por factores de riesgo ocupacional.

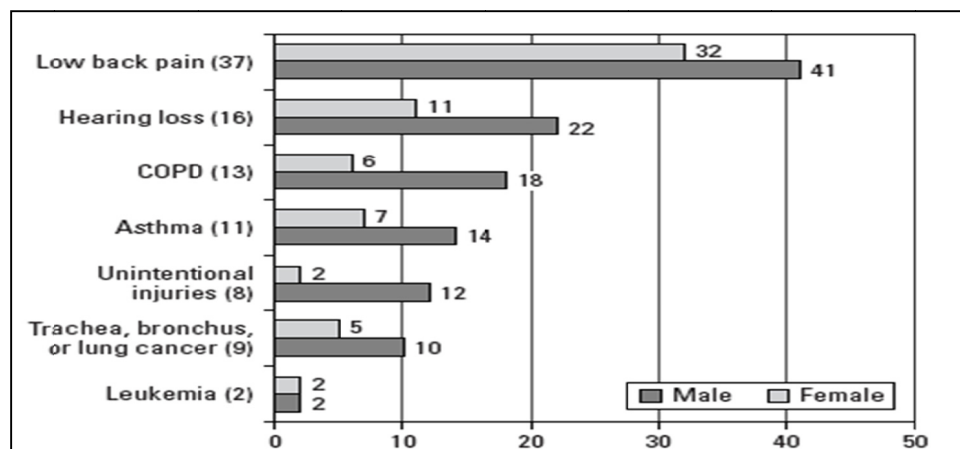


Ilustración 1: Fracción global de lesiones y enfermedades atribuibles a factores de riesgo ocupacional (Woolf & Pfleger, 2003).

Woolf y Pfleger (2003) estiman que la incidencia de la lumbalgia en edades tempranas, en los países desarrollados, en los países de Europa en vías de desarrollo, y en los países del Pacífico occidental es muy similar. Sin

embargo, en edades superiores a los 44 años, los países más desarrollados presentan índices de prevalencia muy inferiores (Ilustración 2).

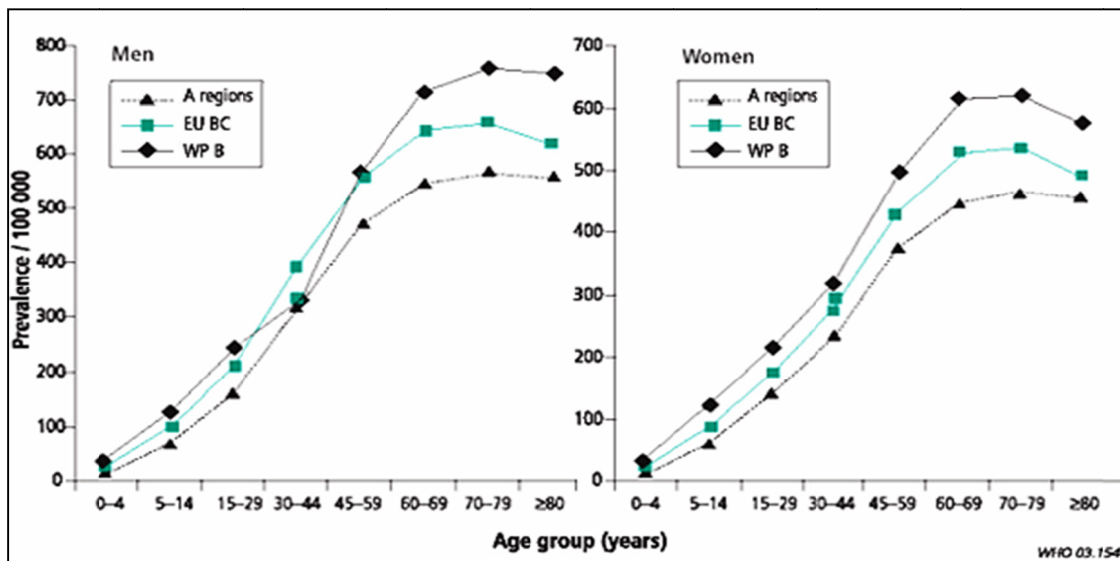


Ilustración 2: Prevalencia de la lumbalgia por edad, sexo y región del mundo, 2000 (Woolf & Pfleger, 2003).

A= Países desarrollados de Norte América, Europa Occidental, Japón, Australia y Nueva Zelanda; EU BC= Países en vías de desarrollo en Europa; WP B= Países del Pacífico occidental.

Manek y MacGregor (2005) apuntan la mayoritaria ocupación en trabajos manuales y tareas relacionadas con la agricultura en Grecia como posible causa para el elevado índice de prevalencia a un mes del dolor de espalda (32%), destacando también diferencias culturales (percepción o manifestación del dolor), como justificación a las sorprendentes divergencias en cuanto a prevalencia entre países tan cercanos como Alemania y Reino Unido (de 2,5 a 3 veces más prevalencia en la población alemana).

La lumbalgia es la primera enfermedad neurológica en EEUU, seguida de cerca por el dolor de cabeza, o el dolor de cuello (Health US, 2011). Según el *Centers for Disease Control and Prevention* (CDC), la población americana habría sufrido dolor de espalda en porcentajes que oscilan entre el 19,1% para adultos de 18 a 24 años, y el 31,1% de la población mayor de 75 años. En la misma encuesta (Health US, 2011) destaca la diferencia porcentual entre

mujeres (29,6%) y hombres (25,4%) que padecieron dolor lumbar en el año 2012. La Ilustración 3 nos muestra la incidencia estadística del dolor de espalda frente a patologías de tipo neurológico similares.

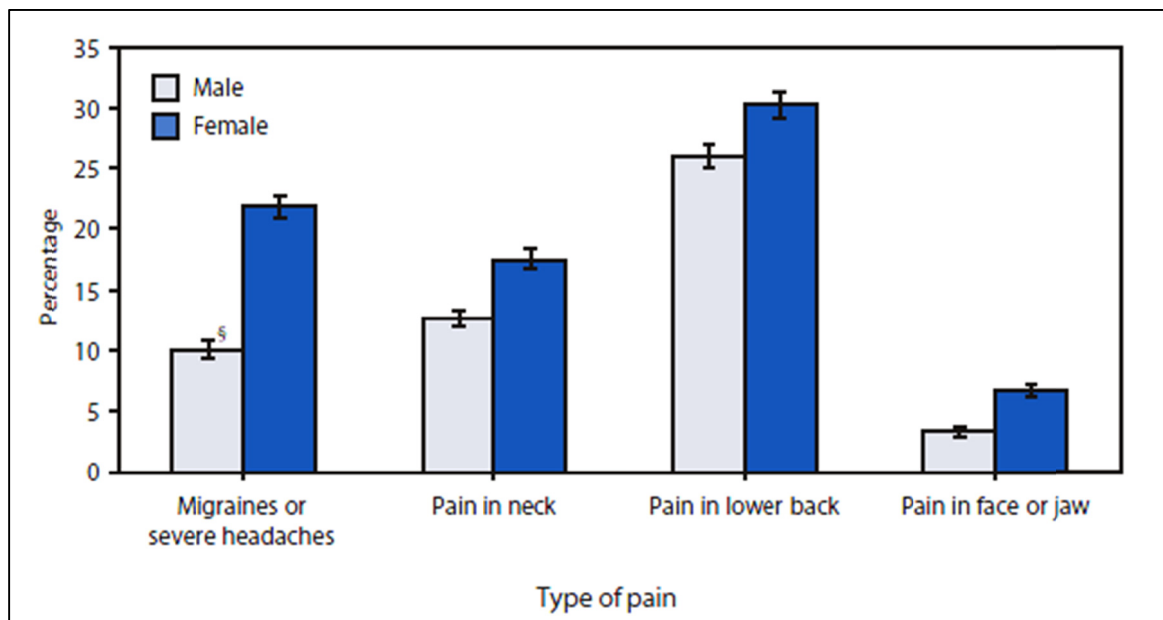


Ilustración 3: Prevalencia de Lesiones Lumbares en Población Adulta Norteamericana (QuickStats, 2009).

La National Occupational Research Agenda (NORA) (CDC, 2001) incluye como un objetivo prioritario de investigación a las lesiones o desórdenes lumbares debido al alto coste que suponen.

En Estados Unidos, un 18 por ciento de los trabajadores pierden un total de 149 millones de días de trabajo debidos al dolor de espalda (Shaw, Linton, & Pransky, 2006). A partir de los datos de la *Liberty Mutual Insurance Company* acerca de las reclamaciones por lumbalgia tramitadas en el año 1986, Webster y Snook (Webster & Snook, 1990) afirman que el coste compensable total para todo el dolor de espalda baja en los Estados Unidos sobrepasó los 11 mil millones de dólares, de los cuales tan sólo el 31,5% se corresponden con los gastos de tratamiento médico, mientras que el resto corresponden a las indemnizaciones

En un estudio similar realizado en el Reino Unido en 1998 (Health, 1999), el 40% de los adultos encuestados comentó haber sufrido dolores de espalda al menos un día en los últimos 12 meses. Un 15% de los encuestados manifestó padecer dolor en los días de la entrevista (prevalencia puntual). En este estudio, se encontraron ligeras diferencias en la prevalencia entre hombres y mujeres, y diferencias más apreciables en función de la edad, siendo el grupo de jóvenes con edades comprendidas entre los 16 y los 24 años el que mostró niveles de prevalencia más bajos, y aún con ello, al menos un tercio de esta población manifestaba haber padecido este tipo de dolencias. Por el contrario, el pico de prevalencia se observó en los grupos de 45 a 54 años y de 55 a 64 años. Siguiendo con las conclusiones de este estudio, las diferencias se manifestaron también en datos relativos a la cronicidad de la patología, siendo los individuos mayores de 65 años los que manifiestan un mayor índice de cronicidad (28%), frente al grupo de edad de 16-24 años que se presenta como el menos expuesto (<5%).

Según *The 2005 Pain Survey* (BPS, 2005), en un estudio realizado sobre 454 hombres y 521 mujeres residentes en el Reino Unido, se vislumbra que la causa más común de dolor para los británicos era el dolor de espalda (27%), seguido de la artritis (24%), y el dolor de cabeza (16%).

El 53% de la población de Noruega sufrió dolor lumbar, al menos en el año previo a un estudio publicado en 1994 (Natvig, Nessiøy, Bruusgaard, & Rutle, 1994). En el estudio se indica también que entre el 58 y 84% de los noruegos padecerían dolor lumbar al menos en una ocasión a lo largo de su vida, con una horquilla que oscila entre el 55% de incidencia en mujeres, frente al 51% en hombres.

En Holanda se ha documentado una incidencia de 28 episodios por cada 1000 personas al año (van Tulder et al., 2002; Woolf & Pfleger, 2003). Y los cuadros de ciática presentaron una prevalencia de 11,6 por 1000 personas al año. El mismo estudio muestra que la lumbalgia afecta a los hombres más que a las mujeres, y es más frecuente entre la población trabajadora de entre 25 y 64 años. La prevalencia para toda la vida del individuo se sitúa entre el 54 y el 84%, así como la prevalencia puntual (porcentaje de población que sufre dolor lumbar en un momento concreto) está entre el 4 y el 33%.

En un artículo más reciente se analizaron los costes asociados al dolor de espalda en los Países Bajos en el periodo de 2002 a 2007 (Lambeek et al., 2011). En este artículo se refleja la evolución de los costes asociados al dolor de espalda, que pasaron desde unos 4,2 billones de euros en 1991, unos 4,3 billones € en 2002, para acabar suponiendo 3,5 billones € en 2007. Estas cantidades suponen el 0,9% y el 0,6% del PIB para 2002 y 2007 respectivamente. En el mismo documento se afirma que el ratio, costes directos por tratamiento y atención (12%), frente a costes indirectos (88%) no varió sustancialmente a lo largo del periodo de estudio. El artículo concluye que pese a la reducción en los costes indirectos asociados gracias a las leyes y políticas de prevención implantadas, el dolor de espalda sigue suponiendo un problema sustancial por los elevados costes que supone, por lo que recomienda no cesar en el desarrollo e implantación de estrategias para el control de este tipo de patologías.

La tabla siguiente refleja los costes que origina el dolor de espalda en el Reino Unido, Suecia y Holanda, desglosados en costes directos e indirectos (Ilustración 4).

Costs	United Kingdom		Sweden		Netherlands	
	Costs in US \$ million (% of total)	Costs/capita	Costs in US \$ million (% of total)	Costs/capita	Costs in US \$ million (% of total)	Costs/capita
Direct costs	385 (11.5)	7	213 (8)	24	368 (7.4)	24
Indirect costs	2948 (88.5)	113	2262 (92)	266	4600 (92.6)	299
Total costs	3333 (100)	120	2475 (100)	290	4968 (100)	323

Ilustración 4: Costes del dolor de espalda (van Tulder et al., 2002).

Reino Unido, Suecia y Holanda, en millones de dólares americanos (US \$ million)

El proyecto EPISER 2000 (Humbría Mendiola, Carmona, Peña Sagredo, & Ortiz, 2002) concluye que la prevalencia puntual de lumbalgia en la población española adulta mayor de 20 años es del 14,8%, afectando a 4 millones y medio de personas en el momento del estudio. Durante un periodo de 6 meses, la probabilidad de padecer al menos un episodio de lumbalgia en nuestro país supone un 44%. Además, la prevalencia puntual estimada para personas con lumbalgia crónica entre los adultos españoles es de 7,7%, con lo que se estima que en el momento del estudio estaban afectadas de lumbalgia crónica en España aproximadamente unas dos millones trescientas mil personas.

Para de la Cruz-Sánchez y colaboradores (2012), basándose en datos de la Encuesta Europea de Salud en España 2009, un 24% de la población española había padecido algún tipo de dolor de espalda en los doce meses previos a la realización de la encuesta, siendo más frecuente en las mujeres que en los hombres (30,2 mujeres vs 17,5% hombres). Del mismo modo en este estudio se apunta el incremento de prevalencia del dolor de espalda a medida que aumenta la edad de la muestra, y de modo inverso, se relaciona el nivel educativo con la probabilidad de padecer este tipo de patologías.

González Viejo (2001) documenta una media de 55.400 episodios de lumbalgia al año para el periodo estudiado (1993 a 1997), lo que supone un

11,4% de las Incapacidades Transitorias (IT) relativas a las bajas laborales de ese periodo. La media de número de días de baja por lumbalgia en nuestro país fue de 21,9. En total se perdieron casi 6 millones de jornadas de trabajo en este periodo, lo que el autor traduce a unos costes de más de 11 millones de pesetas al año (alrededor de 67 mil euros anuales). El estudio extrae también la conclusión de que en nuestro país, el coste económico de las lumbalgias está por encima de países de nuestro entorno más cercano (González Viejo, 2001).

Según un estudio de prevalencia del dolor en Cataluña (Bosch & Baños, 2000), los costes por IT por lumbalgias en esta comunidad ascendieron a 3.065.161,73€ en el año 2000, con un coste medio por paciente y año rondando los 2.000€. Bassols, Bosch, Campillo y Baños (2003) reportan para la población catalana una prevalencia a lo largo de la vida del 50,9% para el dolor de espalda, distinguiendo prevalencias superiores para mujeres (60,7%), trabajadores manuales (54,9%) y personas con menos de dos años de escolarización (71,1%).

Aportamos aquí los datos ofrecidos por la Sociedad Española de Reumatología (Tabla 2) de prevalencia de la Lumbalgia en población mayor de 20 años para cada una de las Comunidades Autónomas (SER, 2008).

Tabla 2: Prevalencia de lumbalgias por CCAA (SER, 2008).

Enfermedad	CCAA	Afectados (%)	Mínimo (%)	Máximo (%)
Lumbalgia	Andalucía	1.095.787 (2.66)	881.072 (2.14)	1.310.502 (3.18)
Lumbalgia	Aragón	177.563 (0.43)	142.771 (0.35)	212.356 (0.52)
Lumbalgia	C. Foral de Navarra	82.327 (0.2)	66.195 (0.16)	98.459 (0.24)
Lumbalgia	Canarias	263.642 (0.64)	211.983 (0.52)	315.302 (0.77)
Lumbalgia	Cantabria	79.566 (0.19)	63.975 (0.16)	95.156 (0.23)
Lumbalgia	Castilla - La Mancha	259.748 (0.63)	208.851 (0.51)	310.644 (0.75)

Lumbalgia	Castilla y León	366.955 (0.89)	295.052 (0.72)	438.858 (1.07)
Lumbalgia	Cataluña	941.482 (2.29)	757.002 (1.84)	1.125.962 (2.74)
Lumbalgia	Ceuta	11.203 (0.03)	9.008 (0.02)	13.398 (0.03)
Lumbalgia	Comunidad Valenciana	621.986 (1.51)	500.110 (1.22)	743.862 (1.81)
Lumbalgia	Extremadura	158.860 (0.39)	127.732 (0.31)	198.988 (0.48)
Lumbalgia	Galicia	404.473 (0.98)	325.218 (0.79)	483.728 (1.18)
Lumbalgia	Islas Baleares	130.037 (0.32)	104.557 (0.25)	155.517 (0.38)
Lumbalgia	La Rioja	40.019 (0.1)	32.178 (0.08)	47.861 (0.12)
Lumbalgia	Madrid	795.120 (1.93)	639.320 (1.55)	950.921 (2.31)
Lumbalgia	Melilla	10.181 (0.02)	8.186 (0.02)	12.176 (0.03)
Lumbalgia	País Vasco	311.019 (0.76)	250.076 (0.61)	371.962 (0.9)
Lumbalgia	Ppdo. De Asturias	159.149 (0.39)	127.964 (0.31)	190.333 (0.46)
Lumbalgia	Región de Murcia	176.176 (0.43)	141.655 (0.34)	210.697 (0.51)

Hemos visto como en los países industrializados cerca del 80% de su población sufrirá algún episodio de dolor de espalda en algún momento de su vida. Hemos comprobado que este tipo de patologías representan la principal causa de absentismo laboral, generando unos gastos que representan entre el 1,7 y el 2,1% del Producto Interior Bruto de dichos países. Sabemos que además de los elevados costes por atención médica (gastos directos), el mayor desembolso corresponde a los gastos indirectos más difíciles de contener o reducir a pesar de las políticas de prevención emprendidas por la mayoría de países desarrollados.

Hemos comprobado que la prevalencia varía de una región geográfica a otra, y que incluso dentro de la misma región existe variación entre los resultados. Estas variaciones se justifican por diferencias culturales y socio económicas.

Cuando analizamos las diferencias intragrupo (en el mismo país, región o comunidad), observamos incrementos significativos de prevalencia para los

grupos de mayor edad. Encontramos así mismo, que las diferencias en la prevalencia por cuestiones de género favorecen a los hombres, sin embargo no se apreciaron diferencias significativas en cuanto a la severidad de la dolencia por cuestión de género (Fillingim, King, Ribeiro-Dasilva, Rahim-Williams, & Riley, 2009). Finalmente, destacamos la relación entre las condiciones socioeconómicas y la prevalencia del dolor de espalda (Hoogendoorn, van Poppel, Bongers, Koes, & Bouter, 2000), y dejamos para más adelante la valoración de los hallazgos que relacionan los estilos de vida y el padecimiento de dolor de espalda.

II.3 Estructura y función de la espalda.

Embriológicamente, el retrosoma es la región más precoz en iniciar su diferenciación. De este modo, los elementos anatómicos que tienen un desarrollo posterior pero buscan su inserción en el raquis, cubren a los elementos retrosomáticos conformando lo que conocemos con el nombre de la espalda (Agreda, 1992).

II.3.1 Anatomía de la columna vertebral.

La estructura neuromuscular retrosomática necesita para cumplir su función de enderezamiento de un mástil, o punto apoyo para la aplicación de sus palancas. En función de las necesidades que deba soportar, esta estructura irá adquiriendo propiedades mecánicas que pasan por la rigidez del tejido óseo, llegando hasta las propiedades fluidas de la sinovia. Siguiendo a Agreda (1992), aunque todos estos elementos procedan de la misma capa o unidad embriológica, el esclerotomo, nos referiremos a ellos siguiendo el esquema clásico de esqueleto óseo y ligamentos.

El eje del desarrollo embriológico humano es la notocorda. Partiendo de ella se originará el raquis en su conjunto, a partir de la invasión “fragmentada” del esclerotomo. De este modo, algunas porciones de la notocorda quedarán invadidas por el tejido óseo, mientras que otras zonas intermedias se constituirán como esqueleto fibroso. Las primeras, formadas por la osificación del espacio entre dos somitas, constituirán las vértebras, mientras que entre las vértebras se conformarán los discos de fibrocartilago (Agreda, 1992).

La columna vertebral, también denominada raquis, es una estructura ósea en forma de pilar que soporta todo el tronco. Constituye el eje principal de

nuestro cuerpo, está constituida por un conjunto de vértebras superpuestas y articuladas por una serie de estructuras discales y cápsulo-ligamentosas, y su disposición garantiza tres funciones principales: rigidez suficiente ante esfuerzos de compresión axial; espacio para alojar y proteger las estructuras del sistema nervioso central (médula, meninges y raíces nerviosas); y articulaciones, que en conjunto dotan de amplitud suficiente a los principales movimientos del tronco (López Miñarro, 2003).

De modo general, la columna vertebral cumple con las condiciones que acabamos de comentar, sin embargo, debido a los requerimientos especiales de las diferentes regiones del tronco, movimiento y soporte del cráneo, articulación y movimiento del miembro superior, alojamiento y protección del paquete visceral, articulación del miembro inferior, bipedestación y marcha, podemos distinguir 4 regiones raquídeas formadas por vértebras con características morfofuncionales comunes que las diferencian del resto de regiones. Según avanzamos en sentido cráneo-caudal tendremos:

Región o columna cervical. Constituida por 5 vértebras cervicales comunes, y dos bastante particulares, Atlas, y Axis (C1 y C2 respectivamente), que constituyen un complejo sistema articular con la base del cráneo (Foramen Magnum, en el hueso Occipital).

Columna dorsal. Integrada por 12 vértebras torácicas, o dorsales. Presenta algunas diferencias a nivel morfofuncional, sobre todo en lo que se refiere tanto a las articulaciones costo-vertebrales, como a las costo-trasversas.

Columna lumbar. Configurada por la sucesión de 5 vértebras lumbares, junto con las vértebras sacro-coccígeas, y la pelvis, configurará el llamado complejo lumbo-pélvico, que, como apreciaremos de forma detenida, es de vital

importancia en la dinámica de los levantamientos, así como en la etiología patológica del dolor lumbar.

Sacro-Coxis. Esta estructura cuasi rígida se constituye por la fusión de 5 vértebras sacras, y 4 ó 5 vértebras coccígeas. Las uniones articulares del sacro con la columna lumbar (charnela lumbosacra), y con la pelvis (articulación sacroilíaca), poseen un protagonismo especial en este trabajo, por lo que más adelante nos detendremos en explicar la biomecánica de estos elementos articulares, así como su contribución a la dinámica y el equilibrio humanos.

II.3.1.1 Curvas raquídeas.

Supongamos una columna sometida a una carga axial, esta sufrirá un efecto dinámico llamado pandeo, y por este efecto, el fuste de la columna se deformará dando lugar a una o más curvas, tantas cuanto mayor sea la relación de esbeltez de la columna. No obstante, por vertical que sea la dirección en que la carga cae sobre el capitel, es muy difícil que esta dirección sea por completo axial, induciendo entonces una inclinación lateral del fuste que se denomina flexión (Escolar, García, Muñoz, & Smith-Ágreda, 2007).

Kapandji (2004) apunta, que las curvas sagitales aumentan la resistencia de la columna en la siguiente razón: $R=N^2+1$. Siendo N el número de curvaturas, la columna vertebral sería capaz de resistir (R) hasta 10 veces más peso que si su constitución fuera rectilínea. Esto se conoce como "*Ley del Pandeo de las Columnas Elásticas*". A pesar de que esta afirmación se traslada a multitud de textos que atienden al tema (Escolar et al., 2007; Kapandji & Lacomba, 2004; López Miñarro, 2003; Porrero, Hurlé, & Alonso, 2005), nosotros creemos necesaria una breve aclaración de conceptos:

En primer lugar, si se somete una columna a compresión axial, a partir de una determinada carga se produce el fenómeno “dinámico” de absorción de esfuerzos denominado pandeo, lo que implica al menos que se genere una curva.

Segundo, cuantas más curvas se generen para absorber la carga axial, mayor será la capacidad para absorber el esfuerzo sin llegar al límite elástico.

Entonces, las curvaturas consolidadas de la columna vertebral no son “per se” las que permiten absorber más carga, sino la capacidad de estas para acentuarse en la medida que se incrementan los esfuerzos en direcciones preestablecidas, y que por tanto pueden ser rápidamente moderadas por la acción de la musculatura (Izzo, Guarnieri, Guglielmi, & Muto, 2013). Creemos que la literatura ha ido heredando un concepto que choca muy de frente con lo que observamos en la arquitectura que nos rodea, y es que por norma, las columnas se diseñan y construyen rectas.

Una vez aclarados los conceptos anteriores, podemos decir que las curvaturas raquídeas se constituyen a lo largo del desarrollo atendiendo a la ley de Wolff (Wikipedia, 2014). Es decir, que debido a las distintas sollicitaciones mecánicas (gravedad, fuerza muscular) que estresan al hueso humano, éste responde con cambios estructurales y modificaciones en el crecimiento, que van progresivamente determinando su forma definitiva.

Siguiendo con las curvaturas, debemos tener en cuenta que las cifosis, dorsal y sacra, son curvaturas que se mantienen de la primigenia curva fetal, y que las adaptaciones mecánicas ya mencionadas irán invirtiendo esta curva cifótica a niveles cervical y lumbar. De este modo, podemos considerar las

curvaturas preservadas de la curva fetal como curvaturas primarias, y las que se desarrollan a posteriori como curvaturas secundarias (Escolar et al., 2007).

De las denominadas curvaturas secundarias, la primera en comenzar su desarrollo es la lordosis cervical. Se comienza a intuir nada más producirse el alumbramiento, y se origina principalmente por las sollicitaciones que produce el soporte del peso del cráneo (Escolar et al., 2007).

Para Escolar entre otros autores (Agreda, 1992; Escolar et al., 2007; Smith-Agreda & Ferres-Torres, 2004), la lordosis lumbar comienza su desarrollo a medida que se incrementan las cargas axiales generadas por la bipedestación. Sin embargo, nos apuntamos a la idea de que el desarrollo de esta curva depende de manera evidente de los esfuerzos provocados por la musculatura flexo-extensora de la cadera, encaminados a bloquear la cintura pélvica en una posición (anteversión) favorable para el mantenimiento del equilibrio en la posición bípeda (López Miñarro, 2003). Este concepto se entiende más claramente al observar por donde transcurre la línea de gravedad en relación a las curvaturas raquídeas (Ilustración 5). En el individuo en posición erecta, la línea de gravedad parte de la articulación occipitoatlantoidea, desciende por detrás de la columna cervical y lumbar, y por delante de la columna dorsal, llegando hasta la 2ª vértebra sacra, desde donde se dirige a una y otra articulación sacroilíaca. Para ello ha cruzado el raquis a nivel de la 7ª vértebra cervical, y de la 10ª dorsal. Ya en los miembros inferiores la línea de carga desciende por detrás de las caderas y por delante de las rodillas hasta llegar al plano de apoyo pasando por delante del maléolo externo (Cosentino, 1985).

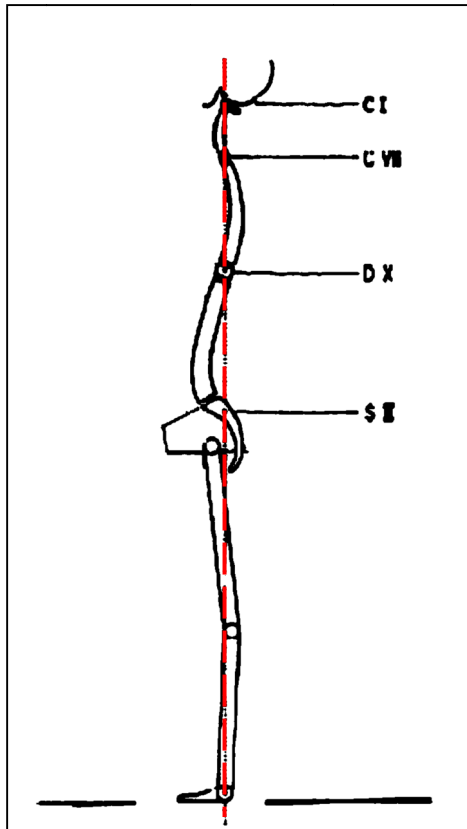


Ilustración 5: Línea de carga y su relación con las curvas vertebrales, la pelvis y el miembro inferior (Cosentino, 1985).

En resumen, en un individuo adulto encontraremos una columna vertebral incurvada sobre el plano sagital de semejante modo (Ilustración 6.A):

Desde el foramen hasta la séptima vértebra distinguimos la región cervical, cuyas vértebras se apilan con una angulación media de 9° , conformando la **primera curvatura o lordosis cervical**.

A continuación, la **cifosis dorsal** (D1-D12), que junto con la **cifosis sacra**, forman las dos **curvaturas primarias**. Presenta una angulación media de 40° .

Tras la decimosegunda vértebra dorsal aparece la **lordosis lumbar** (L1-L5) con una curvatura media de 57° .

Al nivel más caudal de la columna, la columna acaba con la cifosis sacra.

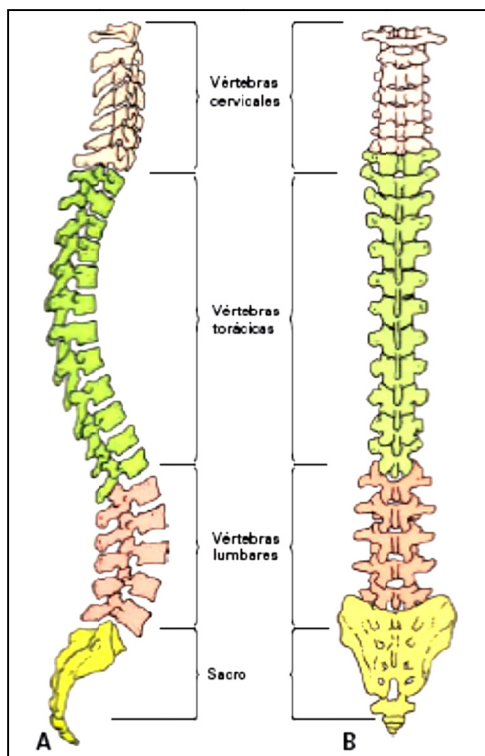


Ilustración 6: Visión lateral (A) y posterior (B) de la columna vertebral (Porrero et al., 2005).

Por su relevancia en las patologías raquídeas, enumeramos a continuación la denominación que reciben los puntos de transición entre curvaturas o charnelas (Escolar et al., 2007; López Miñarro, 2003):

Occipital (C1-C2). Compuesta por el hueso occipital, C1 (Atlas) y C2 (Axis), concentra dos tercios de la rotación del cuello.

Cervicodorsal (C7-D1). Marcada por la aparición de las costillas, y por la transición desde una zona de gran movilidad (C5, C6) a otra de movilidad restringida, diseñada para la estabilidad y la protección del paquete visceral. Esta charnela supone el máximo grado de desviación en la plomada entre los cuerpos vertebrales y la línea de gravedad. No es extraño pues, que la última cervical precise una apófisis espinosa considerablemente más larga que las demás cervicales para compensar esta situación, y para permitir a las inserciones del paquete músculo-aponeurótico estabilizar la fuerza de cizallamiento resultante.

Dorsolumbar (D12-L1). La charnela dorso lumbar tiene características biomecánicas particulares. De un lado, supone la difícil transición entre la columna lumbar en la que el movimiento de rotación es casi inexistente y la columna dorsal en la que este movimiento de rotación es libre (López Miñarro, 2003; Maigne, 1981). La estabilidad de esta charnela está sujeta al equilibrio de presiones de las cavidades abdominal y torácica y de los elementos de mantenimiento que inciden en ella (especialmente diafragma). Es una zona especialmente vulnerable, siendo D12 una vértebra débil ante traumatismos (con un riesgo de fracturas algo mayor), aunque no suele presentar lesiones de tipo degenerativo, al menos con la frecuencia con que aparecen en los niveles inferiores (Maigne, 1981). No obstante, su posición respecto al eje de gravedad natural hace que en bipedestación apenas esté sujeta a momentos de fuerza, aunque si soporta importantes cargas en la sedestación (dice, 2011). Maigne (1981) responsabiliza a esta charnela de al menos el 30% de las lumbalgias comunes, definidas como “lumbalgias de origen alto” (dice, 2011).

Lumbosacra (L5-S1). Representa un punto débil del raquis. Además de las cargas gravitacionales y fuerzas musculares, este segmento debe soportar la tendencia al deslizamiento inducida por la inclinación de la cara superior de S1 (Kapandji & Lacombe, 2004; López Miñarro, 2003). Esta inclinación es muy responsable de la etiopatogenia de las espondilolistesis (Lim & Kim, 2013).

Sacroccígea. Esta charnela sólo tiene un verdadero significado funcional en el momento del parto. Los ligamentos complacientes permiten que la cabeza fetal empuje el coxis hacia atrás, ampliando el canal del parto (Latarjet & Liard, 2004).

Para finalizar esta descripción de la columna en su conjunto, y la revisión de las curvaturas en particular, se suele aceptar la existencia de una desviación fisiológica en el plano frontal del raquis, que se constituye por dos curvas muy leves, la primera a nivel dorsal, convexa derecha, y la segunda en la zona lumbar, convexa izquierda.

II.3.1.2 Columna Vertebral: Vértebra tipo, articulaciones y disco intervertebral.

II.3.1.2.1 Vértebra tipo.

La parte ósea perinotocordal constituye lo que denominaremos cuerpo vertebral, del que parten hacia atrás, un hemiarco neural derecho, y otro izquierdo, que confluyen en la línea media posterior. De la línea media posterior traccionan numerosas palancas musculares, lo que inducirá la formación de las diferentes apófisis.

Como el peso a soportar se incrementa conforme avanzamos en sentido cráneo-caudal, los cuerpos vertebrales aumentan también en tamaño y grosor para poder atender este tipo de solicitud mecánica.

De este modo, y con las excepciones propias de las vértebras atlas, axis (C1 y C2), el Sacro, y los huesos del Coxis, cada vértebra consta del cuerpo o cilindro de transmisión de resistencia, y del arco, o masa apofisaria, destinado a proteger el tubo nervioso y a recibir la atadura de los músculos adyacentes (Escolar et al., 2007) (Ilustración 7).

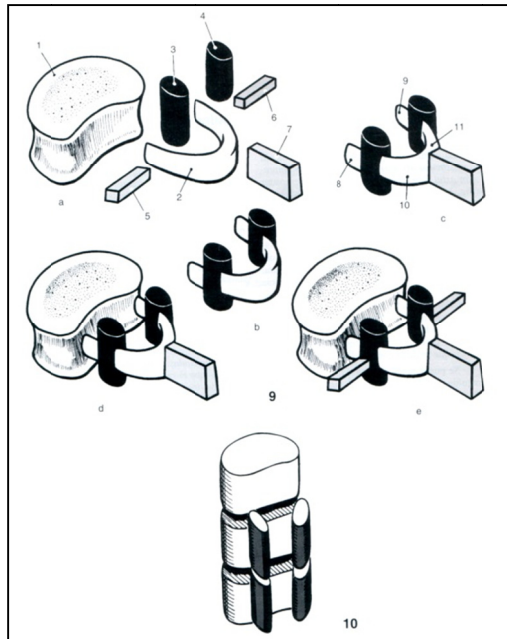


Ilustración 7: Constitución de la vértebra tipo (Kapandji & Lacomba, 2004).

II.3.1.2.1.1 El cuerpo vertebral

Atendiendo al cuerpo vertebral, se describe habitualmente a esta estructura como un cilindro macizo. Dicho cilindro presenta dos bases o caras más o menos horizontales, una superior, y otra inferior, y una zona perimetral.

Valcárcel (2012) describe el cuerpo vertebral como la masa cilíndrica que forma la parte anterior de las vértebras; su tamaño forma y proporciones varían en cada una de las regiones de la columna (Ilustración 7.1). En el plano transversal, el cuerpo es convexo excepto en su cara posterior donde es cóncavo, formando el límite anterior del agujero vertebral. Presenta orificios para las venas en las caras, posterior, y laterales, pero el orificio de mayor tamaño se encuentra en su cara posterior para el paso de las arterias, y la gran vena vertebrobasilar.

II.3.1.2.1.2 El arco vertebral.

En cuanto a la configuración del arco vertebral, observamos las siguientes estructuras: (Ilustración 7).

Agujero vertebral. Es un espacio delimitado por el cuerpo vertebral en su parte anterior y por el arco vertebral en su parte posterior. Su principal cometido es el alojamiento y protección del tubo neural. Por tanto, en función del volumen del tubo neural (relacionado con los dispositivos miorrabdóticos o fibrilares), la luz del agujero será de mayor o menor tamaño (disminuye en sentido cráneo-caudal).

La superposición de todos los agujeros o forámenes vertebrales formará el conducto vertebral, que contiene las meninges, el cordón espinal, las raíces de los nervios raquídeos, y los vasos sanguíneos rodeados de líquido cefalorraquídeo y grasa peritecal (Agreda, 1992; Valcárcel García, 2012).

Apófisis espinosa (Ilustración 7.7). Situada en la línea media antero-posterior de la vértebra, sobresale del arco posterior en dirección dorso-caudal, en un ángulo variable según regiones.

En la región dorsal se dirigen hacia atrás y abajo casi verticalmente, porque de este modo puede insertarse eficientemente la musculatura enderezadora. En la región lumbar son más cortas, y horizontales facilitando en mayor medida el movimiento de extensión. En la región cervical, las apófisis espinosas se bifurcan y facilitan la atadura de musculaturas lateralizadoras y responsables de los movimientos de rotación. Escolar (2007) comenta que sólo la 7ª vértebra cervical es unituberosa, ya que atiende mayormente a una función enderezadora. Finalmente, en el sacro, las apófisis espinosas se fusionan para facilitar el sostén.

Apófisis transversas (Ilustración 7.6). En la porción lateral del arco neural se apoyará el arco visceral, y para articular con estos arcos viscerales, o costillas, se desarrollan una serie de procesos laterales o apófisis transversas.

Como es lógico, en la zona dorsal, donde el arco visceral está más desarrollado, es donde las apófisis transversas están también más desarrolladas. En la zona cervical las apófisis transversas se han fusionado con el arco visceral atrófico constituyendo la clásica forma de apófisis bituberosa (el tubérculo posterior es la verdadera apófisis transversa), que recibe la inserción de la musculatura responsable de la gran movilidad del cuello. En la zona lumbar, tanto las costillas atróficas, como las propias apófisis, reciben la inserción de la potente musculatura abdominal. Es por este motivo que se fusionan para soportar las sollicitaciones, constituyendo las denominadas apófisis costiformes (Agreda, 1992).

Apófisis articulares (Ilustración 7.3 y 4). Aunque las vértebras estén firmemente sujetas por las anfiartrodias de los discos vertebrales, para los movimientos de flexo-extensión serán necesarias las articulaciones de tipo diartrosis. A este fin, cada vértebra dispone de dos apófisis articulares superiores, y otras tantas a nivel inferior (Agreda, 1992). Situadas simétricamente a cada lado del agujero vertebral, unas y otras rebasan, sea hacia arriba, o hacia abajo, el nivel del arco óseo que delimita este orificio.

Las apófisis articulares transmiten también el peso corporal al confrontarse directamente con las carillas articulares contiguas. A medida que vamos descendiendo en sentido cráneo-caudal, pasamos de carillas prácticamente horizontales a carillas cada vez más inclinadas hacia atrás y hacia abajo. Esta variación desplaza el soporte cada vez más hacia el cuerpo vertebral. En la zona dorsal, las carillas son casi verticales por lo que aquí no se puede hablar de función de soporte. En la zona lumbar, la disposición es como en la zona dorsal, salvo que aquí las carillas inferiores abrazan totalmente a las

superiores quedando por tanto estas encarceladas, de modo que la columna lumbar está más “sujeta” (Escolar et al., 2007). La lordosis lumbar retrasa la línea de acción gravitatoria, por lo que las apófisis articulares soportan mayores esfuerzos, hasta el máximo estrés, que se origina a nivel de la charnela lumbosacra por el efecto de deslizamiento que ya habíamos comentado.

Láminas vertebrales (Ilustración 7.10 y 11). Desde la base de la apófisis espinosa se dirigen lateralmente hasta unirse con los procesos transversos y articulares.

Pedículos (Ilustración 7.8 y 9). Así se denomina a las dos porciones óseas, delgadas, y estrechas, que unen, tanto la base de la apófisis transversa, como las apófisis articulares, superior, e inferior correspondientes, a la parte posterior del cuerpo vertebral por ambos laterales. De este modo, los pedículos limitan lateralmente el agujero vertebral. Cada pedículo se va estrechando hacia la zona media debido a la presencia de dos escotaduras o incisuras (Porrero et al., 2005), superior, e inferior, que al corresponderse con escotaduras similares en las vértebras adyacentes conforman cada uno de los agujeros de conjunción. El agujero de conjunción, o foramen intervertebral, se define como el orificio comprendido entre la escotadura superior de una vértebra cualquiera, y la escotadura homolateral de la vértebra que se encuentra inmediatamente por encima de aquélla. Por supuesto, en cada espacio intervertebral se consideran el agujero de conjunción izquierdo y derecho.

II.3.1.2.2 Articulaciones vertebrales.

Se diferencian dos tipos de articulación a nivel vertebral:

- ✓ anfiartrodias de sínfisis (extremos óseos unidos por un disco fibrocartilaginoso) entre los cuerpos vertebrales,

- ✓ y diartrodias para las articulaciones del arco posterior.

Aunque existen diferencias regionales en la morfología de la articulación intersomática, estas diferencias no afectan especialmente a la funcionalidad de este tipo de articulaciones debido a que las anfiartrodias presentan un grado de movimiento muy limitado por las estructuras articulares.

La articulación intersomática se constituye pues entre la base inferior del cuerpo de una vértebra, y la cara superior de la vértebra infraadyacente. Ambas caras están recubiertas de una placa de cartílago hialino, quedando entre ambas el disco intervertebral.



Ilustración 8: Articulación intersomática típica L3-L4 (Valcárcel García, 2012).

En esta imagen se pueden apreciar el núcleo pulposo y el anillo fibroso.

A continuación enumeramos los elementos que constituyen la articulación intersomática, y que a su vez limitan o restringen su movimiento:

- ✓ El **ligamento vertebral común anterior** transcurre a lo largo de la superficie anterior de los cuerpos vertebrales, desde el tubérculo faríngeo del occipital hasta la cara pelviana del sacro. Esta potente y ancha banda de fibras está íntimamente unida a los discos intervertebrales, y a los márgenes prominentes de los cuerpos

vertebrales, pero nunca a la parte central de los mismos (Escolar et al., 2007) (Ilustración 9.A).

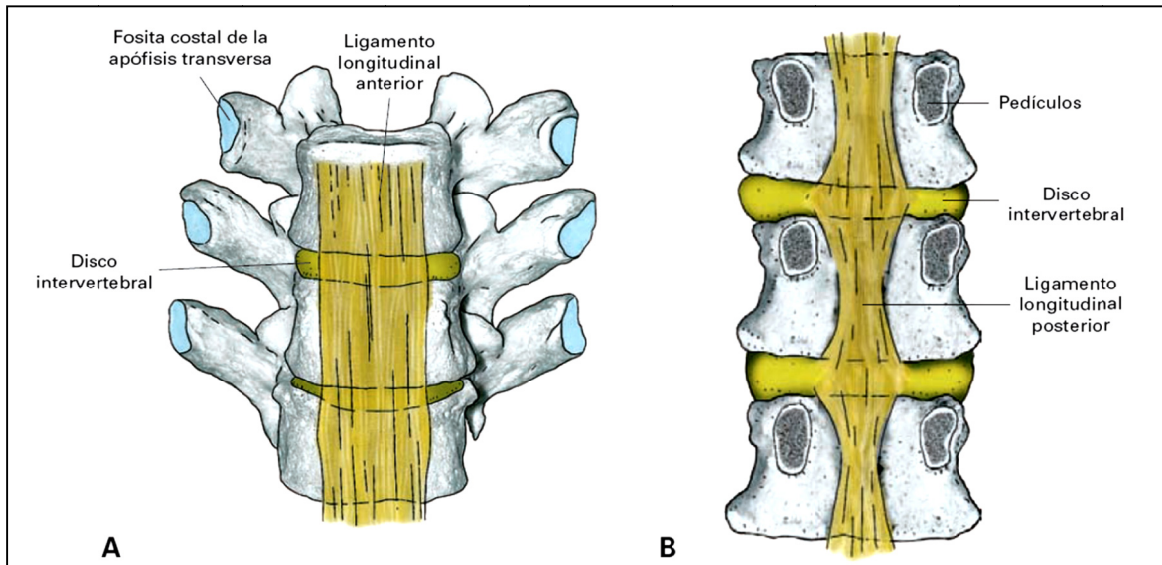


Ilustración 9: A. Visión anterior de la columna dorsal con el ligamento común anterior. B. Visión posterior de los cuerpos vertebrales con el ligamento común posterior (Porrero et al., 2005).

- ✓ El **ligamento vertebral común posterior** (Ilustración 9.B) transcurre a lo largo de la superficie posterior de los cuerpos vertebrales. Pasando por el interior del canal vertebral, desde el foramen y el canal basilar, va descendiendo sobre la membrana tectoria (permanece fusionado a ésta y a la duramadre hasta la segunda vértebra cervical) hasta la porción superior del hueso sacro. En la zona de los discos intervertebrales y los márgenes de la vértebras (elementos a los que se adhiere firmemente), el ligamento presenta una anchura y grosor considerables, mientras que hacia la zona media de los cuerpos vertebrales se estrecha y disminuye en espesor (Escolar et al., 2007).

- ✓ El **disco intervertebral** es la última de las estructuras articulares que limitan la anfiartrodia intersomática. Más adelante describiremos con detalle esta importante estructura anatómica.

Salvando las diferencias que existen a nivel regional en las diartrodias del arco posterior, de forma general, diremos que las articulaciones posteriores o interapofisarias están dotadas de cartílago hialino, sinovial, y cápsula.

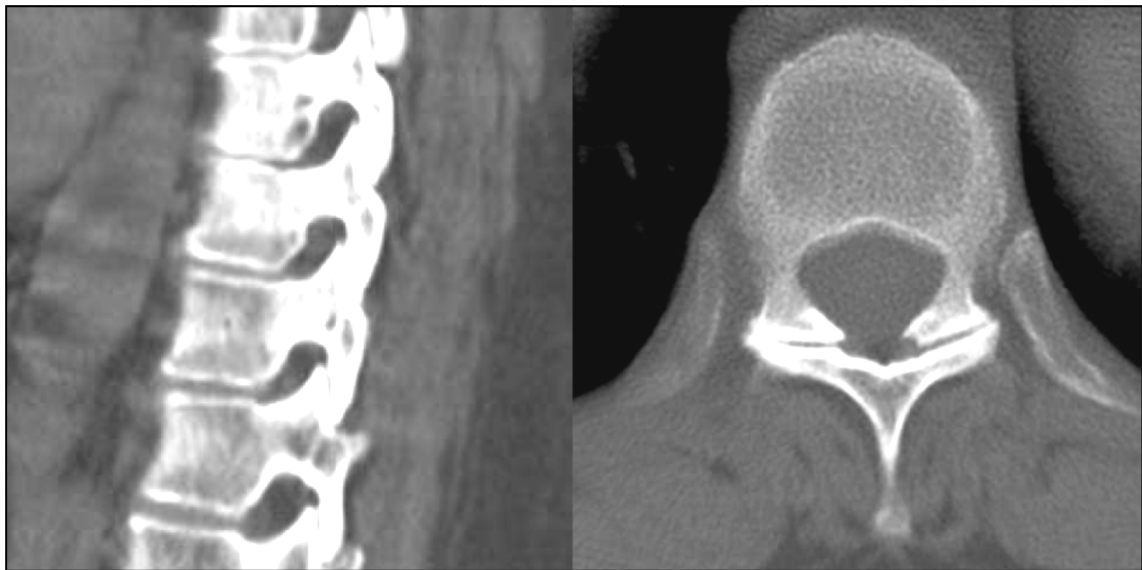


Ilustración 10: Reconstrucción parasagital de la columna torácica e imagen axial en la que se pueden apreciar las articulaciones posteriores (Valcárcel García, 2012).

En cuanto a las carillas articulares (Ilustración 10), presentan una forma oval y son prácticamente planas, y están orientadas hacia delante en el plano transversal, ascendiendo en sentido antero-posterior, y caudo-craneal, con una inclinación que variará en función de la región anatómica en la que nos encontremos.

En las articulaciones del arco posterior destacamos de forma genérica:

La **cápsula articular** (Ilustración 11), que se extiende entre la apófisis articular caudal de cada vértebra y la apófisis articular craneal o superior de la vértebra vecina, y del mismo lado.

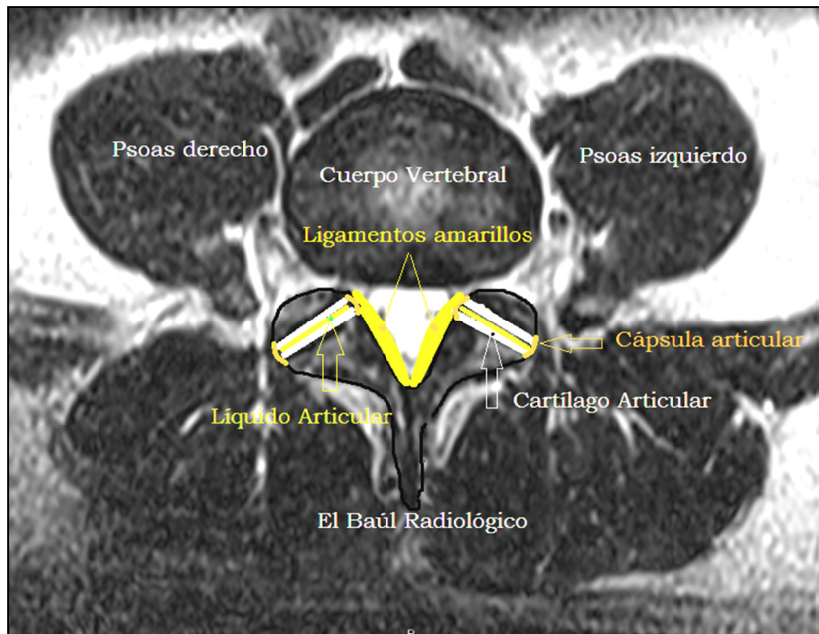


Ilustración 11: Recreación figurada de las articulaciones interapofisarias lumbares tal y como se aprecian en una exploración por Tomografía por Resonancia Magnética (TRM) (Artasona, Mazas, P., 2015).

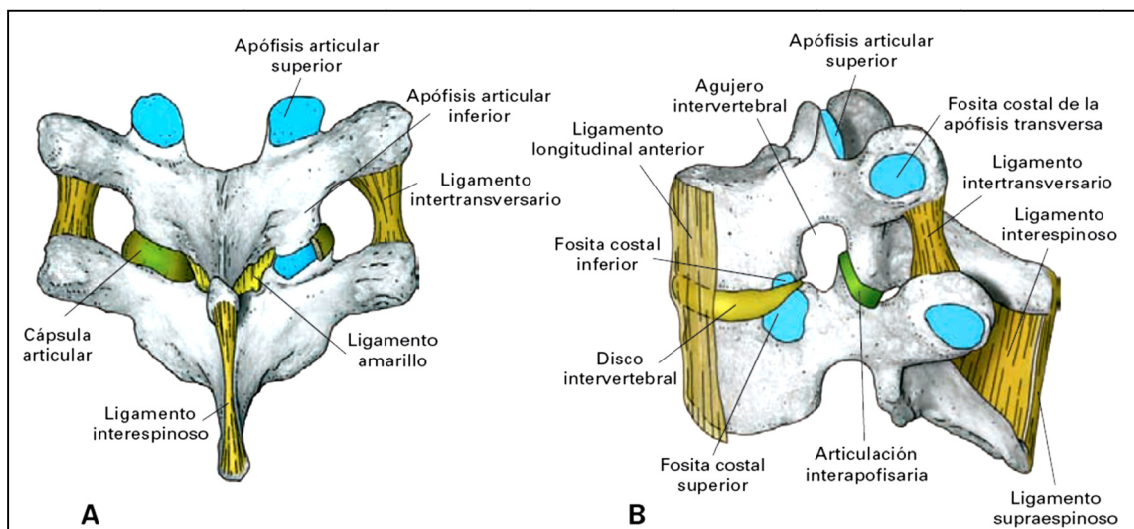


Ilustración 12: Visión posterior (A) y lateral (B) de las uniones entre las vértebras a nivel torácico (Porrero et al., 2005).

Los **ligamentos interespinosos** ocupan el espacio entre dos apófisis espinosas contiguas, insertándose en los bordes inferior y superior de los dos procesos adyacentes. Alcanzan desde los ligamentos amarillos, en su parte más ventral, hasta la extremidad posterior de las apófisis (Porrero et al., 2005) (Ilustración 12).

Los **ligamentos intertransversos** unen las apófisis transversas entre sí, insertándose en los bordes inferior y superior de éstas. En la zona cervical, estos ligamentos se han transformado en los músculos intertransversos para atender las demandas de movilidad de dicha región. En la región dorsal están mínimamente desarrollados debido a que la lateralización de esta zona está muy limitada por la configuración de las apófisis articulares. Mientras, en la zona lumbar han experimentado un desarrollo mucho más considerable. En esta última región, se insertan en los tubérculos de los procesos trasversos vecinos, y no en los costiformes (Porrero et al., 2005).

El **ligamento supraespinoso**. Se extiende a lo largo de la columna uniendo los procesos espinosos. En la columna lumbar es un simple engrosamiento del borde dorsal del ligamento interespinoso. A nivel dorsal constituye un cordón de interposición fibrosa que sirve de inserción a músculos como el trapecio, y el dorsal mayor. Finalmente, en la región cervical se ensancha hacia atrás y arriba dando lugar al ligamento nucal, responsable del sostén de la cabeza (Porrero et al., 2005).

Los **ligamentos amarillos**. Reciben su denominación por la coloración amarillenta debida a la abundancia de fibras elásticas. El extremo superior del ligamento amarillo de cada lado (izquierdo y derecho) se inserta en la parte inferior de la cara anterior de la lámina suprayacente, y su extremo inferior se inserta en el borde superior de la lámina subyacente (Porrero et al., 2005).

Teniendo en cuenta que la movilidad está supeditada a la disposición y forma de las superficies articulares, más adelante, y a través de la descripción de las particularidades de cada región vertebral, se explicarán pormenorizadamente las características de estas articulaciones.

II.3.1.2.3 El disco intervertebral.

El disco está constituido por un anillo fibroso y el núcleo pulposo. El anillo fibroso es la parte más periférica del disco, y está constituido por laminillas concéntricas de fibras cartilaginosas que se extienden de una vértebra a otra, adhiriéndose firmemente a los rodetes marginales, a la zona periférica de la placa cartilaginosa, y las fibras más superficiales, a la cara anterolateral de las vértebras. Las fibras están dispuestas en espiral, y en su recorrido se engrosan progresivamente de modo que el anillo adopta una forma ligeramente biconvexa (Escolar et al., 2007).

En las regiones cervical y lumbar, donde la columna presenta lordosis, el grosor del disco es algo mayor en su parte anterior, mientras que en la columna torácica, donde la columna presenta cifosis, es más grueso en su extremo posterior. A diferencia de los discos lumbares, en la columna cervical la parte posterior del anillo es muy delgada.

El núcleo pulposo está situado en la cavidad que circunscribe el anillo fibroso. A pesar de que su composición varía con la edad, se trata de una formación gelatinosa (mucopolisacáridos y hasta un 88% de agua) (Pró, 2012) surcada por una fina red de fibras colágenas, con células que probablemente representan los restos de la cuerda dorsal embrionaria. En el varón joven, la separación entre el núcleo pulposo y el anillo fibroso está bien definida, pero, con el paso de los años, la delimitación entre ambas estructuras cada vez es menos clara.

En el apartado dedicado a la biomecánica nos extenderemos en la descripción de las peculiares características del disco intervertebral.

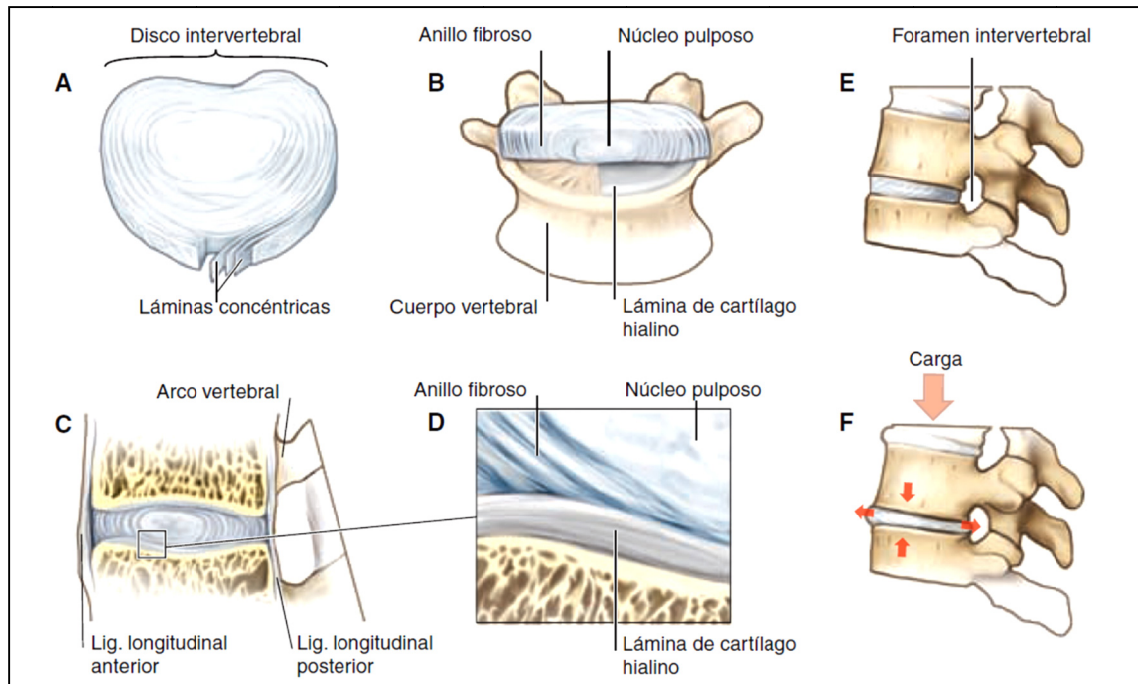


Ilustración 13: El disco intervertebral (Pró, 2012).

A. Disco intervertebral aislado, mostrando las láminas concéntricas de la parte más externa del anillo fibroso. B. Corte coronal del disco intervertebral, se ve el cartílago hialino que cubre a la cara intervertebral del cuerpo. C. Corte sagital medio. D. Ampliación del corte C. E. Columna vertebral sin carga vertical. F. Cuando se aplica una carga vertical el disco intervertebral se comprime.

II.3.1.3 Columna Vertebral: Diferencias regionales.

Como ya hemos dicho, la extensa variedad de movimientos depende de la forma y dirección de las superficies articulares. En la región cervical, las apófisis articulares superiores e inferiores son muy oblicuas en ambos lados; sus caras articulares están ligera e irregularmente abovedadas, mirando la superior hacia atrás y arriba, y la inferior hacia delante y abajo. Esta geometría permite una gran amplitud en los movimientos de flexo-extensión, y supone además una importante limitación para posibles dislocaciones. Las carillas articulares en esta zona, pasan desde la práctica horizontalidad en atlas y axis, para progresivamente ir aumentando su inclinación a medida que descendemos a lo largo del raquis cervical (Ilustración 14). Esta variación ofrece desventajas en cuanto a la distribución de las cargas axiales a través de las apófisis articulares,

pero libera a éstas para la ejecución de movimientos de flexión lateral que están muy limitados entre C1 y C2.

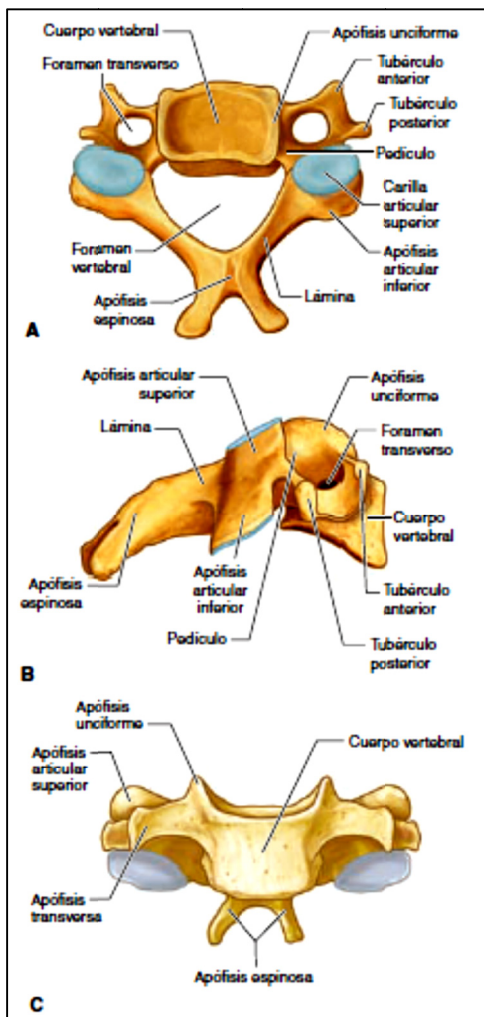


Ilustración 14: Cuarta vértebra cervical (C4) (Pró, 2012).

A. Vista superior. B. Vista lateral derecha. C. Vista anterior.

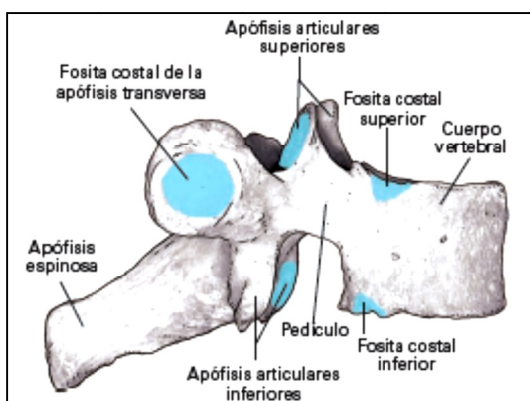


Ilustración 15: Vista lateral de una vértebra torácica (Porrero et al., 2005).

Las vértebras dorsales ofrecen carillas articulares planas al igual que las vértebras lumbares. Sin embargo, en la región dorsal, las carillas articulares

adoptan una casi absoluta verticalidad, orientándose hacia atrás las superiores, y adelante las inferiores (Ilustración 15), mientras que en la región lumbar, las carillas articulares de la vértebra inferior abrazan casi por completo a las apófisis de la vértebra articular superior, proporcionando de esta manera una mayor sujeción, y limitando a la vez, el movimiento de rotación de éstas (Ilustración 16).

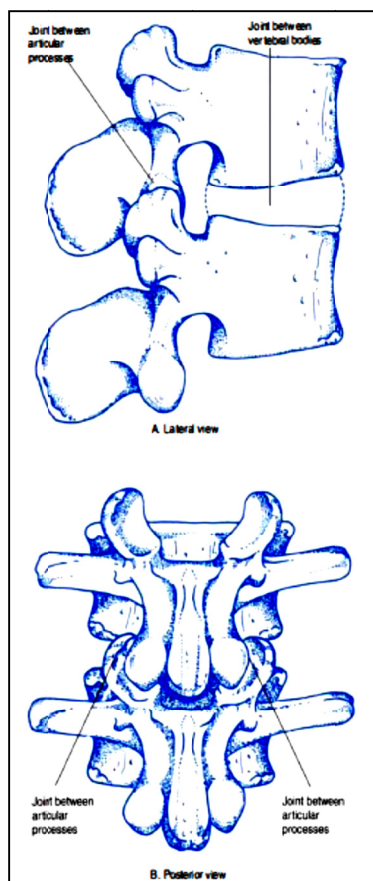


Ilustración 16: Articulación entre dos vértebras lumbares (Bogduk, 2005).

Por fin, nos queda recordar que en el nivel dorsal (Ilustración 15), las apófisis transversas presentan unas pequeñas superficies de apoyo para las costillas o “carillas articulares costales”. Como comentamos anteriormente, en la región lumbar quedarán las apófisis costiformes como recuerdo de aquellas articulaciones costales. Estas apófisis resultarán de gran utilidad para reforzar la inserción de la potente musculatura lumbar.

En resumen, hemos comprobado que las diferencias regionales en cuanto a forma y estructura vertebral contribuyen a dotar de una funcionalidad diversa a

la columna. Tenemos una región cervical especializada en movimientos de flexo-extensión, aventajada en rotación gracias a la funcionalidad de la articulación atlantoideoaxoidea, protegida de posibles luxaciones que comprometerían la vida del individuo, pero además tenemos cuerpos vertebrales pequeños adecuados al poco peso que estas vértebras deben soportar. Por otra parte, tenemos el modelo de la vértebra lumbar con un cuerpo especializado para resistir grandes cargas de compresión axial, y autolimitado en su geometría articular para los movimientos de rotación, y extensión. Y, para acabar, hemos revisado el modelo de las vértebras dorsales, con características intermedias en cuanto a movilidad y resistencia a la compresión, pero que ofrecen las peculiaridades propias del soporte ofrecido a la parrilla costal.

II.3.1.4 Sistemas Neuromusculares del Retrosoma o Dorso

Para revisar de manera eficiente los conceptos que conciernen a la musculatura, que apoyada en el raquis realizará los movimientos (concretamente a los objetivos de esta tesis) de levantamiento de cargas, escogemos como modelo el de los Sistemas Neuromusculares. Este modelo basado en la evolución embriológica, nos permite revisar la anatomía y función muscular de la espalda de un modo estructurado y sistemático.

Un Sistema Neuromuscular (SNM) está formado por un nervio motor y los músculos inervados por él. Uno de los rasgos distintivos de los SNM's es que los movimientos propios de cada músculo establecen sinergias para la realización de movimientos complejos. De este modo también, cuando se produce una lesión en el nervio motor, traerá consigo deficiencias en la realización de un determinado gesto (Smith-Fernández & Huzman, 2003).

Atendiendo al interés del presente trabajo, nos centraremos primero en los sistemas musculares que participan en el **enderezamiento**, necesario para mantener y/o alcanzar la postura erecta, y más adelante repasaremos los sistemas neuromusculares del abdomen, responsables entre otros, de un aspecto tan importante en la dinámica de los levantamientos como es la gestión de la presión abdominal, y por supuesto, también con funciones de estabilización transversal y anteroposterior de la pelvis, y el tronco, tan evidentes en el soporte de cargas.

Desde la 5ª semana de desarrollo intrauterino, se van diferenciando a partir del miotomo de los distintos somitas, en primer lugar, y de la porción más lateral y ventral del miotomo somítico, los mioblastos que darán lugar a la musculatura de las extremidades. A continuación, el miotomo somítico restante

se divide en dos grandes partes: la parte dorsal, que se denomina epímero, y otra parte ventral, llamada hipómero, que derivarán en los distintos músculos dorsales, y ventrales, respectivamente (Escolar et al., 2007).

Podemos distinguir entre la musculatura retrosomática dos grandes grupos según su procedencia embrionaria: la **musculatura retrosomática autóctona**, directamente derivada del epímero, característica por su disposición metamérica e inervación segmentaria propia de su origen somítico; y el segundo grupo corresponde a la musculatura retrosomática emigrada, constituida por músculos que derivan del hipómero y de aquella primera emigración hacia las extremidades. La inervación procede de las ramas presomáticas o anteriores de los nervios espinales (Escolar et al., 2007).

II.3.1.4.1 Musculatura retrosomática autóctona.

De este grupo cabe destacar, que son músculos que conservan la metamería y su situación de origen, y tienen como función principal el enderezamiento de la espalda. Aquí también debemos diferenciar dos grandes particiones, que se distinguen en músculos cortos de carácter monometamérico o polimetamérico, y músculos largos de carácter polimetamérico (Smith-Fernández & Huzman, 2003).

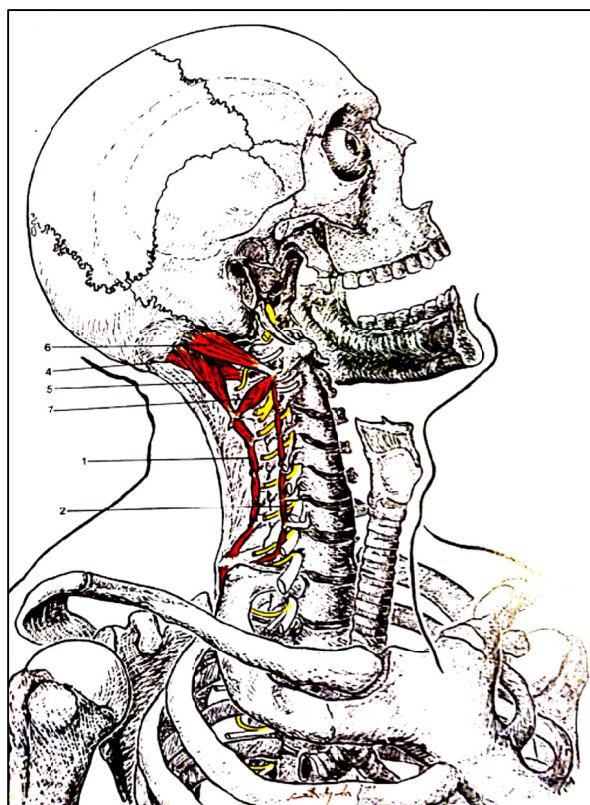


Ilustración 17: Musculos autóctonos monometaméricos y polimetaméricos cortos de la región cervical posterior (Smith-Fernández & Huzman, 2003).

El primer subgrupo, que ocupa el nivel más profundo, se hace cargo de tareas de mantenimiento de la postura erguida en las zonas de la columna que habían quedado debilitadas por no poseer ligamentos eficaces de sostén. El ejemplo más claro lo tenemos en la nuca, donde occipital, atlas y axis deben permanecer muy unidos. A ese nivel, el Recto posterior menor (Ilustración 17.4) tira de la concha del occipital hacia el tubérculo posterior del atlas, y el Recto posterior mayor (Ilustración 17.5), tira de la concha occipital hacia la apófisis espinosa del axis. A su vez, y para mantener el arco anterior del atlas adaptado a la apófisis odontoides del axis, su apófisis transversa debe ser traccionada hacia atrás, de un lado, a través del oblicuo inferior (Ilustración 17.7), que se origina en la apófisis transversa del atlas, y se dirige a la espinosa del axis, y de otro lado, por el músculo oblicuo superior (Ilustración 17.6), que se origina en la apófisis transversa del atlas, y termina en la línea curva del occipital inferior.

De esta manera queda conformada la musculatura de la nuca, cuyo fin es el de mantener la unión “tónica” de cabeza, atlas, y axis, en su debida posición (Escolar et al., 2007).

Tenemos también entre los músculos autóctonos cortos, los músculos interespinosos, responsables del mantenimiento de la extensión global de tronco, salvo en la zona dorsal, en la que estos músculos, que unen las apófisis espinosas de vértebras contiguas, no están presentes; contamos del mismo modo, con los músculos intertransversos posteriores, que unen los tubérculos posteriores, las apófisis trasversas, y los tubérculos mamilares, de vértebras sucesivas, en las regiones, cervical, dorsal (salvo excepciones en las que no aparecen), y lumbar, respectivamente, manteniendo la estabilidad lateral de la columna. Por fin, tenemos los músculos trasversos epiespinosos o multifidos, que son en realidad un abanico que se origina en una sola apófisis trasversa insertándose en varias apófisis espinosas de los niveles inmediatamente superiores. Más concretamente distinguiríamos: transverso espinoso largo (Ilustración 18.Tel), transverso espinoso corto (Ilustración 18.Tec), ambos con función enderezadora, e inserciones más distantes, y transverso laminar largo (Ilustración 18.TII), y transverso laminar corto (Ilustración 18.TIc), con funciones rotadoras al tener origen e inserción más próximos entre sí (Escolar et al., 2007).

En cuanto a los músculos polimetaméricos largos, cubriendo a la musculatura corta existen otras musculaturas más superficiales, de más longitud, y por ende, más eficientes en la dinámica del enderezamiento (Tabla 3) (Smith-Fernández & Huzman, 2003).

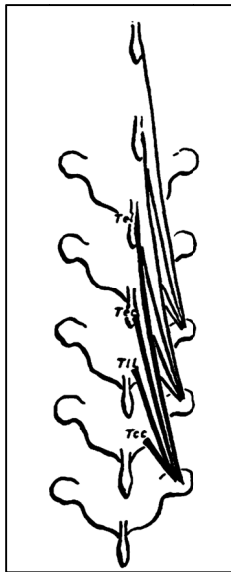


Ilustración 18: Esquema del músculo trasverso espinoso (Escolar et al., 2007)

Tabla 3: Músculos autóctonos del retrosoma (Smith-Fernández & Huzman, 2003).

Función global: Enderezamiento del dorso y/o de la cabeza. Movimiento acompasado de las cinturas escapular y pélvica durante la marcha.

Inervación: Ramos retrosomáticos C2, C3, C4 y C5.

Músculo	Origen (inserción inferior)	Inserción (inserción superior)	Funciones dinámicas		Funciones estáticas
			CCA ¹	CCC ²	
1. Epiespinoso del dorso o espinal medial.	Apófisis espinosas de L1, L2, D11, y D12	Apófisis espinosas desde D1 a D9	Extensor columna dorsolumbar		
2. Epiespinoso del cuello y la cabeza, o digátrico de la nuca, o semiespinoso de la cabeza.	Apófisis espinosas de D1 a D3, y C3 a C7.	Apófisis espinosas de C2, C3 y bajo la línea curva occipital superior.	Extensor columna cervical inferior y cabeza.		
3. Dorsal largo, o longísimo del dorso, o espinal intermedio.	Porción medial de la masa común sacrolumbar, que a su vez se inserta en la cara dorsal del sacro, la cresta ilíaca, los tubérculos mamilares lumbares, y las apófisis trasversas de las últimas vértebras dorsales.	Medialmente en los tubérculos accesorios lumbares y en las apófisis trasversas dorsales. Lateralmente en las apófisis costiformes dorsales y en todas las costillas, medialmente al ángulo de las mismas	En la columna lumbar, la contracción unilateral produce lateralización homolateral. La contracción bilateral provoca extensión.		Produce hiperlordosis lumbar.

¹ Cadena cinética abierta CCA.

² Cadena cinética cerrada CCC.

Músculo	Origen (inserción inferior)	Inserción (inserción superior)	Funciones dinámicas		Funciones estáticas
			CCA ¹	CCC ²	
4. Cervical trasverso, o longísimo del cuello, o espinal intermedio.	Apófisis trasversas D1 a D5	Apófisis trasversas C1 a C6	En la columna cervical inferior, la contracción unilateral produce lateralización homolateral. La contracción bilateral provoca extensión.		
5. Longísimo menor de la cabeza, o complejo menor, o espinal intermedio.	Apófisis trasversas D1 a D3, y C3 a C7	Apófisis mastoides.	Sobre la columna cervical inferior, la contracción unilateral produce lateralización y rotación homolateral. La contracción bilateral provoca extensión.		
6. Longísimo mayor de la cabeza o semiespinoso de la cabeza.	Apófisis trasversas D1 a D5, y C3 a C7	Bajo la línea curva occipital superior, lateral al epiespinoso del cuello y la cabeza.	Sobre la columna cervical inferior, la contracción unilateral produce rotación contralateral. La contracción bilateral provoca extensión.		Produce hiperlordosis cervical.
7. Iliocostal o espinales laterales.	Fascículo Lumbar	En la masa común sacrolumbar (masa sacroespinal) y la cresta ilíaca.	Ángulos de las ocho últimas costillas.	Sobre la columna lumbar, torácica y cervical inferior, la contracción unilateral produce lateralización homolateral. La contracción bilateral provoca extensión, y movimientos respiratorios del torax.	Produce hiperlordosis lumbar.
	Fascículo Dorsal	Ángulos de las seis últimas costillas.	Ángulos de las seis primeras costillas.		
	Fascículo Cervical	Ángulos de las seis primeras costillas.	Apófisis trasversas de C4 a C6.		

Músculo	Origen (inserción inferior)	Inserción (inserción superior)	Funciones dinámicas		Funciones estáticas
			CCA ¹	CCC ²	
8. Esplenio	De la cabeza	Apófisis espinosas de D1, D2 y C4 a C7.	Parte externa de la línea curva occipital y apófisis mastoides.	Sobre la cabeza, la contracción unilateral produce lateralización y rotación homolateral. La contracción bilateral provoca extensión.	Produce hiperlordosis cervical.
	Del cuello	Apófisis espinosas de D3 a D5.	Apófisis transversas de C1 a C3.	Sobre la columna cervical inferior, la contracción unilateral produce lateralización y rotación homolateral. La contracción bilateral provoca extensión.	Produce hiperlordosis cervical.

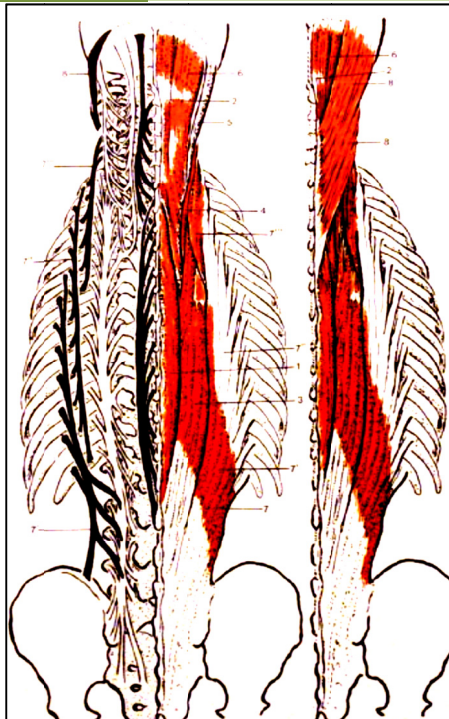


Ilustración 19: Músculos autóctonos polimetaméricos del retrosoma (Smith-Fernández & Huzman, 2003).

II.3.1.4.2 Musculatura retrosomática emigrada.

Tabla 4: Músculos emigrados situados en la región cervical posterior y otras regiones posteriores (Smith-Fernández & Huzman, 2003).

Función global: Enderezamiento, respiración y trepa. Movimiento acompasado alternante de la cintura escapular y pélvica durante la marcha.

Inervación: Se indica con cada músculo.

Músculo	Origen (inserción inferior)	Inserción (inserción superior)	Funciones dinámicas		Funciones estáticas
			CCA	CCC	
1. Serrato menor posterosuperior. Inervación: Nervios Intercostales	Apófisis espinosas de C6, C7, D1 y D2.	Lateral a los ángulos de las costillas 2 ^a a 5 ^a	Sobre el torax: inspirador	Sobre la columna cervical inferior y torácica: endereza.	Estabiliza la columna cervical inferior, desplazándola hacia atrás
2. Serrato menor posteroinferior. Inervación: Nervios Intercostales	Apófisis espinosas de D11, D12, L1, L2.	Borde inferior de las cuatro últimas costillas.	Sobre el torax: espirador.	Sobre la columna torácica y lumbar: endereza.	Sinergia inspiradora con el diafragma, fijando las últimas costillas.
3. Romboides Inervación: Plexo cervical C3y C4.	Mayor	Apófisis espinosas de D2 a D5.	Sobre la escápula: aproxima, eleva y rota. Sobre el torax: aligera peso del torax facilitando respirar.	Sobre la columna cervical inferior y torácica: endereza	Estabiliza la columna cervical inferior desplazándola hacia atrás. Sinergia fijadora de la escápula con el serrato anterior. Sostiene contra gravedad a la escápula (transporte de cargas con extremidad superior) .
	Menor	Apófisis espinosas de C7 y D1.	Borde interno de la escápula		
4. Angular de la escápula. Inervación: Plexo cervical C4 y C5.	Apófisis trasversas de C1 a C4	Ángulo superointerno de la escápula.	Sobre la escápula: el evador y rotador. Sobre el torax: favorece la respiración por liberar peso de la caja torácica.	En la columna cervical inferior, la contracción unilateral produce lateralización homolateral. En contracción bilateral: enderezador.	Estabiliza la columna cervical desplazándola hacia atrás. Sostiene la escápula frente a la gravedad (transporte de cargas con extremidad superior) .
5. Dorsal ancho. Inervación: Plexo braquial C6, C7 y C8.	Mediante la fascia toracolumbar en las apófisis espinosas de D7 a D12, de L1 a L5, en la cresta sacra media, y en la cresta iliaca. En las cuatro últimas costillas y el ángulo inferior escapular.	Labio interno de la corredera bicipital (cresta subtroquiniana)	Sobre la articulación escapulo-humeral: aproximador, extensor y rotador interno.	Sobre el tronco, la contracción unilateral produce lateralización homolateral. En contracción bilateral: enderezador. En la marcha con muletas, elevador; y en el agarre alto elevador, participando en la trepa. Sobre la pelvis: anteverdor.	

Músculo		Origen (inserción inferior)	Inserción (inserción superior)	Funciones dinámicas		Funciones estáticas
				CCA	CCC	
6. Trapecio. Inervación: Ramos presomáticos de C2, C3 y C4.	Porción descendente	Línea curva del occipital superior, protuberancia occipital externa, apófisis espinosas cervicales y ligamento nual.	Tercio externo de la clavícula y acromion.	Sobre la escápula: elevador. En sinergia con la porción ascendente, rotador, desplazando el ángulo externo hacia arriba y el inferior lateralmente. Separador del miembro superior.	Sobre la columna cervical inferior y la cabeza, en contracción unilateral: rotador contralateral. En contracción bilateral: enderezador.	
	Porción transversa	Apófisis espinosas de D1 a D6	Acromion y espina de la escápula.	Sobre la escápula: aproximador		
	Porción ascendente	Apófisis espinosas de D7 a D12	Tubérculo del extremo medial de la espina de la escápula.	Sobre la escápula: descensor. En sinergia con la porción descendente, igual que ésta.		

II.3.1.5 Presoma parietal o paredes Toraco-Abdomino-Perineales

Escolar (2007) lo define como una pared con diferentes misiones de prensa: prensa de ritmo respiratorio, prensa moderadora, prensa emuntoria, y prensa antigraavitatoria.

En cualquier caso, esta unidad está incluida en nuestro trabajo por la función flexora, lateralizadora, y/o rotadora del complejo lumbopélvico, que este grupo de músculos desarrollan.

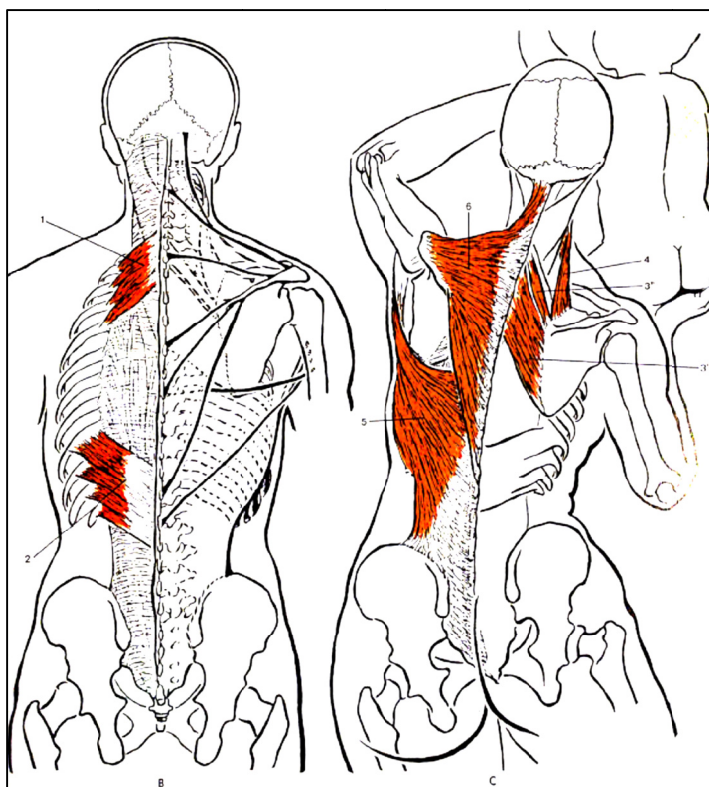


Ilustración 20: Musculatura emigrada de procedencia no retrosomática (Smith-Fernández & Huzman, 2003).

Los sistemas neuromusculares de la pared se acumulan fundamentalmente en el vientre (músculos de la pared abdominal), pero a nivel torácico existe una representación neuromuscular en el espacio intercostal parecida a la del vientre, son los denominados músculos intercostales, o músculos autóctonos de las paredes torácicas. En este último grupo incluiremos la descripción del músculo diafragma, más que nada por su función casi exclusiva dedicada a la respiración, no obstante, no podemos dejar de señalar que este músculo pertenece a otro sistema neuromuscular, el sistema del nervio frénico.

Finalmente, nos detenemos en la parte que se corresponde con el fondo del abdomen, dedicándonos especialmente a los músculos cuadrado lumbar, psoas ilíaco, plexo lumbar y aponeurosis lumboilíaca, como integrantes de la región lumboilíaca, y a menudo implicados en el dolor lumbar.

II.3.1.5.1 Músculos de las paredes abdominales.

Comenzamos con el recto anterior del abdomen. Con origen en el pubis y en su sínfisis, e inserción en la cara externa de los cartílagos costales de las últimas costillas, así como en la apófisis xifoides esternal, en su contracción acercará el esternón al pubis. Actuará como el motor principal de la flexión de la columna lumbar. Este músculo presenta numerosos vientres en su mitad superior, y un único gran vientre en su mitad inferior.

Tras el recto, describimos el músculo transverso, que tira hacia atrás y afuera de la línea blanca, punto donde se inserta. En su parte inferior, el trasverso pasa por delante del recto hasta la línea blanca, por lo que empuja al recto hacia el interior del vientre. El músculo trasverso llega (origen) hasta las apófisis costiformes lumbares, a través de sus numerosos desdoblamientos aponeuróticos, y hasta el borde inferior de las últimas costillas, la cresta ilíaca, y el tercio externo del ligamento inguinal. Su función es principalmente respiratoria.

El músculo oblicuo interno envuelve literalmente al recto anterior. Se origina en la cresta ilíaca, entre su borde interno y externo, en la espina ilíaca anteroinferior, y en los tercios externos del ligamento inguinal, procediendo sus inserciones superiores del reborde torácico costal, y de la misma línea blanca, por encima y por debajo del recto. El oblicuo interno colabora en la flexión de la columna lumbar cuando se produce la contracción bilateral. En contracción unilateral, lateraliza y provoca la rotación hacia el lado contraído. Si la resistencia a vencer es muy grande (cadena cinética cerrada) provoca la rotación contralateral de la pelvis.

Finalmente, el oblicuo externo se origina en la cara externa de las costillas desde a partir de la 5^a, viniendo a abrazar a la línea alba, el pubis y el ligamento

inguinal, en lo que se conoce como aponeurosis o peto abdominal, y se inserta también en el labio externo de la cresta ilíaca, hacia su mitad anterior. Este músculo colabora en contracción bilateral a la flexión lumbar, mientras, en contracción unilateral provoca rotación lumbar hacia el lado contrario. En acciones de cadena cinética cerrada provoca rotación pélvica homolateral a la contracción (Smith-Fernández & Huzman, 2003).

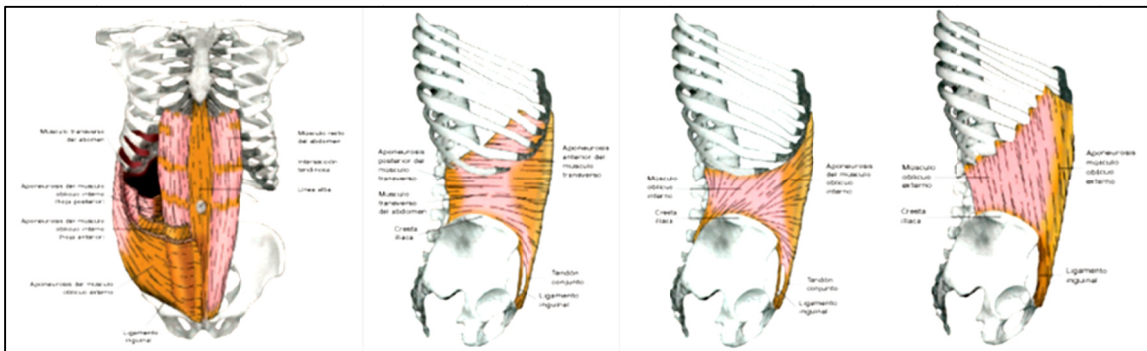


Ilustración 21: Músculos de la pared del abdomen (Porrero et al., 2005).

Visión anterior del tronco que ilustra los músculos de la pared anterolateral del abdomen (derecha). Músculo transverso del abdomen (centro-derecha). Músculo oblicuo interno (centro-izquierda). Músculo oblicuo externo (izquierda).

II.3.1.5.2 Músculos autóctonos de las paredes torácicas.

A nivel torácico distinguimos, muy brevemente, por apartarse de los objetivos de esta tesis, ya que su función está muy restringida a la actividad respiratoria, y al soporte de la diferencia de presión de la caja torácica, los músculos intercostales, y el diafragma.

Los músculos intercostales externos, con fibras oblicuas orientadas hacia abajo, afuera y hacia delante, van de costilla a costilla por la cara externa de la parrilla costal, y participan en la inspiración al elevar las costillas.

Los intercostales internos, con la dirección de sus fibras oblicua hacia abajo, afuera y hacia atrás, van de costilla a costilla por la parte interna de la parrilla costal. La porción anteromedial participa en la inspiración al producir la

elevación de la costilla, mientras que la porción posterolateral produce la espiración al provocar el descenso costal (Smith-Fernández & Huzman, 2003).

El intercostal íntimo, tiene una disposición igual que el interno, pero sus fibras se disponen más profundas y se separan de ellas por el trayecto de los vasos y nervios intercostales.

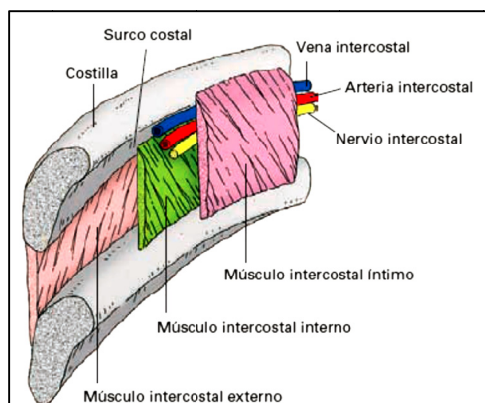


Ilustración 22: Representación esquemática de los músculos intercostales vistos desde el interior del tórax (Porrero et al., 2005).

El músculo triangular del esternón, formado por fibras que se originan en la cara interna del cuerpo y la apófisis xifoides del esternón, extendiéndose oblicuamente en sentido lateral y superior, para terminar en la cara interna de la 2ª a la 6ª costilla.

Ya hemos comentado que en esta sección incluiríamos también al músculo diafragma, a pesar de que, su inervación, y por tanto sistema neuromuscular, son distintos. Su participación en la respiración, no olvidemos que es el sistema más importante para esta función, nos hace incluir su descripción en este apartado.

El diafragma es un músculo único que separa las cavidades torácica y abdominal. La inervación procede de los nervios frénicos, derecho, e izquierdo. Se dispone en forma de cúpula, con inserciones periféricas desde la columna vertebral hasta el esternón, pasando por las inserciones periféricas laterales en las costillas que coinciden con las del músculo trasverso del abdomen. Su

inserción central es el centro tendinoso o centro frénico (Smith-Fernández & Huzman, 2003).

La función principal del diafragma es respiratoria, pero tendrá relativa importancia en la dinámica de los levantamientos de cargas, como implicado en el mecanismo de incremento de la presión intra-abdominal, fenómeno que describiremos profusamente en el próximo capítulo dedicado a la biomecánica del enderezamiento.

II.3.1.5.3 Músculos del fondo del abdomen.

En la pared abdominal posterior encontramos en primer lugar el músculo cuadrado lumbar, innervado por el nervio subcostal (D12), también forma parte de esta pared el músculo psoas ilíaco, innervado por el nervio crural (formado por raíces procedentes de los niveles L1 a L4). Estos músculos se relacionan con la aponeurosis de inserción posterior del músculo trasverso del abdomen.

Con orígenes en la cresta ilíaca, y en las apófisis costiformes lumbares 2^a a 4^a, y con inserción en la 12^a costilla, y las costiformes de D1, D2, y D3, el cuadrado lumbar participará en la lateralización homolateral de la columna lumbar cuando se contrae de forma unilateral, al tiempo que en casos de cadena cinética cerrada actúa como elevador de la pelvis.

El músculo psoas ilíaco se origina en los cuerpos de las vértebras D12 a L4, en las apófisis costiformes de las vértebras lumbares, y también en los discos intervertebrales lumbares, viniendo a insertarse en el trocánter menor. Ejerce funciones de motor principal en la flexión de cadera, con una amplitud máxima de unos 120°, y también actúa como rotador externo de la pelvis. Cuando la acción muscular se enfrenta a una gran resistencia (cadena cinética cerrada), el psoas actúa como flexor de la columna lumbar siempre que se

produzca contracción bilateral. En el caso contrario, lateraliza y rota la pelvis al lado contralateral, y actúa como anterversor pélvico. En la estática, es un músculo lordosante a nivel de la columna lumbar (Smith-Fernández & Huzman, 2003).

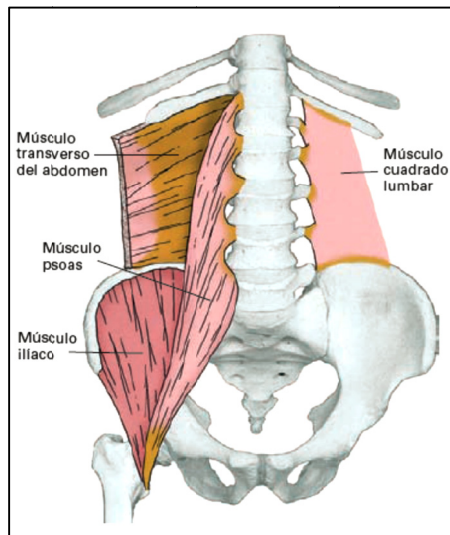


Ilustración 23: Músculos de la pared posterior del abdomen desde el plano anterior (Porrero et al., 2005).

II.3.2 Biomecánica del Sistema del Enderezamiento

Hasta el momento hemos revisado de forma exhaustiva todo lo relativo a la morfología del sistema nervio-músculo-esqueleto de la espalda, y mientras describíamos los conceptos relativos a la anatomía, no hemos podido dejar de introducir someramente los aspectos relativos a la “función” de dicho sistema. Pues bien, a partir de ahora entraremos en profundidad en todo lo relativo a la funcionalidad, en primer lugar, desde el punto de vista de la biomecánica, para terminar revisando su neurofisiología, como responsable final de la coordinación de los movimientos de enderezamiento.

Para estudiar las características biomecánicas del Sistema del Enderezamiento, empezaremos analizando las propiedades de los materiales con los que está constituido. Aquí nos detendremos en analizar las características mecánicas del hueso que constituye las vértebras, del disco

intervertebral, de los ligamentos, y finalmente, analizaremos el comportamiento biomecánico de los músculos del retrosoma, así como de los otros sistemas neuromusculares que participan en los levantamientos. Mientras revisamos el comportamiento de estos biomateriales, atenderemos también a la disposición geométrica y dimensiones de cada uno de los elementos para entender su función de manera global.

En el siguiente apartado, nos centramos en el análisis funcional del raquis, atendiendo en primer lugar a la cinemática del raquis en su conjunto, centrándonos a continuación en sus particularidades regionales, y terminando con la revisión de las evidencias sobre la respuesta del raquis frente a cargas dependientes en el tiempo.

Finalmente, acabaremos esta sección con el análisis de los modelos biomecánicos para la determinación de cargas que actúan sobre el raquis.

II.3.2.1 Propiedades biomecánicas de las estructuras del raquis.

II.3.2.1.1 Comportamiento mecánico de la unidad vertebral.

Como vimos con anterioridad, a excepción de las vértebras atlas y *axis* (C1 y C2), cada vértebra consiste en una estructura anterior, denominada cuerpo vertebral, y una posterior, denominada arco vertebral. Kapandji (2004) utiliza para definir a los mismos elementos dos términos distintos, de modo que tenemos un pilar anterior, con funciones principalmente de soporte, y un pilar posterior, que sirve a los propósitos de la dinámica y el movimiento de la columna. Pues bien, nosotros vamos a aprovechar esta clasificación para revisar los conceptos que atañen a las características mecánicas de la unidad vertebral. De este modo, comenzaremos revisando todo lo concerniente al pilar anterior, y

su comportamiento de soporte para las cargas de compresión axial, y acabaremos con la revisión de las características propias del pilar posterior, encargado “en algún caso”, del soporte de momentos de fuerza y cargas de cizallamiento que se originan en los movimientos de flexo-extensión y rotación del raquis.

Las características que definen básicamente el comportamiento mecánico de los cuerpos vertebrales son la resistencia y la rigidez. De hecho, durante las actividades normales de la vida diaria, la columna soporta cargas de compresión axial del orden de los 500 a 1000N, llegando a los 5000N cuando levantamos peso, magnitud que a su vez rondaría el 50% de límite de fractura de un cuerpo vertebral de la columna lumbar (Izzo et al., 2013).

Aunque como veremos, la resistencia a estos esfuerzos no depende exclusivamente de la unidad vertebral, el incremento del tamaño de los cuerpos vertebrales se correspondería con la necesidad de soportar cargas cada vez mayores a medida que vamos avanzando en sentido cráneo-caudal. Algunos autores (M. A. Adams & Dolan, 2005; Comín, Prat, Instituto de Biomecánica de Valencia, & Soler-Gracia, 1995; Izzo et al., 2013; White & Panjabi, 1990) reflejan datos de resistencia a la fractura de 2000N para los segmentos cervicales, llegando hasta los 8000N en la columna lumbar (Ilustración 24). Adams (2005) apunta incluso a magnitudes que superarían los 14000N. Para Kurtz y Edidin (2006), el límite de fractura de los cuerpos vertebrales iría aumentando de vértebra a vértebra conforme descendemos en unos 200N por término medio, comportamiento que se justificaría básicamente en el aumento del área en la sección transversal de los cuerpos vertebrales, aun cuando la resistencia de los

cuerpos vertebrales depende también de otros factores como la forma, la integridad del sistema trabecular, y por supuesto de la densidad ósea.

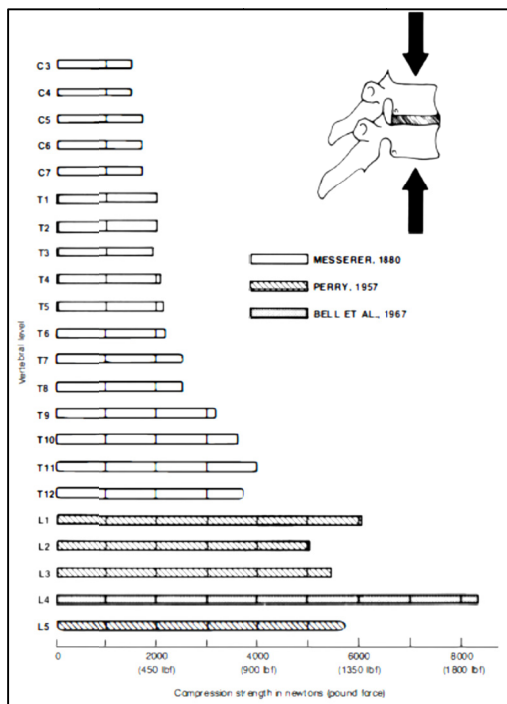


Ilustración 24: Carga máxima que soportan las vértebras de C3 a L5 (White & Panjabi, 1990).

Con incremento de carga hasta rotura a baja velocidad.

Comín y colaboradores (1995), afirman que se da una relación lineal directa entre la resistencia a compresión del hueso trabecular y un parámetro derivado de la densidad ósea, y puesto que la densidad ósea no varía sustancialmente a lo largo de los distintos niveles vertebrales, es lógico plantear que el aumento de la resistencia de los cuerpos vertebrales, a medida que descendemos en sentido cráneo-caudal, deriva fundamentalmente del incremento de tamaño de la sección transversal de dichos cuerpos vertebrales.

Un aspecto a revisar, es el papel que se otorga al hueso cortical en el soporte de cargas. En principio, parece que la capacidad de soportar esfuerzos de compresión se debería principalmente al hueso esponjoso presente en el interior de los cuerpos vertebrales, ya que al realizar ensayos en los que se retiraron las paredes de hueso cortical, el límite de fractura del material apenas descendió un 10% (M. Adams & Dolan, 2011; Comín et al., 1995). Sin embargo,

otros estudios atribuyen entre un 12 y un 75% de la resistencia de las cargas al hueso de las paredes vertebrales (Kurtz & Edidin, 2006). Si el núcleo pulposo está en óptimas condiciones, este actúa como distribuidor del esfuerzo sobre la placa terminal, que a su vez, al deformarse de manera proporcional a la carga soportada, traslada los esfuerzos al hueso esponjoso ubicado en el interior del cuerpo vertebral. En el caso contrario, es decir con un disco intervertebral degenerado, y un núcleo vertebral poco definido, las cargas se transmitirían en mayor medida hacia las paredes laterales de la vértebra constituidas por hueso cortical (Kurtz & Edidin, 2006). También parece claro que la función de soporte se ve incrementada con la edad, ya que la zona trabecular se deteriora más rápidamente que la cortical. En cualquier caso, en condiciones normales (individuo joven y sano), el hueso esponjoso tiene un papel eminentemente protagonista a la hora de soportar las cargas compresivas a nivel de los cuerpos vertebrales.

Cabe destacar que la densidad ósea del tejido trabecular de los cuerpos vertebrales no es homogénea. La red trabecular parece ser más densa en la parte posterior en comparación con la región anterior, así como también la parte inferior del cuerpo es más densa que la parte superior. Probablemente esto se deba al refuerzo que suponen las trabéculas que provienen de los pedículos (Ilustración 25) (M. Adams & Dolan, 2011). Esta heterogeneidad presente en la estructura trabecular de los cuerpos vertebrales podría ser una de las causas por la que las fracturas de la parte anterior del cuerpo vertebral son tan habituales.

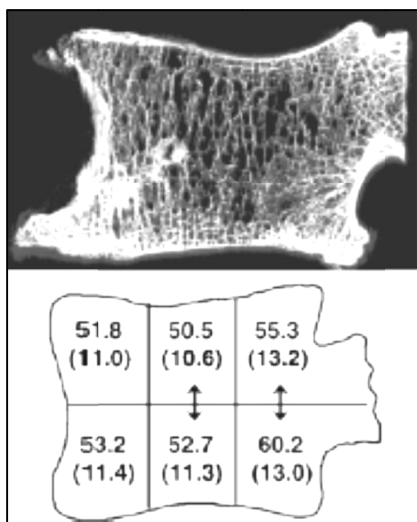


Ilustración 25: Distribución heterogénea del hueso trabecular en el cuerpo vertebral (M. Adams & Dolan, 2011).

Arriba. Corte medio sagital de un cuerpo vertebral lumbar en el que se puede apreciar la disposición irregular de las trabéculas. Abajo. Distribución media de la densidad ósea por regiones.

El hueso esponjoso presenta una estructura tridimensional (Ilustración 26) muy parecida al aluminio con estructura de panal de abejas (*honeycomb aluminum*) que se emplea en la industria aeronáutica por sus excelentes prestaciones en cuanto a la ratio peso/resistencia.

Además de las diferencias en la densidad de la trabécula que acabamos de comentar, también se observan diferencias en cuanto a la orientación de las mismas de modo que se constituyen cuatro sistemas trabeculares distintos (Ilustración 27) (Bogduk, 2005; Izzo et al., 2013; Kapandji & Lacomba, 2004):

- ✓ un sistema vertical que se extiende entre las placas terminales, y que acepta y transmite las cargas verticales;
- ✓ un sistema horizontal, que atraviesa el arco posterior y une las apófisis trasversas;
- ✓ dos sistemas oblicuos, inferior, y superior, que comienzan en las placas terminales del cuerpo vertebral, se cruzan en los pedículos, y vienen a terminar en la apófisis espinosa.

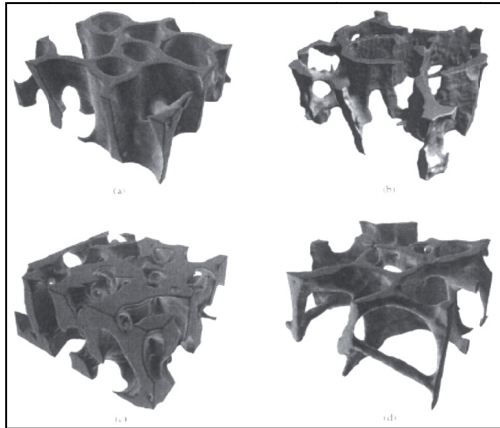


Ilustración 26: Reconstrucción tridimensional del hueso trabecular (Kutz, 2009).

a) Tibia proximal de bovino. b) Tibia proximal humana. c) Cuello del fémur humano. d) Vértebra humana. El volumen de cada muestra es de $3 \times 3 \times 1 \text{ mm}^3$.

Está claro que la pérdida de materia ósea tanto a nivel de la parte anterior del cuerpo, como de placa terminal, serán aspectos muy determinantes en las fracturas del borde anterior, aún más si el sistema de trabéculas vertical queda comprometido por esta pérdida. Sin embargo, el desencadenante de este tipo de lesiones será la flexión vertebral. La flexión produce el desplazamiento de más del 50% de la carga hacia la parte anterior, haciendo que esta zona previamente deteriorada en su estructura interna se colapse (M. Adams & Dolan, 2011). En un trabajo en el que se sometía a una preparación de cuerpos vertebrales con degeneración metastásica a esfuerzos combinados de compresión y flexión, se midieron esfuerzos sobre las placas terminales en magnitudes hasta 3 veces superiores a las encontradas al someter dichas preparaciones únicamente a esfuerzos de compresión axial (Kurtz & Edidin, 2006).

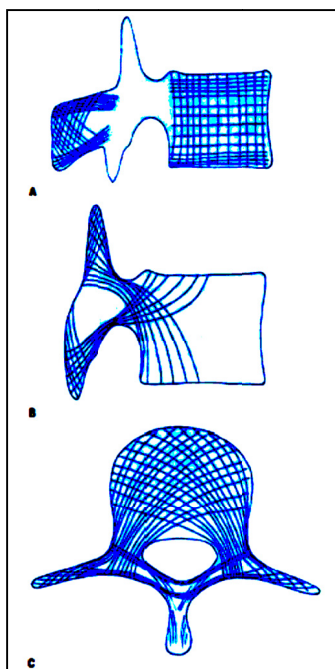


Ilustración 27: Sistemas trabeculares vertebrales (Bogduk, 2005).

A) Sección medial-sagital de una vértebra lumbar mostrando las trabéculas horizontales y verticales en el cuerpo vertebral, y las trabéculas de la apófisis espinosa. B) Sección lateral-sagital mostrando las trabéculas oblicuas pasando a través de los pedículos hasta las apófisis articulares. C) Sección transversal que muestra las trabéculas propagándose desde el cuerpo hasta las láminas y las apófisis trasversas.

Suponemos que la falta de estímulos para la osteosíntesis en la parte anterior de las vértebras (Wikipedia, 2014), aumentaría la degeneración trabecular en la parte anterior. Si sumamos una actitud lordótica predominante, y una considerable disminución del grosor de los discos intervertebrales, características propias de edades avanzadas, nos encontramos con que los mayores esfuerzos se trasladan a la zona posterior del cuerpo y al arco neural (Ilustración 28). Adams y Dolan (2011) nos aportan valores de distribución de cargas repartidas entre el 63% para el arco neural, el 26% para la región posterior del cuerpo, y un porcentaje residual del 10% para la zona anterior del cuerpo vertebral. Además apuntan a la falta de regularidad en la ejecución de gestos que impliquen flexión de tronco, como una de las causas de mayor degeneración de la trabécula anterior. En ambos casos, una brusca inclinación de tronco aumentaría considerablemente el riesgo de este tipo de fracturas (M. Adams & Dolan, 2011; Izzo et al., 2013).

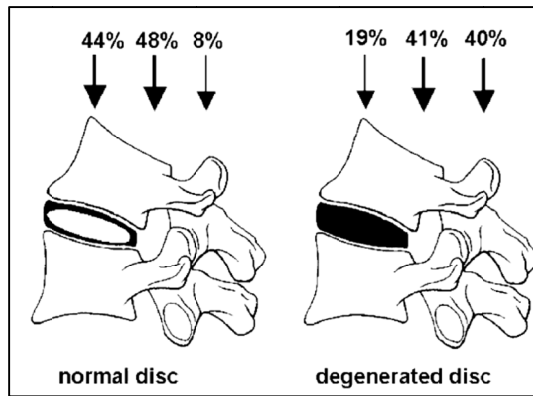


Ilustración 28: El reparto de cargas en la columna lumbar depende del estado del disco intervertebral (M. Adams & Dolan, 2011).

Las carillas articulares son importantes desde un punto de vista clínico, debido a que han mostrado ser una fuente directa de dolor, y a que son estructuras con una importante función estabilizadora. Se ha comprobado que la eliminación quirúrgica de las mismas, unilateral o bilateral, a menudo conduce a la inestabilidad (Comín et al., 1995).

La distribución del soporte de cargas, entre el segmento anterior y posterior de la unidad vertebral, es una cuestión que merece ser aclarada convenientemente. Parece que bajo cargas axiales, las carillas articulares estarían poco solicitadas, pero en extensión, flexión lateral, y torsión, las carillas soportarían cargas elevadas (Comín et al., 1995). Para Serhan y colaboradores (2007), las fuerzas cortantes que resultan de los movimientos de rotación, flexión, y extensión vertebrales, se transmiten principalmente a través de las apófisis articulares y, aunque en la transmisión de fuerzas de cizallamiento de carácter traumático o repentino intervienen tanto el disco, como las propias carillas articulares, las propiedades viscoelásticas del propio disco hacen que las cargas estáticas, o aplicadas a bajas velocidades, se transmitan fundamentalmente a través de las superficies articulares.

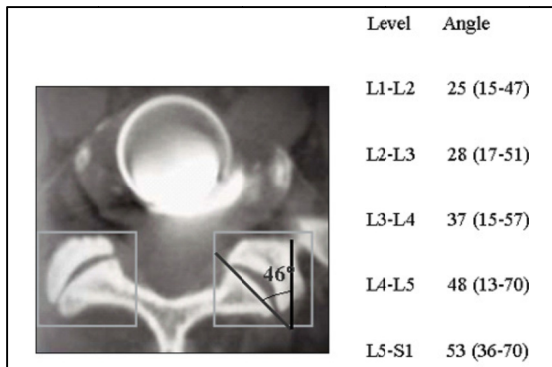


Ilustración 29: Variaciones en la orientación de las carillas articulares a nivel lumbar (Serhan et al., 2007).

Asumiendo que la forma precede a la función, las variaciones en el área, y la orientación de las carillas articulares se corresponde con algunas diferencias funcionales que presentan las vértebras. Como podemos observar en la Ilustración 29, no sólo el área de las facetas se ve incrementada desde L1 a S1. A medida que vamos descendiendo, la inclinación de las carillas articulares en el plano trasverso también se va incrementando desde un valor medio de 25° en L1-L2, hasta los 55° que se promedian en la articulación L5-S1. Esta “oblicuidad” nos proporciona una elevada eficiencia en la resistencia a las cargas de cizalladura (Serhan et al., 2007), que como sabemos son mayores cuanto más descendemos a lo largo de la columna lumbar.

La orientación de las facetas determina en gran medida las diferencias en cuanto a movilidad observadas en las distintas regiones del raquis. La columna cervical es la que posee mayor movilidad en todos los planos debido a que sus facetas tienen una inclinación de unos 45° con respecto a los tres planos del espacio (Ilustración 30.A). Esta orientación favorece sobre todo la rotación y la inclinación lateral. En la región dorsal, estas facetas se hallan más orientadas hacia el plano frontal (Ilustración 30.B), aunque en esta región un factor importante para la limitación de movimientos es la parrilla costal a la que está unida, ya que cada segmento vertebral arrastra el par de costillas correspondientes. Finalmente, en la región lumbar las facetas articulares se

desvían hacia el plano sagital, las superiores miran hacia dentro y algo hacia atrás y las inferiores hacia afuera y algo hacia adelante (Ilustración 30.C). Esta disposición de las facetas articulares limita sobre todo el movimiento de rotación axial, muy débil a este nivel, y también el de inclinación lateral. Sin embargo, esta orientación facilitará los movimientos de flexo-extensión.

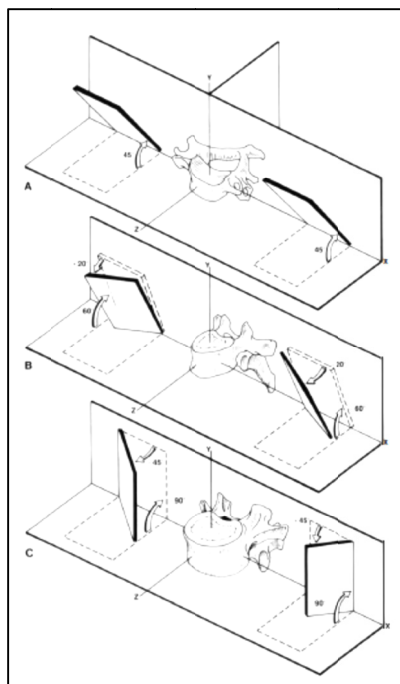


Ilustración 30: Orientación de las carillas de las apófisis articulares en diferentes regiones de la columna (White & Panjabi, 1990).

(A) Región cervical. (B) Región dorsal. (C) Región lumbar.

Si bien el daño en las apófisis articulares origina procesos de remodelación en las carillas y cápsulas articulares, estos procesos pueden llegar a estabilizar la articulación, pero a veces conllevan fenómenos de compresión del paquete nervioso. En otros casos, este daño en las apófisis conlleva una pérdida de alineación anatómica, y la consecuente pérdida de movilidad (Serhan et al., 2007).

II.3.2.1.2 Biomecánica del disco intervertebral.

Según Comín y colaboradores (1995), el disco es una estructura viscoelástica, es decir, su comportamiento carga-desplazamiento depende del tiempo y, por tanto, es necesario estudiar por separado su comportamiento

elástico y viscoelástico realizando ensayos a diferentes velocidades (a baja velocidad se minimiza el efecto viscoelástico).

Bajo compresión, y a baja velocidad, se comprueba que el disco ofrece una baja rigidez frente a las cargas livianas, y va incrementando su resistencia a la deformación conforme aumenta la carga hasta el fallo. Del mismo modo (bajo compresión axial), se observa que el elemento que falla en primer lugar es el cuerpo vertebral por la fractura de las placas terminales, y que el núcleo del disco tiende al prolapso horizontal sin ninguna dirección preferente. Dicho comportamiento apunta como causa de la elevada incidencia de hernias posterolaterales reflejadas en la clínica, bajo condiciones de carga diferentes de la compresión pura (Comín et al., 1995; White & Panjabi, 1990).

En el disco, tal y como vimos en el capítulo correspondiente a la anatomía, podemos distinguir dos estructuras distintas que presentan comportamientos biomecánicos bien distintos.

Por un lado, el *núcleo pulposo* es la estructura semi-sólida, translúcida y gelatinosa que se encuentra en el centro del disco intervertebral. Está compuesto por una serie de fibrillas de colágeno tipo II aleatoriamente distribuidas en una matriz con un alto contenido de agua, lo que hace que en condiciones fisiológicas normales el núcleo se encuentre presurizado. Dicha presión posibilita la absorción y transmisión de las cargas compresivas a las que se somete el disco intervertebral. La distribución aleatoria de las fibrillas de colágeno, junto con la presión hidrostática presente, hace que el núcleo pulposo tenga el comportamiento isotrópico y de un fluido incompresible (Zambrano, Lammardo, & Miller-Karger, 2013).

Kapandji (2004) nos explica que podemos considerar al núcleo en una primera aproximación, como una canica intercalada entre dos planos. Esta configuración es similar a una rótula, que permite tres clases de movimiento (Ilustración 31):

- ✓ Movimientos de inclinación. Si se producen en el plano sagital provocan flexo-extensión, mientras que si se producen sobre el plano frontal, se denominan inflexiones laterales.
- ✓ Movimientos de rotación de una placa terminal sobre otra.
- ✓ Movimientos de deslizamiento o cizallamiento de una placa sobre la otra a través de la esfera.

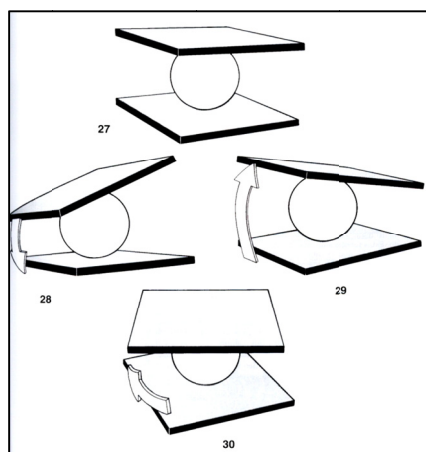


Ilustración 31: El núcleo comparado a una rótula (Kapandji & Lacomba, 2004).

El anillo fibroso es un cilindro fibrocartilaginoso que rodea el núcleo pulposo y delimita la forma externa del disco intervertebral. En su parte interna limita con las placas terminales, y en su parte más externa conecta directamente con el tejido óseo de los cuerpos vertebrales (Comín et al., 1995). Está formado por varias capas concéntricas de fibras de colágeno (tipo I y tipo II) embebidas en una matriz de proteoglicanos (Zambrano et al., 2013). Las fibras de colágeno de las capas están orientadas en ángulos alternantes de 30° respecto al plano del disco, lo que supone unos 120° de desfase entre una capa y la siguiente (Comín et al., 1995) (Ilustración 33). Las capas fibrosas no son continuas. De

hecho podemos observar más capas en la zona anterior del anillo que en la posterior (Zambrano et al., 2013).

El disco en su conjunto raramente está sujeto a tensión. Incluso cuando se realizan tracciones sobre la columna, la acción de la musculatura paravertebral resulta en fuerzas de compresión a nivel del disco. Sin embargo, el anillo fibroso sí está expuesto a fuerzas de tracción en numerosas situaciones. La parte posterior del anillo experimenta tensión en situaciones de flexión vertebral, mientras que en extensión, es la parte anterior la que soporta dichos esfuerzos (Ilustración 32.C). Por otro lado, en la flexión lateral la tensión se experimenta en el lado opuesto a la flexión, y en la rotación axial la tensión se soporta con un ángulo de 45° sobre el plano transversal al disco y paralelo a las placas terminales. Finalmente, como resultado de la aplicación de cargas de compresión también resultan esfuerzos de tensión a nivel del anillo (Comín et al., 1995; White & Panjabi, 1990). La estructura por capas del anillo, con diferentes orientaciones de las fibras colágenas para cada capa, dota al anillo de una gran versatilidad para asumir esfuerzos en distintas direcciones (Ilustración 33).

El comportamiento mecánico del anillo frente a esfuerzos de tracción es evidentemente anisotrópico, probablemente por las diferentes distribuciones de colágeno de tipo I y tipo II. De hecho la zona exterior del anillo presenta más capacidad para la absorción de esfuerzos de tracción, coincidiendo con un incremento considerable de las fibras colágenas de tipo I (Kurtz & Edidin, 2006). En la Ilustración 34 podemos observar la representación gráfica de la distribución de los parámetros de resistencia a la tracción, observando claramente mayor resistencia en las zonas anterior y posterior, y más debilidad en la zona central del anillo (Comín et al., 1995; White & Panjabi, 1990).

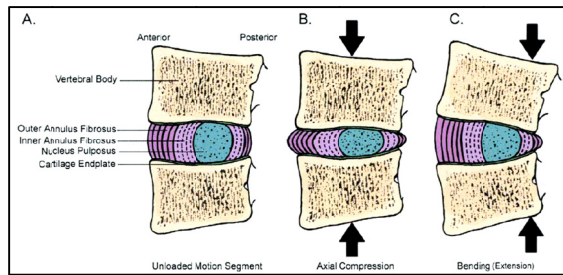


Ilustración 32: Disco intervertebral sometido a diferentes condiciones de carga (Kurtz & Edidin, 2006).

(A) Sin carga; (B) Bajo compresión axial; (C) Bajo cargas de flexión el anillo soporta cargas de compresión y tensión dependiendo de la dirección de la flexión.

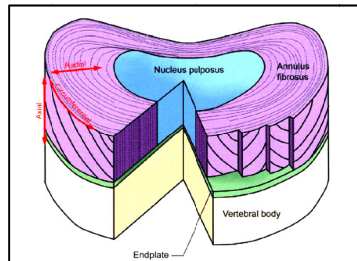


Ilustración 33: Estructura en capas del anillo fibroso (Kurtz & Edidin, 2006).

Cada capa concéntrica presenta distintas orientaciones de las fibras colágenas para proporcionar capacidad de carga en diferentes direcciones.

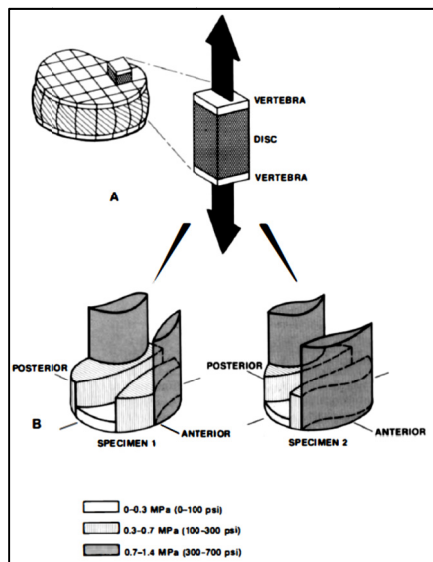


Ilustración 34: Resistencia a la tracción del tejido propio del disco intervertebral (White & Panjabi, 1990).

(A) Sección longitudinal elegida como probeta para el test de resistencia a la tracción. (B) Resultados de los test de tensión en los que la altura del gráfico representa la magnitud de la resistencia a la tracción en ese punto.

En cuanto al comportamiento viscoelástico del disco, este se debe tanto al carácter viscoelástico de las fibras de colágeno del anillo, como al flujo del fluido interno del núcleo pulposo a través del anillo.

Dentro del comportamiento no lineal del disco, destacamos la histéresis, como el fenómeno que conlleva la pérdida de energía de deformación que sufre el disco tras ser sometido a ciclos sucesivos de carga y descarga.

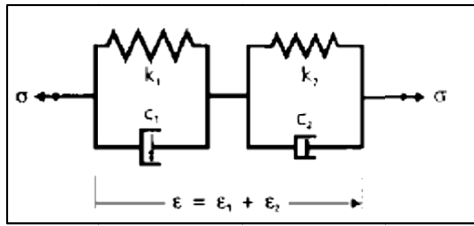


Ilustración 35: Comportamiento viscoelástico simulado mediante muelles (elementos elásticos) y amortiguadores (elementos viscosos) (Comín et al., 1995).

Para algunos autores (Comín et al., 1995; White & Panjabi, 1990), las placas terminales cartilaginosas que separan el disco de los cuerpos vertebrales también se incluirían a los efectos del estudio biomecánico como parte integrante del disco intervertebral. Además de facilitar la nutrición del disco por difusión, también suponen la barrera física para que el núcleo no penetre en el hueso trabecular de los cuerpos vertebrales, al tiempo que ayudan distribuir de manera uniforme esta presión a lo largo de las líneas gravitatorias propias de la geometría trabecular, que ya hemos descrito con anterioridad.

II.3.2.1.3 Características biomecánicas de los ligamentos raquídeos.

Los ligamentos son los estabilizadores pasivos del raquis. Su capacidad estabilizadora no sólo depende de su resistencia, sino, y lo que es más importante, del brazo de palanca con el que operan (Izzo et al., 2013). Un ligamento muy potente con un brazo de palanca corto contribuye de peor manera a la estabilización que otro menos resistente con un brazo de palanca que le otorgue lo una mayor ventaja mecánica. Por ejemplo, los ligamentos interespinosos y supraespinosos, con una inserción lejana al eje de rotación del raquis, tienen ventaja sobre los ligamentos amarillos en la oposición a los movimientos de flexión espinal. Como dato curioso, las fibras colágenas de los ligamentos amarillos presentan en reposo una estructura desorganizada que se alinea ante las grandes tensiones para soportar eficazmente los esfuerzos que soporta (Kurtz & Edidin, 2006).

II.3.2.1.4 Biomecánica de la musculatura erectora de espinal, y del abdomen.

La acción muscular produce momentos de fuerzas respecto a una o varias articulaciones, lo que permite resistir cargas externas, o bien producir trabajo. Los momentos, o el trabajo producidos, dependerán de factores como la capacidad de generar fuerza contráctil (contracción activa), y elástica (resistencia pasiva), y por supuesto, de características anatómicas y funcionales, como la ubicación de los puntos de inserción en el esqueleto, las secciones transversales, la longitud, y los tipos de fibra predominantes en la musculatura implicada (Comín et al., 1995).

Los primeros estudios en muestras cadavéricas (Dumas et al., 1988, citado en Comín et al., 1995; Daggfeldt & Thorstensson, 2003) nos han permitido conocer con bastante precisión la ubicación de los puntos de inserción de la musculatura, sin embargo, este tipo de estudios no proporcionan información, entre otros aspectos, sobre las secciones transversales de la musculatura. Ha sido a través de estudios más recientes que hacen uso de la Tomografía Computerizada, cuando se han cuantificado, no sólo éstas secciones transversales, sino también los brazos de palanca con los que cada músculo actúa sobre los elementos del raquis (Nemeth & Ohlsen, 1986; MacGill et al., 1988, citados en Comín et al., 1995; Daggfeldt & Thorstensson, 2003).

Además de estos aspectos morfológicos que ayudarán a estimar la dirección de aplicación de los esfuerzos musculares, es necesario también determinar la magnitud de la fuerza. Obtener estas magnitudes de forma directa no es posible, por lo que hemos de recurrir a técnicas de estimación indirectas como la electromiografía. A través del electromiograma podemos evaluar

parámetros temporales que caracterizan la coordinación, y puesta en funcionamiento de los diferentes grupos musculares, así como estimar, de un modo más o menos preciso, la magnitud de la fuerza, teniendo en cuenta que ésta es proporcional a la amplitud de la señal eléctrica registrada (Comín et al., 1995; Mannion & Dolan, 1996).

Finalmente nos centramos en la microanatomía de los paquetes musculares implicados en los levantamientos. Según Mannion (1999), la musculatura esquelética de todos los mamíferos en edad adulta contiene al menos tres tipos distintos de fibras, clasificadas según sus características metabólicas y funcionales como, tipo I (lentas), tipo IIA (del tipo oxidativo rápido), o tipo IIX (antes IIB) (tipo glicolítico rápido). Las fibras del tipo I presentan bajos niveles de actividad de la ATPasa, son capaces de mantener contracciones prolongadas, aunque siempre a baja velocidad. Además, tienen un alto contenido mitocondrial, y poseen mayores complementos oxidativos que las fibras del tipo II. Las fibras del tipo II se distinguen por su alta actividad de ATPasa, los tiempos de contracción isométrica son más cortos, y están mejor dotadas de las enzimas que ayudan a la regeneración del ATP por mecanismos anaerobios. Finalmente, las fibras del tipo IIX presentan características semejantes a las del tipo IIA, pero llevadas al extremo.

Los extensores de la espalda son en principio músculos posturales “lentos”, con una buena capacidad para sustentar cargas estáticas, aunque a costa de pobres velocidades de contracción y/o tiempos de reacción, de hecho, la musculatura erectora de la espina tiene gran cantidad de fibras de tipo I, más aún en la zona torácica (Mannion, 1999; Sirca & Kostevc, 1985), lo que favorece su competencia para el trabajo repetitivo que requiere un alto grado de

resistencia muscular. Además, las fibras de tipo I presentes en el erector espinal, presentan mayores diámetros que las de tipo I, presentes en las extremidades (Mannion, 1999; Sirca & Kostevc, 1985). Ésta característica les confiere un gran potencial para generar fuerza por cada unidad o fibra.

En la musculatura de la pared abdominal también predominan las fibras de Tipo I, aunque no tanto como en el erector espinal (un 75% de fibras tipo I en el erector espinal, y entre un 55 y un 58% en el recto anterior del abdomen) (Haggmark & Thorstensson, 1979). Además, el grosor de los músculos abdominales es sensiblemente inferior al de los músculos espinales (Teyhen et al., 2012). Estas diferencias dotan a la musculatura abdominal de una menor capacidad para ejercer fuerza, aun con cierta ventaja en las velocidades de contracción, y/o en los tiempos de reacción.

II.3.2.2 Biomecánica funcional del raquis.

II.3.2.2.1 Cinemática del raquis.

Evaluar los movimientos del raquis desde el punto de vista biomecánico es bastante complejo. La configuración segmentaria de la columna dispone de un elevado número de grados de libertad, y posee una alta capacidad para la redundancia funcional. A todo esto debemos sumar la dificultad para acceder a imágenes radiográficas, fuera del ámbito clínico, que nos permitan observar el comportamiento de las unidades funcionales del raquis. Sin embargo, algunos estudios (Mörl, Wagner, & Blickhan, 2005; Powers, Kulig, Harrison, & Bergman, 2003; Stewart & Hall, 2006), nos ofrecen la validación de métodos para medir la cinemática de los movimientos de la columna, que emplean dispositivos de medición superficial (marcadores reflectantes, acelerómetros, goniómetros,

inclinómetros, etc., sobre la superficie cutánea). Estos métodos ofrecen cierta inexactitud (p.ej., errores de medida producidos por los movimientos relativos de los tejidos blandos situados sobre el hueso) en los movimientos de traslación, aunque se han demostrado eficaces y fiables en la medida de los desplazamientos angulares, con la excepción de aquellos sujetos que reportan una masa adiposa considerable (Mörl et al., 2005; Stewart & Hall, 2006).

Los diferentes estudios (Comín et al., 1995; Mörl et al., 2005; Stewart & Hall, 2006; White & Panjabi, 1990) reflejan grandes variaciones en los movimientos de flexo/extensión a lo largo de la espina dorsal, observables no sólo a nivel regional, sino también de un segmento a otro. El rango para los movimientos de flexo-extensión, es relativamente alto en las regiones cervical y lumbar, con valores que rondarían los 101°. Mientras, en las regiones torácicas, superior y media, la amplitud de movimientos de flexo-extensión es mínima. Por otro lado, el rango de movimiento en la flexión lateral se comporta de manera más uniforme a todos los niveles raquídeos, con valores medios de entre 51° y 101°. Las columnas, torácica inferior, y lumbar, se caracterizan por una escasa amplitud de movimiento en rotación axial (alrededor de 31°), justificada como ya comentamos por la orientación de las apófisis articulares que limitan este tipo de movimientos.

Tabla 5: Resumen de la amplitud de movimiento del raquis (López Miñarro, 2003)

Movimiento	Cervical	Dorsal	Lumbar	TOTAL
FLEXIÓN	40°	20°	60°	110°
EXTENSIÓN	75°	25°	35°	140°
INCLIN. LATERAL	(30-45°)*	20°	20°	75-80°
ROTACIÓN	(45-60°)**	35°	5°	95-100°

(*) 30° en región cervical bajay 10-15° en región cervical baja.

(**) 25° en región articulación atlo-axoidea y 25° en región cervical baja

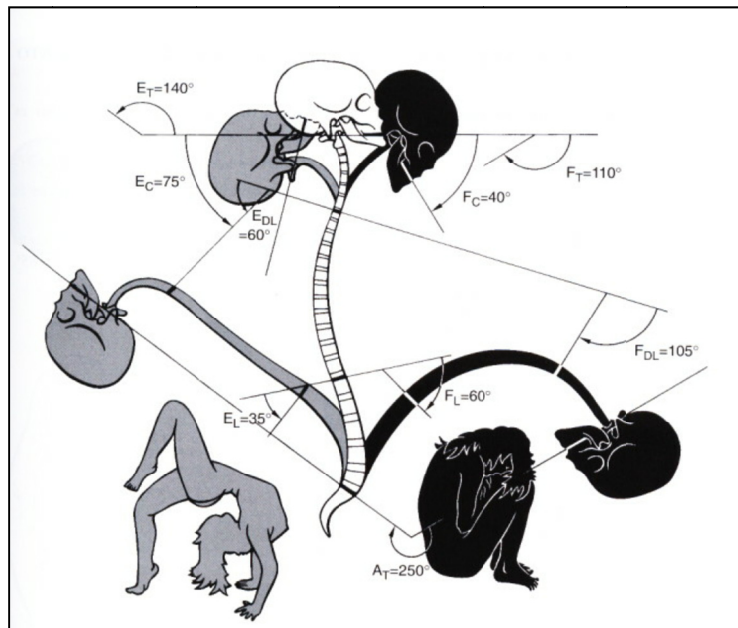


Ilustración 36: Amplitudes globales de movimiento según región vertebral (Kapandji & Lacomba, 2004)

II.3.2.2 Biomecánica del raquis centrada en los levantamientos.

Tradicionalmente sólo se han contemplado los elementos óseos, ligamentos, y discos intervertebrales, como los últimos responsables de la estabilidad de la columna vertebral. Sin embargo, los estudios *in-vitro* muestran que las estructuras osteo-ligamentosas sanas no son capaces de tolerar, per se, las cargas fisiológicas normales (Comín et al., 1995; Jemmett, Macdonald, & Agur, 2004; White & Panjabi, 1990). Tras esta evidencia, surgen modelos explicativos más complejos que otorgan a la musculatura esquelética, y al sistema nervioso central, una gran parte del protagonismo en el mantenimiento de la estabilidad del raquis (Izzo et al., 2013; Jemmett et al., 2004; Panjabi, 1992a).

Entendemos como Zona Neutral (NZ) del movimiento intervertebral, al rango de movimiento alrededor de la postura neutra o fisiológica del elemento articular, en el que existe mínima resistencia por parte de los elementos pasivos que conforman la articulación (ligamentos, y elementos óseos) (Panjabi, 1992b). En esta zona, al contrario de lo que sucede en la zona elástica (EZ), apenas se producen sollicitaciones mecánicas sobre las estructuras osteoligamentosas, por lo que se considera que es una zona con nulo o escaso riesgo de lesión.

Dada la relación, entre el control del movimiento intersegmentario, y la capacidad de mantener al sistema en esa NZ, la musculatura profunda con estructura monometamérica es la mejor preparada para conferir estabilidad al raquis (Jemmett et al., 2004). La musculatura autóctona monometamérica, y la polimetamérica corta, actúan claramente de este modo (Ilustración 18). No obstante, el resto de la musculatura implicada en la función enderezadora también presenta estructura segmentaria, en mayor o menor medida, y contribuye también a mantener la estabilidad del sistema. Aunque la mayor distancia entre sus inserciones favorece su disposición a la hora de producir movimiento, y contrarrestar los momentos de flexión que explicamos a continuación.

En cualquier gesto del levantamiento de cargas se produce un elevado momento de fuerzas, producido no sólo por el peso de la carga a levantar, sino por el propio peso del cuerpo, que se proyecta en su mayoría hacia delante durante la flexión del tronco (adelantamiento del Centro de Gravedad). Contrarrestar este momento flexor, es el papel fundamental que desarrollará la musculatura retrosomática autóctona larga, con determinadas particularidades, según la ubicación de sus inserciones a lo largo del raquis y la pelvis.

De entre los músculos que pertenecen al grupo del erector de la espina, la porción torácica del músculo iliocostal es el que posee mayor brazo de palanca, lo que le va a permitir participar en gran medida en la generación del momento extensor, que contrarrestará el momento flexor generado durante los levantamientos de cargas (Daggfeldt & Thorstensson, 2003). De hecho, Daggefheldt y Thorstensson (2003) apuntan que las fibras torácicas de la musculatura erectora de la espina generan más del 70% del momento extensor total producido sobre las primeras vértebras lumbares, y contribuyen en un porcentaje cercano al 50%, al momento generado a nivel de L4-L5. Sin embargo, frente a su óptima preparación para generar momentos de extensión, la musculatura erectora de la espina apenas dispone de capacidad para soportar las fuerzas cortantes con dirección antero-posterior (Grant Allen Mawston, 2010).

Las fibras lumbares del iliocostal lumbar, y del dorsal largo, se sustentan de forma más oblicua a la columna vertebral. En concreto, el mayor grado de angulación se alcanza en la zona de L4-L5. De este modo, cuando las porciones lumbares del dorsal largo, y/o el iliocostal lumbar, se contraen de forma bilateral durante una actividad simétrica (por ejemplo, en un levantamiento en posición lordótica), producen un gran desplazamiento vertebral hacia atrás, permitiendo mitigar adecuadamente las fuerzas cortantes anteroposteriores que inciden sobre la columna lumbar (Grant Allen Mawston, 2010).

El multifido (músculos trasversoespinosos) como parte de la musculatura erectora de la espina, también juega un papel fundamental en la biomecánica de los levantamientos.

En comparación con otros músculos de la zona lumbar, la musculatura multifida es corta y gruesa, presenta una gran sección transversal, y sus fibras

musculares son cortas. Así mismo, en el corte transversal se aprecia una muy alta densidad de fibras, lo que le confiere una gran capacidad para generar fuerza en un pequeño rango de operaciones, o lo que es igual, está especialmente preparado para las funciones de estabilización frente al movimiento (Freeman, Woodham, & Woodham, 2010).

Cada músculo multifido (1 par por cada vértebra lumbar) está compuesto por varios fascículos. Todos los fascículos, nacen de un tendón común originado en la apófisis espinosa de la vértebra lumbar correspondiente, y se insertan de forma distal, bien en los tubérculos mamilares de la vértebra adyacente, en la cresta iliaca, o en el sacro. El tendón común que da origen a los distintos fascículos, transcurre casi paralelo a la columna, generando un vector de fuerza casi vertical (Ilustración 37B), y que transcurre tras el eje sagital de rotación de la unidad vertebral. De este modo el sistema posee un brazo de palanca ventajoso para provocar el movimiento de extensión de la vértebra que le corresponde (Grant Allen Mawston, 2010).

Los multifidos poseen además una inervación segmentaria, lo que les permite controlar el movimiento de cada vértebra lumbar por separado (Grant A Mawston & Boocock, 2012).

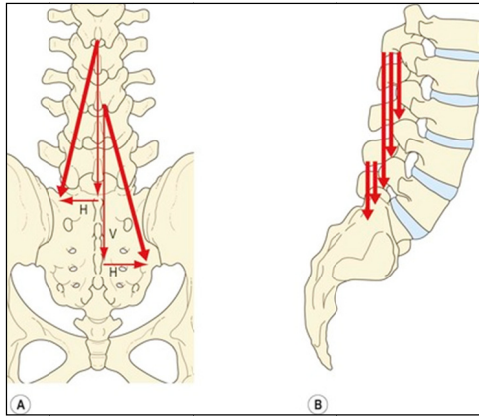


Ilustración 37: Vectores de fuerza del músculo multifido (Clinical Gate, 2015).

A) Vista posteroanterior. La acción bilateral genera un vector suma vertical. B) Vista lateral. Los vectores de los fascículos muestran un ángulo recto con las apófisis espinosas.

Aunque el grupo muscular de erector espinal es el que manifiesta una mayor activación durante las tareas de levantamiento de cargas, también se ha constatado una actividad importante de la musculatura abdominal (Grondin & Potvin, 2009; Grant Allen Mawston, 2010; Stokes, Gardner-Morse, & Henry, 2010). A pesar de que esta musculatura tiene primordialmente la función de generar un momento flexor sobre el tronco, que sería contrario a los objetivos de estabilización de la columna durante los levantamientos, parece haber un consenso de que en los levantamientos, la acción de esta musculatura sí contribuye a la estabilización del raquis (J. Cholewicki, Simons, & Radebold, 2000; Gardner-Morse, Stokes, & Laible, 1995; K. P. Granata, Orishimo, & Sanford, 2001; Jemmett et al., 2004; Grant Allen Mawston, 2010; Stokes et al., 2010).

Mawston (Grant Allen Mawston, 2010) nos ofrece las dos teorías que pueden explicar esta acción estabilizadora de la musculatura del presoma parietal:

- La primera teoría que explica la activación de la musculatura abdominal durante los gestos de levantamiento de cargas, es la Teoría de la Presión Intra-abdominal (IAP). Bartelink (citado por Grant Allen Mawston, 2010) introdujo la IAP o teoría del “balón”,

proponiendo que la columna aumentaba su rigidez para resistir la flexión mediante el incremento de la presión intra-abdominal actuando hacia arriba sobre el diafragma. La presión se incrementaría por la activación de la musculatura abdominal, en combinación con la contracción del diafragma, reduciendo el volumen de la cavidad abdominal. Este fenómeno proporcionaría un efecto descompresivo en la columna lumbar. Parece que la activación abdominal, y el efecto de descarga asociado a la IAP, dependen de la postura de la columna lumbar. Daggfeldt y Thorstensson (2003) explican que durante la contracción isométrica máxima, el incremento en la IAP es significativamente mayor en flexión, que cuando la columna lumbar está más extendida. Al añadir la IAP al modelo de estos autores (Daggfeldt & Thorstensson, 2003), se comprueba que las fuerzas de compresión descienden en todos los niveles de la columna lumbar.

- Una segunda explicación a la activación de los músculos abdominales durante las tareas de levantamiento es que la propia musculatura puede generar un momento “anti-flexión” a través de las inserciones de la musculatura a la fascia toracolumbar (Grant Allen Mawston, 2010). La capa posterior de la fascia toracolumbar, está constituida como una serie de triángulos entrelazados que se insertan en las apófisis espinosas de los cuerpos vertebrales lumbares, a nivel medio e inferior, de modo que los oblicuos internos, y la musculatura trasversa del abdomen, que están a su vez ligados al borde lateral de la fascia, podrían ejercer tracción

lateral sobre la misma. Debido a la configuración triangular de la fascia, una contracción bilateral de la musculatura abdominal, se traduciría en una fuerza resultante en sentido longitudinal, y sobre la línea media. Esta fuerza provocaría la aproximación de los procesos espinosos del raquis lumbar, o lo que es lo mismo, un momento de antiflexión de la misma. No obstante, y como hemos dicho, las inserciones de la fascia se limitan a las vértebras lumbares medias e inferiores, con lo que este momento de antiflexión estaría limitado únicamente a los niveles entre L2 y L5 (Grant Allen Mawston, 2010).

Para algunos autores (Mueller y cols., 1998, citado por, López Miñarro, 2003) las presiones intra-abdominales son bajas en las posturas más estresantes, tal es el caso de las posturas que implican flexión de tronco. Aunque, y a nuestro juicio, este hecho también podría indicarnos que este mecanismo de estabilización está limitado en condiciones de rotación y/o flexión raquídeas.

Tabla 6: Valores de IAP en diferentes posturas (López Miñarro, 2003)

Posición	Media IAP (mm Hg)	Desviación Típica
Bipedestación	214,6	17,2
Bipedestación con raquis rotado	186,1	16,9
Flexión de tronco	211,4	12,3
Flexión y rotación de tronco	186,0	13,5
Sedestación	214,6	12,8
Sedestación con rotación de raquis	196,2	14,2
Sentadilla	221,4	14,0

Para Marras y Mirka (1996), el interés de la IAP no se centraría en asistir en los momentos de anti-flexión (despreciables para los resultados del estudio),

sino en aumentar la estabilidad de todo el sistema, actuando sobre todo en la minimización del efecto de las fuerzas cortantes sobre el raquis, al inducir la coactivación de la musculatura del tronco. Sin embargo, estudios más recientes (Stokes et al., 2010) si atribuyen al incremento de la IAP la capacidad de reducir las fuerzas compresivas sobre la columna en intervalos que van desde el 18% en esfuerzos de flexión al 31% en movimientos que implican rotación axial.

II.3.2.2.3 Biomecánica de la cintura pélvica.

La cadera es una articulación de tipo enartrosis (forma de rótula), que posee una gran movilidad gracias a sus tres grados de libertad. Rodeada por una musculatura muy poderosa, está considerada como una de las articulaciones más estables del aparato locomotor humano. Como vínculo estructural entre la extremidad inferior y el esqueleto axial, la cadera transmite las fuerzas de reacción provocadas por los miembros inferiores, y distribuye los esfuerzos provocados por los movimientos del tronco, la cabeza, el cuello y las extremidades superiores.

II.3.2.2.3.1 Análisis bidimensional sobre el plano frontal.

Cuando el peso del cuerpo descansa sobre las dos piernas, la proyección del centro de gravedad pasa por el punto medio entre las dos caderas. La fuerza por tanto se ejerce de igual manera en ambas articulaciones. Bajo estas condiciones, el peso del cuerpo menos el peso de ambas extremidades inferiores, incide de igual modo sobre las dos cabezas femorales, y da como resultado vectores con dirección vertical.

En apoyo monopodal, la línea de gravedad se desplaza hacia el lado de soporte, y el miembro suspendido se suma ahora al peso total del cuerpo. Esta

acción produce un momento de fuerzas sobre la cabeza del fémur del miembro apoyado con un brazo de palanca igual a la distancia entre la línea de gravedad y el fémur. Ante este momento, la musculatura abductora de la cadera (glúteo mayor, menor y medio, tensor de la fascia lata, piriforme y obturador interno) actúa para dotar de la estabilidad necesaria al sistema, generando un momento inverso sobre la misma cabeza del fémur. Este momento abductor posee un brazo de palanca sensiblemente más corto que el del momento generado por el peso, por lo que, las sollicitaciones de fuerza sobre este grupo muscular deben multiplicar considerablemente la fuerza peso total del cuerpo (p.ej., la posición estática sobre apoyo monopodal, requiere de la musculatura abductora en torno al triple de la fuerza peso del cuerpo). Obviamente, cuanto mayor sea la sollicitación a la que sometamos a esta articulación, sea por la naturaleza del movimiento (de menor a mayor: apoyo estático, marcha, carrera, salto sobre un pie...), o sea por la antropometría del sujeto (masa corporal, cabeza femoral más corta, anchura mayor de las caderas, etc.), mayor será el estrés mecánico que deberá soportar, y por consiguiente, mayor riesgo de padecer una lesión (Byrne, Mulhall, & Baker, 2010).

II.3.2.2.3.2 Análisis bidimensional sobre el plano sagital.

La pelvis desempeña un papel fundamental en la actividad muscular y en las cargas resultantes sobre la columna en bipedestación. La base del sacro se inclina hacia delante y abajo. El ángulo de inclinación, o ángulo sacro, es aproximadamente de 30° respecto al plano sagital durante la bipedestación relajada. La báscula de la pelvis alrededor del eje trasverso entre las articulaciones de las caderas cambia el ángulo. Cuando la pelvis bascula hacia atrás, el ángulo sacro disminuye, y la lordosis lumbar se aplana. Este

aplanamiento afecta a la columna torácica, que se extiende ligeramente para ajustar el centro de gravedad del tronco, de modo que el gasto de energía, en términos de esfuerzo muscular, se minimiza. Cuando la pelvis bascula hacia delante, el ángulo sacro aumenta, acentuando la lordosis lumbar y la cifosis torácica. La basculación anterior y posterior de la pelvis influye en la actividad de los músculos posturales afectando a las cargas estáticas sobre la columna (Nordin, Frankel, & Forssen, 2004).

Del mismo modo, más del 50% de la flexo-extensión de tronco en bipedestación involucra rotación pélvica, en lo que se conoce como “ritmo lumbo-pélvico”. El movimiento de extensión desde la posición flexionada de tronco se inicia con el movimiento de retroversión pélvica, aunque en sujetos que sufren dolor de espalda baja, se ha constatado que la secuencia de activación varía, iniciándose el movimiento antes en la zona lumbar (Laird, Gilbert, Kent, & Keating, 2014; Nelson-Wong, Alex, Csepe, Lancaster, & Callaghan, 2012).

Las amplitudes de movimiento descritas por la bibliografía (Kapandji & Lacomba, 2004; Laird et al., 2014; Voegeli, 2001) varían enormemente. Según Laird et al.(2014), estas enormes variaciones se justificarían por los diferentes métodos de medición empleados, la ausencia de protocolos estandarizados, y por las variaciones de raza, género y edad de las muestras de cada estudio. En cualquier caso aportamos aquí los datos obtenidos en este estudio procedente de una amplia revisión documental (Laird et al., 2014):

- Para la flexión de cadera, los estudios varían entre un mínimo de 23°, y un máximo de 92°.
- En extensión se reporta un mínimo de 15° y una angulación máxima de 56°.

- En flexión lateral, 3° como amplitud mínima, y un máximo de 44°.
- Finalmente, en rotación podríamos alcanzar al menos los 3°, y como máximo llegar a 62°.

II.3.2.3 Modelos para la determinación de las cargas dinámicas que actúan sobre el raquis.

Como ya hemos revisado, los estudios epidemiológicos demuestran una asociación positiva entre la carga física del trabajo, y la ocurrencia de patologías relativas a la zona lumbar. Desafortunadamente, no existe un método perfecto para determinar las cargas sobre la columna, que se producen a consecuencia de las actividades que implican movimiento. Las medidas de la presión intradiscal realizadas *in vitro*, se han usado para predecir las fuerzas compresivas que actúan sobre los discos intervertebrales a nivel lumbar, pero la relación entre la presión, y las fuerzas de compresión, varía según las cargas previas y la postura. Al mismo tiempo, estos métodos invasivos, son difícilmente aplicables en la investigación de tareas de levantamiento, durante la ejecución del movimiento.

II.3.2.3.1 El modelo estático de Chaffin.

A pesar de que este no es un modelo dinámico, queremos hacer referencia a este modelo, por ser uno de los que se han empleado de manera clásica, para explicar el estrés mecánico que sufre la columna lumbar en los levantamientos de cargas. Este modelo se distingue del modelo primigenio de Morris, Lucas y Bressler (D.B. Chaffin, Andersson, & Martin, 2006), en que contempla los datos antropométricos de la columna, y sitúa la articulación L5/S1 a una distancia del 20% de la distancia que determina la línea que une la cadera,

y la articulación del hombro. De este modo, el modelo permite la aplicación en distintos individuos, independientemente de cual sea su talla. Además, en este modelo se considera que la superficie articular superior del sacro forma un ángulo de 40°, en el instante en el que el sujeto está en posición erguida. Todos estos aspectos suponen la base para un modelo cinemático del tronco con dos segmentos: el segmento pélvico-sacro, y el segmento lumbar-torácico. El ángulo que forman estos dos segmentos mientras se levanta un objeto, bien con la técnica “encorvada” (*stooped*), o “flexionada” (*squatted*), se determina desde los datos empíricos de Dempster (citado por D.B. Chaffin et al., 2006).

El análisis de las fuerzas que actúan sobre el disco L5/S1 comienza con la estimación de los momentos de fuerza, calculados mediante la aproximación por segmentos (sumando los momentos que corresponden a cada uno de los segmentos considerados).

$$M_{L5/S1} = M_{body\ weight} + M_{load} \quad (1)$$

$$M_{L5/S1} = b(mg)_{body\ weight} + h(mg)_{load}$$

Ahora se usa el momento de la carga (M_{load}) para predecir la presión abdominal P_A .

$$P_A = 10^{-4}[43 - 0.36 \theta_H][M_{L5/S1}] \quad (2)$$

Dónde P_A es la presión abdominal (mm de Hg), θ_H es el ángulo externo de la cadera relativo al eje longitudinal del tronco, y $M_{L5/S1}$ es el momento de la carga en el disco L5/S1 obtenido en (1).

Finalmente, las ecuaciones de equilibrio del sistema quedarían:

$$\sum M_{L5/S1} = 0 \quad (3)$$

$$b(mg)_{bw} + h(mg)_{load} - D(F_A) - E(F_m) = 0$$

$$F_m = \frac{b(mg)_{bw} + h(mg)_{load} - D(F_A)}{E}$$

Dónde F_m es la fuerza muscular efectiva, b , h , D , y E son los brazos de palanca de las fuerzas consideradas (Ilustración 38: Modelo sagital estático de levantamiento (D.B. Chaffin et al., 2006). Ilustración 38), $(mg)_{bw}$ es el peso de todos los segmentos por encima del nivel de L5/S1, y $(mg)_{load}$ es el peso de la carga en las manos.

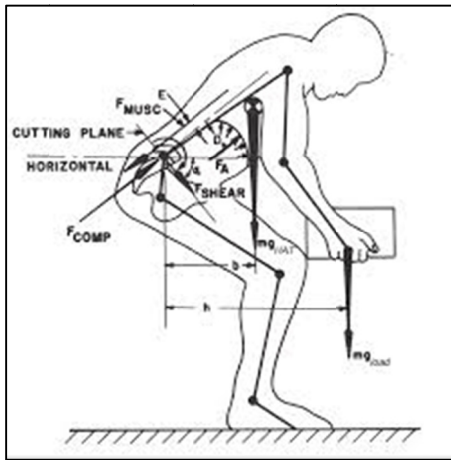


Ilustración 38: Modelo sagital estático de levantamiento (D.B. Chaffin et al., 2006).

Las fuerzas, actuando de forma paralela a la fuerza de compresión sobre el disco, pueden expresarse como:

$$\sum F_{COMP} = 0 \quad (4)$$

$$\cos \alpha (mg)_{bw} + \cos \alpha (mg)_{load} + F_M + F_c = 0$$

Tenemos una única incógnita, la fuerza de compresión sobre el disco F_c . De modo que podemos resolver la ecuación al conocer el resto de valores obtenidos en las ecuaciones anteriores.

Finalmente, y de forma semejante, podemos obtener las fuerzas cortantes que actúan sobre el disco L5/S1:

$$\sum F_{SHEAR} = 0 \quad (5)$$

$$\sin \alpha (mg)_{bw} + \sin \alpha (mg)_{load} + F_M + F_c = 0$$

Basado en el modelo de Chaffin, en la Universidad de Michigan se desarrolló el *2D Static Strength Prediction Program (2DSSPP)*, que aún hoy día se usa en la evaluación estática de cargas sobre la columna lumbar (Don B Chaffin, 1997).

Obviamente, este modelo presenta muchas limitaciones. Freivalds y colaboradores (1984), a partir de su propio modelo dinámico, encuentran que el modelo estático de Chaffin infraestima la magnitud de la carga sobre L5/S1 hasta en un 40%. Davis y Marras (2000), encuentran evidente que la dinámica de tronco afecta al comportamiento del sistema musculoesquelético, y al modo en que realizan los levantamientos los distintos individuos. De forma genérica, el movimiento del tronco reduce drásticamente la capacidad del individuo para generar fuerza, en relación a la máxima contracción voluntaria isométrica, y en estos casos, para hacer frente a la demanda, la coactivación de la musculatura antagonista incrementaría las cargas sobre la columna lumbar, produciendo un incremento del riesgo de lesión. Por este y otros motivos, y aunque el modelo de Chaffin nos sigue sirviendo, sobre todo a efectos didácticos, nos centraremos a continuación en algunos de los modelos dinámicos más relevantes.

II.3.2.3.2 Modelo de segmentos unidos.

El modelo que más se ha venido empleando para la cuantificación de las cargas que soporta la columna de forma dinámica, es el modelo de segmentos unidos (*link segment model LSM*). A partir de este modelo podemos obtener los torques o momentos, y estimar las fuerzas de reacción que actúan sobre los elementos articulares. Como el resto de modelos, el LSM presenta algunas limitaciones. En primer lugar, no es muy adecuado para la valoración de grandes muestras, ni para la evaluación de largos periodos de tiempo, debido

fundamentalmente a que su aplicación conlleva un elevado coste temporal, tanto en su preparación, como en el análisis posterior. En segundo lugar, el LSM sólo proporciona una estimación de los “momentos externos” mediante los torques de reacción, y las fuerzas externas. Las fuerzas que ejercen los músculos antagonistas no se tienen en cuenta, lo que causa una considerable infraestimación de las cargas sobre la columna en la posición erguida. No obstante, durante los movimientos de flexión y en el levantamiento de la carga, la actividad antagonista parece ser poco importante (Kingma et al., 2001).

Básicamente, los modelos del movimiento humano consisten en un conjunto de “sólidos rígidos” (segmentos) unidos por articulaciones que transmiten fuerzas de carácter intersegmentario. Las acciones de músculos y ligamentos se modelan comúnmente como momentos de fuerza actuando sobre cada articulación.

De forma inversa, se pueden calcular los momentos y fuerzas intersegmentarias, conociendo las posiciones y aceleraciones de los distintos segmentos. La forma habitual, emplea la resolución de las ecuaciones de movimiento segmento a segmento. Para encontrar la relación entre las diferentes ecuaciones del movimiento, en primer lugar debemos atender a la ley de conservación del momento lineal, y en segundo lugar, tendríamos en cuenta la cantidad total de momento angular del sistema (Hof, 1992).

Teniendo un segmento i de un modelo de sólidos rígidos conectados con segmentos k, l, \dots , las fuerzas intersegmentarias F_{ki}, F_{li} , y los momentos M_{ki}, M_{li}, \dots , actuarán sobre él. Añadiendo la interacción, en la mayoría de los casos, de una fuerza externa F_{ei} y un momento externo M_{ei} . También tenemos en cuenta la fuerza de la gravedad que actúa sobre el centro de masas del segmento $m_i g$.

Se define un sistema de referencia estacionario, en el que las posiciones de articulares respecto al origen O, vienen determinadas por los vectores de posición r_{ki} , y la posición de los centros de masas segmentarios se determinan por los vectores posicionales r_i . De este modo, cada sólido rígido estaría sometido a dos ecuaciones de movimiento:

$$\sum F_{ki} + F_{ei} + m_i g = m_i a_i \quad (6)$$

O lo que es igual, la suma de momentos es igual a la suma de fuerzas que actúan sobre el segmento, y

$$\sum (r_{ki} \times F_{ki}) + (r_{ei} \times F_{ei}) + (r_i \times m_i g) + \sum M_{ki} + M_{ei} = r_i \times m_i a_i + I_i \alpha_i \quad (7)$$

O, la suma de momentos angulares es igual a la suma de momentos y torques de las fuerzas que actúan sobre el sólido rígido.

Tomando como ejemplo el análisis de la marcha humana, podemos obtener las fuerzas y momentos resultantes en la cadera, a partir de un análisis segmento a segmento desde la parte inferior (*down-up*) (Ilustración 39):

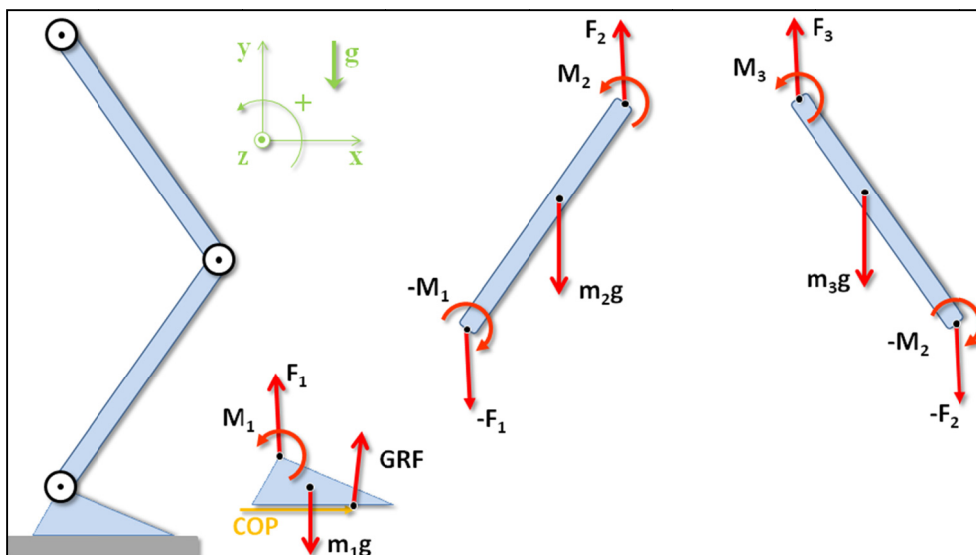


Ilustración 39: Diagrama de sólidos rígidos de la extremidad inferior durante el análisis de la marcha (Duarte, 2015).

Tenemos para el primer sólido rígido o segmento (pie):

$$F_1 + m_1g + GRF = m_1a_1 \quad (8)$$

$$M_1 + r_{cmp1} \times F_1 + r_{cmCOP} \times GRF = I_1 \alpha_1$$

Para el segundo segmento (pierna):

$$F_2 + m_2g - F_1 = m_2a_2 \quad (9)$$

$$M_2 + r_{cmp2} \times F_2 + r_{cmp2} \times -F_1 - M_1 = I_2 \alpha_2$$

Para el tercer y último segmento (cadera):

$$F_3 + m_3g - F_2 = m_3a_3 \quad (10)$$

$$M_3 + r_{cmp3} \times F_3 + r_{cmp3} \times -F_2 - M_2 = I_3 \alpha_3$$

De modo que sucesivamente podemos ir obteniendo los momentos y las fuerzas que actúan sobre cada segmento, partiendo de los que hemos obtenido del miembro inmediatamente inferior (Duarte, 2015).

Obviamente, para la implementación de este modelo necesitamos obtener la posición de cada uno de los segmentos durante la ejecución del gesto que vamos a analizar empleando, entre otras, técnicas de videofotogrametría (de Looze, Kingma, Bussmann, & Toussaint, 1992; Figueroa, Leite, & Barros, 2003; La Torre et al., 2008; Winter, 2009), y las fuerzas externas que actúan sobre el sujeto, para un análisis desde abajo hacia arriba (*down-up*, igual al de la Ilustración 39) estimaríamos las fuerzas de reacción contra el suelo mediante una plataforma dinamométrica (de Looze et al., 1992; Kollmitzer, Oddsson, Ebenbichler, Giphart, & DeLuca, 2002; van der Burg, van Dieën, & Toussaint, 2000), y en el caso de un análisis de arriba abajo (lino & Kojima, 2012) (*top-down*), determinaríamos las fuerzas que genera una carga externa mediante, por ejemplo, una célula de carga basada en galgas extensiométricas (La Torre et al., 2008).

II.3.2.3.3 Modelo basado en la actividad electromiográfica.

Otro de los modelos más empleados, utiliza la medida de la señal electromiográfica (*EMG-based model*) de la musculatura en tareas de levantamiento, para cuantificar los torques en las articulaciones. Requiere de la aplicación de factores de corrección, que tienen en cuenta la influencia de la longitud, o la velocidad de contracción de la musculatura, en la relación EMG-fuerza.

El modelo de Marras (K. P. Granata & Marras, 1995; Marras & Granata, 1997) emplea 10 vectores equivalentes a otros tantos músculos implicados para aproximar la anatomía y la mecánica del tronco (Ilustración 40). El equivalente muscular se modela como un simple cable que somete a tensión a su origen, e inserción en el esqueleto. Por otro lado, se asume que las fibras musculares evaluadas mediante EMG de superficie, son representativas de cada músculo, y manifiestan un patrón electromiográfico lineal respecto de la fuerza ejercida por el sistema muscular, contando con que el retraso entre la señal eléctrica y la producción de fuerza sea despreciable.

El modelo toma como entradas: la señal en dominio temporal del EMG; la señal EMG registrada durante la máxima contracción voluntaria del sujeto, y sus datos antropométricos (ambos son necesarios para el proceso de calibración de los datos de la fuerza). La sección transversal muscular se calcula a partir de ecuaciones de regresión basadas la profundidad y anchura del tronco.

Por otro lado, se recopilan algunas variables cinemáticas con el objeto de describir el movimiento del tronco en función del tiempo, y determinar la dirección de la fuerza muscular, y de los momentos de fuerza generados. Por fin, para modular la señal EMG se deben tener en cuenta los artefactos debidos a la longitud y la velocidad de contracción de la musculatura.

La tensión generada por cada músculo, j , comprende el producto del EMG normalizado, la sección transversal de cada músculo, un factor de ganancia que representa fuerza muscular por unidad de superficie, y los factores de modulación que describen el comportamiento de la señal EMG y la fuerza en función de la longitud, $f(Length_j)$, y la velocidad de contracción, $f(Vel_j)$, del músculo j .

$$Force_j = Gain \frac{EMG_j(t)}{EMG_{Max_j}} Area_j f(Vel_j) f(Length_j) \quad (11)$$

El EMG se normaliza a partir de la señal mio-eléctrica máxima de cada músculo. El factor de modulación basado en la longitud, se determina a partir de la longitud instantánea del músculo, j , estimada a partir de los datos antropométricos, y las entradas cinemáticas.

$$f(Length_j) = -3.2 + 10.2Length_j - 10.4Length_j^2 + 4.6Length_j^3 \quad (12)$$

Por último, para determinar el valor de factor de modulación debido a la velocidad de contracción, utilizamos variables obtenidas de los datos antropométricos y del análisis cinemático del movimiento.

$$f(Vel_j) = 1.2 - 0.99Vel_j - 0.72Vel_j^2 \quad (13)$$

Los coeficientes se estiman de la relación fuerza-velocidad representados por la ecuación de Hill, y sólo son apropiados para contracciones suaves que no sean “balísticas” (K. P. Granata & Marras, 1995; Marras & Granata, 1997).

Este método, a diferencia del LSM, sí tiene en cuenta la actividad de la musculatura antagonista para determinar las cargas sobre la columna, y es fácilmente adaptable para su uso en el lugar de trabajo, aunque y por el contrario, requiere de la aplicación de importantes factores de corrección que no han sido completamente validados.

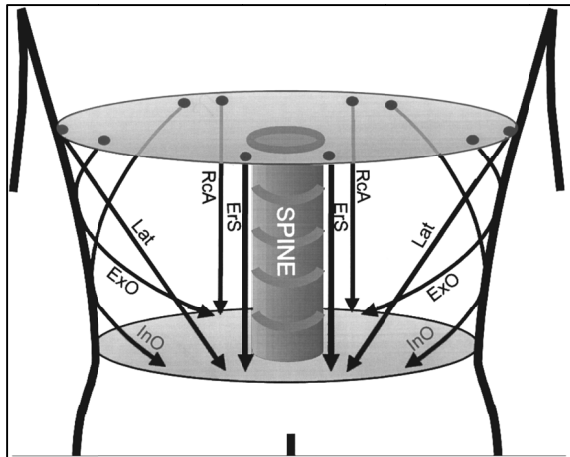


Ilustración 40: Representación vectorial del tronco (Marras & Granata, 1997)

II.3.2.3.4 Modelo de redes neuronales.

Otro de los modelos especialmente indicado para su sencilla aplicación en el puesto de trabajo, fue desarrollado por Baten y colaboradores (citado por Kingma et al., 2001). Este modelo utiliza la misma información del EMG que empleamos en el modelo anterior, incluyendo la velocidad, y aceleración angulares del tronco, obtenidas a través de sensores de movimiento inerciales miniaturizados, que se montan sobre la piel, en la espalda del sujeto. Durante el proceso de calibración, una red neuronal artificial (*Neural Network*, NN) es entrenada para que aprenda la relación que existe entre las distintas señales y el torque en las articulaciones.

II.3.2.3.5 Modelos de elementos finitos.

Hace unos años, la potencia de cálculo de los ordenadores, apenas si permitía la simulación por elementos finitos de estructuras poco complejas. En el ámbito que nos ocupa, los primeros estudios se inician para simular el comportamiento mecánico del hueso sin necesidad de someter muestras reales (cadavéricas) a ensayos mecánicos destructivos, o realizar instrumentaciones *in vitro* de carácter invasivo. Comín y sus colaboradores (1995), se refieren a los

primeros modelos de la unidad vertebral, o modelos con algo más de complejidad, que sirvieron por ejemplo, para simular el comportamiento mecánico que podrían tener algunos implantes o fijaciones, para la solución quirúrgica de lesiones vertebrales.

Afortunadamente, la tecnología ha evolucionado lo suficiente como para poder simular modelos aún más complejos, que incorporan en su diseño información precisa de la morfología del sistema, así como todo lo relativo a las propiedades mecánicas de los elementos que lo constituyen. Estos modelos aúnan la exactitud de los ensayos in vitro, con la posibilidad de simular condiciones dinámicas, al tiempo que no requieren de la participación de sujetos reales.

Otro de los aspectos que ha favorecido el crecimiento de investigaciones biomédicas que emplean estos “métodos numéricos”, es el desarrollo de comunidades que distribuyen libremente sus modelos digitales para que la comunidad científica pueda hacer uso de ellos. Como uno de los ejemplos más representativos, la Universidad de Standford (OpenSim, 2015) fomenta y lidera, desde hace años (2007), una comunidad dedicada a la simulación en investigación de la rehabilitación (National Center for Simulation in Rehabilitation Research, NCSRR), que proporciona un software de libre distribución (OpenSim) que permite la simulación de las estructuras implicadas en el movimiento humano. Además aloja las aportaciones que libremente aporta de la comunidad de desarrolladores.

Como muestra, un modelo de distribución libre de la columna lumbar, que incorpora 238 fascículos musculares asociados a los 8 grupos musculares

implicados en los movimientos de la columna (Christophy, Faruk Senan, Lotz, & O'Reilly, 2012).

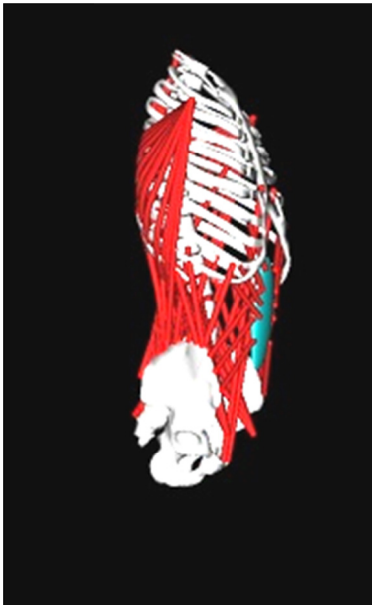


Ilustración 41: Modelo músculo-esquelético de la columna lumbar (Simtk, 2015)

II.3.3 Control Motor: la integración del movimiento en los levantamientos.

II.3.3.1 Ajustes posturales

De acuerdo con la visión más clásica, el sistema motor incluye dos tipos de organización: una relativa a la postura, y otra al movimiento. Esta dualidad viene siendo considerada desde los tiempos de Babinski y André-Thomas (Bouisset & Do, 2008).

La actividad postural se caracteriza por dos aspectos diferentes. Uno sería el “mantenimiento de la postura”, que responde a la fuerza de gravedad, y a las fuerzas de reacción contra el suelo. El otro se conoce como “estabilización postural”, y se manifiesta como reacción ante las perturbaciones. El desarrollo motor ayuda a explicar las diferencias entre ambos aspectos: los niños aprenden primero a sentarse, después a erguirse, y finalmente a andar. Podemos entender que, en primer lugar se alcanza la estabilidad “estática”, para progresivamente ir adquiriendo la capacidad de mantener la estabilidad “dinámica” (Bouisset & Do, 2008).

Dentro de los fenómenos de estabilización postural, podemos también distinguir, aquellos mecanismos que dependen de perturbaciones de origen exógeno (“equilibrio reactivo”), y los mecanismos que responden a perturbaciones de origen endógeno (“equilibrio activo”). En otras palabras, las reacciones ante un suceso inesperado, y las reacciones ante las perturbaciones inducidas por un movimiento voluntario, no proceden de los mismos mecanismos de control (Bouisset & Do, 2008).

Más recientemente (Bernstein, 1967, Gelfand et al., 1966, citados por Bouisset & Do, 2008), se ha sugerido que el control motor incluye dos componentes: uno “focal”, y otro “postural”. El primero referido a los segmentos corporales que se movilizan para ejecutar un movimiento voluntario, y el segundo, para el resto del cuerpo, que se ve envuelto en reacciones de estabilización.

En la mayoría de nuestros actos motores, ambos mecanismos de control se solapan, ya que el componente focal actuaría para producir un movimiento voluntario y, considerando al cuerpo humano como una cadena de segmentos unidos, los momentos, y fuerzas generados, se transmitirían sin apenas retraso a otros segmentos, produciendo perturbaciones que requieren de la intervención del componente postural.

Sobre este modelo explicativo se diseñaron gran cantidad de situaciones experimentales distintas para estudiar las distintas reacciones posturales. Algunos estudios incluyen movimientos voluntarios de un solo segmento, sobre una única base de sustentación; otros implican los movimientos de un solo segmento corporal, pero sobre una base de sustentación transitoria; y algunos otros, se diseñaron para el estudio de los movimientos del cuerpo entero (Bouisset & Do, 2008; Oña Sicilia & Cárdenas Vélez, 1994). Entre estos últimos, destacamos por coincidir con el objeto de esta tesis, los que estudian los levantamientos (Brown, Haumann, & Potvin, 2003; Commissaris & Toussaint, 1997; Commissaris, Toussaint, & Hirschfeld, 2001; Kollmitzer et al., 2002; Lavender, Marras, & Miller, 1993; Meyers & Keir, 2003; Paillard, 2012; Sparto, Parnianpour, Reinsel, & Simon, 1996; van der Burg et al., 2000).

De forma general, del estudio de los ajustes posturales podemos extraer algunas conclusiones:

- Los comandos motores se transmiten, tanto a los segmentos corporales directamente involucrados en el movimiento, como a otros. Por ejemplo, en movimientos del miembro superior, los comandos motores se transmiten también a los miembros inferiores, y al tronco, al igual que en la marcha, las instrucciones se transmiten a los miembros superiores, y al tronco. A esto lo denominamos Ajustes Posturales (PA).
- Habitualmente, los ajustes posturales preceden, acompañan y siguen a los movimientos voluntarios. Los PAs previos al movimiento voluntario se denominan Ajustes Posturales Anticipatorios (APAs); los PAs que transcurren en el tiempo que dura el movimiento se denominan Ajustes Posturales Síncronos (SPAs); mientras que los PAs que aparecen a la finalización del movimiento se denominan Ajustes Posturales Consecutivos (CPAs).
- Los PAs se organizan de acuerdo a una secuencia bien definida para compensar los efectos del movimiento. Pueden actuar como fijaciones articulares dinámicas, o incluso producir movimientos posturales que impliquen desplazamientos segmentarios que modifiquen la posición, velocidad y/o aceleración del Centro de Gravedad del Sistema. En la flexión de tronco por ejemplo, el adelantamiento del Centro de Masas de la parte superior del

cuerpo se compensa previamente, con un desplazamiento hacia atrás del Centro de Masas de los segmentos inferiores.

- Los PAs se adaptan dependiendo de los estados funcionales (fatiga y acondicionamiento, crecimiento, edad avanzada, microgravedad, etc.). También sufren modificaciones, o incluso son suprimidos, en afecciones de los sistemas, nervioso, muscular, o esquelético. Por ello se ha afirmado que los PAs asociados a movimientos voluntarios están bajo control del sistema nervioso central (Bouisset & Do, 2008).

En las tareas de levantamiento de cargas, el mantenimiento del equilibrio se ve desafiado por la recogida de un objeto situado frente al cuerpo. El añadir una carga suplementaria al cuerpo supone el adelantamiento del Centro de Masas con respecto de la base de sustentación, y la inercia del objeto que deseamos levantar tiende a decelerar el movimiento de extensión del cuerpo hacia la postura erecta final. Los eventos posteriores al inicio del levantamiento no perturban el equilibrio, en el sentido de que el Centro de Masas esté desplazado sobre la base de sustentación, sino en la brusquedad que añaden al movimiento de extensión, si no se han producido las anticipaciones adecuadas. Los APAs deberían contrarrestar estos efectos negativos sobre el equilibrio (Commissaris & Toussaint, 1997).

En los levantamientos, los APAs ocurren antes de la recogida de la carga, durante el movimiento de flexión de tronco que sirve para aproximarse al objeto. De este modo, para Commissaris y Toussaint (Commissaris & Toussaint, 1997), los cambios en la actividad muscular de las piernas debidos a los APAs deben integrarse con los patrones de movimiento que generan el movimiento hacia la

carga, lo que implica que la musculatura focal de las piernas también juega, durante este movimiento, un papel postural.

Los APAs, previamente al momento de la recogida de la carga, generan un incremento en el momento horizontal del Centro de Masas hacia atrás, así como un aumento del momento angular del cuerpo en el mismo sentido. Estos cambios se reflejan en las fuerzas de reacción contra el suelo, ya que el cambio en el momento horizontal se ve reflejado en la componente horizontal de las fuerzas de reacción contra el suelo, y los cambios en el momento angular, se reflejan en cambios en el momento generado por las fuerzas de reacción respecto al Centro de Masas. Como el control de la magnitud y dirección de las fuerzas que se aplican contra la base sustentación supone la generación de una particular combinación de torques sobre las articulaciones involucradas, se ha sugerido que el Sistema Nervioso Central no actuaría controlando los torques de forma individual, sino que influiría sobre las fuerzas de contacto contra el suelo. Entonces, los APAs en las tareas de levantamiento de cargas, se pueden concebir como tareas de control sobre las fuerzas de contacto, en las que una fuerza de determinada magnitud y dirección, debería ser generada por los pies contra el suelo para lograr los cambios anticipatorios en los momentos horizontal, y angular (Commissaris & Toussaint, 1997).

II.3.3.2 Alteraciones en el control postural de la espalda.

Hemos visto que algunos factores como el dolor, la fatiga, el acondicionamiento previo, la edad, el peso y otros factores antropométricos, los estilos de vida..., afectan el control de los PAs. Estos, y otra multitud de factores, podrían deteriorar el control de la musculatura del tronco, y debido a la

consecuente pérdida de estabilidad, predisponer al padecimiento de lesiones de espalda baja (Jacek Cholewicki et al., 2005).

De todos aquellos factores que podrían afectar al control motor de la espalda en los levantamientos, la influencia de la fatiga, y la historia previa de lesiones en la espalda, ocupan un lugar destacado en cuanto a producción científica (Jacek Cholewicki et al., 2005; Grondin & Potvin, 2009; Laird et al., 2014; Grant Allen Mawston, 2010; S M McGill, 1997; Nelson-Wong et al., 2012; Paillard, 2012; Sparto et al., 1996), aunque también podemos destacar investigaciones que se refieren a la influencia de estilos de vida como el tabaquismo (Brage & Bjerkedal, 1996; Hestbaek, Leboeuf-Yde, & Kyvik, 2006; Thorbjörnsson et al., 2000; Zimmermann-Stenzel, Mannuss, Schneider, & Schiltewolf, 2008), o del estrés, el género, y la personalidad (Marras, Davis, Heaney, Maronitis, & Allread, 2000), en el control postural de la espalda.

Puesto que las alteraciones en el control motor de la espalda producidas por las lesiones de espalda son, con diferencia, las más estudiadas, y dado además, que las generalidades que exponemos a continuación se presentan en mayor o menor medida como consecuencia de otros factores de riesgo, resumimos a continuación las alteraciones más destacables en el control motor de la espalda debidas a las lumbalgias:

- Descenso en la capacidad generadora de fuerza de la musculatura erectora de la espalda. No sólo en lo que se refiere a la capacidad máxima para ejercer fuerza, sino que también se observa un acusado descenso de la resistencia a la fatiga muscular. También se constata que hay una gran disparidad en cuanto a la fatiga entre los músculos de la espalda, y que esta disparidad es reflejo de los

cambios en los patrones de activación de la musculatura lumbar, asociados a la presencia de dolor (Ebenbichler, Oddsson, Kollmitzer, & Erim, 2001).

- Aumento de los tiempos de latencia de las musculaturas agonista y antagonista. Esto es, que los sujetos que sufrieron LEB mostraban mayores retrasos en la activación de la musculatura que los sujetos sanos. En particular, parece que la musculatura que sufre un mayor retardo en su patrón de activación, es la musculatura abdominal. Es más, para Cholewicki et al. (2005), el mismo retraso podría considerarse un factor de riesgo para padecer este tipo de lesiones en el futuro. Estos autores establecen la relación indirecta entre el padecimiento previo de LEBs, la consecuente deficiencia en los tiempos de activación de la musculatura, y por tanto, la evidencia destacada en la propensión de sufrir una recaídas en este tipo de patologías. Muy interesante a los efectos de nuestro trabajo son los hallazgos de Pedersen et al. (2004), que demuestran que tras un periodo de entrenamiento específico, los sujetos sanos mejoran su respuesta, en parámetros de tiempo de reacción, ante una carga horizontal, aplicada repentinamente sobre la parte superior del tronco. Otros trabajos apuntan a que en un periodo de rehabilitación de 2 semanas, los sujetos con LEBs pueden alcanzar registros semejantes (en cuanto a tiempos de reacción) a los obtenidos por sujetos sanos (Wilder et al., 1996, citado en (Ebenbichler et al., 2001; Pedersen et al., 2004).

- Uno de los mecanismos que protegen la estabilidad de la columna es la co-contracción de la musculatura antagonista situada a ambos lados de las articulaciones vertebrales, se ha observado que los sujetos que padecen LEB, presentan un patrón mantenido de contracción de la musculatura antagonista, probablemente como mecanismo preventivo frente al dolor (Brumagne, Janssens, Janssens, & Goddyn, 2008; Ebenbichler et al., 2001).
- En cuanto a los patrones de reclutamiento durante el levantamiento (extensión), parece que los sujetos que sufren dolor lumbar presentan un patrón, de abajo a arriba (*top-down*), que se caracteriza por la activación en primer lugar de la musculatura extensora lumbar, terminando con la participación postrera de la musculatura de los glúteos mayores; por otro lado, los sujetos sanos presentarían una estrategia de reclutamiento muscular, de abajo a arriba (*bottom-up*), caracterizada por una temprana activación del glúteo mayor, seguida de la musculatura extensora lumbar (Nelson-Wong et al., 2012). Por otro lado, ya hemos destacado las diferencias, entre sujetos sanos y lesionados, en cuanto a la implicación de la articulación coxo-femoral en el rango de flexión global del raquis lumbar (mayor implicación de la columna lumbar en sujetos lesionados), y en cuanto a la secuencia de movilización de los dos segmentos implicados con el inicio de la extensión de tronco protagonizado por la articulación de la cadera, en sujetos sanos, mientras que los sujetos lesionados inician el movimiento con la extensión lumbar (Laird et al., 2014).

II.4 Etiología patológica de las lumbalgias.

Al definir las lumbalgias, nos encontramos con que una mínima parte de los problemas lumbares es atribuible a alguna causa específica, diagnosticable a partir de protocolos objetivos (p.ej. pruebas radiológicas). Pero, incluso los diagnósticos, a partir de este tipo de pruebas, pueden ser cuestionados, debido a que a menudo se encuentran desviaciones de la normalidad compatibles con individuos antálgicos (O'Sullivan, 2005).

Contando con la dificultad que presenta establecer las causas de la mayor parte de las patologías lumbares, O'Sullivan (2005) nos ofrece una relación de modelos etiopatológicos que nos ayudarán a comprender las bases, o mecanismos que inducen el dolor lumbar. A continuación desarrollaremos pormenorizadamente cada uno de estos modelos.

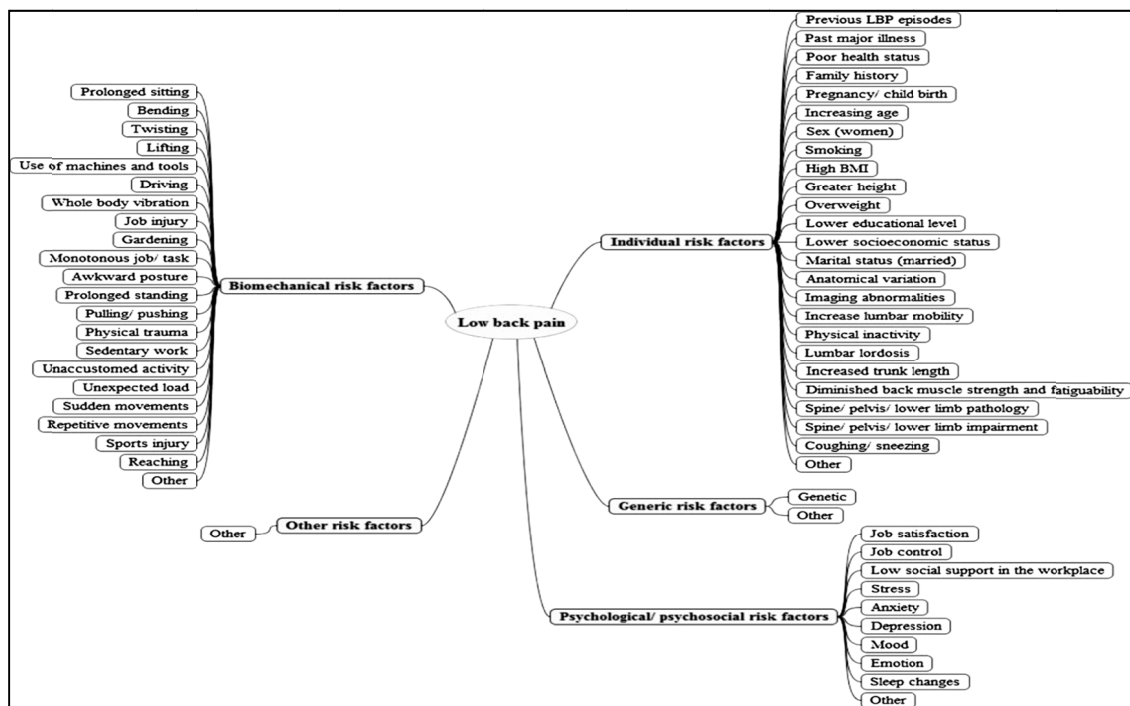


Ilustración 42: Factores de riesgo de lumbalgias (Steffens et al., 2014).

II.4.1 Modelo patoanatómico.

Tradicionalmente el diagnóstico de las lumbalgias se limita a asociar el dolor con aquellas malformaciones anatómicas que aparecen en las exploraciones radiológicas. Sin embargo, tal y como ya vimos anteriormente, entre el 85 y el 90% de las lesiones lumbares no correlacionan de manera fiable con desviaciones anatómicas (Deyo & Weinstein, 2001; Manek & MacGregor, 2005; O'Sullivan, 2005; van Tulder et al., 2002).

Frecuentemente se da poca importancia a la influencia que tienen los factores psicosociales, físicos o neuropsicológicos, y como estos aspectos ayudan a comprender la génesis de las lumbalgias inespecíficas. Por esto, aun cuando se puede establecer un diagnóstico anatomopatológico para algunas lumbalgias, se precisan mejores modelos explicativos para clasificar la generalidad de los trastornos lumbares.

II.4.2 Modelo generador de dolor periférico.

Este modelo se centra en la identificación de las estructuras dañadas. En este sentido, existe un elevado porcentaje de LEBs crónicas asociadas a los discos intervertebrales (45%), con un porcentaje mucho menor que afecta a las apófisis articulares (20%), y la articulación sacroilíaca (15%). Estos estudios han conducido a procedimientos diagnósticos y terapéuticos para identificar y bloquear o desnervar la fuente del dolor nociocectivo, pero presentan una importante limitación, tratan los síntomas sin atender a la razón causal, con lo que suelen terminar en soluciones a corto plazo con poca utilidad terapéutica (O'Sullivan, 2005).

II.4.3 Modelo neurofisiológico.

Se basa en los complejos cambios bioquímicos y de neuro-modulación, que se presentan, tanto a nivel medular, como de la corteza cerebral, asociados a los episodios y cuadros de dolor, así como en la sensibilización al dolor que se produce a nivel central, de forma secundaria al mantenimiento de la señal nociceptiva, en aquellos pacientes aquejados de dolor crónico en la espalda baja. De hecho, se ha empezado a constatar que el sistema nervioso sufre una serie de cambios en su mapa cortical, y posee una “memoria” del dolor que genera una exacerbación del dolor en los casos de recaída. Estos nuevos descubrimientos trasladan el foco de las intervenciones médicas, en la inhibición los procesos del dolor, tanto a nivel periférico, como central, al tiempo que se prescriben intervenciones a nivel psicológico y cognitivo para reducir la facilitación del dolor de las zonas anteriores del cerebro (O’Sullivan, 2005).

II.4.4 Modelo psicosocial.

Estrategias de afrontamiento maladaptativas, como los pensamientos negativos, fobias y niveles de ansiedad anormales ante el dolor, conductas de evitación, catastrofización e hiper-vigilancia, son cuadros típicos que aparecen asociados al padecimiento de altos niveles de dolor. Al mismo tiempo, algunos factores sociales, como los problemas en el trabajo, las tensiones familiares, y otros aspectos de carácter cultural, actúan como reforzantes de los factores psicológicos que pueden dificultar el manejo del dolor a nivel central. En estos casos, es necesario alentar a los pacientes hacia el ejercicio funcional para que se interesen en incrementar las actividades, en lugar de dirigir sus pensamientos

y conductas a evitar el dolor y el movimiento (Gómez, Garcés De Los Fayos, & Martínez, 2003).

Frente a esto, se ha demostrado que los factores positivos, como las habilidades de afrontamiento adaptativas, o la distracción frente al dolor, pueden tener un efecto inhibitorio del dolor por la vía cerebral-anterior. Ciertamente, existe una clara evidencia de que las intervenciones cognitivo conductuales son eficaces en la reducción de la incapacidad en algunos grupos específicos con dolencias de espalda baja no específicas de carácter crónico (O'Sullivan, 2005).

En un estudio prospectivo realizado en el Reino Unido (Gómez et al., 2003; Power, Frank, Hertzman, Schierhout, & Li, 2001), sobre 517 individuos que habían padecido dolor de espalda, y 5210 que no habían padecido lesiones de este tipo, se concluía que el estrés psicológico es uno de los mayores riesgos a largo plazo de las lumbalgias, dato que apuntala sobradamente la perspectiva psicosocial de las LEBs.

II.4.5 Modelo de carga o estrés mecánico.

En este sentido, Deyo y Weinstein (2001) establecen un diagnóstico diferencial, distinguiendo entre lumbalgias mecánicas (aquellas que no tienen una causa primaria de tipo inflamatorio o neoplásico), lumbalgias viscerales, y lumbalgias de otro tipo (no mecánicas) (Tabla 7).

Siguiendo la Tabla 7, las lumbalgias mecánicas son las más frecuentes (97%), y dentro de este grupo, los sobreesfuerzos lumbares (*strain-sprain*) son la causa principal de lesiones en la espalda baja.

MECHANICAL LOW BACK OR LEG PAIN (97%)†	NONMECHANICAL SPINAL CONDITIONS (ABOUT 1%)‡	VISCERAL DISEASE (2%)
Lumbar strain, sprain (70%)§	Neoplasia (0.7%)	Disease of pelvic organs
Degenerative processes of disks and facets, usually age-related (10%)	Multiple myeloma	Prostatitis
<i>Herniated disk</i> (4%)	Metastatic carcinoma	Endometriosis
<i>Spinal stenosis</i> (3%)	Lymphoma and leukemia	Chronic pelvic inflammatory disease
Osteoporotic compression fracture (4%)	Spinal cord tumors	Renal disease
Spondylolisthesis (2%)	Retroperitoneal tumors	Nephrolithiasis
Traumatic fracture (<1%)	Primary vertebral tumors	Pyelonephritis
Congenital disease (<1%)	Infection (0.01%)	Perinephric abscess
Severe kyphosis	Osteomyelitis	Aortic aneurysm
Severe scoliosis	Septic diskitis	Gastrointestinal disease
Transitional vertebrae	Paraspinal abscess	Pancreatitis
Spondylolysis¶	Epidural abscess	Cholecystitis
Internal disk disruption or diskogenic low back pain	<i>Shingles</i>	Penetrating ulcer
Presumed instability**	Inflammatory arthritis (often associated with HLA-B27) (0.3%)	
	Ankylosing spondylitis	
	Psoriatic spondylitis	
	Reiter's syndrome	
	Inflammatory bowel disease	
	Scheuermann's disease (osteochondrosis)	
	Paget's disease of bone	

*Figures in parentheses indicate the estimated percentages of patients with these conditions among all adult patients with low back pain in primary care. Diagnoses in italics are often associated with neurogenic leg pain. Percentages may vary substantially according to demographic characteristics or referral patterns in a practice. For example, spinal stenosis and osteoporosis will be more common among geriatric patients, spinal infection among injection-drug users, and so forth. Data are adapted from Hart et al.,² Deyo,¹² Deyo et al.,¹³ and Deyo and Diehl.¹⁴

†The term "mechanical" is used here to designate an anatomical or functional abnormality without an underlying malignant, neoplastic, or inflammatory disease. Approximately 2 percent of cases of mechanical low back or leg pain are accounted for by spondylolysis, internal disk disruption or diskogenic low back pain, and presumed instability.

‡Scheuermann's disease and Paget's disease of bone probably account for less than 0.01 percent of nonmechanical spinal conditions.

§"Strain" and "sprain" are nonspecific terms with no pathoanatomical confirmation. "Idiopathic low back pain" may be a preferable term.

¶Spondylolysis is as common among asymptomatic persons as among those with low back pain, so its role in causing low back pain remains ambiguous.

||Internal disk disruption is diagnosed by provocative diskography (injection of contrast material into a degenerated disk, with assessment of pain at the time of injection). However, diskography often causes pain in asymptomatic adults, and the condition of many patients with positive diskograms improves spontaneously. Thus, the clinical importance and appropriate management of this condition remain unclear. "Diskogenic low back pain" is used more or less synonymously with "internal disk disruption."

**Presumed instability is loosely defined as greater than 10 degrees of angulation or 4 mm of vertebral displacement on lateral flexion and extension radiographs. However, the diagnostic criteria, natural history, and surgical indications remain controversial.

Tabla 7: Diagnóstico diferencial de las lumbalgias (Deyo & Weinstein, 2001).

Los porcentajes entre paréntesis corresponden con la incidencia entre población adulta.

Para Wheeler y Stubbart (2002), las causas mecánicas o relativas a la actividad de la columna lumbar (se omite el espasmo miofascial y otros desórdenes de los tejidos blandos por lo ya comentado) más comunes son:

- Degeneración de los discos o los segmentos articulares.
- Hernia de disco.
- Inestabilidad radiográfica manifiesta, con posible fractura (espondilolisis) y/o espondilolistesis.
- Fractura del cuerpo vertebral o degeneración del complejo de las tres articulaciones, que no manifiesta con inestabilidad radiográfica.
- Estrechamiento del canal espinal o del agujero de conjunción.

- Aracnoiditis, incluyendo procesos de cicatrización postoperatorios.

O'Sullivan (2005) señala entre otras causas mecánicas de las lumbalgias, posturas y movimientos sometidos a baja carga (cómo estar sentados, de pie, flexionados y/o girados), exposición del cuerpo a las vibraciones, tareas con cargas pesadas (levantamientos), cargas repentinas y repetitivas sobre la columna en deportes específicos y/o situaciones profesionales, etc. A este tipo de factores, podemos añadir otro tipo de aspectos de tipo ergonómico o ambiental, como factores de diseño de mobiliario, técnicas de levantamiento, o equipamientos deportivos. Para finalmente considerar factores físicos individuales (fuerza física, elasticidad muscular), o de tipo antropométrico (estatura, peso).

Aunque existen pocas evidencias que soporten la eficacia de las intervenciones ergonómicas como medio preventivo de las LEBs, no hay duda que todos estos factores ejercen una influencia negativa sobre el sistema musculoesquelético, y tienen el potencial para causar sensibilización en el sistema propioceptivo (O'Sullivan, 2005).

II.4.6 Modelo de signos y síntomas.

Se centra en el estudio de las limitaciones o cambios (hiper, e hipo movimientos) que se producen en la función y el movimiento raquídeos, así como en las respuestas ante el estrés mecánico (pruebas de provocación). De este modo, clasifica las LEBs basándose tanto en modelos patoanatómicos, como biomecánicos, y centra el diagnóstico y el tratamiento de la lesión en los signos y síntomas asociados a la misma. Existen pocas pruebas de la eficacia de los tratamientos basados en estos modelos, tal vez porque los diseños experimentales son bastante limitados, o más bien, porque este modelo no tiene

en cuenta la compleja realidad biopsicosocial del dolor de espalda (O'Sullivan, 2005).

II.4.7 Modelo de control motor.

Ya hemos comentado anteriormente que algunos factores como la edad, la fatiga, o haber padecido lesiones previas pueden afectar a los ajustes posturales que necesita realizar el cuerpo constantemente, y que son tanto más complejos, cuanto más compleja es la tarea a la que nos enfrentamos. Además, también comentamos la estrecha relación entre esta limitación de las funciones de control motor, y la alta probabilidad de sufrir un episodio de LEB en el futuro. De esta forma, este modelo terapéutico se orienta a la normalización de estas alteraciones del control motor. Para O'Sullivan (2005), sin embargo, intentar tratar las alteraciones del control motor con origen diferente al meramente mecánico o anatómico (p.ej., ansiedad, estrés, miedo, depresión, histeria, somatización...), rara vez suele ser eficaz.

II.4.8 Modelo biopsicosocial.

Obviamente, los modelos que más se asocian a la filosofía de esta tesis son, el modelo de carga o estrés mecánico, el modelo de control motor, y por supuesto, el modelo biopsicosocial. De hecho, nuestro modelo experimental está basado en un análisis desde el punto de vista de la biomecánica, y el comportamiento motor, de un gesto muy habitual en nuestra vida diaria, el levantamiento de cargas. Y nuestra principal variable independiente, no es más que un comportamiento, o estilo de vida, que como veremos a continuación reporta beneficios a nivel no sólo físico, sino también psicológico, y social.

II.5 Estilos de Vida: Actividad Física y Salud de la Espalda

El sedentarismo es consecuencia directa de la mecanización de procesos, de la aparición de vehículos automóviles, de la deslocalización de nuestras empresas, ya sea a un nivel próximo (dentro de las mismas ciudades o comunidades autónomas), o a nivel internacional como parte del recurrente fenómeno de la globalización. Pasamos una gran cantidad de tiempo sentados delante de las pantallas de visualización de datos, en el coche para desplazarnos hacia, o desde el trabajo a nuestros domicilios, y los trabajos manuales o que requieren una mínima actividad física desaparecen o se automatizan.

Según datos recogidos de la última Encuesta Nacional de Salud (Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad, 2014):

- En España 4 de cada 10 personas se declaran sedentarias en su tiempo libre. El 44,4% de la población de 15 y más años afirma que no hace ejercicio y que ocupa su tiempo de ocio de forma casi completamente sedentaria.
- El sedentarismo está más extendido entre las mujeres (49,8%) que entre los hombres (38,8%). La diferencia por sexo desaparece en los grupos de edad intermedia -entre los 45 y los 64 años apenas existe-, para reaparecer entre los de mayor edad.
- El sedentarismo aumenta con la edad, con patrones diferentes para hombres y para mujeres. El 21,4% de los hombres entre 15 y 24 años se declara sedentario, y este estilo de vida poco saludable se va extendiendo con la edad, llegando al 46,3% en la población masculina de 45 a 54 años. Entre los 65 y los 74 años los hombres

retoman algo la actividad (36% de sedentarismo), para abandonarla de nuevo progresivamente a partir de los 75. En mujeres, el nivel de sedentarismo se mantiene elevado y relativamente estable (entre 43% y 50% de las mujeres se declara sedentaria en los distintos grupos de edad) hasta los 75 años, edad en la que se observa un marcado incremento, hasta alcanzar el 82,6% entre las mayores (85 y más años).

- En los últimos veinte años el sedentarismo muestra una evolución desigual. En 1993 se declaraba sedentaria el 54,2% de la población adulta y, en 2011, el 44,4%, pero habiendo aumentado este último con respecto a 2006, y con oscilaciones en los años intermedios.
- En cuanto a la actividad física en el trabajo o actividad habitual, el 44,8% de la población adulta pasa la mayor parte de la jornada de pie, sin efectuar grandes desplazamientos o esfuerzos, y el 37,8% pasa sentada casi todo el día. En 1993 estos porcentajes eran de 51% y 34% respectivamente, observándose un trasvase hacia una mayor frecuencia sedente.
- Los resultados obtenidos con el cuestionario internacional de actividad física, IPAQ, en la población de 18 a 69 años muestran que el 33,6% de la población adulta se clasifica en la categoría baja de actividad física, el 38,6% se sitúa en un nivel de actividad física moderado, y el 27,8% en la categoría alta. Como con el resto de los indicadores, se observa mayor actividad física en los hombres. La diferencia por sexo fue máxima entre los más jóvenes

de la categoría alta de actividad: en el grupo de edad de 18 a 29 años, el 44,2% de los hombres está en categoría alta, frente al 24,1 de las mujeres. Con la edad esta actividad física más intensa de los hombres se va sustituyendo por actividad de tipo moderado o bajo.

- La población cuyo nivel de actividad física se sitúa en la categoría baja del IPAQ equivale a la que no alcanza los niveles de actividad física recomendados por la Organización Mundial de la Salud. En España, por tanto, el 33,6% de los ciudadanos de 18 a 69 años, 31,3% de los hombres y 35,8% de las mujeres, incumplen estas recomendaciones.

Sobre los datos relativos a la actividad física en el trabajo, cabrá preguntarse si la elevada incidencia del dolor de espalda debido al trabajo, se debe a la actividad física laboral, o más bien a la inactividad implícita en la concepción actual de los puestos de trabajo. Por otra parte, a partir de los datos relativos a las costumbres durante el tiempo de ocio, se enfocan el desarrollo y los planteamientos tanto de esta Tesis, como de las innumerables publicaciones aparecidas hasta la fecha, y que serán mencionadas más adelante, que tratan de justificar, con mayor o menor éxito, los beneficios que la actividad física, realizada de manera regular y adecuada, reporta a la salud en general, y en particular al buen estado de nuestro aparato locomotor, especialmente a la espalda.

II.5.1 Actividad Física para la Salud: Evidencia científica.

La Organización Mundial de la Salud (Who & Consultation, 2003) en sus políticas de promoción de la salud a través de la actividad física, ha reunido

evidencias científicas suficientes que demuestran claramente los efectos del ejercicio físico y los beneficios que aporta a la salud de los seres humanos:

“El ejercicio físico programado de manera individual provoca profundos beneficios mediante fenómenos de adaptación de las funciones cardiovascular, pulmonar, metabólica, neuromuscular y cognitiva y sobre los tejidos muscular, conectivo y adiposo, lo que permite un efecto profiláctico o moderador de los efectos de diversas enfermedades básicamente mejorando la capacidad funcional de órganos y sistemas”.

En las Directrices sobre Actividad Física que marca la Unión Europea (Consejo Superior de Deportes, 2010), se destacan los siguientes beneficios que la práctica regular de Actividad Física (AF) reporta sobre la salud:

- Reducción del riesgo de desarrollar enfermedades cardiovasculares.
- Disminución de la mortalidad por cardiopatía isquémica.
- Prevención y/o retraso del desarrollo de hipertensión arterial, y disminución de los valores de la tensión arterial en las personas hipertensas.
- Mejora el perfil de los lípidos en sangre (reducción de los triglicéridos y aumento del colesterol HDL).
- Ayuda al control y regulación de las cifras de glucosa en sangre. Disminuye el riesgo de padecer diabetes mellitus no insulino dependiente o tipo II (DMNID)
- Mejora la digestión. Optimiza la regulación del ritmo intestinal.
- Incremento de la utilización de la grasa corporal y ayuda en el control del peso.

- Mantenimiento y mejora de la fuerza y la resistencia muscular, aumentando la capacidad funcional para realizar otras actividades necesarias en la vida diaria.
- Ayuda al mantenimiento de la estructura y función de las articulaciones. La actividad física de intensidad moderada puede ser beneficiosa para las personas diagnosticadas de artrosis.
- Combate el estrés. Ayuda a liberar tensiones y a conciliar el sueño, optimizando su calidad.
- Mejora la imagen personal y la autoestima.
- Ayuda a luchar contra los síntomas de la ansiedad y depresión, y aumenta el entusiasmo y el optimismo.
- Disminuye el absentismo laboral (baja por enfermedad en el trabajo).
- Ayuda a establecer unos hábitos de vida cardiosaludables en los niños y a combatir los factores (obesidad, hipertensión, hipercolesterolemia, etc.) que favorecen el desarrollo de enfermedades cardiovasculares en la edad adulta.
- La actividad física en general y de forma especial aquella en la que se soporta peso, es esencial para el desarrollo normal del hueso durante la infancia y para alcanzar y mantener el pico de masa ósea en adultos jóvenes. Es una forma de tratamiento de la osteoporosis en el mayor.
- En adultos de edad avanzada, disminuye el riesgo de caídas, ayuda a prevenir o retrasar las enfermedades crónicas y aquellas asociadas con el envejecimiento. De esta forma mejora su calidad de vida y aumenta la capacidad para vivir de forma independiente.

- Ayuda a controlar y mejorar la sintomatología y el pronóstico en numerosas enfermedades crónicas (cardiopatía isquémica, hipertensión arterial, enfermedad pulmonar obstructiva crónica, Obesidad, diabetes, osteoporosis, etc.).

Las personas que no hacen ejercicio físico conforman una población de alto riesgo cuyos índices de mortalidad son significativamente más altos que los de los individuos que se entrenan adecuadamente. El sedentarismo es uno de los riesgos más importantes para la salud. Según un estudio publicado en el *Journal of American Medical Association* (Myers et al., 2004), basado en el seguimiento de 20 mil personas a lo largo de 11 años, quienes mantienen una óptima condición física, o lo que es igual, una adecuada condición cardiorrespiratoria, tienen un 50% menos de posibilidades de enfermar y morir. Más aun, tales posibilidades fueron, entre un 35% y un 40% menores en personas obesas, hipertensas, fumadoras, o con historia de cardiopatías previas, pero que llevan a cabo ejercicios de entrenamiento adecuados a su condición.

Estudios llevados a cabo en diferentes centros de medicina preventiva (Negasheva, Lapshina, Okushko, & Godina, 2014), permiten concluir que la edad biológica de una persona con sobrepeso leve y sedentario se ve penalizada en 11,7 años. Esto quiere decir, que un individuo con 60 años de edad puede exhibir una capacidad funcional de una persona de 71 años. y al revés, una persona que practique ejercicio físico, a los 60 años puede tener la edad biológica de una persona sana no entrenada de 49.

Otros estudios (Bigaard et al., 2003; Troiano, Frongillo Jr, Sobal, & Levitsky, 1996; Visscher et al., 2001) muestran que el índice de masa corporal (IMC) es un predictor de mortalidad. Mientras más alto es, mayor es el riesgo.

Así, una persona con IMC entre 20 y 25 (peso normal) posee un 33% menos de probabilidad de morir que otra con IMC 28 (sobrepeso). Sin embargo, si la persona de IMC 28 mantiene actividad una física adecuada, tiene entre 40-50% menos posibilidad de morir que la persona con IMC 25, pero con mala condición física.

II.5.2 Concepto de actividad física para la salud.

Parece existir un común acuerdo en distinguir dos tipos de práctica deportiva con carácter absolutamente contrapuesto, o divergente. Por un lado tenemos el deporte como rendimiento, y por otro, el deporte de ocio y tiempo libre.

El deporte de ocio, salud, y tiempo libre, se identifica con el ser humano en una conducta especificada en la práctica activa, poniendo el acento en la forma recreacional en que se practica, relacionándose con parámetros tales como la ocupación activa del ocio, la salud, y la realización personal. Se incluyen dentro de esta categoría, el deporte para todos, y el deporte para personas con necesidades y características especiales (Garcés De Los Fayos, 2004).

Por otro lado, el deporte de rendimiento se basa en factores como la relación rendimiento-resultado, el éxito, la profesionalización..., y lamentablemente, el alcanzar estas metas requiere sacrificios, que a menudo conllevan traspasar la línea de lo que es nocivo para la salud.

Dentro de la categoría del deporte de ocio, salud y tiempo libre, nos debemos plantear hasta qué punto, la actividad física por sí misma es un medio eficaz de proteger nuestra salud. Esta pregunta nos obliga a distinguir entre dos conceptos complementarios, actividad física, y condición física.

La condición física (*physical fitness*) se refiere al estado de bienestar fisiológico que nos permite soportar las demandas de la vida diaria, o que proporciona las bases del rendimiento deportivo. La relación entre condición física y la salud, parte de aquellos factores relativos al estado de salud, incluyendo: condición cardiovascular, condición músculo-esquelética, composición corporal, y condición metabólica. En la mayoría de las investigaciones epidemiológicas se solapan los conceptos de condición, y actividad física, atendiendo a la condición física, como una medida más precisa del nivel de actividad física, que la reportada por propio el sujeto (Warburton, Nicol, & Bredin, 2006).

Finalmente, parece que los niveles de condición física, y de actividad física, correlacionan de manera similar con los parámetros de morbilidad y mortalidad, pero los niveles de condición física presentan una mayor capacidad para predecir el estado de salud, que los niveles de práctica de actividad física. En todo caso, determinar la condición física en grandes grupos de población resulta complicado, por lo que la mayoría de estudios de salud pública estudian la relación inversa entre los riesgos para la salud, y los grupos activos físicamente (Warburton et al., 2006). No obstante, parece que es más recomendable promover que las personas sean más activas, antes que pretender mejorar su condición física. Entendiendo que el primer paso es abandonar la nociva inactividad, y que ello nos debe permitir con posterioridad, alcanzar los deseables objetivos de condición física (Blair, Cheng, & Holder, 2001).

Según Cantón (2001), la actividad física practicada regularmente parece correlacionar con estilos de vida saludables, si bien, esta actividad debe

mantenerse bastante tiempo para que los efectos sean visibles y de cierta duración. Es de este modo, que uno de los factores determinantes de la relación entre actividad física y salud, es el tiempo de práctica, mientras que otro de los factores, el que completaría la ecuación, es la intensidad moderada. De acuerdo con la Estrategia Global de la OMS (Who & Consultation, 2003), se recomienda acumular al menos 30 minutos al día de actividad física regular, de intensidad moderada, y en la mayoría de los días de la semana, para reducir el riesgo de enfermedades cardiovasculares, o algunos tipos de cáncer. Aunque para Cavil et al. (2006), el nivel de práctica recomendable depende de la edad entre otros factores (Tabla 8).

II.5.3 Influencia del ejercicio físico sobre las lesiones de espalda baja.

Hemos visto, que los trastornos musculoesqueléticos son un gran problema entre la población trabajadora. Existen sobradas evidencias de que la exposición a factores físicos y psicosociales de tipo laboral contribuyen al desarrollo de estos desórdenes. Además, la capacidad de respuesta mecánica y fisiológica del cuerpo ante los factores físicos relativos al trabajo puede influir en el desarrollo de trastornos musculoesqueléticos (Hamberg-van Reenen, Ariëns, Blatter, van Mechelen, & Bongers, 2007). Más específicamente, una desproporción entre la exposición a la carga física del trabajo, y la capacidad física, puede suponer un factor de riesgo de estos trastornos. La capacidad física puede ejercer un efecto modificador, o bien actuar como variable mediadora, en la relación entre la carga física del trabajo, y el riesgo de padecer LEBs.

Tabla 8: Niveles de práctica de actividad física recomendables según la edad (Cavill et al., 2006).

Table 1. How people of all ages could reach the recommended levels of physical activity	
Person	Activities
Young child	Daily walk to and from school Daily school activity sessions (breaks and clubs) 3-4 afternoon or evening play opportunities Weekend: longer walks, visits to park or swimming pool, bicycle rides
Teenager	Daily walk (or cycle) to and from school 3-4 organized or informal midweek sports or activities Weekend: walks, cycling, swimming, sports activities
Student	Daily walk (or cycle) to and from college Taking all small opportunities to be active: using stairs, doing manual tasks 2-3 midweek sports or exercise classes, visits to a gym or swimming pool Weekend: longer walks, cycling, swimming, sports activities
Adult with paid job	Daily walk or cycle to work Taking all small opportunities to be active: using stairs, doing manual tasks 2-3 midweek sport, gym or swimming sessions Weekend: longer walks, cycling, swimming, sports activities, home repairs, gardening
Adult working in the home	Daily walks, gardening or home repairs Taking all small opportunities to be active: using stairs, doing manual tasks Occasional midweek sport, gym or swimming sessions Weekend: longer walks, cycling, sports activities
Adult, unemployed	Daily walks, gardening, home repairs Taking all small opportunities to be active: using stairs, doing manual tasks. Weekend: longer walks, cycling, swimming or sports activities Occasional sport, gym, or swimming sessions
Retired person	Daily walking, cycling, home repairs or gardening Taking all small opportunities to be active: using stairs, doing manual tasks Weekend: longer walks, cycling or swimming

Independientemente de la exposición a cargas físicas en el trabajo, en las actividades de la vida diaria, durante el tiempo de ocio, o en la práctica deportiva, la deficiente capacidad física puede ser también un factor de riesgo para padecer trastornos músculo-esqueléticos. Los ejercicios que incrementan la capacidad física han mostrado su efectividad como medio de prevención de problemas en la espalda (Burton et al., 2005; Harreby, Hesselsøe, Kjer, & Neergaard, 1997; Henchoz & So, 2008; Linton & van Tulder, 2001; Sjolie, 2004), aunque no existen suficientes evidencias para recomendar según qué tipo, o intensidad, para el ejercicio (Henchoz & So, 2008).

De todo esto, entendemos que el componente de la condición física que más implicaciones tiene en la prevención de las lumbalgias, es la condición neuromuscular. Como ya hemos comprobado, es necesario que cada grupo

muscular implicado en los movimientos de la espalda posea las capacidades de fuerza, resistencia, flexibilidad y coordinación necesarias para proporcionar la estabilidad necesaria a la columna, limitando el movimiento vertebral a la zona neutra (o segura) de movimiento. Además, la pelvis debe mantener la capacidad para bascular libremente, en retroversión, y anteversión, sin cargar la musculatura de la fascia toraco-lumbar.

Ya hemos comentado que los individuos que sufren LEBs presentan valores de fuerza más bajos en la musculatura extensora de la espalda, y abdominal, que los individuos sanos (Ebenbichler et al., 2001). Takala y Viikari-Juntura (2000), muestran valores de movilidad reducida (flexo-extensión y flexión lateral de tronco), y malos resultados en pruebas estabilométricas como predictores adecuados para el padecimiento (individuos sanos) de lumbalgias en el futuro. Mientras que, en los trabajadores que ya han padecido algún tipo de LEB, la probabilidad de recurrencia aumenta cuando se presentan bajos niveles de fuerza isocinética en los extensores de la espalda, y/o se obtienen pobres resultados en pruebas de equilibrio estático. Luoto y colaboradores (1995) encuentran, en su estudio longitudinal (un año de duración, sobre 126 voluntarios que no padecían problemas de espalda al comienzo de la investigación) un mayor riesgo de sufrir LEBs, para aquellos individuos que mostraban un bajo rendimiento en los test de resistencia estática de la musculatura de la espalda. Por el contrario, la incidencia no fue tan elevada en aquellos que mostraron niveles medios y altos de rendimiento en esta prueba. Atendiendo también a parámetros neuromusculares, existe una relación evidente entre los valores de tensión (flexibilidad) de la musculatura extensora de la espalda, y la probabilidad de padecer en el futuro LEBs (Mikkelsen et al., 2006).

De un modo indirecto, la asociación entre la probabilidad de padecer LEBs y algunos estilos de vida como el tabaquismo (DEYO & BASS, 1989; Feldman, Rossignol, Shrier, & Abenhaim, 1999; Leboeuf-Yde, 1999; Shiri, Karppinen, Leino-Arjas, Solovieva, & Viikari-Juntura, 2010b), o enfermedades como la obesidad (DEYO & BASS, 1989; Leboeuf-Yde, 2000; Shiri, Karppinen, Leino-Arjas, Solovieva, & Viikari-Juntura, 2010a), y el efecto disuasorio sobre estos hábitos, así como los efectos positivos en cuanto a pérdida de peso corporal, que conlleva la práctica de actividad física habitual, justifican también el carácter preventivo del ejercicio físico en la prevención de las LEBs.

Finalmente, y de forma breve, existen multitud de evidencias científicas que avalan la eficacia de la prescripción de actividad física de tipo adaptado para la rehabilitación de las LEBs. En particular, se ha constatado el efecto positivo de los programas de ejercicio que trabajan la fuerza/resistencia y la coordinación/estabilización de la musculatura del tronco, frente a aquellos programas que combinan ejercicios de tipo cardiorespiratorio (Stuart M McGill, 2003; Searle, Spink, Ho, & Chuter, 2015; Standaert, Weinstein, & Rumpeltes, 2008). Pero como hemos dicho, no nos extenderemos en este tema, puesto que los objetivos de esta Tesis atienden más a los mecanismos de prevención de las LEBs, que a la eficacia de los posibles tratamientos.

III PROPUESTA

III.1 Hipótesis de Trabajo

III.1.1 Evidencias.

Basándonos en las siguientes evidencias apoyadas por la bibliografía consultada procederemos a formular la hipótesis que queremos contrastar con este trabajo.

III.1.1.1 La exposición a fuerzas y momentos de magnitud elevada en las estructuras osteo-ligamentosas de la columna, sobre todo a nivel de las vértebras lumbares, incrementa el riesgo de lesiones lumbares.

White et al. (citado por Izzo et al., 2013), definen la estabilidad clínica de la espalda como la habilidad de la columna, bajo cargas fisiológicas, de limitar los patrones de desplazamiento, en orden de no dañar o irritar la médula espinal, o los canales neurales, y para prevenir deformidades incapacitantes, o el dolor causado por cambios estructurales. Como ya observamos en capítulos anteriores, las estructuras osteo-ligamentosas no son capaces de soportar más que una pequeña fracción de las cargas que se generan en situaciones cotidianas (Comín et al., 1995; Jemmett et al., 2004; White & Panjabi, 1990), por esto, si falla la musculatura que dota al sistema de estabilidad activa, los cuerpos óseos, incapaces de soportar el estrés generado, se deforman, e incluso llegan a colapsarse, comprometiendo gravemente la función nerviosa.

De este modo, la pérdida de estabilidad, sería una de las causas más importantes del dolor, o las lesiones de espalda, particularmente a nivel lumbar (Izzo et al., 2013).

III.1.1.2 La acción coordinada de la musculatura extensora de la espalda y de la pared abdominal reduce el impacto de las fuerzas externas sobre la columna vertebral. Los Ajustes Posturales Anticipatorios contrarrestan las perturbaciones en el balance postural producidas por el levantamiento de cargas, reduciendo las fuerzas y momentos que actúan a nivel de las estructuras osteo-ligamentosas de la columna.

En las tareas de levantamiento de cargas, el mantenimiento del equilibrio se ve desafiado por la recogida de un objeto situado frente al cuerpo. El añadir una carga suplementaria al cuerpo, supone el adelantamiento del Centro de Masas con respecto de la base de sustentación, y la inercia del objeto que deseamos levantar, tiende a decelerar el movimiento de extensión del cuerpo hacia la postura erecta final. Los eventos posteriores al inicio del levantamiento no perturban el equilibrio, en el sentido de que el Centro de Masas esté desplazado sobre la base de sustentación, sino en la brusquedad que añaden al movimiento de extensión, si no se han producido las anticipaciones adecuadas. Los APAs deberían contrarrestar estos efectos negativos sobre el equilibrio (Commissaris & Toussaint, 1997).

Los APAs, previamente al momento de la recogida de la carga, generan un incremento en el momento horizontal del Centro de Masas hacia atrás, así como un aumento del momento angular del cuerpo en el mismo sentido.

Para Granata y Orishimo, la contracción de la musculatura antagonista sirve para incrementar la rigidez del sistema articular. Sin añadir rigidez a través de la activación muscular, la columna se comporta de manera altamente

inestable, de modo que es muy susceptible a las lesiones (Kevin P. Granata & Orishimo, 2001).

Parece que la coactivación de la musculatura abdominal profunda, y el músculo multífido, jugarían un papel fundamental en los mecanismos de estabilización de la columna lumbar (Vera-Garcia, Elvira, Brown, & McGill, 2007).

III.1.1.3 Las lesiones agudas de espalda baja se relacionan con la ejecución de tareas de manejo manual de cargas poco habituales, o sorpresivas.

Parece que una gran mayoría de las lesiones que se producen en la espalda se deben a sucesos inesperados o accidentales. Uno de los primeros estudios en este sentido determinaba que el 46% de los accidentes laborales que implicaron lesiones en la espalda ocurrieron durante resbalones sin consecuencia de caída (Lavender et al., 1993).

Algunos estudios enlazan las LEBs con la ejecución de esfuerzos máximos de manera sorpresiva, sobre todo cuando son inesperados (Commissaris & Toussaint, 1997; Kollmitzer et al., 2002; Lavender et al., 1993; Pedersen et al., 2004).

Por otro lado, algunos estudios se centran en determinar si existen diferencias entre la incidencia de las LEBs entre trabajadores “novatos” y expertos. En este sentido Lee y Nussbaum (2013) encuentran que los trabajadores expertos presentan un patrón de levantamiento que produce mayores fuerzas y momentos angulares en la zona lumbar, pero sin embargo, son levantamientos más estables, o lo que es igual, minimizan las perturbaciones en lo que se refiere a los desplazamientos y momentos lineales de su centro de masas. Plamondon y colaboradores (2014; 2010), en estudios

más recientes, encuentran diferencias semejantes en los patrones de movimiento. Estos hallazgos nos sugieren que los trabajadores habituados a las tareas de levantamiento podrían estar menos expuestos a sufrir cuadros agudos de lumbalgia, pero como sabemos, la acumulación de este tipo de estrés mecánico a lo largo de una vida laboral, debe repercutir negativamente en cuanto al padecimiento futuro de LEBs de tipo crónico.

III.1.1.4 Los patrones de Ajuste Postural Anticipatorio dependen de la experiencia previa del sujeto, y son por tanto entrenables.

Las estrategias de control postural se adquieren en su mayor parte a través del aprendizaje, y de la experiencia previa ante las perturbaciones en la postura (Kanekar & Aruin, 2015; Oña Sicilia & Cárdenas Vélez, 1994; Schmitz, Martin, & Assaiante, 2002; Witherington et al., 2002). Históricamente se ha considerado que los APAs se generan sólo ante perturbaciones generadas por el movimiento voluntario, es decir, los movimientos focales. Sin embargo posteriormente se ha podido comprobar, que aunque los APAs se generan de forma previa, y para compensar una acción motora intencionada, también se producen para preparar una perturbación externa predecible. De este modo, una serie de investigaciones que implicaban tareas de carga y descarga bimanuales, han demostrado la presencia de APAs, tanto en el antebrazo, como en la musculatura de las piernas, y el tronco, aún en ausencia de movimientos voluntarios explícitos (Aruin, Shiratori, & Latash, 2001; Brown et al., 2003; Kanekar & Aruin, 2015). Y más aún, estos estudios demostraron que los ajustes se producían en función de la información visual sobre la perturbación esperada.

Por otro lado, se ha podido observar que el entrenamiento actúa positivamente sobre los patrones de activación de la musculatura profunda del

tronco en individuos que padecen LEBs. Para estos pacientes, y tras 4 semanas de trabajo específico, se encontraron patrones de ajustes de su musculatura muy parecidos a los normales (Henry Tsao & Hodges, 2007), observándose también, que estos patrones perduran tras seis meses de seguimiento (Tsao & Hodges, 2008).

En cuanto a la capacidad de entrenar estas capacidades en sujetos sanos, en el trabajo de Kanekar y Aruin (2015) realizado sobre 30 sujetos sanos, se registraron menores picos en el desplazamiento del Centro de Masas (mayor estabilidad postural), tras una sola sesión de entrenamiento en una tarea que implicaba capturar un balón medicinal a la altura del hombro. Por su parte Pedersen et al. (2004), diseñaron un protocolo que comprendía 4 semanas de entrenamiento en distintas tareas con cargas esperables o sorpresivas sobre el tronco, y distintos ejercicios de equilibrio y coordinación. El grupo entrenado mostraba mejores tiempos de reacción, desde la recepción de las cargas inesperadas sobre el tronco, hasta el control de la perturbación, que el grupo de control del experimento. Estos autores introducen la posibilidad de reducir el riesgo de lesiones lumbares debidas a perturbaciones repentinas en el tronco mediante el entrenamiento (Pedersen et al., 2004).

III.1.1.5 La Práctica Regular de Ejercicio Físico contribuye a mejorar parámetros de coordinación inter e intramuscular, tiempos de reacción motora, y dota a los practicantes de la capacidad para realizar “Transferencia Positiva” sobre Actividades de la Vida Diaria.

Para entender los efectos positivos que el ejercicio físico tiene sobre la coordinación, inter e intramuscular, nos fijamos en tres evidencias de tipo neurológico:

- El acoplamiento activo-dependiente.

La acción de la musculatura produce la activación de las áreas de corteza cerebral asociadas con las tareas funcionales de movimiento, y el área cortical implicada en el control del movimiento se incrementa con la frecuencia del movimiento. De hecho, existe una clara relación entre los niveles de movimiento y la actividad cerebral registrada mediante resonancia magnética, presente tanto en las áreas de la corteza motora, como en el conjunto del cerebro (Carson, 2006).

- Las sinergias musculares.

La esencia de la coordinación es la formación de “unidades estructurales”. En este sentido, es evidente que las tareas cotidianas raramente implican a una sola motoneurona (junto con su unidad motora correspondiente). Habitualmente se involucran varios grupos musculares o unidades motoras. Las sinergias se definen operacionalmente como los mecanismos que emplea el Sistema Nervioso Central para coordinar los grupos de unidades motoras, o músculos, en ensamblajes funcionales. La implementación de estas sinergias, requiere de los centros motores una elevada organización de patrones de facilitación e

inhibición, que se planifican a nivel espacial, temporal, y funcionalmente, de acuerdo con los requerimientos específicos de la tarea. Carson nos aporta el siguiente ejemplo de la influencia positiva que el ejercicio físico tiene en las sinergias musculares. Después de un periodo de entrenamiento de cinco sesiones con 20 intentos por sesión, los patrones de movimiento, en una tarea que implicaba movimientos de abducción-aducción, fueron más estables, espacial, y temporalmente, que los mostrados al inicio del experimento (Carson, 2006).

- La adaptación hebbiana.

Finalmente, debemos referirnos a las adaptaciones hebbianas (Gazzaniga, Ivry, & Mangun, 2009), entendiéndolas como aquellas relaciones entre unidades motoras que se consolidan por la repetición persistente de estímulos nerviosos. Este fenómeno es el responsable de la generación y consolidación de nuevas conexiones nerviosas en el sistema nervio-músculo, dependiente por supuesto de la estimulación. Además, con el incremento de interconexiones, se ve favorecido a nivel global el fenómeno del reclutamiento muscular. Un ejemplo de este fenómeno, es la reconocida influencia del entrenamiento de resistencia, basado en la repetición regular del ejercicio (ciclos), sobre la coordinación muscular. Podemos añadir, que cuando se requieren los patrones de actividad que hemos entrenado en otras tareas diferentes, aparecerá otro fenómeno particular denominado transferencia positiva (Carson, 2006).

Además de los cambios a nivel neural, en la musculatura también se producen cambios fisiológicos y metabólicos, que benefician a la mecánica muscular, sobre todo, en capacidad de generar fuerza, velocidad de contracción,

y por supuesto resistencia. En este sentido, tan sólo entraremos a comentar la evidencia de que las fibras musculares lentas no experimentarán, en ningún caso, cambios metabólicos que les confieran la categoría de fibras rápidas, a pesar de que el incremento del área en la sección transversal producido por el entrenamiento sí que mejora la capacidad de generar fuerza, y consecuentemente, permite mejorar en cierta medida los tiempos de reacción en esfuerzos submáximos. Por el contrario, el incremento de la capacidad oxidativa de las fibras musculares rápidas incrementa la resistencia muscular, aun en detrimento de la capacidad de contracción a máxima velocidad. Esto querría decir que las fibras rápidas si sufren cambios metabólicos que las convierten en “más lentas” (Fitts & Widrick, 1996).

III.1.2 Hipótesis

- ✓ Hipótesis nula.

No hay diferencias en cuanto a eficiencia mecánica y seguridad en el gesto de levantamiento manual de cargas entre la población que realiza actividad física de manera habitual, y la que mantiene hábitos de conducta sedentarios.

- ✓ Hipótesis alternativa.

La mecánica del gesto de levantamiento manual de cargas es significativamente más eficiente y segura en la población que practica actividad física de manera habitual, que en la población que mantiene hábitos de conducta sedentarios.

III.2 Objetivos de la Tesis

- Revisar las evidencias existentes en materias como la biomecánica, las ciencias del comportamiento, las ciencias morfológicas, y biológicas, acerca de los riesgos para la salud de la columna lumbar que implican los levantamientos de cargas, en particular para la población sedentaria.
- Revisar y seleccionar los medios descriptivos de los estilos de vida de la muestra, y de su nivel de salud en general, y en particular músculo-esquelética.
- Revisar los métodos y modelos existentes, y diseñar una metodología que permita la valoración del estrés soportado por la columna lumbar durante un gesto habitual como el levantamiento simétrico de cargas, así como otros parámetros de coordinación del gesto que afectan a la eficiencia de la tarea.
- Seleccionar, o diseñar y fabricar, los instrumentos necesarios para implementar el método de valoración anteriormente expuesto.
- Comprobar si existen diferencias significativas entre la población sedentaria, y la población activa físicamente, en parámetros de eficiencia mecánica en un gesto de levantamiento simétrico de cargas.
- En caso de que existan estas diferencias, proponer la práctica de actividad física de manera habitual, como un método válido de prevención de lesiones músculo-esqueléticas, en particular lumbares.

- Iniciar una línea de investigación centrada en la biomecánica ocupacional, que haga uso de la metodología desarrollada por y para esta Tesis.

IV MATERIAL Y MÉTODOS

IV.1 Diseño experimental

Este trabajo se corresponde con el tipo de estudios analíticos y de corte transversal.

El sujeto recibe una breve instrucción sobre el modo de realizar el experimento, y una vez sobre la plataforma, se le invita a que realice el gesto del levantamiento, con la técnica que él escoja libremente (*stop-squat*), sin carga las veces que necesite, siguiendo el ritmo marcado para el ejercicio. Esta dinámica se repite hasta que el sujeto se sienta confiado, y haya integrado la dinámica del gesto.

Tras el periodo de instrucción, instamos al sujeto a realizar una serie de 6 repeticiones. Entre repetición y repetición el sujeto descansará 5 segundos. El ritmo de ejecución estará marcado por la señal auditiva de un metrónomo digital (2" fase de flexión, 2" fase de extensión, 2" fase de descenso de la carga o de retorno, en el caso de los movimientos sin carga). Por último, se considerará nula la repetición en la que el sujeto se vea obligado a levantar los talones del suelo.

Cada repetición del ejercicio consta de dos fases (Commissaris et al., 2001):

1. Levantamiento sin carga: comienza con la bajada del cuerpo hasta la altura de la carga, y acaba de nuevo simulando el gesto de depositar la carga en el banco dispuesto para que descanse (Ilustración 43).
2. Levantamiento con carga: comprende el descenso del cuerpo para coger la carga, y el levantamiento de la carga hasta pegarla al cuerpo a la altura de los muslos (brazos extendidos) (Ilustración 43).

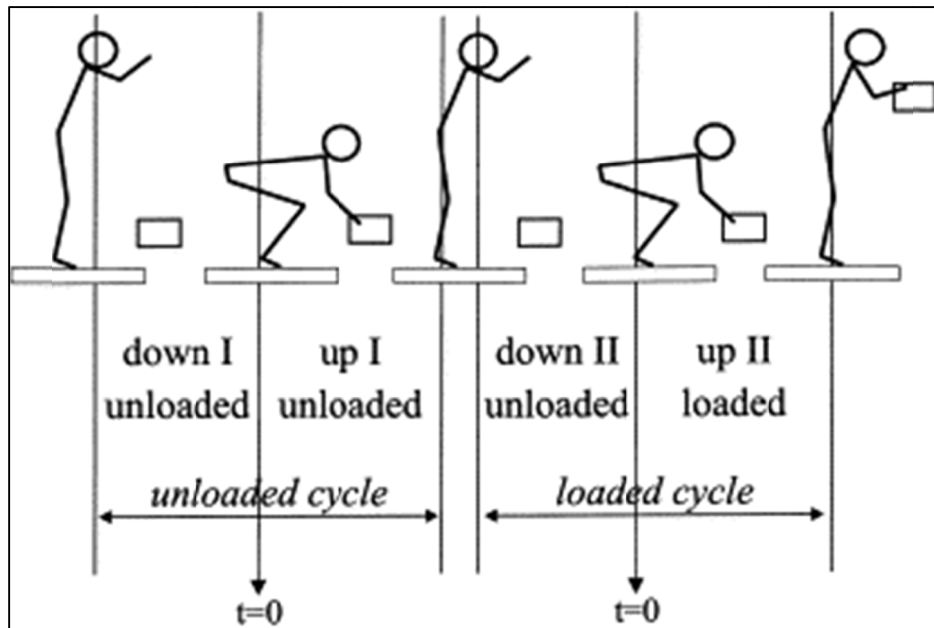


Ilustración 43: Protocolo experimental (Commissaris et al., 2001).

El peso que levantan los sujetos es de 12kg.

La carga descansa sobre un pequeño banco, de modo que su base queda a la altura de la superficie de apoyo del sujeto (plataforma dinamométrica). No obstante el sujeto la recoge del suelo sujetándola por su asa que dista 20 cm de la base.

La distancia horizontal desde el borde anterior del pie del sujeto, hasta el asa de la carga es de 30cm.

IV.2 Características de la muestra.

IV.2.1 Selección de la muestra.

Se seleccionó la muestra de entre los alumnos de sexo masculino de 4º curso de Grado en Ingeniería Mecánica de la Universidad Politécnica de Cartagena.

Los voluntarios fueron convocados a una reunión en la que expusieron, en primer lugar, su interés en participar en el estudio, y a continuación, se les

explicaron los detalles de lo que se requería de su participación. Al finalizar esta reunión, el alumno interesado firmó consentimiento expreso por escrito (incluido en los anexos), y le fue recogida su información de contacto para notificaciones. Los alumnos inscritos recibieron por e-mail toda la información y las escalas psicométricas que debían cumplimentar para participar en el estudio.

El tamaño de la muestra se determinó inicialmente realizando un análisis previo con la herramienta G*Power (Faul, Erdfelder, Lang, & Buchner, 2007).

Si algo se puede afirmar con rotundidad en la biomecánica de los levantamientos es que el incremento en el peso de la carga correlaciona de manera directa con la magnitud y el momento angular sobre las vértebras lumbares, de este modo, nosotros determinamos inicialmente nuestro tamaño del efecto, a partir de las medias, y dispersiones de los momentos angulares de fuerza en L5-S1 calculados en levantamientos con 6.6kg y 11.6kg (van der Burg et al., 2000). En el análisis para la determinación del tamaño muestral se incluyeron como entradas los siguientes valores:

- ✓ Para el error de tipo I, $\alpha=0.05$,
- ✓ una potencia del 95% ó $(1-\beta)=0,95$.
- ✓ Escogemos un tamaño del efecto $d=1.5$

Finalmente, este instrumento arroja un tamaño para cada grupo de la muestra de $n/2=11$ sujetos, lo que supera aquellos tamaños escogidos por los autores de referencia (Bazrgari, Shirazi-Adl, & Arjmand, 2007; Commissaris & Toussaint, 1997; Commissaris et al., 2001; Dolan et al., 1999; Fathallah, Marras, & Parnianpour, 1999; Gallagher et al., 2009; Kevin P. Granata & Orishimo, 2001; K. P. Granata & Marras, 1995, 1995, 2000; Hodder, 2010; Kollmitzer et al., 2002; Lee & Nussbaum, 2013; Marras, Joynt, & King, 1985; Marras & Sommerich,

1991; Meyers & Keir, 2003; Padula, de Oliveira, Barela, Barela, & Coury, 2008; Andre Plamondon et al., 2010; Sparto et al., 1996; van der Burg et al., 2000).

Desafortunadamente no se pudo seleccionar un tamaño muestral ideal, quedando finalmente la muestra constituida por 14 sujetos activos y tan sólo 3 sedentarios (IAFHST \leq 5).

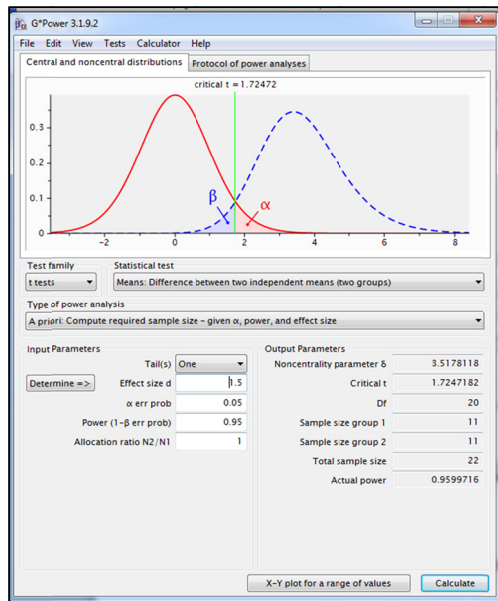


Ilustración 44: Captura de pantalla software para la determinación del Tamaño de la Muestra (Faul et al. 2007).

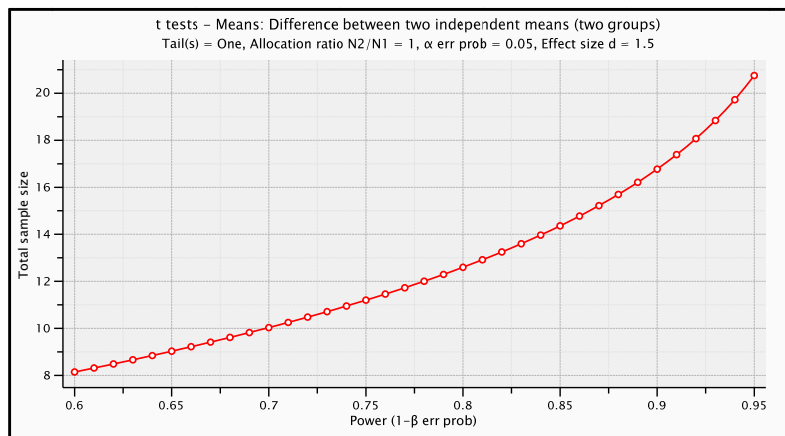


Ilustración 45: Relación entre el tamaño de la muestra y la potencia del estudio, para un tamaño del efecto de 1,5.

IV.2.2 Criterios de inclusión

Sujetos de sexo masculino saludables, pertenecientes al 4º curso del Grado en Ingeniería Mecánica de la UPCT, con edades comprendidas entre los 18 y 22 años, que no padecen o han padecido recientemente (en los últimos 2 meses) lesiones del aparato locomotor, especialmente si se trata de lumbalgias.

IV.2.3 Criterios de exclusión

- ✓ No alumno universitario.
- ✓ Sujeto menor de edad o mayor de 22 años.
- ✓ Reportar abuso de alcohol, tabaco o drogas.
- ✓ Desalineaciones raquídeas importantes.
- ✓ Enfermo de cualquier tipo de patología crónica (valorable de forma específica).
- ✓ Lesiones o patologías del aparato locomotor en los últimos 2 meses, especialmente si se trata de lumbalgias.
- ✓ Falta de consentimiento.

IV.2.4 Características de la muestra seleccionada.

Finalmente nuestra muestra queda constituida por 17 alumnos de sexo masculino y sanos de la Universidad Politécnica de Cartagena con una media de edad de $23,76 \pm 2,07$ años, peso medio de $80,87 \pm 14,36$ kg, estatura media de $1,75 \pm 0,06$ m, e Índice de Masa Corporal (IMC) medio de $26,25 \pm 4,59$ kg/m².

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
Edad	17	22	30	23,76	2,078
Peso	17	63,131683	116,792915	80,87522347	14,36669920
Talla	17	1,6485655	1,8834631	1,756236282	,0654343233
IMC	17	21	36	26,25	4,590
N válido (según lista)	17				

IV.3 Variables a estudio y seguimiento

Para el estudio escogemos como variables independientes aquellas que distinguen a los grupos experimentales: Grupo con Estilo de Vida Sedentario, Grupo con Estilo de Vida Activo.

En cuanto a las variables dependientes:

- Momento angular en la articulación L2-L3.
- Variables angulares de la articulación L2-L3 (flexión de tronco) (ángulo, velocidad angular, aceleración angular).
- Variables angulares de la articulación coxo-femoral (flexión de cadera) (ángulo, velocidad angular, aceleración angular).

IV.4 Recogida de información

IV.4.1 Cuestionarios.

IV.4.1.1 Cuestionario de Actividad Física Habitual de Baecke.

Para la obtención de las variables independientes se empleó el Cuestionario de Actividad Física Habitual de Baecke (Baecke, Burema, & Frijters, 1982; CANTÓ, GARCÍA, MIÑARRO, & VILLALBA, 2015; Casas, García, & Nicolás, 2006), que valora tres dimensiones de las actividades de la vida diaria, y nos ofrece un índice general global (IAFH):

- Dimensión laboral, dimensión cuestionada por algunos autores, sobre todo cuando nos referimos a población en edad escolar (CANTÓ et al., 2015; Casas et al., 2006), o como es nuestro caso, a universitarios. Valora el esfuerzo implícito en nuestra actividad laboral.
- Dimensión deportiva. Evalúa si el sujeto realiza algún tipo de actividad deportiva, cuantifica la intensidad del ejercicio, y el tiempo que se invierte en su práctica. Para computar este índice se tienen en cuenta datos sobre el consumo de la actividad deportiva especificada (Mets).
- Dimensión ocio y tiempo libre. Esta dimensión tiene en cuenta nuestras actividades durante el tiempo de ocio. Tiene en cuenta aspectos como el tiempo que el sujeto ve la televisión, o si pasea o monta en bicicleta.

Para agrupar los datos, de forma que pudieramos efectuar un análisis estadístico ANOVA, seleccionamos un valor de corte de 7,5. Por debajo de esta puntuación, consideramos que los sujetos eran sedentarios (Daussin et al., 2008).

Por otra parte, y dada la controversia existente con la dimensión laboral, también consideramos un índice alternativo que excluye dicha dimensión para su análisis (IAFHST). Para el agrupamiento proponemos el valor promedio entre el máximo índice que podría alcanzarse, y la mínima puntuación posible. De este modo determinamos que por debajo de 5 inclusive, los sujetos son sedentarios.

IV.4.1.2 Cuestionario de salud SF12.

El cuestionario de salud SF-36 (SF-36 Health Survey) es uno de los instrumentos genéricos más utilizados en todo el mundo para la evaluación de la calidad de vida relacionada con la salud (Vilagut et al., 2015).

Aunque el tiempo de administración del SF-36 oscila entre 5 y 10 min, en determinados proyectos en que se administra junto a otros instrumentos, o en contextos con limitaciones importantes de tiempo, puede representar una carga excesiva. La creación de los 2 componentes sumarios del SF-36 ofreció la oportunidad de desarrollar una versión reducida del cuestionario, el SF-12, que era capaz de reproducirlos, y que podía contestarse en un tiempo medio aproximado de 2 min. El SF-12 está formado por un subconjunto de 12 ítems del SF-36, seleccionados mediante regresión múltiple (se seleccionaron uno o 2 ítems de cada una de las dimensiones del SF-36) (Vilagut et al., 2015), a partir de los cuales obtenemos, gracias a una extensión programada en lenguaje SPSS (Alonso & Qualimetric, 1996) una serie de dimensiones.

Nosotros seleccionamos cuatro, que atendiendo a. Rodríguez Vidal y colaboradores (Rodríguez Vidal, Merino Escobar, & Castro Salas, 2009), se definirían como:

- Índice de Salud General (SF12G). Indica la valoración subjetiva de la salud actual
- Índice de Función Física (SF12FF). Indica el grado de Salud que limita las actividades físicas, tales como el auto-cuidado, caminar, inclinarse, realizar esfuerzos, etc.
- Índice de Dolor Corporal (SF12DC). Indica el grado de dolor corporal y su efecto.

- Índice de Salud Mental (SF12SM). Incluye depresión, ansiedad, control de conducta y bienestar.

Para la nuestro estudio, empleamos las normas de referencia para población murciana (Monteagudo Piqueras, Hernando Arizaleta, & Palomar Rodríguez, 2011), que nos ofrecen valores para el percentil 50 de hombres con edades comprendidas entre los 18 y 24 años de:

- SF12G: 44,7
- SF12FF: 56,5
- SF12DC: 57,4
- SF12SM: 58,4

IV.4.2 Estudio biomecánico.

Para obtener las variables dependientes se empleó un modelo bidimensional (plano sagital) de segmentos unidos para la valoración del gesto de levantamiento (de Looze et al., 1992). Para este modelo necesitamos los datos cinemáticos del gesto, los datos inerciales de los segmentos implicados, y la adquisición de las fuerzas de reacción contra el suelo.

IV.4.2.1 Análisis Cinemático del levantamiento manual de cargas por Videofotogrametría 2D

IV.4.2.1.1 Proceso de calibración.

El proceso de calibración comprende dos fases diferentes:

- Calibración de factores intrínsecos o calibración de cámara. Que corresponden al instrumento de captura. Aquí se consideran las deformaciones en los ejes x, e y del plano de la imagen debidos a

la distancia focal, y al factor de forma del sensor de imagen. En la matriz resultante del proceso de calibración intrínseca (14) tenemos los parámetros $\alpha_x=f m_x$, $\alpha_y=f m_y$. f representa la distancia, m_x y m_y son los factores de escala que relacionan píxeles con distancia. El valor γ representa el coeficiente de inclinación entre el eje x y el eje y, y a menudo suele ser 0. Por fin, u_0 y v_0 representan el punto principal de la imagen, que idealmente está en el centro.

$$A = \begin{bmatrix} \alpha_x & \gamma & u_0 \\ 0 & \alpha_y & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

(14)

Para la obtención de esta matriz registramos una secuencia de video en la que se mostraba un tablero de ajedrez moviéndose para ocupar todo el campo visual, y ofreciendo diferentes ángulos de inclinación.

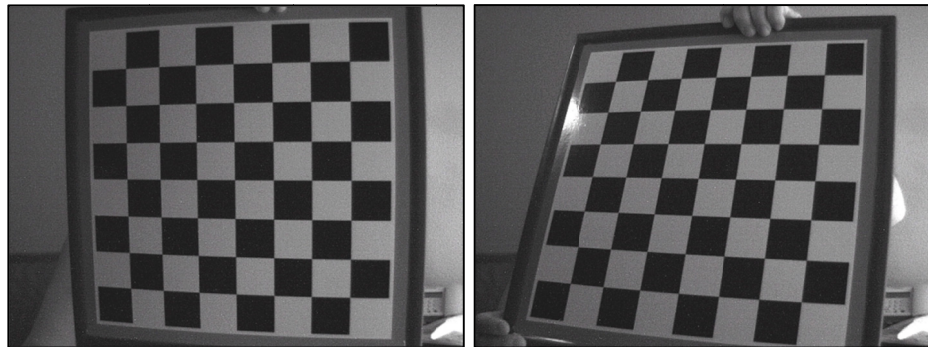


Ilustración 46: Imagenes para la calibración de la cámara empleada para el estudio.

- Calibración de factores extrínsecos. Este proceso consiste, en primer lugar, en transformar la perspectiva con la que se toma la imagen, al plano de referencia que nos interesa. A pesar de que en el diseño experimental se intenta posicionar la cámara de video

para que el plano del sensor de imagen esté perpendicular al plano en el que se desarrollará el experimento (en nuestro estudio la cámara se posiciona a 4m. del sujeto a registrar), realizar esta operación con la precisión necesaria es muy improbable, por esto recurrimos a este proceso de transformación de la perspectiva. Y por último, debemos transformar las coordenadas en píxeles de los puntos obtenidos, a unidades de referencia estándar, en nuestro caso metros.

Para obtener la matriz que nos permitirá transformar las secuencias que capturemos durante el experimento, tanto en perspectiva, como en unidades de referencia, empleamos tres funciones de la librería compatible con Visual Basic.NET, Emgu CV®:

- FindExtrinsicCameraParams2 que nos ofrece la matriz de transformación en perspectiva.
- ProjectPoints, que nos proyecta los puntos de nuestro marco de referencia sobre el plano de imagen o sensor.
- Y finalmente, nuestro proceso de calibración termina con la función FindHomography, que emplea las coordenadas en píxeles de los puntos de nuestro marco de referencia proyectados sobre el plano, para obtener la matriz de homografía, que emplearemos para calcular las coordenadas de los puntos que capturemos en los siguientes procesos.

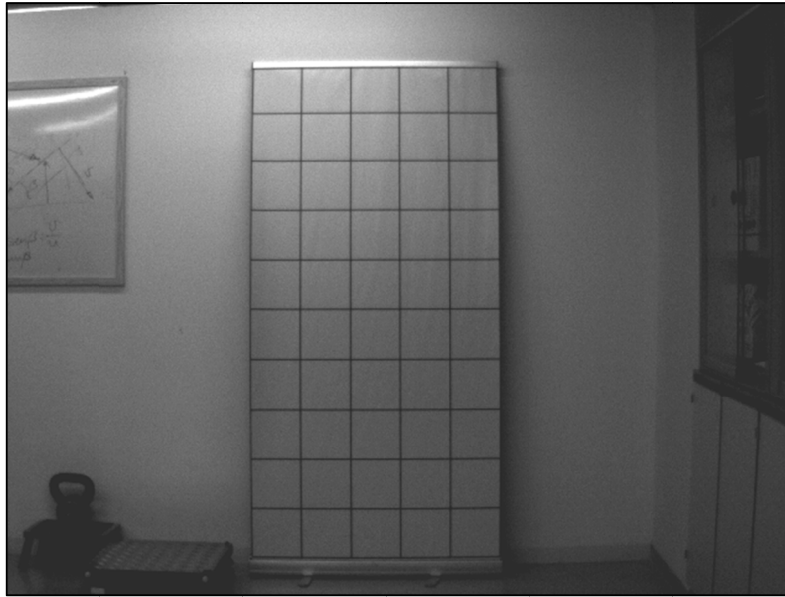


Ilustración 47: Imagen de nuestro marco de referencia (1x2mts, 6x11 vértices)

Una vez hemos obtenido nuestra matriz de homografía, no podemos variar la posición de la cámara con respecto al plano de referencia. Cada vez que se varíe la posición de la cámara se debe realizar de nuevo este proceso.

IV.4.2.1.2 Proceso de captura.

Durante el movimiento descrito anteriormente, se registró la trayectoria de 13 marcadores reflectantes a una velocidad de 80Hz. Para ello se empleó una cámara de la compañía alemana “*The Imaging Source GmbH*”, en concreto el modelo DMK 22BUC03, que cuenta con un sensor monocromo CMOS de 1/3”, y que a una resolución de 640x480(VGA), es capaz de mantener frecuencias de captura de hasta 87fps. La compañía suministra, junto con la cámara, unas librerías que permiten automatizar los procesos de captura con diferentes lenguajes de programación. Para desarrollar el software de captura y procesamiento, y para la mayoría de cuestiones metodológicas a las que atiende a este trabajo, se empleó el lenguaje Visual Basic.NET®, bajo el entorno Visual Studio® 2010 de Microsoft.

10 marcadores se pegaron a la piel del sujeto con cinta adhesiva de doble capa sobre los siguientes puntos anatómicos del lado izquierdo del cuerpo:

- 5ª articulación metatarso-falángica del pie.
- Parte distal del maleolo lateral externo del tobillo.
- Epicóndilo lateral externo de la rodilla.
- Trocánter mayor.
- Proceso espinoso de L3.
- Proceso espinoso de la primera vértebra dorsal.
- Meato auditivo.
- Borde lateral del acromion.
- Epicóndilo lateral del codo.
- Estiloides cubital
- Tercer hueso metacarpiano.

Los 3 marcadores restantes se ubicaron del siguiente modo:

- 1 en la vista lateral del centro de gravedad de la carga para determinar su trayectoria.
- 1 en cada uno de los extremos de la plataforma dinamométrica para referenciar el punto de aplicación de las fuerzas de reacción contra el suelo.

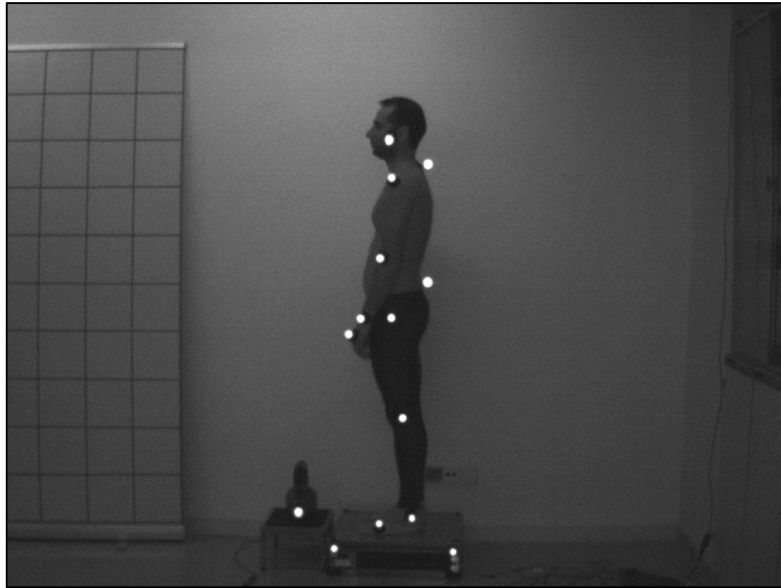


Ilustración 48: Imagen de un sujeto con los marcadores reflectantes, dispuesto a la realización del experimento.

IV.4.2.1.3 Detección de la posición a lo largo del tiempo de los marcadores.

Para obtener la posición de los marcadores, el software localiza los marcadores de forma semiautomática (la posición inicial de cada marcador debe ser introducida manualmente por el usuario en el primer fotograma), fotograma a fotograma, y en toda la secuencia de video que ha sido previamente archivada durante el proceso de captura. La técnica de rastreo semiautomática utiliza la librería emgu CV®, y en concreto el algoritmo de detección del “flujo óptico” de Tomasi y Kanade (Hartley & Zisserman, 2003; Tomasi & Kanade, 1991).

Tras recopilar las coordenadas en píxeles del marcador, el software transforma estas coordenadas a unidades métricas empleando otra función de la librería emgu CV®, basada en el algoritmo de la “homografía” (Hartley & Zisserman, 2003).



Ilustración 49: Imagen del módulo de videofotogrametría.

IV.4.2.2 Registro dinamométrico de las fuerzas de reacción contra el suelo

De forma sincronizada con el registro de video también se procedió a registrar las fuerzas de reacción contra el suelo mediante una plataforma dinamométrica (1x1m) sobre la que se situaban los sujetos. La plataforma se diseñó para el experimento empleando 4 células de carga biaxiales de tipo extensiométrico.

IV.4.2.2.1 Diseño y calibración del instrumento.

La plataforma consta de dos bastidores de acero galvanizado entre los que se sitúan las células de carga orientadas de forma alterna para medir los esfuerzos cortantes en el sentido antero-posterior, y lateral.

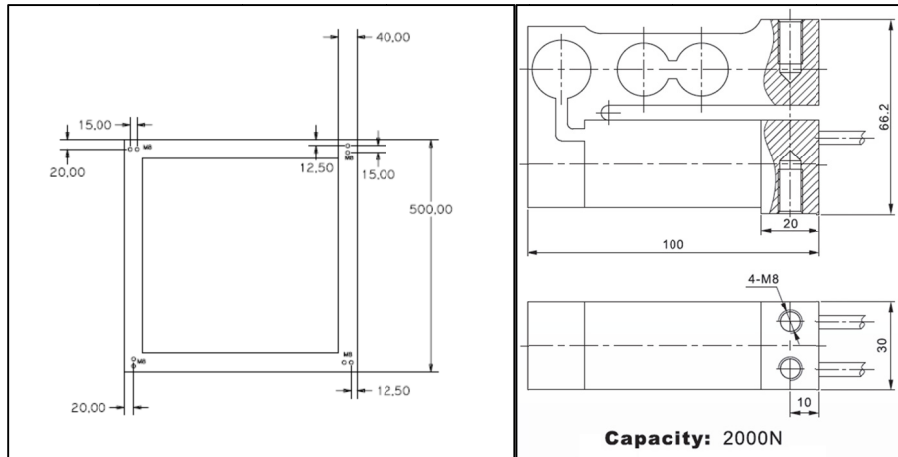


Ilustración 50: Esquema del bastidor de la plataforma dinamométrica, y plano de la célula de carga biaxial.



Ilustración 51: Célula de carga biaxial posicionada entre los dos bastidores.

Sobre el bastidor superior se atornilló una plancha de acero galvanizado de 0,5 mm, que a la postre sirve como base de sustentación del sujeto evaluado.

La señal analógica de las 4 células de carga se amplifica mediante un amplificador instrumental, para posteriormente ser capturada por un conversor analógico digital de 12bit a una frecuencia de 200hz. Tras ser adquirida, la señal se procesa en un PC a través de la aplicación informática desarrollada para este trabajo en lenguaje Visual Basic.NET.

Para el proceso de calibración de los esfuerzos en sentido lateral (x) y antero-posterior(Y), se montaron las células sobre una mesa de trabajo, sujetas

por una mordaza de mecánico, de modo que se pudieran medir los esfuerzos en sentido cortante. Durante este proceso se registraron las lecturas del conversor analógico-digital para convertir la señal en escala de 12 bits (4096 escalones) a una lectura de fuerza en Newtons.

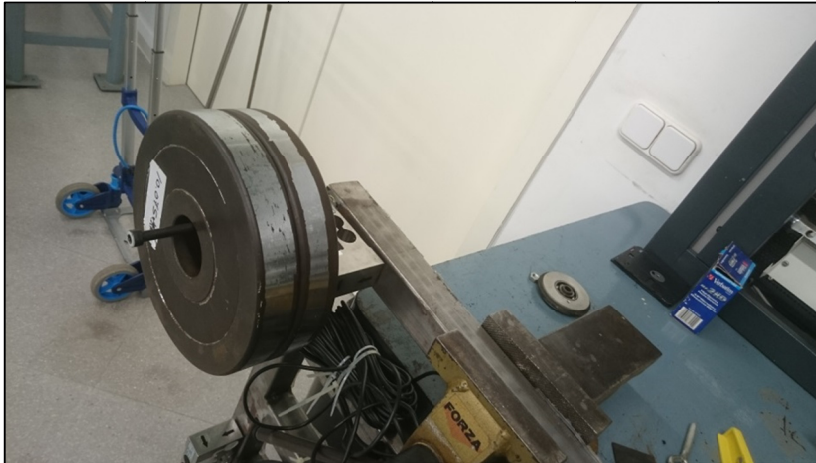


Ilustración 52: Proceso de calibración de la célula para esfuerzos cortantes.

Para realizar la calibración de las células que trabajan a compresión, realizamos el mismo proceso, pero realizando las medidas (con el sucesivo incremento de las cargas) con la plataforma montada definitivamente. De este modo considerábamos ya el peso de tara del instrumento.

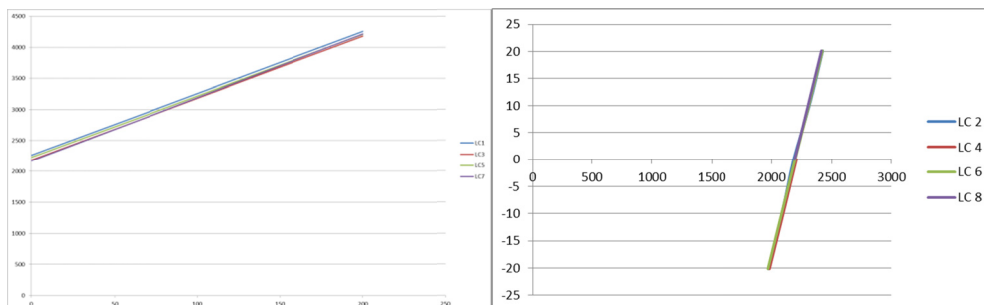


Ilustración 53: Pendientes de calibración de las células de carga bajo compresión y cortante.

Tras el proceso determinamos las pendientes de las rectas que nos permitieron convertir posteriormente los valores a Newtons (N). Las células mostraron una linealidad casi perfecta ($r \approx 0,999$) hasta 30Kg, más allá de estas

magnitudes no pudimos comprobar su comportamiento por no disponer de más pesos calibrados.

IV.4.2.2 Obtención de variables dinámicas.

A partir de los registros de fuerza de las 8 células de carga (4 a compresión, 2 cortantes en el sentido lateral, y 2 cortantes en sentido antero posterior) obtenemos el vector Fuerza de Reacción (F_r) resultante, en sus tres componentes (F_x , F_y , F_z), el momento de fuerza resultante (T_z), y las coordenadas del Centro de Presiones (CPx, CPy) mediante el cálculo de las siguientes ecuaciones (Kwon, 2015):

$$x = \frac{\alpha(F_{14z} - F_{23z}) + \gamma(F_{12x} + F_{34x})}{F_z} \quad (15)$$

$$y = \frac{\beta(F_{12z} - F_{24z}) + \gamma(F_{14y} + F_{23y})}{F_z} \quad (16)$$

$$T_z = \alpha(F_{14y} - F_{23y}) - \beta(F_{12x} - F_{34x}) - x(F_{14y} + F_{23y}) + y(F_{12x} + F_{34x}) \quad (17)$$

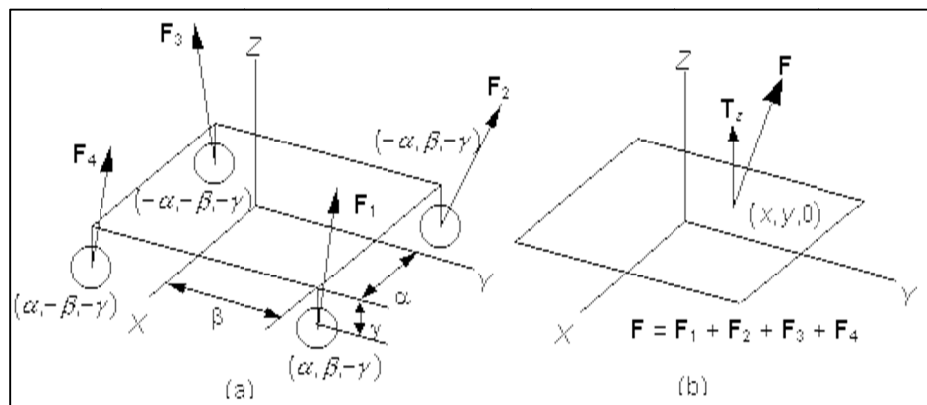


Ilustración 54: Variables para la determinación la Fuerza y el Momento resultantes (Kwon, 2015).

IV.5 Procesamiento y análisis estadístico de los datos.

IV.5.1 Procesamiento de señales: métodos de suavizado.

Inevitablemente, los datos biomecánicos obtenidos de los instrumentos empleados en este trabajo presentan ruido debido entre otros aspectos a los movimientos de la piel, o a los propios instrumentos de medida. Este ruido se incrementa a medida que diferenciamos con respecto del tiempo, de modo que cuando debemos trabajar con la segunda derivada con respecto del tiempo, como cuando determinamos las aceleraciones, debemos someter los datos a algún tipo de proceso para eliminar, o minimizar al máximo este ruido.

Podemos escoger entre diferentes técnicas de suavizado:

- Aproximación polinómica de curvas. Esta técnica consiste en determinar mediante cálculos asistidos por ordenador de la curva polinómica que más se aproxima a un intervalo discreto de nuestros datos.
- Filtros de tipo digital. De entre todos, destacamos el filtro Butterworth, por ser uno de los más básicos, y a la vez de los más empleados en esta materia. Consiste en atenuar la señal por debajo de la frecuencia de corte que determinamos a través de un análisis previo de la frecuencia de la señal, o bien de la escogida por otros autores que trabajaron en investigaciones semejantes. Normalmente se utiliza de forma recursiva para evitar el desfase que provoca. Según Winter (2009), podemos determinar la frecuencia de corte adecuada mediante el siguiente algoritmo (18).

$$Ff_{c,2} = 0,06f_s - 0,000022f_s^2 + 5,95/\varepsilon \quad (18)$$

Donde f_s es la frecuencia de muestreo y ε es el residuo relativo medio entre X_i y \hat{X}_i , que se corresponden con los datos sin filtrar, y filtrados empleando un filtro de cuarto orden sin desfase.

- La tercera técnica más empleada es la aproximación por splines de orden n . Esta técnica comprende la discretización de la señal en pequeños intervalos escogido, para aproximar este intervalo a una función spline. Gianikellis y Dávila (2010) recomiendan el empleo de esta forma de suavizado, más concretamente el suavizado mediante splines quinticos, en el caso de que debamos obtener la segunda derivada de los datos.

En nuestro caso los datos procedentes de la captura fueron suavizados mediante la función `smooth.spline` del software estadístico CRAN (CRAN, 2015), que interactúa con nuestro lenguaje de programación a través de la librería R.NET (CodePlex, 2015). Esta función suaviza los datos mediante splines cúbicos, con un factor de suavizado obtenido automáticamente mediante un método denominado validación cruzada generalizada (*generalized cross-validation*). En cualquier caso, las funciones de derivación de R (Maechler, 2012) (`D1ss` y `D2ss`, para la primera y segunda derivadas respectivamente), nos ofrecen los resultados nuevamente suavizados con el factor de corrección automatizado anteriormente comentado.

IV.5.2 Normalización.

Para facilitar las comparaciones intersujeto, algunas variables fueron normalizadas atendiendo a diferentes criterios:

- Las medidas del Momento Angular Instantáneo sobre L2-L3 fueron obtenidas en Newtons por metro (Nm). Para normalizar los resultados, procedimos a dividir las magnitudes por el peso y la altura del sujeto eliminando las más que posibles influencias de estas dos variables sobre el valor del Momento. De este modo la variable resultante es adimensional.
- Las variables empleadas en el análisis de planos de fase (posiciones angulares y velocidades relativas de las articulaciones lumbar y cadera, y el Momento Angular Lumbar, y su variación con respecto al tiempo) se normalizaron empleando el método z-score (Lindbeck & Kjellberg, 2001; Xu, Hsiang, & Mirka, 2008). De este modo la variable oscila entre +2 y -2 (grados o grados/segundo, en el caso de las posiciones y velocidades angulares, y como hemos dicho, sin dimensión para el Momento Angular Normalizado).

IV.5.3 Promedio de medidas repetidas.

Nuestro registro de datos comprende una serie de tres repeticiones del mismo gesto. Puesto que el movimiento estaba pautado por un metrónomo que emitía una señal acústica (parte del software diseñado para el experimento), no resultó complicado dividir las secuencias de datos en seis series de igual tamaño, descartando finalmente las tres repeticiones en las que no se levantaba peso. Tras este primer paso, se procedió a normalizar cada una de las series de datos en el tiempo. Entendiendo que el instante 0 corresponde al momento en el que la carga supera 5 centímetros desde el punto más bajo, contando desde el inicio del gesto. Una vez normalizadas las tres repeticiones en el tiempo se aplicó una función de CRAN incluida en el paquete “ggplot2” (Wickham, 2009),

que permite estimar el promedio de varias curvas de datos, en concreto la librería “reshape”.

Un ejemplo del resultado obtenido lo podemos apreciar en la siguiente imagen (Ilustración 55):

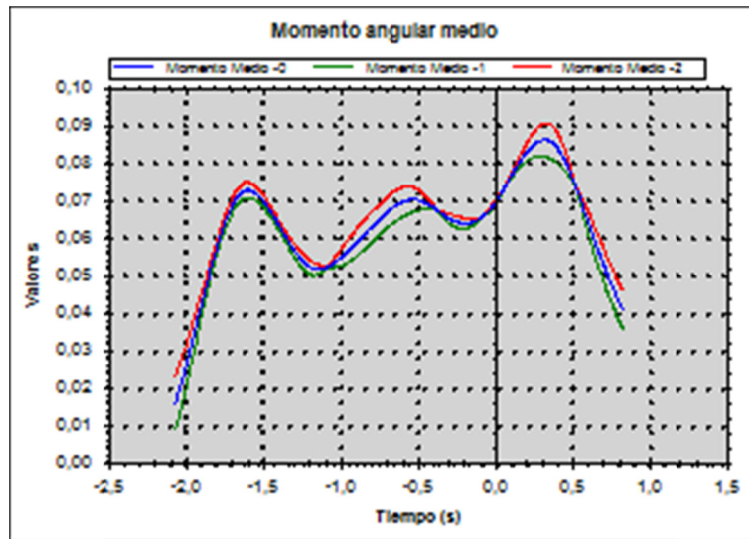


Ilustración 55: Momentos angulares normalizados, medio (azúl), límite superior (rojo), y límite inferior (verde).

IV.5.4 Variables.

A partir de los datos recogidos, y mediante nuestra aplicación informática, se calcularon los siguientes parámetros biomecánicos:

- De entre los datos que obtenemos de nuestra plataforma dinamométrica seleccionamos las posiciones instantáneas del Centro de Presiones (CP). Dado que este estudio emplea un modelo de levantamiento simétrico, y lo aborda desde el plano sagital del movimiento, sólo emplearemos la dimensión anteroposterior de dicho desplazamiento del CP (DCPy). Del mismo modo, derivaremos la posición del CPy con respecto al tiempo para obtener la velocidad instantánea del desplazamiento del CPy (VCPy).

- De los datos que nos ofrece la videofotogrametría,
 - Recopilamos la posición instantánea de los extremos de los segmentos pié, pierna, muslo, y cadera.
 - A partir de las posición de los extremos de cada segmento, obtenemos la posición instantánea de los centros de masas de cada uno de los segmentos (CMs_i), tomando como referencia los datos antropométricos adpatados por de Leva (de Leva, 1996). Conocidas las posiciones de los (CMs_i), procedemos a derivarlas con respecto al tiempo para obtener sus aceleraciones instantáneas (a_i).
 - Calculamos las posiciones angulares instantáneas (relativas al eje horizontal de nuestro sistema de referencia) de las articulaciones tibio-astragalina, tibio-femoral, coxo-femoral, y L2-L3. A partir de sus posiciones angulares se determinarán su aceleración angular instantánea calculando la 2ª derivada de dicha posición con respecto al tiempo. Finalmente se calculan los ángulos instantáneos relativos entre el segmento tronco y el segmento cadera, y entre el segmento cadera y el segmento muslo, y a partir de estas posiciones angulares calculamos las velocidades angulares de las articulaciones Lumbar, y Cadera respectivamente.
- El Momento Angular o Torque (MAL) Instantáneo que actúa sobre el segmento lumbar L2, a lo largo de todo el gesto estudiado. El momento angular se obtiene a partir de los datos cinemáticos capturados, de los datos inerciales de los distintos segmentos (de Leva, 1996) previamente introducidos en nuestra aplicación, y de los datos dinámicos obtenidos de

nuestra plataforma dinamométrica. Para los cálculos empleamos el modelo de segmentos unidos de de Looze (de Looze et al., 1992) anteriormente descrito en las ecuaciones (8),(9), y (10). A partir del Momento Angular Lumbar, se calcula la derivada con respecto al tiempo (Maechler, 2012), para calcular el Ángulo de Fase del Momento Angular respecto de su propia Derivada.

De los tres grandes grupos de variables explicados antes, concretamos para su análisis y comparación las siguientes variables:

- ✓ Máximo momento angular lumbar (MMAL). Esta variable se obtiene de normalizar el MAL, dividiéndolo entre la masa y la altura del sujeto, y seleccionar su valor máximo. Esta variable es adimensional.
- ✓ Rango Angular Lumbar (RL). Definido como el intervalo desde la mínima posición angular del tronco con respecto de la pelvis (extensión= 0°), hasta la máxima posición angular (máxima flexión lumbar respecto de la cadera). La variable se mide en grados.
- ✓ Máxima distancia recorrida por el CP a lo largo del eje antero posterior (MaxDCPy). Ya hemos comentado que podemos obtener los datos del desplazamiento de nuestro CP de la plataforma dinamométrica. De este modo somos capaces de calcular la diferencia entre la posición máxima en el eje anteroposterior, y la posición mínima alcanzada a lo largo de este mismo eje (medida en metros).
- ✓ Máxima velocidad del desplazamiento del Centro de Presiones a lo largo del eje antero-posterior (MaxVCPy). Obtenemos esta variable

de la derivada con respecto del tiempo. Para estos y otros cálculos complejos se empleó la librería R.NET (CodePlex, 2015) compatible con el lenguaje de programación elegido (metros/segundo).

- ✓ Índice de coordinación del Ángulo Fase Relativo Lumbo-Pélvico (IxCFLP). A partir de los Ángulos de Fase Relativos, extraemos el máximo valor y el mínimo valor de ambas fases del gesto de levantamiento (Flexión-Extensión). Y aplicamos un sencillo promedio para ambas fases. El valor de este índice, se obtiene restando al valor promedio de la fase final (levantamiento) el valor promedio de la fase inicial (medidos en grados).

$$\frac{MaxAFLP2 - MinAFLP2}{2} - \frac{MaxAFLP1 - MinAFLP1}{2} \quad (19)$$

- ✓ Índice de coordinación del Ángulo de Fase Relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar (IxCFM). Al igual que el índice anterior, esta variable se obtiene de restar al valor promedio del AFML durante el levantamiento, el valor promedio que corresponde con la fase inicial (grados).

$$\frac{MaxAFML2 - MinAFML2}{2} - \frac{MaxAFML1 - MinAFML1}{2} \quad (20)$$

- ✓ Máximo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la flexión (MaxAFLP1). A partir del cálculo del Ángulo de Fase Relativo (21), obtenemos su valor máximo en el intervalo que comprende el inicio de la flexión, y hasta que nos detenemos (velocidad angular normal=0) antes de alzar la carga (grados).

$$\tan^{-1}\left(\frac{\dot{\theta}_{Lumbar_N}(t)}{\theta_{Lumbar_N}(t)}\right) - \tan^{-1}\left(\frac{\dot{\theta}_{Cadera_N}(t)}{\theta_{Cadera_N}(t)}\right) \quad (21)$$

- ✓ Máximo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la extensión (MaxAFLP2). Esta vez el pico máximo se obtiene del intervalo desde que empieza la extensión lumbar, y hasta el fin del levantamiento de la carga (grados).
- ✓ Máximo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar durante la flexión (MaxAFL1). El pico máximo del Ángulo de Fase Relativo entre el Momento Angular Lumbar, y el Ángulo de Fase Lumbar (22), calculado del intervalo que corresponde con la flexión (grados).

$$\tan^{-1}\left(\frac{Mom\dot{Ang}_N(t)}{MomAng_N(t)}\right) - \tan^{-1}\left(\frac{\dot{\theta}_{Lumbar_N}(t)}{\theta_{Lumbar_N}(t)}\right) \quad (22)$$

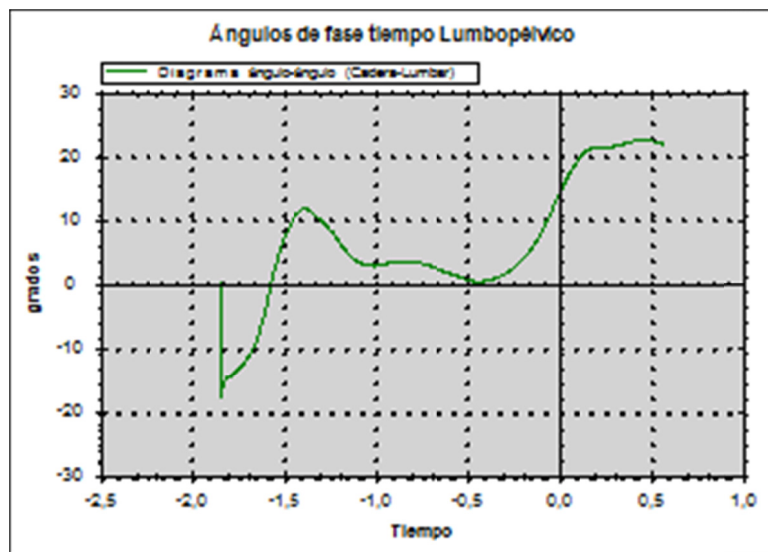


Ilustración 56: Diagrama Ángulo de Fase (tiempo) Lumbo-Pélvico.

- ✓ Máximo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar durante la extensión (MaxAFL2). Pico máximo en la fase de levantamiento (grados).

- ✓ Mínimo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la flexión (MinAFLP1). Mínimo valor del AFLP en la fase de flexión (grados).
- ✓ Mínimo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la extensión (MinAFLP2). Mínimo valor del AFLP en la fase de extensión (grados).
- ✓ Máximo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar (MaxAFML). Máximo valor de los obtenidos para todo el gesto (grados).
- ✓ Mínimo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar (MinAFML). Mínimo valor de los obtenidos para todo el gesto (grados).
- Mínimo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar durante la flexión (MinAFML1). Mínimo valor del AFML durante la fase de flexión (grados).
- Mínimo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar durante la extensión (MinAFML2). Mínimo valor del AFML durante la fase de extensión (grados).

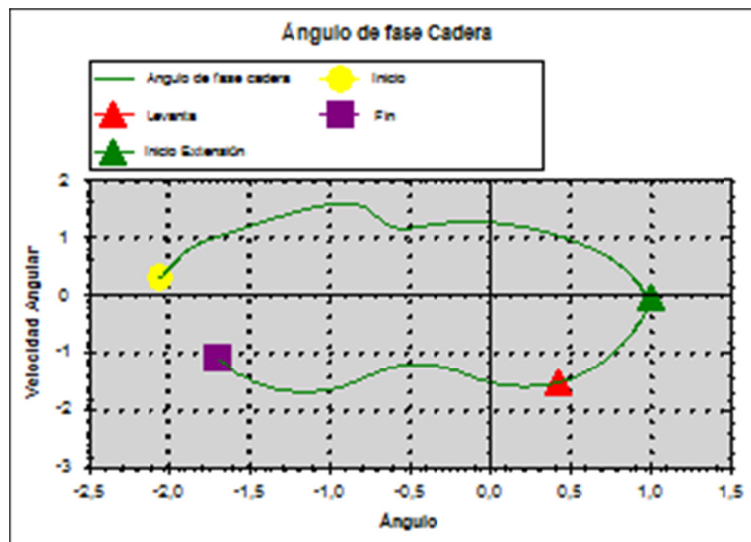


Ilustración 57: Plano de fase del movimiento angular de la cadera.

- Máximo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico (MaxAFLP). Máximo valor para todo el gesto (grados). Mínimo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico (MinAFLP). Mínimo valor para todo el gesto.

IV.5.5 Análisis estadístico de los resultados.

Para comparar el efecto de las variables independientes sobre las variables dependientes seleccionadas, se realizaron análisis de varianza (ANOVA) de un factor contemplando varios factores de forma individual:

- Pertenencia o no al GRUPO SEDENTARIO, para grupos, con IAFH >7,5 (Activos), o con IAFH ≤ 7,5 (Sedentarios).
- Pertenencia o no al GRUPO SEDENTARIOST, para grupos, con IAFHST >5 (Activos), o con IAFHST ≤ 5 (Sedentarios).
- Pertenencia o no al GRUPO SOBREPESO, para grupos con Índice de Masa corporal (IMC) ≥ 25kg/m² (Sobrepeso), o con IMC < 25kg/m² (Normopeso).

Por otro lado, se realizó un análisis ANOVA de un factor para comparar el efecto de la pertenencia o no al GRUPO SEDENTARIOST, sobre las variables

consideradas dependientes pertenecientes a las dimensiones del cuestionario SF12.

Finalmente realizamos un análisis de correlación estadística entre los resultados obtenidos por distintos métodos de medida del Momento Angular que actúa sobre la unión L2-L3.

V RESULTADOS

V.1 Comparación de variables biomecánicas entre sujetos activos (0) y sedentarios (1).

Los resultados nos ofrecen diferencias significativas en la coordinación del gesto de levantamiento manual de cargas entre los sujetos que consideramos activos (IAFHST > 5), y los sujetos sedentarios.

Tabla 9: Estadísticos descriptivos de las variables consideradas (grupo 0: activos; grupo 1: sedentarios IAFHST < 5)

		Descriptivos							
	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo	
					Límite inferior	Límite superior			
MMAL	0	14	07183402729	.0218770822	.0058468961	05920257606	08446547851	.037895203	.101726020
	1	3	06394763433	.0164069745	.0094725711	02319045016	10470481851	.052970280	.082808375
	Total	17	07044231086	.0207875019	.0050417097	05975436360	08113025816	.037895203	.101726020
RL	0	14	48,86636750	8,405802864	2,246545313	44,01300142	53,71973358	35,702015	68,667890
	1	3	53,03928633	14,53827235	8,393675457	16,92421572	89,15435695	39,631104	68,491340
	Total	17	49,60276494	9,301516959	2,255949229	44,82036621	54,38516367	35,702015	68,667890
MaxDCPy	0	14	06142910286	.0187305841	.0050059591	05061438556	07224382015	.014167587	.085644360
	1	3	05676313667	.0218499377	.0126150674	00248488223	11104139110	.031642426	.071356274
	Total	17	06060569706	.0186572363	.0045250444	05101303129	07019836283	.014167587	.085644360
MaxVCPy	0	14	.0000227988	.0000112570	.0000030085	.0000162992	.0000292984	.0000074183	.0000430715
	1	3	.0000134559	.0000074613	.0000043078	-.0000050791	.0000319910	.0000049346	.0000188177
	Total	17	.0000211501	.0000111085	.0000026942	.0000154386	.0000268615	.0000049346	.0000430715
IxCFP	0	14	6,003884171	11,49986515	3,073468243	-6,35940289	12,64370863	-19,5843980	25,5426640
	1	3	-13,96484030	19,42679468	11,21806514	-62,22367360	34,29399300	-36,3648380	-1,7254045
	Total	17	2,479991618	14,70365035	3,566159028	-5,079927804	10,03991104	-36,3648380	25,5426640
IxCFM	0	14	21,89018400	22,97626133	6,140664138	8,62408567	35,15628233	-44,636770	55,688072
	1	3	35,01225533	19,22936409	11,10207853	-12,75613319	82,78064386	22,267115	57,130920
	Total	17	24,20584365	22,39943638	5,432661304	12,68911616	35,72257113	-44,636770	57,130920
MaxAFLP1	0	14	9,869967536	17,47791970	4,671170527	-2,21482861	19,96141793	.0000000	59,9587360
	1	3	38,51804833	28,23927518	16,30395313	-31,63220011	108,6682967	15,3918790	69,9894700
	Total	17	14,92551120	21,78555407	5,283772974	3,724412878	26,12660953	.0000000	69,9894700
MaxAFLP2	0	14	7,463637200	7,537925633	2,014595366	3,111368515	11,81590588	-5,0706700	20,5086860
	1	3	9,522340967	7,171487078	4,140459995	-8,292620535	27,33730246	3,6670773	17,5211800
	Total	17	7,826937865	7,297241128	1,769840938	4,075042681	11,57883304	-5,0706700	20,5086860
MaxAFML1	0	14	2,554739643	3,984579145	1,064923570	.254112139	4,855367147	.0000000	11,9211330
	1	3	2,904311533	2,938747754	1,696686807	-4,395942589	10,20456565	.0000000	5,8763256
	Total	17	2,616428800	3,741437778	.9074319502	.692759000	4,540098600	.0000000	11,9211330
MaxAFML2	0	14	30,81498671	21,55095645	5,759735387	18,37183492	43,25813851	-18,077517	67,394190
	1	3	25,88273167	8,232447927	4,753006026	5,43219731	46,33326602	16,571814	32,197500
	Total	17	29,94458876	19,73799818	4,787167727	19,79624653	40,09293100	-18,077517	67,394190
MinAFLP1	0	14	-23,56187805	15,25056211	4,075884170	-32,38729046	-14,77646564	-50,2994770	.0000000
	1	3	-6,003407833	2,828726655	1,633166095	-13,03035439	1,023538727	-8,9090060	-3,2583940
	Total	17	-20,47979507	15,41702994	3,739178994	-28,40650043	-12,55308970	-50,2994770	.0000000
MinAFLP2	0	14	-9,167779779	6,216692207	1,661480880	-12,75719099	-5,578368562	-18,2599680	2,5311368
	1	3	-4,937381100	6,840236517	3,949212394	-21,92947058	12,05470838	-12,2501080	1,3039107
	Total	17	-8,421238835	6,325575066	1,534177302	-11,67354942	-5,168928242	-18,2599680	2,5311368
MinAFML	0	14	-41,32326914	29,31408888	7,834519800	-58,24872016	-24,39781813	-129,121690	-16,789736
	1	3	-34,51678433	5,529087648	3,192220242	-48,25179947	-20,78176920	-40,845450	-30,623203
	Total	17	-40,12212476	26,63022848	6,458779110	-53,81412483	-26,43012470	-129,121690	-16,789736
MinAFML1	0	14	-44,92100786	19,32135735	5,163849963	-56,07682746	-33,76518825	-74,731350	-20,739481
	1	3	-62,90108400	36,30650963	20,96157310	-153,0914537	27,28928576	-102,571280	-31,324210
	Total	17	-48,09396247	22,75977516	5,520056296	-59,79595907	-36,39196588	-102,571280	-20,739481
MinAFML2	0	14	-29,40088817	30,05949464	8,033737870	-46,75672366	-12,04505268	-129,121690	-5,0079694
	1	3	-15,85499380	10,32114941	5,958918390	-41,49415028	9,784162680	-26,8453460	-6,3679204
	Total	17	-27,01043622	27,85322627	6,755399644	-41,33124372	-12,68962871	-129,121690	-5,0079694
MaxAFML	0	14	30,81498671	21,55095645	5,759735387	18,37183492	43,25813851	-18,077517	67,394190
	1	3	25,88273167	8,232447927	4,753006026	5,43219731	46,33326602	16,571814	32,197500
	Total	17	29,94458876	19,73799818	4,787167727	19,79624653	40,09293100	-18,077517	67,394190
MaxAFLP	0	14	11,91741228	16,10721380	4,304833964	2,617383918	21,21744065	-3,4240406	56,7616460
	1	3	17,17715566	2,540253805	1,466616218	10,86681539	23,48749594	15,0565750	19,9925080
	Total	17	12,84560229	14,69269531	3,563502041	5,291315432	20,39988915	-3,4240406	56,7616460
MinAFLP	0	14	-16,24892095	12,49919406	3,340550128	-23,46574074	-9,032101157	-43,3230400	.2812543
	1	3	-7,625964333	5,381623320	3,107081672	-20,99465777	5,742729108	-12,2501080	-1,7187790
	Total	17	-14,72722272	11,91798364	2,890535612	-20,85488448	-8,599560960	-43,3230400	.2812543

Tabla 10: Análisis ANOVA de las variables consideradas (Sedentarios vs Activos)

ANOVA						
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
MMAL	Inter-grupos	,000	1	,000	,341	,568
	Intra-grupos	,007	15	,000		
	Total	,007	16			
RL	Inter-grupos	43,021	1	43,021	,481	,499
	Intra-grupos	1341,271	15	89,418		
	Total	1384,291	16			
MaxDCPy	Inter-grupos	,000	1	,000	,146	,707
	Intra-grupos	,006	15	,000		
	Total	,006	16			
MaxVCPy	Inter-grupos	,000	1	,000	1,839	,195
	Intra-grupos	,000	15	,000		
	Total	,000	16			
IxCFP	Inter-grupos	985,147	1	985,147	5,973	,027
	Intra-grupos	2474,010	15	164,934		
	Total	3459,157	16			
IxCFM	Inter-grupos	425,408	1	425,408	,839	,374
	Intra-grupos	7602,348	15	506,823		
	Total	8027,756	16			
MaxAFLP1	Inter-grupos	2027,643	1	2027,643	5,464	,034
	Intra-grupos	5566,123	15	371,075		
	Total	7593,766	16			
MaxAFLP2	Inter-grupos	10,471	1	10,471	,187	,672
	Intra-grupos	841,525	15	56,102		
	Total	851,996	16			
MaxAFML1	Inter-grupos	,302	1	,302	,020	,889
	Intra-grupos	223,672	15	14,911		
	Total	223,974	16			
MaxAFML2	Inter-grupos	60,102	1	60,102	,146	,708
	Intra-grupos	6173,315	15	411,554		
	Total	6233,417	16			
MinAFLP1	Inter-grupos	763,418	1	763,418	3,767	,071
	Intra-grupos	3039,539	15	202,636		
	Total	3802,957	16			
MinAFLP2	Inter-grupos	44,214	1	44,214	1,113	,308
	Intra-grupos	595,992	15	39,733		
	Total	640,206	16			
MinAFML	Inter-grupos	114,458	1	114,458	,153	,701
	Intra-grupos	11232,247	15	748,816		
	Total	11346,705	16			
MinAFML1	Inter-grupos	798,700	1	798,700	1,600	,225
	Intra-grupos	7489,418	15	499,295		
	Total	8288,118	16			
MinAFML2	Inter-grupos	453,331	1	453,331	,569	,462
	Intra-grupos	11959,504	15	797,300		
	Total	12412,835	16			
MaxAFML	Inter-grupos	60,102	1	60,102	,146	,708
	Intra-grupos	6173,315	15	411,554		
	Total	6233,417	16			
MaxAFLP	Inter-grupos	68,349	1	68,349	,303	,590
	Intra-grupos	3385,656	15	225,710		
	Total	3454,005	16			
MinAFLP	Inter-grupos	183,702	1	183,702	1,319	,269
	Intra-grupos	2088,912	15	139,261		
	Total	2272,613	16			

V.1.1 Máximo Momento Angular Lumbar (MMAL).

No se encontraron diferencias significativas entre las medias de los grupos considerados.

V.1.2 Rango angular lumbar (RL).

En esta variable tampoco se observaron diferencias significativas.

V.1.3 Máxima distancia recorrida por el Centro de Presiones a lo largo del eje antero-posterior (MaxDCPy).

Con un valor de $p=0,707$, no se puede considerar que se vea influida de forma significativa por el nivel de práctica de actividad física habitual.

V.1.4 Máxima velocidad del desplazamiento del Centro de Presiones a lo largo del eje antero-posterior (MaxVCPy).

El valor de $p=0,195$ no sugiere diferencias entre los grupos.

V.1.5 Índice de coordinación del Ángulo Fase Relativo Lumbo-Pélvico (IxCFLP).

El valor de $p=0,027$ nos permite afirmar que el valor medio de esta variable es significativamente superior en los sujetos activos ($\mu=6,004$), que en los sujetos sedentarios ($\mu = -13,964$).

V.1.6 Índice de coordinación del Ángulo de Fase Relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar (IxCFM).

No se aprecian diferencias significativas.

V.1.7 Máximo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la flexión (MaxAFLP1).

En esta variable encontramos una importante significación ($p=0,034$) que nos permite confirmar la diferencia entre las medias ($\mu=9,869$ activos; $\mu=38,518$ sedentarios).

V.1.8 Máximo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la extensión (MaxAFLP2).

No encontramos diferencias intergrupo significativas.

V.1.9 Máximo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar durante la flexión (MaxAFL1).

No pudimos encontrar diferencias significativas.

V.1.10 Máximo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar durante la extensión (MaxAFL2).

No existen diferencias significativas entre las medias grupales.

V.1.11 Mínimo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la flexión (MinAFLP1).

Aunque la diferencia entre las medias excede la significación del 95% ($p=0,05$), es destacable el valor de $p=0,070$ obtenido para las diferencias en esta variable, que significan un menor valor medio ($\mu=-23,582$) en el grupo activo frente al sedentario ($\mu=-6,003$).

V.1.12 Mínimo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la extensión (MinAFLP2).

Sin diferencias en esta variable.

V.1.13 Máximo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar (MaxAFML).

No apreciamos diferencias en esta variable.

V.1.14 Mínimo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar (MinAFML).

No se encontraron diferencias en esta variable.

V.1.15 Mínimo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar durante la flexión (MinAFML1).

Sin diferencias significativas.

V.1.16 Mínimo Ángulo de Fase relativo Momento Angular Lumbar – Ángulo de Fase Lumbar durante la extensión (MinAFML2).

Tampoco podemos destacar alguna significación.

V.1.17 Máximo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico (MaxAFLP).

No hay diferencia significativa entre las medias de ambos grupos.

V.1.18 Mínimo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico (MinAFLP).

Finalmente, en esta variable tampoco podemos encontrar diferencias significativas.

V.2 Comparación de variables biomecánicas entre sujetos con

(1) y sin sobrepeso (0).

Tabla 11: Estadísticos descriptivos de las variables consideradas (grupo 0: normopeso; grupo 1:sobrepeso IMC $\geq 25\text{kg/m}^2$)

		Descriptivos							
		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
MMAL	0	8	07989992038	,0195065604	,0068966105	06359202773	09620781302	,052970280	,101726020
	1	9	06203554689	,0190353235	,0063451078	04740370192	07666739186	,037895203	,091186434
	Total	17	07044231088	,0207875019	,0050417097	05975436360	08113025816	,037895203	,101726020
RL	0	8	52,71890325	11,27089416	3,984862847	43,29619992	62,14160658	35,978626	68,667890
	1	9	46,83286422	6,598545326	2,199515109	41,76077329	51,90495516	35,702015	53,634903
	Total	17	49,60276494	9,301516959	2,255949229	44,82036621	54,38516367	35,702015	68,667890
MaxDCPy	0	8	06398674750	,0156843491	,0055452548	05087430343	07709919157	,031334110	,081680660
	1	9	05760031889	,0214322920	,0071440973	04112600089	07407463689	,014167587	,085644360
	Total	17	06060569706	,0186572363	,0045250444	05101303129	07019836283	,014167587	,085644360
MaxVCPy	0	8	,0000228577	,0000093287	,0000032981	,0000150587	,0000306567	,0000140136	,0000365875
	1	9	,0000196322	,0000128507	,0000042835	,0000097542	,0000295102	,0000049346	,0000430715
	Total	17	,0000211501	,0000111085	,0000026942	,0000154386	,0000268615	,0000049346	,0000430715
IxCFLP	0	8	10,85156192	8,981169480	3,175322921	3,343116339	18,36000751	-3,8042784	25,5426640
	1	9	-4,961404211	15,14716409	5,049054696	-16,60454522	6,681736798	-36,3648380	6,8678110
	Total	17	2,479991618	14,70365035	3,566159028	-5,079927804	10,03991104	-36,3648380	25,5426640
IxCFM	0	8	21,89597650	7,771661589	2,747697305	15,39870482	28,39324818	12,464211	34,177433
	1	9	26,25905889	30,66826497	10,22275499	2,68534360	49,83277417	-44,636770	57,130920
	Total	17	24,20584365	22,39943638	5,432661304	12,68911616	35,72257113	-44,636770	57,130920
MaxAFLP1	0	8	6,448032938	11,25984386	3,980955975	-2,965432107	15,86149798	,00000000	30,1727960
	1	9	22,46104744	26,50537071	8,835123572	2,087215952	42,83487893	,00000000	69,9894700
	Total	17	14,92551120	21,78555407	5,283772974	3,724412878	26,12660953	,00000000	69,9894700
MaxAFLP2	0	8	9,533080988	5,509361909	1,947853583	4,927139166	14,13902280	2,8677943	17,5211800
	1	9	6,310366200	8,627984030	2,875994676	-,321689417	12,94242181	-5,0706700	20,5086860
	Total	17	7,826937865	7,297241128	1,769840938	4,075042681	11,57883304	-5,0706700	20,5086860
MaxAFML1	0	8	2,682285438	4,428375322	1,565667110	-1,019928981	6,384499856	,00000000	11,9211330
	1	9	2,557889567	3,290794207	1,096931402	,028361217	5,087417917	,00000000	7,6933850
	Total	17	2,616428800	3,741437778	,9074319502	,692759000	4,540098600	,00000000	11,9211330
MaxAFML2	0	8	28,62199537	11,27385465	3,985909540	19,19681701	38,04717374	13,912447	46,101870
	1	9	31,12022733	25,78101385	8,593671286	11,30318581	50,93726886	-18,077517	67,394190
	Total	17	29,94458876	19,73799818	4,787167727	19,79624653	40,09293100	-18,077517	67,394190
MinAFLP1	0	8	-27,98159858	15,93366624	5,633401723	-41,30247692	-14,66072025	-50,2994770	-4,0611587
	1	9	-13,81152527	12,12113913	4,040379712	-23,12865760	-4,494392952	-32,7342300	,00000000
	Total	17	-20,47979507	15,41702994	3,739178994	-28,40650043	-12,55308970	-50,2994770	,00000000
MinAFLP2	0	8	-9,363523400	7,188396017	2,541481785	-15,37317286	-3,353873936	-18,2599680	2,5311368
	1	9	-7,583652556	5,756278952	1,918759650	-12,00832024	-3,158984866	-15,1748320	1,3039107
	Total	17	-8,421238835	6,325575066	1,534177302	-11,67354942	-5,168928242	-18,2599680	2,5311368
MinAFML	0	8	-32,08844850	10,33676963	3,654599951	-40,73020417	-23,44669283	-44,248962	-16,789736
	1	9	-47,26317033	34,68337685	11,56112561	-73,92317382	-20,60316685	-129,121690	-18,570738
	Total	17	-40,12212476	26,63022848	6,458779110	-53,81412483	-26,43012470	-129,121690	-16,789736
MinAFML1	0	8	-40,69324475	17,28731939	6,111990385	-55,14580544	-26,24068406	-73,674310	-20,739481
	1	9	-54,67237822	25,90490543	8,634968477	-74,58465124	-34,76010521	-102,571280	-25,050234
	Total	17	-48,09396247	22,75977516	5,520056296	-59,79595907	-36,39196588	-102,571280	-20,739481
MinAFML2	0	8	-22,84100267	10,64979396	3,765270765	-31,74445324	-13,93755210	-35,9653170	-5,0079694
	1	9	-30,71659937	37,67660817	12,55886939	-59,67740412	-1,755794630	-129,1216900	-6,3679204
	Total	17	-27,01043622	27,85322627	6,755399644	-41,33124372	-12,68962871	-129,1216900	-5,0079694
MaxAFML	0	8	28,62199537	11,27385465	3,985909540	19,19681701	38,04717374	13,912447	46,101870
	1	9	31,12022733	25,78101385	8,593671286	11,30318581	50,93726886	-18,077517	67,394190
	Total	17	29,94458876	19,73799818	4,787167727	19,79624653	40,09293100	-18,077517	67,394190
MaxAFLP	0	8	10,06015798	6,313578439	2,232187064	4,781874322	15,33844165	2,8677943	19,9925080
	1	9	15,32155278	19,55036202	6,516787343	,293814227	30,34929135	-3,4240406	56,7616460
	Total	17	12,84560229	14,69269531	3,563502041	5,291315432	20,39988915	-3,4240406	56,7616460
MinAFLP	0	8	-20,28302882	13,52531560	4,781921192	-31,59047564	-8,975582004	-43,3230400	-4,4791020
	1	9	-9,788728411	8,105860725	2,701953575	-16,01944452	-3,558012293	-26,4027350	,2812543
	Total	17	-14,72722272	11,91798364	2,890535612	-20,85488448	-8,599560960	-43,3230400	,2812543

Tabla 12: Análisis ANOVA de las variables consideradas (Normopeso vs Sobrepeso).

ANOVA						
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
MMAL	Inter-grupos	,001	1	,001	3,645	,076
	Intra-grupos	,006	15	,000		
	Total	,007	16			
RL	Inter-grupos	146,734	1	146,734	1,779	,202
	Intra-grupos	1237,558	15	82,504		
	Total	1384,291	16			
MaxDCPy	Inter-grupos	,000	1	,000	,480	,499
	Intra-grupos	,005	15	,000		
	Total	,006	16			
MaxVCPy	Inter-grupos	,000	1	,000	,342	,567
	Intra-grupos	,000	15	,000		
	Total	,000	16			
IxCFP	Inter-grupos	1059,035	1	1059,035	6,619	,021
	Intra-grupos	2400,122	15	160,008		
	Total	3459,157	16			
IxCFM	Inter-grupos	80,625	1	80,625	,152	,702
	Intra-grupos	7947,131	15	529,809		
	Total	8027,756	16			
MaxAFLP1	Inter-grupos	1086,000	1	1086,000	2,503	,134
	Intra-grupos	6507,766	15	433,851		
	Total	7593,766	16			
MaxAFLP2	Inter-grupos	43,987	1	43,987	,817	,380
	Intra-grupos	808,008	15	53,867		
	Total	851,996	16			
MaxAFML1	Inter-grupos	,066	1	,066	,004	,948
	Intra-grupos	223,908	15	14,927		
	Total	223,974	16			
MaxAFML2	Inter-grupos	26,433	1	26,433	,064	,804
	Intra-grupos	6206,984	15	413,799		
	Total	6233,417	16			
MinAFLP1	Inter-grupos	850,409	1	850,409	4,320	,055
	Intra-grupos	2952,548	15	196,837		
	Total	3802,957	16			
MinAFLP2	Inter-grupos	13,417	1	13,417	,321	,579
	Intra-grupos	626,789	15	41,786		
	Total	640,206	16			
MinAFML	Inter-grupos	975,270	1	975,270	1,411	,253
	Intra-grupos	10371,435	15	691,429		
	Total	11346,705	16			
MinAFML1	Inter-grupos	827,645	1	827,645	1,664	,217
	Intra-grupos	7460,473	15	497,365		
	Total	8288,118	16			
MinAFML2	Inter-grupos	262,694	1	262,694	,324	,577
	Intra-grupos	12150,141	15	810,009		
	Total	12412,835	16			
MaxAFML	Inter-grupos	26,433	1	26,433	,064	,804
	Intra-grupos	6206,984	15	413,799		
	Total	6233,417	16			
MaxAFLP	Inter-grupos	117,243	1	117,243	,527	,479
	Intra-grupos	3336,762	15	222,451		
	Total	3454,005	16			
MinAFLP	Inter-grupos	466,434	1	466,434	3,874	,068
	Intra-grupos	1806,179	15	120,412		
	Total	2272,613	16			

Sin entrar en la enumeración de todas las variables consideradas, destacamos a continuación sólo las diferencias más significativas.

V.2.1 Máximo Momento Angular Lumbar (MMAL).

Destacamos esta variable a pesar de no mostrar un valor de p inferior a 0,05 ($p=0,076$), por ser una variable de referencia en la mayoría de los estudios sobre el tema.

V.2.2 Índice de coordinación del Ángulo Fase Relativo Lumbo-Pélvico (IxCFLP).

Con un valor $p=0,021$ destacamos la significativa diferencia de las medias de los dos grupos ($\mu=10,851$ para los sujetos con normopeso, y $\mu=-4,961$ para los sujetos con sobrepeso).

V.2.3 Mínimo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico durante la flexión (MinAFLP1).

Destacamos el valor de $p=0,055$, muy cercano al nivel de significación necesaria para afirmar que los sujetos con sobrepeso tienen valores medios muy superiores que los sujetos con normopeso ($\mu=-27,891$ normopeso vs $\mu=-13,811$ sobrepeso).

V.2.4 Mínimo Ángulo de Fase relativo Lumbo-Pélvico (MinAFLP).

Igualmente no alcanzamos el nivel de significación del 95%, pero un valor de $p=0,068$ es cuando menos destacable para reseñar la diferencia entre las medias que marcan valores muy inferiores para los sujetos con sobrepeso ($\mu=-20,283$ sujetos con normopeso; $\mu=-9,788$ en sujetos con sobrepeso).

V.3 Comparación de factores de salud del instrumento SF12 entre sujetos activos (0) y sedentarios (1).

Tabla 13: Estadísticos descriptivos de los factores del cuestionario SF12 agrupados en sedentarios (grupo 1)(IAFHST \leq 5) y activos (2) (IAFHST $>$ 5).

Descriptivos									
	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo	
					Límite inferior	Límite superior			
Índice Dolor	0	14	54,5286	4,77715	1,27675	51,7703	57,2868	47,25	57,44
	1	3	43,8533	15,56548	8,98674	5,1865	82,5201	26,87	57,44
	Total	17	52,6447	8,15013	1,97670	48,4543	56,8351	26,87	57,44
Índice Salud Física	0	14	56,4700	,00000	,00000	56,4700	56,4700	56,47	56,47
	1	3	50,7433	9,91888	5,72667	26,1035	75,3832	39,29	56,47
	Total	17	55,4594	4,16676	1,01059	53,3171	57,6018	39,29	56,47
Índice Salud Mental	0	10	48,6930	6,55296	2,07223	44,0053	53,3807	40,16	58,45
	1	3	50,3200	9,31245	5,37654	27,1866	73,4534	40,16	58,45
	Total	13	49,0685	6,86794	1,90483	44,9182	53,2187	40,16	58,45
SF12G	0	14	56,1364	4,26499	1,13987	53,6739	58,5990	44,74	61,99
	1	3	48,3333	6,22384	3,59333	32,8725	63,7942	44,74	55,52
	Total	17	54,7594	5,38733	1,30662	51,9895	57,5293	44,74	61,99

Análisis ANOVA de las variables consideradas (Sedentarios vs Activos).

ANOVA						
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Índice Dolor	Inter-grupos	281,550	1	281,550	5,406	,035
	Intra-grupos	781,243	15	52,083		
	Total	1062,793	16			
Índice Salud Física	Inter-grupos	81,022	1	81,022	6,176	,025
	Intra-grupos	196,768	15	13,118		
	Total	277,790	16			
Índice Salud Mental	Inter-grupos	6,109	1	6,109	,120	,736
	Intra-grupos	559,915	11	50,901		
	Total	566,024	12			
SF12G	Inter-grupos	150,430	1	150,430	7,187	,017
	Intra-grupos	313,944	15	20,930		
	Total	464,373	16			

Hemos encontrado evidencias muy significativas de la relación que existe entre el nivel de actividad física que realizan los sujetos de la muestra, y los índices de Salud General ($p=0,017$; $\mu=56,136$ para activos y $\mu=48,333$ los sedentarios), de Función Física ($p=0,25$; $\mu=56,479$ activos, $\mu=50,743$

sedentarios), y de Dolor Corporal ($p=0,035$; $\mu=54,528$ activos, $\mu=43,853$ sedentarios).

V.4 Comparación de resultados para la determinación de cargas actuantes sobre la columna lumbar entre nuestro método, y otro método que emplea el análisis mediante elementos finitos.

Como podemos observar, existe una elevada correlación entre los datos obtenidos por nuestro método (Mz), y los que se obtuvieron por el método desarrollado por el departamento de Ingeniería Mecánica de la UPCT (MzFinitos).

Correlaciones

		Mz	MzFinitos
Mz	Correlación de Pearson	1	-,950**
	Sig. (bilateral)		,000
	N	27849	9281
MzFinitos	Correlación de Pearson	-,950**	1
	Sig. (bilateral)	,000	
	N	9281	9281

** . La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

VI DISCUSIÓN

Según los resultados obtenidos, podría existir una relación entre la práctica de actividad física habitual, y la eficiencia en el gesto del levantamiento manual de cargas, al menos durante los movimientos de aproximación a la carga, punto en el que según los autores consultados se desarrollan la mayor parte de ajustes que anticipan la perturbación producida por la carga.

Hemos observado que uno de los índices contemplados, el índice de coordinación del ángulo de fase lumbo-pélvico (IxCFLP), presenta valores significativamente ($p=0,027$) más altos en los sujetos activos, frente a los valores medios que reflejan los sujetos sedentarios. Esto explica una mayor participación de la articulación de la cadera a lo largo de todo el gesto del levantamiento. Además, otro de los índices, el Máximo Ángulo de Fase Lumbo-Pélvico durante la flexión (MaxAFLP1), también arroja resultados muy significativos ($p=0,034$) que manifiestan esta mayor implicación de la articulación coxo-femoral, en la fase de flexión de tronco hacia la carga. Finalmente, la última de las variables que contemplamos en este sentido, el Mínimo Ángulo de Fase Lumbo-Pélvico, muestra resultados en el ANOVA muy cercanos al nivel de significación ($p=0,070$), reafirmando una vez más, que los niveles de participación de la articulación coxo-femoral es mayor que la articulación lumbar.

En cuanto a la influencia que puede tener el sobrepeso sobre la eficiencia del gesto, destacamos la existencia de diferencias significativas ($p=0,021$ IxCFLP) o cuasi significativas ($p=0,055$ y $p=0,068$ para MinAFLP1 y MinAFLP respectivamente) que soportarían la idea de esa mayor implicación de la cadera antes y durante el gesto del levantamiento de una carga.

Cualitativamente hablando, las diferencias observadas entre estas dos poblaciones, está de acuerdo con las encontradas por Xu y colaboradores (2007), aunque el método empleado, y por tanto las variables descriptivas difieren. Por tanto, podríamos decir que nuestro estudio complementa los resultados del anterior (Xu, Mirka, & Hsiang, 2008a).

Por otro lado, el método que hemos empleado para determinar las variables dependientes, está basado en los desarrollados en los trabajos de Xu y colaboradores (2008b), y de Lindbeck y Kjellberg (2001), pero mientras que estos últimos no pudieron valorar la realización de los levantamientos efectuados con el método stop, al tener una implicación mínima de la articulación de la rodilla, en nuestro estudio podemos evaluar la eficiencia de cualquier estilo de levantamiento, puesto que la articulación de la cadera, y la articulación L2-L3 siempre estarán implicadas.

A pesar de estos prometedores resultados, asumimos que el diseño experimental puede mejorarse, puesto que en el afán de estandarizar el gesto, incluimos el control del inicio de la fase de levantamiento, mediante una señal auditiva. De este modo, el sujeto mantenía la posición flexionada esperando a la señal. Esta situación cuasi-estática desarrolla efectos difíciles de normalizar para el estudio del ángulo de fase del Momento Angular, lo que explica muy probablemente, que las variables que contemplan el Ángulo de Fase Relativo del Momento Angular, frente al ángulo de Fase de la articulación Lumbar no hayan arrojado en ningún caso resultados significativos. Dentro de las propuestas de futuro, nos planteamos la realización de nuevos estudios para comprobar la realidad de este posible defecto en el diseño experimental.

En cuanto a los resultados obtenidos en la comparación de medias entre los grupos IAFHST, con las variables dependientes del instrumento SF12. Los valores del análisis ANOVA sugieren un efecto positivo del nivel de práctica de actividad física habitual sobre todas las dimensiones estudiadas, salvo en la dimensión de Salud Mental. Sin embargo, las variaciones en los resultados del SF12 de la muestra son escasas, en tanto en cuanto que en los criterios de exclusión del estudio se apuntaban razones de salud, de modo los resultados en este sentido serían poco representativos.

Finalmente, los resultados obtenidos en la comparación de nuestro método, que presenta la ventaja de implicar un reducido coste, tanto en los instrumentos seleccionados y/o diseñados, como en las herramientas (software) para el análisis de los resultados, desarrollado por el autor de este trabajo, frente al método de la UPCT, presentan una fuerte correlación estadística ($r=-0,950$) bilateral, que sostendrían la validez de nuestro método para la valoración de cargas dinámicas sobre la columna.

El presente estudio por tanto aporta un desarrollo metodológico e instrumental, y unas evidencias, que deberían ser tenidos en cuenta en futuros trabajos en el área de la biomecánica ocupacional.

VII CONCLUSIONES

Podemos concluir este trabajo recuperando la que era nuestra hipótesis alternativa, que ha quedado suficientemente demostrada: “la mecánica del gesto de levantamiento manual de cargas es significativamente más eficiente y segura en la población que practica actividad física de manera habitual, que en la población que mantiene hábitos de conducta sedentarios”, por lo que recomendamos que se contemple la práctica habitual de actividad física como un medio de prevención de riesgos ergonómicos en el trabajo.

Por otra parte, en nuestro trabajo se ha desarrollado una metodología, y se han diseñado y fabricado unos instrumentos, atendiendo a criterios de bajo coste, que son muy válidos para la investigación biomecánica, y en concreto para el estudio de las cargas dinámicas que actúan sobre la columna lumbar, con lo que se cumple otro de los objetivos de esta tesis, que no era otro que el iniciar una línea de trabajo e investigación en materia de biomecánica ocupacional.

VIII REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Adams, M. A., & Dolan, P. (2005). Spine biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 38(10), 1972–1983.
<http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.03.028>
- Adams, M., & Dolan, P. (2011). Biomechanics of vertebral compression fractures and clinical application. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 131(12), 1703–1710. <http://doi.org/10.1007/s00402-011-1355-9>
- Agreda, V. S. (1992). *Manual de embriología y anatomía general*. Publicacions de la Universitat de València.
- Alonso, J., & Qualimetric. (1996). *Cuestionario de Salud SF-12 - BiblioPRO*. Retrieved from <http://www.bibliopro.org/buscador/663/cuestionario-de-salud-sf-12>
- Andersson, G. B. (1999). Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet*, 354(9178), 581–585.
[http://doi.org/10.1016/S0140-6736\(99\)01312-4](http://doi.org/10.1016/S0140-6736(99)01312-4)
- Artasona, Mazas, P. (2015) (2015. El Baúl Radiológico: QUISTES SINOVIALES YUXTAFACETARIOS LUMBARES, EN TRM (Yuxta-articular synovial cysts of the Lumbar Spine: MRI findings) ((Yuxta-artikulären synoviale Zysten der Lendenwirbelsäule: MRT-Befunde). Retrieved from <http://www.elbauradiologico.com/2012/03/quistes-sinoviales-yuxtafacetarios.html>
- Aruin, A. S., Shiratori, T., & Latash, M. L. (2001). The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. *Experimental Brain Research*, 138(4), 458–466.

- Baecke, J., Burema, J., & Frijters, J. (1982). A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 36(5), 936–942.
- Bassols, A., Bosch, F., Campillo, M., & Baños, J. E. (2003). [Back pain in the general population of Catalonia (Spain). Prevalence, characteristics and therapeutic behavior]. *Gaceta sanitaria / S.E.S.P.A.S*, 17(2), 97–107.
- Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A., & Arjmand, N. (2007). Analysis of squat and stoop dynamic liftings: muscle forces and internal spinal loads. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 16(5), 687–699. <http://doi.org/10.1007/s00586-006-0240-7>
- Bigaard, J., Tjønneland, A., Thomsen, B. L., Overvad, K., Heitmann, B. L., & Sørensen, T. I. (2003). Waist Circumference, BMI, Smoking, and Mortality in Middle-Aged Men and Women. *Obesity Research*, 11(7), 895–903.
- Blair, S. N., Cheng, Y., & Holder, J. S. (2001). Is physical activity or physical fitness more important in defining health benefits? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6; SUPP), S379–S399.
- Bogduk, N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Elsevier/Churchill Livingstone.
- Bosch, F., & Baños, J. E. (2000). [The economic consequences of pain in Spain]. *Medicina clínica*, 115(16), 638.
- Bouisset, S., & Do, M.-C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiologie Clinique = Clinical Neurophysiology*, 38(6), 345–362. <http://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.10.001>

- BPS. (2005). The British Pain Society - Surveys & reports. Retrieved May 2, 2014, from http://www.britishpainsociety.org/media_surveys.htm
- Brage, S., & Bjerkedal, T. (1996). Musculoskeletal pain and smoking in Norway. *Journal of Epidemiology and Community Health, 50*(2), 166–169.
- Brown, S. H. M., Haumann, M. L., & Potvin, J. R. (2003). The responses of leg and trunk muscles to sudden unloading of the hands: implications for balance and spine stability. *Clinical Biomechanics, 18*(9), 812–820. [http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00167-0](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00167-0)
- Brumagne, S., Janssens, L., Janssens, E., & Goddyn, L. (2008). Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain. *Gait & Posture, 28*(4), 657–662.
- Burton, A. K., Balagué, F., Cardon, G., Eriksen, H. R., Henrotin, Y., Lahad, A., COST B13 Working Group on European Guidelines for Prevention in Low Back Pain. (2005). How to prevent low back pain. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology, 19*(4), 541–555. <http://doi.org/10.1016/j.berh.2005.03.001>
- Byrne, D. P., Mulhall, K. J., & Baker, J. F. (2010). Anatomy & biomechanics of the hip. *Open Sports Medicine Journal, 4*(1), 51–57.
- Cantó, E. G., García, P. L. R., Miñarro, P. Á. L., & Villalba, F. J. L. (2015). Validación de un inventario para la medición de la actividad física habitual en escolares (IAFHE). *Revista Española de Educación Física Y Deportes, 403*, 45–60.
- Cantón, E. (2001). Deporte, salud, bienestar y calidad de vida. *Cuadernos de Psicología Del Deporte, 1*(1), 27–38.

- Carson, R. G. (2006). Changes in muscle coordination with training. *Journal of Applied Physiology*, 101(5), 1506–1513.
<http://doi.org/10.1152/jappphysiol.00544.2006>
- Casas, A. G., García, P. L. R., & Nicolás, A. P. V. (2006). IAFHA: Inventario de actividad física habitual para adolescentes. *Cuadernos de Psicología Del Deporte*, 6(2), 86–99.
- Cavill, N., Kahlmeier, S., & Racioppi, F. (2006). *Physical activity and health in Europe: evidence for action*. World Health Organization.
- CDC. (2001). CDC - NIOSH Publications and Products - National Occupational Research Agenda for Musculoskeletal Disorders (2001-117). Retrieved May 3, 2014, from <http://www.cdc.gov/niosh/docs/2001-117/>
- Chaffin, D. B. (1997). Development of computerized human static strength simulation model for job design.
- Chaffin, D. B., Andersson, G. B. J., & Martin, B. J. (2006). *Occupational Biomechanics*. Wiley.
- Cholewicki, J., Silfies, S. P., Shah, R. A., Greene, H. S., Reeves, N. P., Alvi, K., & Goldberg, B. (2005). Delayed Trunk Muscle Reflex Responses Increase the Risk of Low Back Injuries. *Spine*, 30(23). Retrieved from http://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2005/12010/Delayed_Trunk_Muscle_Reflex_Responses_Increase_the.6.aspx
- Cholewicki, J., Simons, A. P., & Radebold, A. (2000). Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1377–1385.
- Christophy, M., Faruk Senan, N., Lotz, J., & O'Reilly, O. (2012). A Musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanics and Modeling*

in Mechanobiology, 11(1-2), 19–34. <http://doi.org/10.1007/s10237-011-0290-6>

Clinical Gate. (2015.). Retrieved September 22, 2015 from
<http://clinicalgate.com/the-lumbar-muscles-and-their-fasciae/>

CodePlex. (2015). R.NET. Retrieved October 25, 2015, from
<http://r.dotnet.codeplex.com/Wikipage?ProjectName=r.dotnet>

Comín, M., Prat, J., Instituto de Biomecánica de Valencia, & Soler-Gracia, C. (1995). *Biomecánica del raquis y sistemas de reparación*. Instituto de Biomecánica.

Commissaris, D. A. C. M., & Toussaint, H. M. (1997). Anticipatory postural adjustments in a bimanual, whole body lifting task with an object of known weight. *Human Movement Science*, 16(4), 407–431.
[http://doi.org/10.1016/S0167-9457\(97\)00007-9](http://doi.org/10.1016/S0167-9457(97)00007-9)

Commissaris, D. A. C. M., Toussaint, H. M., & Hirschfeld, H. (2001). Anticipatory postural adjustments in a bimanual, whole-body lifting task seem not only aimed at minimising anterior–posterior centre of mass displacements. *Gait & Posture*, 14(1), 44–55.
[http://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00098-4](http://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00098-4)

Connelly, L., Woolf, A., & Brooks, P. (2006). Cost-Effectiveness of Interventions for Musculoskeletal Conditions. In *Disease Control Priorities in Developing Countries* (2nd ed., p. 17). Washington (DC): World Bank.

Cosentino, R. (1985). *Raquis: Semiología, con consideraciones clínicas y terapéuticas*. El Ateneo.

CRAN. (2015). The Comprehensive R Archive Network. Retrieved October 26, 2015, from <https://cran.r-project.org/>

- Daggfeldt, K., & Thorstensson, A. (2003). The mechanics of back-extensor torque production about the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 36(6), 815–825.
- Daussin, F. N., Zoll, J., Dufour, S. P., Ponsot, E., Lonsdorfer-Wolf, E., Doutreleau, S., Richard, R. (2008). Effect of interval versus continuous training on cardiorespiratory and mitochondrial functions: relationship to aerobic performance improvements in sedentary subjects. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 295(1), R264–R272.
- Davis, K. G., & Marras, W. S. (2000). The effects of motion on trunk biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 15(10), 703–717.
[http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00035-8](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00035-8)
- de la Cruz-Sánchez, E., Torres-Bonete, M. D., García-Pallarés, J., Gascón-Cánovas, J. J., Valero-Valenzuela, A., & Pereñíguez-Barranco, J. E. (2012). [Back pain and restricted daily physical activity in the Spanish adult population]. *Anales del sistema sanitario de Navarra*, 35(2), 241–249.
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223–1230.
- de Looze, M. P., Kingma, I., Bussmann, J. B., & Toussaint, H. M. (1992). Validation of a dynamic linked segment model to calculate joint moments in lifting. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 7(3), 161–169.
[http://doi.org/10.1016/0268-0033\(92\)90031-X](http://doi.org/10.1016/0268-0033(92)90031-X)
- DEYO, R. A., & BASS, J. E. (1989). Lifestyle and low-back pain: the influence of smoking and obesity. *Spine*, 14(5), 501–506.

- Deyo, R. A., & Weinstein, J. N. (2001). Low back pain. *The New England Journal of Medicine*, 344(5), 363–370.
<http://doi.org/10.1056/NEJM200102013440508>
- dice, D. (2011). Cuando la curva cambia: Charnelas Vol 1. Retrieved from <https://osteobcn.wordpress.com/2011/11/17/cuando-la-curva-cambia-charnelas-vol-1/>
- Dolan, P., Kingma, I., van Dieen, J., de Looze, M. P., Toussaint, H. M., Baten, C. T., & Adams, M. A. (1999). Dynamic forces acting on the lumbar spine during manual handling. Can they be estimated using electromyographic techniques alone? *Spine*, 24(7), 698–703.
- Duarte, M. (2015). Inverse Dynamics: Gait analysis (two-dimensional). Retrieved October 2, 2015, from <http://nbviewer.ipython.org/github/demotu/BMC/blob/master/notebooks/GaitAnalysis2D.ipynb>
- Ebenbichler, G. R., Oddsson, L. I., Kollmitzer, J., & Erim, Z. (2001). Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(11), 1889–1898.
- Ehrlich, G. E. (2003). Low back pain. *Bulletin of the World Health Organization*, 81(9), 671–676.
- Escolar, J., García, J. E., Muñoz, P. A., & Smith-Ágreda, J. M. (2007). *Anatomía humana: funcional y aplicada* : Escolar. Espaxs.
- Fathallah, F. A., Marras, W. S., & Parnianpour, M. (1999). Regression models for predicting peak and continuous three-dimensional spinal loads during symmetric and asymmetric lifting tasks. *Human Factors*, 41(3), 373–388.

- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., & Buchner, A. (2007). G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, *39*(2), 175–191.
- Feldman, D. E., Rossignol, M., Shrier, I., & Abenhaim, L. (1999). Smoking: a risk factor for development of low back pain in adolescents. *Spine*, *24*(23), 2492.
- Figuroa, P. J., Leite, N. J., & Barros, R. M. (2003). A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, *72*(2), 155–165.
- Fillingim, R. B., King, C. D., Ribeiro-Dasilva, M. C., Rahim-Williams, B., & Riley, J. L., 3rd. (2009). Sex, gender, and pain: a review of recent clinical and experimental findings. *The Journal of Pain: Official Journal of the American Pain Society*, *10*(5), 447–485.
<http://doi.org/10.1016/j.jpain.2008.12.001>
- Fitts, R. H., & Widrick, J. J. (1996). Muscle mechanics: adaptations with exercise-training. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *24*, 427–473.
- Freeman, M. D., Woodham, M. A., & Woodham, A. W. (2010). The role of the lumbar multifidus in chronic low back pain: a review. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, *2*(2), 142–146; quiz 1 p following 167. <http://doi.org/10.1016/j.pmrj.2009.11.006>
- Freivalds, A., Chaffin, D. B., Garg, A., & Lee, K. S. (1984). A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *Journal of Biomechanics*, *17*(4), 251–262.
- Gallagher, S., Kotowski, S., Davis, K. G., Mark, C., Compton, C. S., Huston, R. L., & Connelly, J. (2009). External L5–S1 joint moments when lifting wire

- mesh screen used to prevent rock falls in underground mines. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39(5), 828–834. <http://doi.org/10.1016/j.ergon.2009.01.005>
- Garcés De Los Fayos, E. J. (2004). *Actividad física y hábitos saludables en personas mayores*. Instituto de Migraciones y Servicios Sociales, Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales.
- Gardner-Morse, M., Stokes, I. A., & Laible, J. P. (1995). Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 13(5), 802–808. <http://doi.org/10.1002/jor.1100130521>
- Gazzaniga, M. S., Ivry, R. B., & Mangun, G. R. (2009). *Cognitive Neuroscience: The Biology of the Mind*. W.W. Norton.
- Gianikellis, K., & Dávila, M. G. (2010). Current state of knowledge about data treatment techniques of position-time in the field of the motor system in biomechanics. *European Journal of Human Movement*, 4, 7–25.
- Gómez, A., Garcés De Los Fayos, E., & Martínez, M. (2003). In *Manual de psicología de la salud con niños, adolescentes y familia*. Madrid: Pirámide.
- González Viejo, M. A. (2001). Coste de la compensación por incapacidad temporal por dolor lumbar en España. *TITLEREVISTA*, 35(01), 28–34.
- Granata, K. P., & Marras, W. S. (1995). An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *Journal of Biomechanics*, 28(11), 1309–1317.
- Granata, K. P., & Marras, W. S. (2000). Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. *Spine*, 25(11), 1398–1404.

- Granata, K. P., & Orishimo, K. F. (2001). Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *Journal of Biomechanics*, 34(9), 1117–1123.
[http://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00081-1](http://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00081-1)
- Granata, K. P., Orishimo, K. F., & Sanford, A. H. (2001). Trunk muscle coactivation in preparation for sudden load. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 11(4), 247–254.
- Grondin, D. E., & Potvin, J. R. (2009). Effects of trunk muscle fatigue and load timing on spinal responses during sudden hand loading. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(4), e237–e245.
<http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.05.006>
- Grupo Español de Trabajo del Programa Europeo B13. (2005). *Lumbalgia inespecífica: guía de práctica clínica: versión española de la Guía de práctica clínica del Programa Europeo COST B13*. Fundación Kovacs.
Retrieved from <http://books.google.es/books?id=t-I9QwAACAAJ>
- Haggmark, T., & Thorstensson, A. (1979). Fibre types in human abdominal muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, 107(4), 319–325.
<http://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1979.tb06482.x>
- Hamberg-van Reenen, H. H., Ariëns, G. A., Blatter, B. M., van Mechelen, W., & Bongers, P. M. (2007). A systematic review of the relation between physical capacity and future low back and neck/shoulder pain. *Pain*, 130(1), 93–107.
- Harreby, M., Hesselsøe, G., Kjer, J., & Neergaard, K. (1997). Low back pain and physical exercise in leisure time in 38-year-old men and women: a 25-year

- prospective cohort study of 640 school children. *European Spine Journal*, 6(3), 181–186.
- Hartley, R., & Zisserman, A. (2003). *Multiple view geometry in computer vision*. Cambridge university press.
- Health, D. of. (1999, July 1). The prevalence of back pain in Great Britain in 1998 [Publication]. Retrieved May 2, 2014, from http://webarchive.nationalarchives.gov.uk/+www.dh.gov.uk/en/Publicationandstatistics/Publications/PublicationsStatistics/DH_4006687
- Health US. (2011). Products - Health United States - Tables - 2011 Complete List. Retrieved May 2, 2014, from <http://www.cdc.gov/nchs/hus/contents2012.htm#chartbookfigures>
- Henchoz, Y., & So, A. K.-L. (2008). Exercise and nonspecific low back pain: a literature review. *Joint Bone Spine*, 75(5), 533–539.
- Hestbaek, L., Leboeuf-Yde, C., & Kyvik, K. O. (2006). Are lifestyle-factors in adolescence predictors for adult low back pain? A cross-sectional and prospective study of young twins. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7, 27. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-7-27>
- Hodder, J. N. (2010). Effects of training and experience on patient transfer biomechanics. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(3), 282–288.
- Hof, A. L. (1992). An explicit expression for the moment in multibody systems. *Journal of Biomechanics*, 25(10), 1209–1211.
- Hoogendoorn, W. E., van Poppel, M. N., Bongers, P. M., Koes, B. W., & Bouter, L. M. (2000). Systematic review of psychosocial factors at work and private life as risk factors for back pain. *Spine*, 25(16), 2114–2125.

- Hoy, D., March, L., Brooks, P., Blyth, F., Woolf, A., Bain, C., Buchbinder, R. (2014). The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 73(6), 968–974. <http://doi.org/10.1136/annrheumdis-2013-204428>
- Humbría Mendiola, A., Carmona, L., Peña Sagredo, J. L., & Ortiz, A. (2002). Impacto poblacional del dolor lumbar en España: resultados del estudio EPISER. *TITLEREVISTA*, 29(10), 471–478.
- Iino, Y., & Kojima, T. (2012). Validity of the top-down approach of inverse dynamics analysis in fast and large rotational trunk movements. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(4), 420–430.
- Izzo, R., Guarnieri, G., Guglielmi, G., & Muto, M. (2013). Biomechanics of the spine. Part I: Spinal stability. *Special Section: Imaging of the Peripheral Nervous System*, 82(1), 118–126.
<http://doi.org/10.1016/j.ejrad.2012.07.024>
- Jemmett, R. S., Macdonald, D. A., & Agur, A. M. R. (2004). Anatomical relationships between selected segmental muscles of the lumbar spine in the context of multi-planar segmental motion: a preliminary investigation. *Manual Therapy*, 9(4), 203–210.
<http://doi.org/10.1016/j.math.2004.07.006>
- Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2015). Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: effect of a single training session. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 25(2), 400–405.
<http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.11.002>

- Kapandji, I. A., & Lacomba, M. T. (2004). *Cuadernos de fisiología articular. III, Tronco y raquis*. Editorial Medica Panamericana Sa de.
- Kingma, I., Baten, C. T., Dolan, P., Toussaint, H. M., van Dieën, J. H., de Looze, M. P., & Adams, M. A. (2001). Lumbar loading during lifting: a comparative study of three measurement techniques. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(5), 337–345.
- Kollmitzer, J., Oddsson, L., Ebenbichler, G. R., Giphart, J. E., & DeLuca, C. J. (2002). Postural control during lifting. *Journal of Biomechanics*, 35(5), 585–594. [http://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00238-X](http://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00238-X)
- Kurtz, S. M., & Edidin, A. (2006). *Spine Technology Handbook*. Elsevier Science.
- Kutz, M. (2009). *Biomedical Engineering and Design Handbook, Volume 1: Volume I: Biomedical Engineering Fundamentals*. McGraw-Hill Education.
- Kwon. (2015). Center of Pressure. Retrieved October 26, 2015, from <http://www.kwon3d.com/theory/grf/cop.html>
- Laird, R., Gilbert, J., Kent, P., & Keating, J. (2014). Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1), 1–13. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-15-229>
- Lambeek, L. C., van Tulder, M. W., Swinkels, I. C. S., Koppes, L. L. J., Anema, J. R., & van Mechelen, W. (2011). The Trend in Total Cost of Back Pain in the Netherlands in the Period 2002 to 2007. *Spine*, 36(13). Retrieved from http://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2011/06010/The_Trend_in_Total_Cost_of_Back_Pain_in_the.11.aspx
- Latarjet, M., & Liard, A. R. (2004). *Anatomía humana*. Editorial Médica Panamericana.

- La Torre, M., de Oliveira Melo, M., Pasini, M., Araújo, L. D., Candotti, C. T., & Loss, J. F. (2008). Cálculo das forças internas na coluna lombar pela técnica da dinâmica inversa. *Revista Brasileira de Ciências Do Esporte*, 29(2).
- Lavender, S. A., Marras, W. S., & Miller, R. A. (1993). The development of response strategies in preparation for sudden loading to the torso. *Spine*, 18(14), 2097–2105.
- Leboeuf-Yde, C. (1999). Smoking and low back pain: a systematic literature review of 41 journal articles reporting 47 epidemiologic studies. *Spine*, 24(14), 1463.
- Leboeuf-Yde, C. (2000). Body weight and low back pain: a systematic literature review of 56 journal articles reporting on 65 epidemiologic studies. *Spine*, 25(2), 226.
- Lee, J., & Nussbaum, M. A. (2013). Experienced workers may sacrifice peak torso kinematics/kinetics for enhanced balance/stability during repetitive lifting. *Journal of Biomechanics*, 46(6), 1211–1215. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.01.011>
- Lim, J. K., & Kim, S. M. (2013). Difference of Sagittal Spinopelvic Alignments between Degenerative Spondylolisthesis and Isthmic Spondylolisthesis. *Journal of Korean Neurosurgical Society*, 53(2), 96–101. <http://doi.org/10.3340/jkns.2013.53.2.96>
- Lindbeck, L., & Kjellberg, K. (2001). Gender differences in lifting technique. *Ergonomics*, 44(2), 202–214.
- Linton, S. J., & van Tulder, M. W. (2001). Preventive Interventions for Back and Neck Pain Problems: What is the Evidence? *Spine*, 26(7). Retrieved from

http://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2001/04010/Preventive_Interventions_for_Back_and_Neck_Pain.19.aspx

López Miñarro, P. Á. (2003). Análisis de ejercicios de acondicionamiento muscular en salas de musculación, incidencia sobre el raquis en el plano sagital/Pedro Angel López Miñarro; dirigida por Pedro Luis Rodríguez García, Fernando Santoja Medina.

Luoto, S., Heliövaara, M., Hurri, H., & Alaranta, H. (1995). Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clinical Biomechanics*, 10(6), 323–324. [http://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00002-3](http://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00002-3)

Maechler, M. (2012). sfsmisc: utilities from seminar fuer Statistik ETH Zurich. *R Package Version*, 1–0.

Maigne, R. (1981). [The thoraco-lumbar junction syndrome. Low-back pain, pseudo-visceral pain, pseudo-hip pain and pseudo-pubic pain (author's transl)]. *La semaine des hôpitaux: organe fondé par l'Association d'enseignement médical des hôpitaux de Paris*, 57(11-12), 545–554.

Manek, N. J., & MacGregor, A. J. (2005). Epidemiology of back disorders: prevalence, risk factors, and prognosis. *Current Opinion in Rheumatology*, 17(2), 134–140.

Mannion, A. F. (1999). Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 9(6), 363–377.

Mannion, A. F., & Dolan, P. (1996). The effects of muscle length and force output on the EMG power spectrum of the erector spinae. *Journal of*

Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 6(3), 159–168.

Marras, W. S., Davis, K. G., Heaney, C. A., Maronitis, A. B., & Allread, W. G. (2000). The influence of psychosocial stress, gender, and personality on mechanical loading of the lumbar spine. *Spine*, 25(23), 3045–3054.

Marras, W. S., & Granata, K. P. (1997). The development of an EMG-assisted model to assess spine loading during whole-body free-dynamic lifting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7(4), 259–268.

Marras, W. S., Joynt, R. L., & King, A. I. (1985). The force-velocity relation and intra-abdominal pressure during lifting activities. *Ergonomics*, 28(3), 603–613. <http://doi.org/10.1080/00140138508963174>

Marras, W. S., & Mirka, G. A. (1996). Intra-abdominal pressure during trunk extension motions. *Clinical Biomechanics*, 11(5), 267–274.

Marras, W. S., & Sommerich, C. M. (1991). A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine: II. Model validation. *Human Factors*, 33(2), 139–149.

Mawston, G. A. (2010). Neuromuscular and Postural Responses to Sudden Loading and High Frequency Lifting: Effects of Posture and Fatigue: a Thesis Submitted to Auckland University of Technology in Fulfilment of the Requirements for the Degree of Doctor of Philosophy (PhD), 2010.

Mawston, G. A., & Boocock, M. G. (2012). The effect of lumbar posture on spinal loading and the function of the erector spinae: implications for exercise and vocational rehabilitation. *New Zealand Journal of Physiotherapy*, 40(3), 135.

- McGill, S. M. (1997). The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic. *Journal of Biomechanics*, 30(5), 465–475.
- McGill, S. M. (2003). Enhancing Low-back Health through Stabilization Exercise. *ACE*, 3.
- Meyers, B. M., & Keir, P. J. (2003). Trunk muscle response to lifting unbalanced loads with and without knowledge of centre of mass. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(8), 712–720.
- Mikkelsen, L. O., Nupponen, H., Kaprio, J., Kautiainen, H., Mikkelsen, M., & Kujala, U. M. (2006). Adolescent flexibility, endurance strength, and physical activity as predictors of adult tension neck, low back pain, and knee injury: a 25 year follow up study. *British Journal of Sports Medicine*, 40(2), 107–113.
- Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad. (2014). *Encuesta Nacional de Salud. España 2011/2012*. (Informes monográficos. No. 4). Madrid: Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad.
- Monteagudo Piqueras, O., Hernando Arizaleta, L., & Palomar Rodríguez, J. A. (2011). Normas poblacionales de referencia de la versión española del SF-12V2 para la Región de Murcia. *Gaceta Sanitaria*, 25, 50–61.
- Mörl, F., Wagner, H., & Blickhan, R. (2005). Lumbar spine intersegmental motion analysis during lifting. *Special Issue in Pathophysiology Pathophysiology of Back Pain*, 12(4), 295–302. <http://doi.org/10.1016/j.pathophys.2005.09.003>
- Myers, J., Kaykha, A., George, S., Abella, J., Zaheer, N., Lear, S., Froelicher, V. (2004). Fitness versus physical activity patterns in predicting mortality in men. *The American Journal of Medicine*, 117(12), 912–918.

- Natvig, B., Nessiøy, I., Bruusgaard, D., & Rutle, O. (1994). [Musculoskeletal complaints in a population. Occurrence and localization]. *Tidsskrift for den Norske lægeforening: tidsskrift for praktisk medicin, ny række*, 114(3), 323–327.
- Negasheva, M., Lapshina, N., Okushko, R., & Godina, E. (2014). Biological age and tempos of aging in women over 60 in connection with their morphofunctional characteristics. *Journal of Physiological Anthropology*, 33(1), 12.
- Nelson-Wong, E., Alex, B., Csepe, D., Lancaster, D., & Callaghan, J. P. (2012). Altered muscle recruitment during extension from trunk flexion in low back pain developers. *Clinical Biomechanics*, 27(10), 994–998.
- Nordin, M., Frankel, V. H., & Forssen, K. (2004). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. McGraw-Hill Interamericana de España.
- Oña Sicilia, A., & Cárdenas Vélez, D. (1994). *Comportamiento motor: bases psicológicas del movimiento humano*. Universidad de Granada.
- OpenSim. (2015). OpenSim - Home. Retrieved October 2, 2015, from <http://opensim.stanford.edu/>
- O’Sullivan, P. (2005). Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Manual Therapy*, 10(4), 242–255. <http://doi.org/10.1016/j.math.2005.07.001>
- Padula, R. S., de Oliveira, A. B., Barela, A. M., Barela, J. Â., & Coury, H. J. C. G. (2008). Are the anticipatory trunk movements occurring during load-carrying activities protective or risky? *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38(3–4), 298–306.

<http://doi.org/10.1016/j.ergon.2007.10.020>

Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162–176.

<http://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>

Panjabi, M. M. (1992a). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383–389; discussion 397.

Panjabi, M. M. (1992b). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 390–396; discussion 397.

Pedersen, M. T., Essendrop, M., Skotte, J. H., Jørgensen, K., & Fallentin, N. (2004). Training can modify back muscle response to sudden trunk loading. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 13(6), 548–552.
<http://doi.org/10.1007/s00586-004-0679-3>

Plamondon, A., Delisle, A., Bellefeuille, S., Denis, D., Gagnon, D., & Lariviere, C. (2014). Lifting strategies of expert and novice workers during a repetitive palletizing task. *Applied Ergonomics*, 45(3), 471–481.
<http://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.06.008>

Plamondon, A., Denis, D., Delisle, A., Lariviere, C., Salazar, E., & IRSST MMH research group. (2010). Biomechanical differences between expert and novice workers in a manual material handling task. *Ergonomics*, 53(10), 1239–1253. <http://doi.org/10.1080/00140139.2010.513746>

- Porrero, J. A. G., Hurlé, J. M., & Alonso, J. G. P. (2005). *Anatomía humana*. McGraw-Hill Interamericana de España S.L.
- Power, C., Frank, J., Hertzman, C., Schierhout, G., & Li, L. (2001). Predictors of low back pain onset in a prospective British study. *American Journal of Public Health, 91*(10), 1671–1678.
- Powers, C. M., Kulig, K., Harrison, J., & Bergman, G. (2003). Segmental mobility of the lumbar spine during a posterior to anterior mobilization: assessment using dynamic MRI. *Clinical Biomechanics, 18*(1), 80–83. [http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00174-2](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00174-2)
- Pró, E. A. (2012). *Anatomía clínica / Clinical Anatomy*. Editorial Medica Panamericana Sa de.
- QuickStats. (2009). QuickStats: Percentage of Adults Who Had Migraines or Severe Headaches, Pain in the Neck, Lower Back, or Face/Jaw,* by Sex -- - National Health Interview Survey, 2009†. Retrieved May 2, 2014, from <http://www.cdc.gov/mmwr/preview/mmwrhtml/mm5947a6.htm>
- Rodríguez Vidal, M., Merino Escobar, M., & Castro Salas, M. (2009). Valoración psicométrica de los componentes físicos (CSF) y mentales (CSM) del SF-36 en pacientes insuficientes renales crónicos en tratamiento con hemodiálisis. *Ciencia Y Enfermería, 15*(1), 75–88.
- Schmitz, C., Martin, N., & Assaiante, C. (2002). Building anticipatory postural adjustment during childhood: a kinematic and electromyographic analysis of unloading in children from 4 to 8 years of age. *Experimental Brain Research, 142*(3), 354–364. <http://doi.org/10.1007/s00221-001-0910-y>
- Searle, A., Spink, M., Ho, A., & Chuter, V. (2015). Exercise interventions for the treatment of chronic low back pain: A systematic review and meta-analysis

- of randomised controlled trials. *Clinical Rehabilitation*, 0269215515570379.
- SER. (2008). Sociedad Española de Reumatología: SER. Retrieved May 5, 2014, from http://www.ser.es/investigacion/Informes_Estadisticos.php?lugar=&enfermedad=5
- Serhan, H. A., Varnavas, G., Dooris, A. P., Patwadhan, A., & Tzermiadianos, M. (2007). Biomechanics of the posterior lumbar articulating elements. *Neurosurgical Focus*, 22(1), E1. <http://doi.org/10.3171/foc.2007.22.1.1>
- Shaw, W. S., Linton, S. J., & Pransky, G. (2006). Reducing sickness absence from work due to low back pain: how well do intervention strategies match modifiable risk factors? *Journal of Occupational Rehabilitation*, 16(4), 591–605. <http://doi.org/10.1007/s10926-006-9061-0>
- Shiri, R., Karppinen, J., Leino-Arjas, P., Solovieva, S., & Viikari-Juntura, E. (2010a). The association between obesity and low back pain: a meta-analysis. *American Journal of Epidemiology*, 171(2), 135–154.
- Shiri, R., Karppinen, J., Leino-Arjas, P., Solovieva, S., & Viikari-Juntura, E. (2010b). The association between smoking and low back pain: a meta-analysis. *The American Journal of Medicine*, 123(1), 87–e7.
- Simtk (2015). Musculoskeletal Model of the Lumbar Spine: Overview. Retrieved October 2, 2015, from <https://simtk.org/home/lumbar spine>
- Sirca, A., & Kostevc, V. (1985). The fibre type composition of thoracic and lumbar paravertebral muscles in man. *Journal of Anatomy*, 141, 131–137.

- Sjolie, A. N. (2004). Associations between activities and low back pain in adolescents. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 14(6), 352–359.
- Smith-Agreda, V., & Ferres-Torres, E. (2004). *FASCIAS. Principios de anatomofisio-patología*. Paidotribo.
- Smith-Fernández, V. M., & Huzman, M. J. M. (2003). *Atlas de los sistemas neuromusculares: con funciones musculares estáticas y dinámicas*. Espaxs.
- Sparto, P. J., Parnianpour, M., Reinsel, T. E., & Simon, S. R. (1996). The adaptations to fatigue during a repetitive lifting test. In *Biomedical Engineering Conference, 1996., Proceedings of the 1996 Fifteenth Southern* (pp. 195–196). <http://doi.org/10.1109/SBEC.1996.493147>
- Standaert, C. J., Weinstein, S. M., & Rumpeltes, J. (2008). Evidence-informed management of chronic low back pain with lumbar stabilization exercises. *The Spine Journal*, 8(1), 114–120.
- Steffens, D., Maher, C. G., Ferreira, M. L., Hancock, M. J., Glass, T., & Latimer, J. (2014). Clinicians' views on factors that trigger a sudden onset of low back pain. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 23(3), 512–519. <http://doi.org/10.1007/s00586-013-3120-y>
- Stewart, T., & Hall, R. (2006). (iv) Basic biomechanics of human joints: Hips, knees and the spine. *Current Orthopaedics*, 20(1), 23–31.
- Stokes, I. A. F., Gardner-Morse, M. G., & Henry, S. M. (2010). Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading

- mechanism. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(9), 859–866.
<http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.06.018>
- Takala, E.-P., & Viikari-Juntura, E. (2000). Do functional tests predict low back pain? *Spine*, 25(16), 2126–2132.
- Teyhen, D. S., Childs, J. D., Stokes, M. J., Wright, A. C., Dugan, J. L., & George, S. Z. (2012). Abdominal and lumbar multifidus muscle size and symmetry at rest and during contracted States. Normative reference ranges. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 31(7), 1099–1110.
- Thorbjörnsson, C. B., Alfredsson, L., Fredriksson, K., Michélsen, H., Punnett, L., Vingård, E., ... Kilbom, Å. (2000). Physical and Psychosocial Factors Related to Low Back Pain During a 24-Year Period: A Nested Case–Control Analysis. *Spine*, 25(3). Retrieved from
http://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2000/02010/Physical_and_Psychosocial_Factors_Related_to_Low.19.aspx
- Tomasi, C., & Kanade, T. (1991). *Detection and tracking of point features*. School of Computer Science, Carnegie Mellon Univ. Pittsburgh.
- Troiano, R., Frongillo Jr, E., Sobal, J., & Levitsky, D. (1996). The relationship between body weight and mortality: a quantitative analysis of combined information from existing studies. *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders: Journal of the International Association for the Study of Obesity*, 20(1), 63–75.
- Tsao, H., & Hodges, P. (2007). Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Experimental Brain Research*, 181(4), 537–546. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-0950-z>

- Tsao, H., & Hodges, P. W. (2008). Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(4), 559–567. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.10.012>
- Valcárcel García, A. (2012). Fundamentos anatómicos de la columna vertebral en imágenes diagnósticas, (masters), 91.
- van der Burg, J. C., van Dieën, J. H., & Toussaint, H. M. (2000). Lifting an unexpectedly heavy object: the effects on low-back loading and balance loss. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 15(7), 469–477.
- van Tulder, M., Koes, B., & Bombardier, C. (2002). Low back pain. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 16(5), 761–775.
- Vera-Garcia, F. J., Elvira, J. L. L., Brown, S. H. M., & McGill, S. M. (2007). Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 17(5), 556–567. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.07.004>
- Vilagut, G., María Valderas, J., Ferrer, M., Garin, O., López-García, E., & Alonsoab, J. (2015). Interpretación de los cuestionarios de salud SF-36 y SF-12 en España: componentes físico y mental. *Medicina Clínica*, 145(09), 726–735. <http://doi.org/10.1157/13121076>
- Visscher, T., Seidell, J., Molarius, A., van der Kuip, D., Hofman, A., & Witteman, J. (2001). A comparison of body mass index, waist-hip ratio and waist circumference as predictors of all-cause mortality among the elderly: the Rotterdam study. *International Journal of Obesity and Related Metabolic*

- Disorders: Journal of the International Association for the Study of Obesity*, 25(11), 1730–1735.
- Voegeli, A. V. (2001). *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Springer.
- Warburton, D. E., Nicol, C. W., & Bredin, S. S. (2006). Health benefits of physical activity: the evidence. *Canadian Medical Association Journal*, 174(6), 801–809.
- Webster, B. S., & Snook, S. H. (1990). The Cost of Compensable Low Back Pain. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 32(1). Retrieved from http://journals.lww.com/joem/Fulltext/1990/01000/The_Cost_of_Compensable_Low_Back_Pain.7.aspx
- Wheeler, A. H., & Stubbart, J. (2002). Pathophysiology of chronic back pain. *eMedicine Journal* (<http://www.Emedicine.com/neuro/topic516.Htm>).
- White, A. A., & Panjabi, M. M. A. (1990). *Clinical Biomechanics of the Spine*. Lippincott Williams & Wilkins.
- WHO. (2014). WHO | Metrics: Disability-Adjusted Life Year (DALY). Retrieved May 4, 2014, from http://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/metrics_daly/en/
- Who, J., & Consultation, F. E. (2003). Diet, nutrition and the prevention of chronic diseases. *World Health Organ Tech Rep Ser*, 916(i-viii).
- Wickham, H. (2009). Manipulating data. In *ggplot2* (pp. 157–175). Springer.
- Wikipedia. (2014, May 9). Wolff's law. In *Wikipedia, the free encyclopedia*. Retrieved from

http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Wolff%27s_law&oldid=60775178

8

- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.
- Witherington, D. C., von Hofsten, C., Rosander, K., Robinette, A., Woollacott, M. H., & Bertenthal, B. I. (2002). The Development of Anticipatory Postural Adjustments in Infancy. *Infancy*, 3(4), 495–517.
http://doi.org/10.1207/S15327078IN0304_05
- Wolf, A. D., & Pfleger, B. (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the World Health Organization*, 81(9), 646–656.
- Xu, X., Hsiang, S. M., & Mirka, G. A. (2008). Coordination indices between lifting kinematics and kinetics. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38(11), 1062–1066.
- Xu, X., Mirka, G. A., & Hsiang, S. M. (2008). The effects of obesity on lifting performance. *Applied Ergonomics*, 39(1), 93–98.
- Zambrano, L., Lammardo, A., & Miller-Karger, C. (2013). Modelo numérico del anillo fibroso: Revisión del estado del arte. *Revista de La Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela*, 28, 117–130.
- Zimmermann-Stenzel, M., Mannuss, J., Schneider, S., & Schiltenswolf, M. (2008). Smoking and chronic back pain: analyses of the German Telephone Health Survey 2003. *Deutsches Ärzteblatt International*, 105(24), 441–448.
<http://doi.org/10.3238/arztebl.2008.0441>

IX ANEXOS

IX.1 Cuestionario de Actividad Física Habitual de Baecke.

Cuestionario de Actividad Física Habitual de Baecke

Muchas gracias por participar en este trabajo de investigación. Responda con sinceridad a las preguntas que se le formulan. Los datos de carácter personal sólo se emplearán como medio de contacto para continuar con el proceso de la investigación.

* Required

Datos Personales

1. **Nombre y Apellidos ***

.....

2. **email ***

Requerido para contactar para el experimento.

.....

3. **Sexo ***

Mark only one oval.

Femenino

Masculino

4. **Fecha de nacimiento ***

.....
Example: December 15, 2012

5. **Estatura (en cm) ***

.....

6. **Peso (en kg) ***

No introducir decimales

.....

Valoración de la Actividad Física durante tu Actividad Laboral

7. ¿Cómo es tu actividad laboral? *

La actividad laboral sería: (1) ligera, incluyendo conducir, ir de compras, estudiar, dar clases, el trabajo doméstico, algunas prácticas médicas y otras ocupaciones que requieren una educación universitaria; (2) moderada, incluyendo el trabajo en fábricas, fontanería, carpintería y el trabajo de granja; (3) intensa, incluyendo el trabajo en la construcción y el de deportista profesional

Mark only one oval.

- ligera
- moderada
- intensa

8. En el trabajo estoy sentado *

Mark only one oval.

- nunca
- rara vez
- a veces
- a menudo
- siempre

9. En el trabajo estoy de pie *

Mark only one oval.

- nunca
- rara vez
- a veces
- a menudo
- siempre

10. En el trabajo camino *

Mark only one oval.

- nunca
- rara vez
- a veces
- a menudo
- siempre

11. En el trabajo levanto pesos pesados *

Mark only one oval.

- nunca
- rara vez
- a veces
- a menudo
- siempre

12. Después de trabajar estoy cansado *

Mark only one oval.

- muy a menudo
- a menudo
- a veces
- rara vez
- nunca

13. En el trabajo sudo *

Mark only one oval.

- muy a menudo
- a menudo
- a veces
- rara vez
- nunca

14. Comparándome con otros de mi edad creo que mi trabajo es físicamente *

Mark only one oval.

- mucho más pesado
- más pesado
- tan pesado
- más ligero
- mucho más ligero

Valoración de la Actividad Deportiva

15. ¿Practicas deporte? *

Si practicas o has practicado algún deporte en los últimos 12 meses

Mark only one oval.

- si
- no *Skip to question 22.*

Untitled Page

Sobre el Deporte que practico más a menudo

16. **¿Con que intensidad practico deporte habitualmente? ***

La intensidad del deporte se divide en tres niveles: (1) nivel bajo (jugar al billar, navegar, jugar a los bolos, jugar al golf, etc); (2) nivel intermedio (bádminton, ciclismo, baile, natación, tenis); (3) alto nivel (boxeo, baloncesto, rugby, futbol,...)

Mark only one oval.

- baja intensidad
- intensidad media
- alta intensidad

17. **¿Cuántas horas practicas a la semana? ***

Mark only one oval.

- menos de 1 hora
- entre 1-2 horas
- entre 2-3 horas
- entre 3-4 horas
- más de 4 horas

18. **¿Cuántos meses practicas al año? ***

Mark only one oval.

- menos de 1 mes
- entre 1 y 3 meses
- entre 4 y 6 meses
- entre 7 y 9 meses
- más de 9 meses

Sobre un Segundo Deporte

19. **¿Con que intensidad practico deporte habitualmente? ***

La intensidad del deporte se divide en tres niveles: (1) nivel bajo (jugar al billar, navegar, jugar a los bolos, jugar al golf, etc); (2) nivel intermedio (bádminton, ciclismo, baile, natación, tenis); (3) alto nivel (boxeo, baloncesto, rugby, futbol,...)

Mark only one oval.

- baja intensidad
- intensidad media
- alta intensidad

20. **¿Cuántas horas practicas a la semana? ***

Mark only one oval.

- menos de 1 hora
- entre 1-2 horas
- entre 2-3 horas
- entre 3-4 horas
- más de 4 horas

21. **¿Cuántos meses practicas al año? ***

Mark only one oval.

- menos de 1 mes
- entre 1 y 3 meses
- entre 4 y 6 meses
- entre 7 y 9 meses
- más de 9 meses

Valoración de la Actividad Física durante el Tiempo Libre

22. **Comparándome con otros de mi edad creo que mi actividad física durante el tiempo libre es ***

Mark only one oval.

- mucho mayor
- mayor
- la misma
- menor
- mucho menor

23. **Durante el tiempo libre sudo ***

Mark only one oval.

- muy a menudo
- a menudo
- a veces
- rara vez
- nunca

24. Durante el tiempo libre practico deporte o hago ejercicio **Mark only one oval.*

- nunca
- rara vez
- a veces
- a menudo
- siempre

25. Durante el tiempo libre veo la televisión **Mark only one oval.*

- nunca
- rara vez
- a veces
- a menudo
- siempre

26. Durante el tiempo libre camino **Mark only one oval.*

- nunca
- rara vez
- a veces
- a menudo
- siempre

27. Durante el tiempo libre monto en bici **Mark only one oval.*

- nunca
- rara vez
- a veces
- a menudo
- siempre

28. ¿Cuántos minutos andas o montas en bici al día para ir al trabajo, a la escuela o de tiendas? **Mark only one oval.*

- menos de 5 minutos
- entre 5-15 minutos
- entre 15-30 minutos
- entre 30-45 minutos
- más de 45 minutos



X.1 Cuestionario de Salud General

(Incluye todos los ítems del instrumento SF12).

Cuestionario sobre el estado de salud

INSTRUCCIONES: Las preguntas que siguen se refieren a lo que usted piensa sobre su salud. Sus respuestas permitirán saber como se encuentra usted y hasta qué punto es capaz de hacer sus actividades habituales.

Por favor, conteste cada pregunta marcando una casilla. Si no está seguro/a de cómo responder a una pregunta, por favor, conteste lo que le parezca más acertado.

* Required

1. **Nombre y Apellidos:** *

.....

2. **En general, usted diría que su salud es:** *

Mark only one oval.

- Excelente
- Muy buena
- Buena
- Regular
- Mala

Las siguientes preguntas se refieren a actividades o cosas que usted podría hacer en un día normal. Su salud actual, ¿le limita para hacer esas actividades o cosas? Si es así, ¿cuánto?

3. **Esfuerzos moderados, como mover una mesa, pasar la aspiradora, jugar a los bolos o caminar más de 1 hora** *

Mark only one oval.

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

4. **Subir varios pisos por la escalera** *

Mark only one oval.

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

Durante las 4 últimas semanas, ¿ha tenido alguno de los

siguientes problemas en su trabajo o en sus actividades cotidianas, a causa de su salud física?

5. ¿Hizo menos de lo que hubiera querido hacer? *

Mark only one oval.

- Si
 No

6. ¿Tuvo que dejar de hacer algunas tareas en su trabajo o en sus actividades diarias? *

Mark only one oval.

- Si
 No

Durante las 4 últimas semanas, ¿ha tenido alguno de los siguientes problemas en su trabajo o en sus actividades cotidianas, a causa de un problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)?

7. ¿Hizo menos de lo que hubiera querido hacer? *

Mark only one oval.

- Si
 No

8. ¿Tuvo que dejar de hacer algunas tareas en su trabajo o en sus actividades diarias? *

Mark only one oval.

- Si
 No

9. Durante las 4 últimas semanas, ¿hasta qué punto el dolor le ha dificultado su trabajo habitual (incluido el trabajo fuera de casa y las tareas domésticas)? *

Mark only one oval.

- Nada *Skip to question 20.*
 Un poco
 Regular
 Bastante
 Mucho

Cuestionario Örebro de dolor músculo-esquelético

(Linton et al, 2010)

10. ¿Desde cuando padeces el problema que te causa dolor? *

Mark only one oval.

- 0-1 semana
- 1-2 semanas
- 3-4 semanas
- 4-5 semanas
- 6-8 semanas
- 9-11 semanas
- 3-6 meses
- 6-9 meses
- 9-12 meses
- más de un año

11. Valora el dolor que has tenido durante la pasada semana *

Mark only one oval.

- 0 (sin dolor)
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10 (el peor dolor posible)

Para los siguientes dos items, selecciona la opción que más se ajuste a la capacidad que tienes actualmente para participar en las siguientes actividades

12. Puedo realizar trabajos ligeros o tareas domésticas durante una hora **Mark only one oval.*

- 0 (en ningún caso)
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10 (sin ninguna dificultad)

13. Puedo dormir por la noche **Mark only one oval.*

- 0 (en ningún caso)
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10 (sin ninguna dificultad)

14. **¿En qué medida te has sentido tenso o ansioso en la última semana? ***

Mark only one oval.

- 0 (absolutamente calmado y relajado)
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10 (más tenso y ansioso de lo que me había sentido jamás)

15. **¿En qué medida se ha sentido deprimido durante la pasada semana? ***

Mark only one oval.

- 0 (nada deprimido)
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10 (extremadamente deprimido)

16. Desde tú punto de vista ¿qué riesgo existe de que tu dolor se vuelva crónico? *

Mark only one oval.

- 0 (ningún riesgo)
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10 (un riesgo muy grande)

17. Desde tú punto de vista ¿qué posibilidades hay de volver a realizar tu actividad de forma normal (en casa o en el trabajo) dentro de tres meses? *

Mark only one oval.

- 0 (ninguna opción)
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10 (muchísimas opciones)

Indica el nivel de acuerdo o desacuerdo con las siguientes afirmaciones

18. **Un aumento del dolor es un indicador de que debo detener lo que estoy haciendo hasta que el dolor disminuya ***

Mark only one oval.

- 0 (completamente en desacuerdo)
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10 (absolutamente de acuerdo)

19. **No debería desarrollar mis actuales ocupaciones (domésticas o laborales) con el dolor que padezco actualmente ***

Mark only one oval.

- 0 (completamente en desacuerdo)
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10 (absolutamente de acuerdo)

Las preguntas que siguen se refieren a cómo se ha sentido y cómo le han ido las cosas durante las 4 últimas semanas. En cada pregunta responda lo que se parezca más a cómo se ha sentido usted. Durante las 4 últimas semanas ¿cuánto tiempo...

20. **se sintió calmado y tranquilo? ***

Mark only one oval.

- Siempre
- Casi siempre
- Muchas veces
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

21. **tuvo mucha energía? ***

Mark only one oval.

- Siempre
- Casi siempre
- Muchas veces
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

22. **se sintió desanimado y triste? ***

Mark only one oval.

- Siempre
- Casi siempre
- Muchas veces
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

23. **Durante las 4 últimas semanas, ¿con qué frecuencia la salud física o los problemas emocionales le han dificultado sus actividades sociales (como visitar a los amigos o familiares)? ***

Mark only one oval.

- Siempre
- Casi siempre
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca



X.2 Resumen de Casos.

IdSujeto	Sexo	Edad	Peso	Talla	IMC	SF12DC	SF12FF	SF12G	SF12SM	IAFH	IAFHD	IAFHST	IAFHSTL
2	Masculino	22	79,13927	1,861051	22,84945	57,44	56,47	61,99	52,35	8,125	3,5	6,25	2,75
3	Masculino	23	77,61871	1,74683	25,43696	57,44	56,47	55,52	40,16	8,375	3,75	6,75	3
4	Masculino	22	100,5805	1,767508	32,19519	57,44	56,47	55,52	#NULL!	9,75	3,75	7,5	3,75
5	Masculino	25	116,7929	1,799749	36,05724	57,44	56,47	55,52	#NULL!	7,25	3,25	5,5	2,25
7	Masculino	26	67,85247	1,764842	21,78482	47,25	56,47	55,52	58,45	8,125	4	6	2
9	Masculino	23	76,05194	1,693518	26,51739	57,44	56,47	55,52	#NULL!	10	4,25	8	3,75
10	Masculino	22	96,37721	1,747932	31,54463	47,25	39,29	44,74	52,35	6,25	1,75	4,5	2,75
12	Masculino	23	99,28379	1,71481	33,7634	47,25	56,47	44,74	40,16	8,25	3,25	6	2,75
15	Masculino	22	65,57868	1,712957	22,34961	57,44	56,47	55,52	52,35	8,75	3,5	7	3,5
14	Masculino	30	74,28222	1,648565	27,33207	57,44	56,47	55,52	#NULL!	10,5	4,25	8,5	4,25
16	Masculino	22	69,19506	1,669966	24,81189	57,44	56,47	55,52	52,35	7,75	3	6	3
17	Masculino	25	73,69137	1,764072	23,68014	57,44	56,47	61,99	52,35	8,625	4	6,75	2,75
18	Masculino	22	77,05837	1,883463	21,72229	57,44	56,47	61,99	40,16	9,375	4,25	7,25	3
19	Masculino	25	63,13168	1,717343	21,40588	26,87	56,47	44,74	40,16	7,5	2,25	4,75	2,5
20	Masculino	24	83,60836	1,781324	26,34897	47,25	56,47	55,52	46,25	8,625	2,5	5,75	3,25
22	Masculino	24	75,00173	1,85388	21,82268	47,25	56,47	55,52	52,35	7,125	3,25	5,5	2,25
23	Masculino	24	79,63458	1,728207	26,66307	57,44	56,47	55,52	58,45	6,875	2	4,75	2,75

IdSujeto	FzCL	IxCFLP	IxCFM	MaxAFLP	MaxAFLP1	MaxAFLP2	MaxAFML	MaxAFML	MaxAFML	MaxDCPy	MaxVCPy	MinAFLP	MinAFLP1
								1	2				
2	2614,11	1,1927	34,17743	7,146716	4,362133	7,146716	13,91245	0	13,91245	0,058821	0,000037	-4,4791	-4,06116
3	3053,221	6,867811	38,50867	-2,6158	0	-3,82378	66,38436	6,614687	66,38436	0,060929	0,000014	-15,1748	-32,7342
4	3326,579	-19,5844	55,68807	56,76165	59,95874	20,50869	67,39419	0	67,39419	0,066721	0,000037	0,281254	0
5	2478,942	2,170186	19,98333	12,42267	12,42267	12,02744	37,51689	0	37,51689	0,064914	0,000002	-10,3932	-15,1288
7	2420,757	16,55508	20,62437	4,948307	0	4,948307	34,29334	0	34,29334	0,055962	0,000016	-43,323	-46,4218
9	1903,981	6,212869	14,10817	-1,17613	0	-1,17613	24,79213	0	24,79213	0,060748	0,000001	-11,7236	-22,92
10	2468,32	-36,3648	57,13092	16,48238	69,98947	3,667077	28,87888	2,836609	28,87888	0,067291	0,000019	-12,2501	-5,84282
12	2304,798	4,673439	44,70893	-3,42404	0	-5,07067	24,01135	0	24,01135	0,066347	0,000021	-26,4027	-26,4027
15	2653,769	11,99489	20,79773	5,652615	0	5,652615	34,07822	0,766413	34,07822	0,076722	0,000016	-24,0985	-27,8019
14	2199,294	-13,746	25,20148	34,25295	34,25295	13,64402	16,98426	0	16,98426	0,085644	0,000007	-6,88304	0
16	2698,665	25,54266	19,29593	17,04933	17,04933	15,30405	46,10187	11,92113	46,10187	0,069191	0,000034	-4,90649	-50,2995
17	3102,9	13,24534	32,03733	14,73601	0	14,73601	38,2252	6,999473	38,2252	0,066828	0,000014	-29,6486	-29,6486
18	2951,103	10,31051	12,46421	2,867794	0	2,867794	21,70135	0	21,70135	0,081681	0,000019	-25,8786	-28,344
19	1686,562	-3,80428	22,26712	19,99251	30,1728	17,52118	16,57181	0	16,57181	0,071356	0,000017	-8,90901	-8,90901
20	1748,265	6,84368	-44,6368	10,13372	10,13372	9,637884	-18,0775	7,693385	-18,0775	0,014168	0,000043	-3,83346	-18,0167
22	1852,251	11,7756	13,50369	8,087982	0	8,087982	24,09172	1,771265	24,09172	0,031334	0,000031	-21,0209	-28,3669
23	2536,866	-1,72541	25,63873	15,05658	15,39188	7,378766	32,1975	5,876326	32,1975	0,031642	0,000005	-1,71878	-3,25839

IdSujeto	MinAFLP2	MinAFML	MinAFML 1	MinAFML 2	MinDCPy	MMAL	OW	RL	ToDFLP	DOLG	FFB	GrSD	GrSDSinT
2	-4,46034	-38,9386	-73,6743	-19,2319	0,055979	0,068046	0	68,66789	0,42	0	1	0	0
3	-15,1748	-36,0034	-36,0034	-18,7558	0,05839	0,091186	1	53,4311	0,97	0	1	0	0
4	0,281254	-71,1893	-71,1893	-27,2073	0,063483	0,072663	1	35,70202	0,765	0	1	0	0
5	-10,3932	-32,1682	-32,1682	-29,7184	0,063665	0,037895	1	48,91452	0,925	0	1	1	0
7	-18,26	-20,7395	-20,7395	-13,7841	0,054369	0,079954	0	50,64028	0,75	1	1	0	0
9	-9,31818	-22,2159	-25,0502	-21,626	0,058841	0,051726	1	41,86074	1,065	0	1	0	0
10	-12,2501	-32,0817	-102,571	-14,3517	0,065316	0,056064	1	50,99542	-0,045	1	0	1	1
12	-11,9852	-18,5707	-74,7314	-9,32485	0,064401	0,053805	1	44,81073	-0,135	1	1	0	0
15	-9,4647	-44,249	-44,249	-35,9653	0,075617	0,097524	0	35,97863	0,83	0	1	0	0
14	-6,88304	-53,3944	-53,3944	-19,9757	0,08396	0,073992	1	52,51526	0,485	0	1	0	0
16	2,531137	-39,3914	-39,3914	-34,9803	0,066848	0,09827	0	44,42374	0,99	0	1	0	0
17	-17,8939	-16,7897	-37,8569	-5,00797	0,065739	0,101726	0	52,0818	0,82	0	1	0	0
18	-10,5908	-31,3981	-31,3981	-28,1711	0,08023	0,086024	0	54,22926	0,74	0	1	0	0
19	-3,86595	-40,8455	-54,8078	-26,8453	0,069584	0,05297	0	68,49134	0,615	1	1	0	1
20	-3,83346	-129,122	-65,619	-129,122	0,011014	0,03818	1	53,6349	1,01	1	1	0	0
22	-12,9037	-24,3558	-23,429	-18,742	0,028817	0,054684	0	47,23829	0,79	1	1	1	0
23	1,303911	-30,6232	-31,3242	-6,36792	0,031133	0,082808	1	39,6311	0,405	0	1	1	1

IdSujeto	GrSG
2	1
3	1
4	1
5	1
7	1
9	1
10	0
12	0
15	1
14	1
16	1
17	1
18	1
19	0
20	1
22	1
23	1

***X.3 Datos de videofotogrametría y plataforma dinamométrica
(sujeto 2).***

Videofotogrametría

Meato	Acromion	Prominente	Codo	Muñeca	Nudillo
1 {X=0,5662171, Y=1,794071}	{X=0,649336, Y=1,621119}	{X=0,7424126, Y=1,686551}	{X=0,6070393, Y=1,241934}	{X=0,4977315, Y=0,9725491}	{X=0,4654604, Y=0,8628814}
2 {X=0,5663025, Y=1,794083}	{X=0,6493517, Y=1,620998}	{X=0,7424319, Y=1,686538}	{X=0,6071643, Y=1,242001}	{X=0,4979604, Y=0,972541}	{X=0,4657345, Y=0,8628218}
3 {X=0,5663872, Y=1,794094}	{X=0,6493734, Y=1,62088}	{X=0,7424522, Y=1,686526}	{X=0,6072918, Y=1,242059}	{X=0,498188, Y=0,9725277}	{X=0,4660046, Y=0,8627585}
4 {X=0,566471, Y=1,794105}	{X=0,6494007, Y=1,620765}	{X=0,7424735, Y=1,686515}	{X=0,6074219, Y=1,242109}	{X=0,4984143, Y=0,9725094}	{X=0,4662706, Y=0,8626915}
5 {X=0,5665542, Y=1,794115}	{X=0,6494334, Y=1,620653}	{X=0,7424959, Y=1,686505}	{X=0,6075544, Y=1,242151}	{X=0,4986392, Y=0,9724864}	{X=0,4665327, Y=0,8626212}
6 {X=0,5666365, Y=1,794126}	{X=0,6494713, Y=1,620544}	{X=0,7425192, Y=1,686497}	{X=0,607689, Y=1,242185}	{X=0,4988626, Y=0,9724587}	{X=0,4667908, Y=0,8625476}
7 {X=0,566718, Y=1,794136}	{X=0,6495143, Y=1,620438}	{X=0,7425435, Y=1,686489}	{X=0,6078258, Y=1,242211}	{X=0,4990845, Y=0,9724266}	{X=0,4670451, Y=0,8624709}
8 {X=0,5667987, Y=1,794146}	{X=0,6495621, Y=1,620334}	{X=0,7425687, Y=1,686482}	{X=0,6079643, Y=1,242231}	{X=0,4993049, Y=0,9723902}	{X=0,4672955, Y=0,8623912}
9 {X=0,5668786, Y=1,794156}	{X=0,6496144, Y=1,620234}	{X=0,742595, Y=1,686477}	{X=0,6081047, Y=1,242243}	{X=0,4995237, Y=0,9723499}	{X=0,4675421, Y=0,8623089}
10 {X=0,5669577, Y=1,794165}	{X=0,6496711, Y=1,620136}	{X=0,7426221, Y=1,686472}	{X=0,6082466, Y=1,242248}	{X=0,4997408, Y=0,9723057}	{X=0,4677849, Y=0,8622239}
11 {X=0,5670359, Y=1,794174}	{X=0,6497319, Y=1,620041}	{X=0,7426502, Y=1,686468}	{X=0,60839, Y=1,242247}	{X=0,4999563, Y=0,9722578}	{X=0,4680241, Y=0,8621366}
12 {X=0,5671132, Y=1,794183}	{X=0,6497966, Y=1,619949}	{X=0,7426792, Y=1,686466}	{X=0,6085346, Y=1,24224}	{X=0,50017, Y=0,9722064}	{X=0,4682595, Y=0,862047}
13 {X=0,5671896, Y=1,794192}	{X=0,649865, Y=1,61986}	{X=0,742709, Y=1,686464}	{X=0,6086803, Y=1,242227}	{X=0,5003819, Y=0,9721518}	{X=0,4684914, Y=0,8619554}
14 {X=0,5672652, Y=1,7942}	{X=0,6499369, Y=1,619773}	{X=0,7427399, Y=1,686463}	{X=0,6088269, Y=1,242208}	{X=0,500592, Y=0,9720939}	{X=0,4687196, Y=0,8618619}
15 {X=0,56734, Y=1,794208}	{X=0,650012, Y=1,619689}	{X=0,7427716, Y=1,686463}	{X=0,6089744, Y=1,242183}	{X=0,5008003, Y=0,9720333}	{X=0,4689443, Y=0,8617667}
16 {X=0,5674137, Y=1,794215}	{X=0,6500902, Y=1,619608}	{X=0,7428042, Y=1,686464}	{X=0,6091225, Y=1,242154}	{X=0,5010065, Y=0,9719698}	{X=0,4691655, Y=0,86167}
17 {X=0,5674866, Y=1,794223}	{X=0,6501712, Y=1,619529}	{X=0,7428376, Y=1,686465}	{X=0,6092711, Y=1,242119}	{X=0,5012109, Y=0,9719039}	{X=0,4693832, Y=0,8615718}
18 {X=0,5675585, Y=1,79423}	{X=0,6502547, Y=1,619453}	{X=0,7428719, Y=1,686468}	{X=0,60942, Y=1,24208}	{X=0,5014132, Y=0,9718355}	{X=0,4695975, Y=0,8614724}
19 {X=0,5676295, Y=1,794236}	{X=0,6503407, Y=1,61938}	{X=0,7429071, Y=1,686471}	{X=0,6095691, Y=1,242036}	{X=0,5016135, Y=0,971765}	{X=0,4698085, Y=0,8613721}
20 {X=0,5676996, Y=1,794243}	{X=0,6504288, Y=1,619309}	{X=0,7429431, Y=1,686475}	{X=0,6097181, Y=1,241988}	{X=0,5018116, Y=0,9716925}	{X=0,4700161, Y=0,8612708}
21 {X=0,5677686, Y=1,794248}	{X=0,6505188, Y=1,619241}	{X=0,7429799, Y=1,68648}	{X=0,609867, Y=1,241936}	{X=0,5020076, Y=0,9716182}	{X=0,4702204, Y=0,861169}
22 {X=0,5678368, Y=1,794254}	{X=0,6506105, Y=1,619175}	{X=0,7430176, Y=1,686486}	{X=0,6100157, Y=1,241881}	{X=0,5022014, Y=0,9715422}	{X=0,4704214, Y=0,8610665}
23 {X=0,5679039, Y=1,794259}	{X=0,6507037, Y=1,619112}	{X=0,7430561, Y=1,686492}	{X=0,6101638, Y=1,241822}	{X=0,5023929, Y=0,9714649}	{X=0,4706192, Y=0,8609638}
24 {X=0,56797, Y=1,794264}	{X=0,6507982, Y=1,619051}	{X=0,7430953, Y=1,686499}	{X=0,6103113, Y=1,24176}	{X=0,5025822, Y=0,9713863}	{X=0,4708139, Y=0,8608608}
25 {X=0,5680351, Y=1,794268}	{X=0,6508937, Y=1,618993}	{X=0,7431354, Y=1,686507}	{X=0,6104581, Y=1,241695}	{X=0,5027691, Y=0,9713067}	{X=0,4710054, Y=0,8607579}
26 {X=0,5680992, Y=1,794272}	{X=0,6509901, Y=1,618937}	{X=0,7431762, Y=1,686516}	{X=0,6106039, Y=1,241628}	{X=0,5029536, Y=0,9712262}	{X=0,4711939, Y=0,8606551}
27 {X=0,5681622, Y=1,794275}	{X=0,6510872, Y=1,618883}	{X=0,7432178, Y=1,686525}	{X=0,6107486, Y=1,241558}	{X=0,5031357, Y=0,971145}	{X=0,4713793, Y=0,8605527}
28 {X=0,5682243, Y=1,794278}	{X=0,6511845, Y=1,618832}	{X=0,7432601, Y=1,686535}	{X=0,6108921, Y=1,241486}	{X=0,5033153, Y=0,9710633}	{X=0,4715617, Y=0,8604508}
29 {X=0,5682852, Y=1,794281}	{X=0,6512821, Y=1,618783}	{X=0,7433033, Y=1,686545}	{X=0,6110342, Y=1,241413}	{X=0,5034924, Y=0,9709814}	{X=0,4717411, Y=0,8603495}
30 {X=0,5683451, Y=1,794283}	{X=0,6513796, Y=1,618737}	{X=0,7433471, Y=1,686556}	{X=0,6111747, Y=1,241337}	{X=0,5036668, Y=0,9708992}	{X=0,4719177, Y=0,8602492}
31 {X=0,5684038, Y=1,794284}	{X=0,6514769, Y=1,618693}	{X=0,7433917, Y=1,686568}	{X=0,6113135, Y=1,241261}	{X=0,5038387, Y=0,9708172}	{X=0,4720913, Y=0,8601499}
32 {X=0,5684615, Y=1,794286}	{X=0,6515736, Y=1,618651}	{X=0,743437, Y=1,68658}	{X=0,6114504, Y=1,241183}	{X=0,5040078, Y=0,9707354}	{X=0,4722621, Y=0,8600517}
33 {X=0,5685182, Y=1,794286}	{X=0,6516696, Y=1,618612}	{X=0,7434829, Y=1,686593}	{X=0,6115853, Y=1,241104}	{X=0,5041743, Y=0,9706541}	{X=0,4724302, Y=0,859955}
34 {X=0,5685737, Y=1,794286}	{X=0,6517648, Y=1,618574}	{X=0,7435296, Y=1,686606}	{X=0,611718, Y=1,241025}	{X=0,504338, Y=0,9705734}	{X=0,4725954, Y=0,8598597}

Videofotogrametría

Lumbar	Cadera	Rodilla	Tobillo	Metatarsiano	Plata Anterior
1 {X=0,7868031, Y=1,141707}	{X=0,6456386, Y=1,019905}	{X=0,678489, Y=0,5235032}	{X=0,7504652, Y=0,1083042}	{X=0,6066618, Y=0,02708266}	{X=0,4002629, Y=-0,05355996}
2 {X=0,7868445, Y=1,14176}	{X=0,6456283, Y=1,019847}	{X=0,6784294, Y=0,5235087}	{X=0,7504619, Y=0,1083038}	{X=0,6066735, Y=0,02706541}	{X=0,4002624, Y=-0,05355992}
3 {X=0,7868881, Y=1,141811}	{X=0,6456224, Y=1,019794}	{X=0,6783763, Y=0,5235149}	{X=0,7504588, Y=0,1083035}	{X=0,6066843, Y=0,0270497}	{X=0,400262, Y=-0,05355989}
4 {X=0,7869338, Y=1,14186}	{X=0,6456209, Y=1,019747}	{X=0,6783294, Y=0,5235215}	{X=0,7504561, Y=0,1083032}	{X=0,6066939, Y=0,02703549}	{X=0,4002617, Y=-0,05355986}
5 {X=0,7869816, Y=1,141907}	{X=0,6456236, Y=1,019705}	{X=0,6782888, Y=0,5235288}	{X=0,7504536, Y=0,1083029}	{X=0,6067027, Y=0,02702272}	{X=0,4002615, Y=-0,05355983}
6 {X=0,7870313, Y=1,141952}	{X=0,6456304, Y=1,019669}	{X=0,6782541, Y=0,5235365}	{X=0,7504513, Y=0,1083027}	{X=0,6067104, Y=0,02701138}	{X=0,4002613, Y=-0,0535598}
7 {X=0,787083, Y=1,141995}	{X=0,6456411, Y=1,019637}	{X=0,6782253, Y=0,5235447}	{X=0,7504493, Y=0,1083025}	{X=0,6067172, Y=0,02700141}	{X=0,4002612, Y=-0,05355978}
8 {X=0,7871365, Y=1,142037}	{X=0,6456557, Y=1,019611}	{X=0,678202, Y=0,5235534}	{X=0,7504475, Y=0,1083024}	{X=0,6067231, Y=0,02699277}	{X=0,4002612, Y=-0,05355975}
9 {X=0,7871919, Y=1,142077}	{X=0,6456741, Y=1,019589}	{X=0,6781843, Y=0,5235626}	{X=0,7504459, Y=0,1083023}	{X=0,6067281, Y=0,02698543}	{X=0,4002612, Y=-0,05355974}
10 {X=0,787249, Y=1,142115}	{X=0,6456961, Y=1,019572}	{X=0,6781718, Y=0,5235721}	{X=0,7504445, Y=0,1083023}	{X=0,6067322, Y=0,02697935}	{X=0,4002613, Y=-0,05355972}
11 {X=0,7873078, Y=1,142152}	{X=0,6457217, Y=1,019559}	{X=0,6781644, Y=0,523582}	{X=0,7504434, Y=0,1083023}	{X=0,6067354, Y=0,02697449}	{X=0,4002613, Y=-0,0535597}
12 {X=0,7873682, Y=1,142187}	{X=0,6457506, Y=1,01955}	{X=0,6781619, Y=0,5235924}	{X=0,7504424, Y=0,1083023}	{X=0,6067379, Y=0,02697081}	{X=0,4002615, Y=-0,05355969}
13 {X=0,7874303, Y=1,142221}	{X=0,6457829, Y=1,019545}	{X=0,6781642, Y=0,523603}	{X=0,7504416, Y=0,1083023}	{X=0,6067395, Y=0,02696826}	{X=0,4002617, Y=-0,05355968}
14 {X=0,7874939, Y=1,142253}	{X=0,6458184, Y=1,019544}	{X=0,6781711, Y=0,5236139}	{X=0,750441, Y=0,1083024}	{X=0,6067402, Y=0,02696682}	{X=0,4002619, Y=-0,05355967}
15 {X=0,787559, Y=1,142284}	{X=0,645857, Y=1,019547}	{X=0,6781824, Y=0,5236251}	{X=0,7504406, Y=0,1083025}	{X=0,6067403, Y=0,02696643}	{X=0,4002622, Y=-0,05355966}
16 {X=0,7876254, Y=1,142313}	{X=0,6458986, Y=1,019553}	{X=0,6781979, Y=0,5236366}	{X=0,7504404, Y=0,1083027}	{X=0,6067396, Y=0,02696707}	{X=0,4002624, Y=-0,05355966}
17 {X=0,7876932, Y=1,142341}	{X=0,645943, Y=1,019562}	{X=0,6782175, Y=0,5236483}	{X=0,7504402, Y=0,1083028}	{X=0,6067382, Y=0,02696869}	{X=0,4002627, Y=-0,05355966}
18 {X=0,7877623, Y=1,142368}	{X=0,6459902, Y=1,019574}	{X=0,678241, Y=0,5236602}	{X=0,7504402, Y=0,108303}	{X=0,6067361, Y=0,02697125}	{X=0,4002631, Y=-0,05355966}
19 {X=0,7878327, Y=1,142394}	{X=0,64604, Y=1,019589}	{X=0,6782681, Y=0,5236723}	{X=0,7504404, Y=0,1083032}	{X=0,6067334, Y=0,02697471}	{X=0,4002634, Y=-0,05355967}
20 {X=0,7879043, Y=1,142418}	{X=0,6460924, Y=1,019606}	{X=0,6782988, Y=0,5236845}	{X=0,7504407, Y=0,1083034}	{X=0,6067299, Y=0,02697904}	{X=0,4002637, Y=-0,05355968}
21 {X=0,7879769, Y=1,142442}	{X=0,6461471, Y=1,019627}	{X=0,6783328, Y=0,5236969}	{X=0,7504411, Y=0,1083037}	{X=0,6067259, Y=0,02698419}	{X=0,4002641, Y=-0,05355969}
22 {X=0,7880507, Y=1,142464}	{X=0,6462042, Y=1,019649}	{X=0,67837, Y=0,5237094}	{X=0,7504417, Y=0,1083039}	{X=0,6067212, Y=0,02699012}	{X=0,4002644, Y=-0,05355971}
23 {X=0,7881254, Y=1,142485}	{X=0,6462635, Y=1,019673}	{X=0,6784102, Y=0,5237219}	{X=0,7504423, Y=0,1083042}	{X=0,606716, Y=0,02699681}	{X=0,4002648, Y=-0,05355973}
24 {X=0,788201, Y=1,142505}	{X=0,6463249, Y=1,0197}	{X=0,6784533, Y=0,5237345}	{X=0,7504443, Y=0,1083044}	{X=0,6067102, Y=0,0270042}	{X=0,4002651, Y=-0,05355975}
25 {X=0,7882776, Y=1,142525}	{X=0,6463882, Y=1,019728}	{X=0,6784989, Y=0,523747}	{X=0,7504439, Y=0,1083047}	{X=0,6067039, Y=0,02701225}	{X=0,4002655, Y=-0,05355978}
26 {X=0,7883551, Y=1,142543}	{X=0,6464534, Y=1,019758}	{X=0,6785471, Y=0,5237597}	{X=0,7504448, Y=0,108305}	{X=0,606697, Y=0,02702093}	{X=0,4002658, Y=-0,05355981}
27 {X=0,7884333, Y=1,142561}	{X=0,6465204, Y=1,019789}	{X=0,6785976, Y=0,5237722}	{X=0,7504457, Y=0,1083052}	{X=0,6066897, Y=0,02703021}	{X=0,4002661, Y=-0,05355985}
28 {X=0,7885122, Y=1,142578}	{X=0,646589, Y=1,019821}	{X=0,6786501, Y=0,5237847}	{X=0,7504467, Y=0,1083055}	{X=0,6066819, Y=0,02704002}	{X=0,4002663, Y=-0,05355988}
29 {X=0,7885917, Y=1,142594}	{X=0,6466591, Y=1,019854}	{X=0,6787047, Y=0,5237971}	{X=0,7504478, Y=0,1083058}	{X=0,6066736, Y=0,02705035}	{X=0,4002666, Y=-0,05355993}
30 {X=0,788672, Y=1,14261}	{X=0,6467307, Y=1,019888}	{X=0,678761, Y=0,5238094}	{X=0,7504489, Y=0,1083061}	{X=0,606665, Y=0,02706115}	{X=0,4002668, Y=-0,05355997}
31 {X=0,7887527, Y=1,142625}	{X=0,6468035, Y=1,019922}	{X=0,6788189, Y=0,5238216}	{X=0,7504501, Y=0,1083063}	{X=0,6066558, Y=0,02707238}	{X=0,400267, Y=-0,05356003}
32 {X=0,7888339, Y=1,142639}	{X=0,6468776, Y=1,019957}	{X=0,6788782, Y=0,5238336}	{X=0,7504513, Y=0,1083066}	{X=0,6066464, Y=0,027084}	{X=0,4002671, Y=-0,05356008}
33 {X=0,7889156, Y=1,142653}	{X=0,6469527, Y=1,019993}	{X=0,6789388, Y=0,5238454}	{X=0,7504525, Y=0,1083069}	{X=0,6066366, Y=0,02709597}	{X=0,4002672, Y=-0,05356014}
34 {X=0,7889976, Y=1,142666}	{X=0,6470287, Y=1,020028}	{X=0,6790005, Y=0,523857}	{X=0,7504537, Y=0,1083071}	{X=0,6066265, Y=0,02710826}	{X=0,4002673, Y=-0,0535602}

Videofotogrametría

Plata Posterior	Carga	Hombro	L5Center
1 {X=0,8759658, Y=-0,04798225}	{X=0,1981675, Y=0,08029778}	{X=0,6451063, Y=1,5832}	{X=-841,72, Y=-5708,43}
2 {X=0,8759568, Y=-0,04799883}	{X=0,1981675, Y=0,08029924}	{X=0,645133, Y=1,583098}	{X=-839,6699, Y=-5705,232}
3 {X=0,8759477, Y=-0,04801474}	{X=0,1981674, Y=0,0803006}	{X=0,6451652, Y=1,582998}	{X=-837,7884, Y=-5702,226}
4 {X=0,8759387, Y=-0,04802998}	{X=0,1981674, Y=0,08030186}	{X=0,6452028, Y=1,582899}	{X=-836,0684, Y=-5699,404}
5 {X=0,8759298, Y=-0,04804457}	{X=0,1981673, Y=0,08030303}	{X=0,6452455, Y=1,582803}	{X=-834,5121, Y=-5696,763}
6 {X=0,8759208, Y=-0,04805852}	{X=0,1981672, Y=0,08030409}	{X=0,6452931, Y=1,582708}	{X=-833,1014, Y=-5694,296}
7 {X=0,8759119, Y=-0,04807185}	{X=0,1981672, Y=0,08030508}	{X=0,6453454, Y=1,582615}	{X=-831,8396, Y=-5691,997}
8 {X=0,875903, Y=-0,04808459}	{X=0,1981671, Y=0,08030596}	{X=0,6454023, Y=1,582524}	{X=-830,7191, Y=-5689,861}
9 {X=0,8758942, Y=-0,04809674}	{X=0,1981671, Y=0,08030677}	{X=0,6454634, Y=1,582435}	{X=-829,7341, Y=-5687,885}
10 {X=0,8758854, Y=-0,04810832}	{X=0,198167, Y=0,08030748}	{X=0,6455286, Y=1,582347}	{X=-828,877, Y=-5686,058}
11 {X=0,8758766, Y=-0,04811935}	{X=0,1981669, Y=0,08030811}	{X=0,6455977, Y=1,582262}	{X=-828,1414, Y=-5684,376}
12 {X=0,8758679, Y=-0,04812985}	{X=0,1981669, Y=0,08030865}	{X=0,6456704, Y=1,582178}	{X=-827,5277, Y=-5682,838}
13 {X=0,8758593, Y=-0,04813983}	{X=0,1981668, Y=0,08030912}	{X=0,6457466, Y=1,582097}	{X=-827,0256, Y=-5681,433}
14 {X=0,8758506, Y=-0,0481493}	{X=0,1981668, Y=0,0803095}	{X=0,6458259, Y=1,582017}	{X=-826,6307, Y=-5680,159}
15 {X=0,875842, Y=-0,04815829}	{X=0,1981667, Y=0,0803098}	{X=0,6459082, Y=1,581939}	{X=-826,3386, Y=-5679,01}
16 {X=0,8758335, Y=-0,04816681}	{X=0,1981667, Y=0,08031003}	{X=0,6459935, Y=1,581862}	{X=-826,1471, Y=-5677,982}
17 {X=0,8758251, Y=-0,04817488}	{X=0,1981666, Y=0,08031019}	{X=0,6460811, Y=1,581788}	{X=-826,0438, Y=-5677,067}
18 {X=0,8758167, Y=-0,04818252}	{X=0,1981666, Y=0,08031027}	{X=0,6461713, Y=1,581716}	{X=-826,0245, Y=-5676,258}
19 {X=0,8758084, Y=-0,04818973}	{X=0,1981666, Y=0,08031029}	{X=0,6462635, Y=1,581645}	{X=-826,089, Y=-5675,555}
20 {X=0,8758001, Y=-0,04819655}	{X=0,1981665, Y=0,08031023}	{X=0,6463577, Y=1,581577}	{X=-826,2281, Y=-5674,945}
21 {X=0,8757918, Y=-0,04820297}	{X=0,1981665, Y=0,08031011}	{X=0,6464536, Y=1,58151}	{X=-826,4396, Y=-5674,431}
22 {X=0,8757837, Y=-0,04820903}	{X=0,1981665, Y=0,08030992}	{X=0,646551, Y=1,581446}	{X=-826,7165, Y=-5674,005}
23 {X=0,8757756, Y=-0,04821473}	{X=0,1981665, Y=0,08030967}	{X=0,6466497, Y=1,581383}	{X=-827,0534, Y=-5673,66}
24 {X=0,8757676, Y=-0,0482201}	{X=0,1981665, Y=0,08030936}	{X=0,6467495, Y=1,581322}	{X=-827,4423, Y=-5673,39}
25 {X=0,8757597, Y=-0,04822515}	{X=0,1981665, Y=0,080309}	{X=0,6468502, Y=1,581263}	{X=-827,8871, Y=-5673,194}
26 {X=0,8757519, Y=-0,0482299}	{X=0,1981665, Y=0,08030856}	{X=0,6469515, Y=1,581206}	{X=-828,3735, Y=-5673,062}
27 {X=0,875744, Y=-0,04823435}	{X=0,1981665, Y=0,08030809}	{X=0,6470533, Y=1,581151}	{X=-828,8986, Y=-5672,991}
28 {X=0,8757364, Y=-0,04823855}	{X=0,1981665, Y=0,08030755}	{X=0,6471553, Y=1,581098}	{X=-829,462, Y=-5672,975}
29 {X=0,8757287, Y=-0,04824248}	{X=0,1981665, Y=0,08030696}	{X=0,6472573, Y=1,581046}	{X=-830,0529, Y=-5673,01}
30 {X=0,8757212, Y=-0,04824618}	{X=0,1981665, Y=0,08030632}	{X=0,6473591, Y=1,580997}	{X=-830,672, Y=-5673,089}
31 {X=0,8757138, Y=-0,04824965}	{X=0,1981666, Y=0,08030564}	{X=0,6474605, Y=1,58095}	{X=-831,3051, Y=-5673,208}
32 {X=0,8757064, Y=-0,04825293}	{X=0,1981666, Y=0,08030491}	{X=0,6475613, Y=1,580904}	{X=-831,9541, Y=-5673,362}
33 {X=0,8756991, Y=-0,04825601}	{X=0,1981667, Y=0,08030412}	{X=0,6476612, Y=1,580861}	{X=-832,6119, Y=-5673,543}
34 {X=0,875692, Y=-0,04825893}	{X=0,1981668, Y=0,08030331}	{X=0,6477601, Y=1,580819}	{X=-833,2755, Y=-5673,749}

Fuerza

	F1z	F2z	F3z	F4z	F12x	F23x	F14y	F23y	X	Y	Tz
9310	288,7533895	81,44364095	336,3595296	69,5345534	12,53252138	-15,09283502	-32,88346936	35,09294214	-0,017942751	-0,010308114	-21,92230954
9311	288,6060726	81,28031187	336,5569536	69,51248303	12,57121762	-15,08697872	-32,93760779	35,0658118	-0,01800147	-0,01046424	-21,93748483
9312	288,4642026	81,11643216	336,7526503	69,49683293	12,60961384	-15,08371393	-32,99050744	35,04036223	-0,018056102	-0,01061985	-21,95323705
9313	288,3276472	80,9520526	336,9465377	69,48752901	12,64769265	-15,08293872	-33,04217137	35,01653701	-0,017993045	0,01186682	-21,92428443
9314	288,1962738	80,78722398	337,1385334	69,4844972	12,68543669	-15,08455115	-33,09260269	34,99427974	-0,018060767	0,012079474	-22,38002039
9315	288,0699501	80,62199705	337,3285555	69,48766341	12,72282857	-15,08844927	-33,14180447	34,97353402	-0,019381305	0,012667242	-21,92017285
9316	287,9485435	80,45642259	337,5165216	69,49695357	12,75985093	-15,09453116	-33,18977981	34,95424343	-0,018483524	0,012146066	-22,77502188
9317	287,8319218	80,29055139	337,7023498	69,51229361	12,79648639	-15,10269487	-33,23653178	34,93635157	-0,018172717	0,011029883	-22,12230791
9318	287,7199523	80,12443421	337,8859577	69,53360944	12,83271757	-15,11283845	-33,28206349	34,91980203	-0,018384462	0,011839043	-22,79742642
9319	287,6125027	79,95812183	338,0672633	69,56082699	12,86852711	-15,12485998	-33,326378	34,90453841	-0,018588858	0,012252006	-21,94664407
9320	287,5094406	79,79166503	338,2461844	69,59387218	12,90389762	-15,13865751	-33,36947842	34,89050429	-0,018058788	0,011520478	-22,39776337
9321	287,4106334	79,62511457	338,4226388	69,63267093	12,93881173	-15,1541291	-33,41136782	34,87764328	-0,019484528	0,013276924	-19,75064097
9322	287,3159488	79,45852124	338,5965444	69,67714918	12,97325207	-15,17117282	-33,45204929	34,86589897	-0,018621321	0,012171488	-22,99574104
9323	287,2252543	79,2919358	338,767819	69,72723282	13,00720127	-15,18968671	-33,49152593	34,85521494	-0,018319231	0,012753453	-22,34230026
9324	287,1384175	79,12540903	338,9363805	69,78284781	13,04064194	-15,20956886	-33,5298008	34,84553479	-0,016864328	0,013363729	-22,50552741
9325	287,0553059	78,95899171	339,1021467	69,84392004	13,07355672	-15,2307173	-33,56687701	34,83680211	-0,018876291	0,013576095	-22,17702713
9326	286,9757872	78,79273461	339,2650354	69,91037545	13,10592823	-15,25303011	-33,60275764	34,8289605	-0,0183828	0,012182117	-22,56053026
9327	286,8997288	78,62668851	339,4249645	69,98213996	13,13773909	-15,27640535	-33,63744577	34,82195356	-0,018123645	0,013381594	-22,31043507
9328	286,8269983	78,46090418	339,5818518	70,0591395	13,16897194	-15,30074107	-33,67094449	34,81572486	-0,018684615	0,014083629	-22,36351775
9329	286,7574632	78,29543239	339,7356153	70,14129997	13,19960939	-15,32593534	-33,70325689	34,81021801	-0,017701549	0,012756589	-21,9404337
9330	286,6909913	78,13032392	339,8861726	70,22854732	13,22963407	-15,35188621	-33,73438605	34,8053766	-0,017839955	0,014285249	-23,00034869
9331	286,6274499	77,96562955	340,0334417	70,32080745	13,25902862	-15,37849176	-33,76433507	34,80114423	-0,018816267	0,01375277	-23,36688303
9332	286,5667066	77,80140004	340,1773404	70,4180063	13,28775564	-15,40565003	-33,79310701	34,79746448	-0,018930732	0,014540606	-22,32980246
9333	286,5086291	77,63768618	340,3177865	70,52006979	13,31585778	-15,43325909	-33,82070499	34,79428094	-0,016985507	0,014894457	-22,75481188
9334	286,4530849	77,47453873	340,454698	70,62692383	13,34325765	-15,461217	-33,84713207	34,79153722	-0,018152308	0,014488677	-22,40576762
9335	286,3999415	77,31200847	340,5879925	70,73849435	13,36995788	-15,48942182	-33,87239135	34,78917691	-0,016972062	0,016182762	-22,1250168
9336	286,3490665	77,15014619	340,7175881	70,85470727	13,39594109	-15,51777161	-33,8964859	34,78714359	-0,018156942	0,014202426	-21,0522146
9337	286,3003275	76,98900264	340,8434024	70,97548852	13,42118992	-15,54616443	-33,91941883	34,78538086	-0,018967577	0,014717273	-22,80282891
9338	286,253592	76,82862861	340,9653534	71,10076402	13,44568699	-15,57449834	-33,94119322	34,78383232	-0,018818262	0,014460588	-22,61694553
9339	286,2087276	76,66907487	341,0833589	71,23045969	13,46941491	-15,60267141	-33,96181214	34,78244155	-0,017966224	0,015090803	-22,37508824
9340	286,1656018	76,51039219	341,1973368	71,36450146	13,49235633	-15,63058169	-33,98127869	34,78115216	-0,017955688	0,014298938	-21,98778467
9341	286,1240822	76,35263136	341,3072048	71,50281524	13,51449386	-15,65812724	-33,99959596	34,77990773	-0,018157093	0,015279609	-22,36998403
9342	286,0840364	76,19584313	341,4128809	71,64532696	13,53581013	-15,68520612	-34,01676703	34,77865185	-0,018909476	0,01512813	-23,43928552
9343	286,0453319	76,0400783	341,5142829	71,79196254	13,55628776	-15,7117164	-34,03279499	34,77732812	-0,017538094	0,015225152	-22,37126082
9344	286,0078362	75,88538763	341,6113285	71,9426479	13,57590938	-15,73755613	-34,04768292	34,77588014	-0,017982896	0,014895854	-22,41092061
9345	285,971417	75,73182189	341,7039357	72,09730898	13,59465762	-15,76262338	-34,06143391	34,77425149	-0,017809074	0,01388404	-22,15305356
9346	285,9359419	75,57943187	341,7920223	72,25587168	13,61251511	-15,78681621	-34,07405104	34,77238577	-0,017244381	0,015622774	-21,75508927
9347	285,9012782	75,42826834	341,8755062	72,41826193	13,62946446	-15,81003267	-34,08553741	34,77022657	-0,017932808	0,015312646	-23,04332098
9348	285,8672937	75,27838206	341,9543051	72,58440566	13,64548883	-15,83217083	-34,0958961	34,76771749	-0,018205275	0,014181056	-22,38468708
9349	285,8338559	75,12982383	342,028337	72,75422879	13,66056926	-15,85312875	-34,10513019	34,76480212	-0,017558699	0,015722283	-21,78665823
9350	285,8008324	74,9826444	342,0975196	72,92765724	13,67468996	-15,87280448	-34,11324278	34,76142404	-0,017951115	0,015305059	-22,35159021
9351	285,7680906	74,83689456	342,1617709	73,10461693	13,68783304	-15,89109609	-34,12023695	34,75752686	-0,017723661	0,015995482	-22,78988617
9352	285,7354982	74,69262507	342,2210086	73,28503378	13,69998111	-15,90790165	-34,12611578	34,75305417	-0,018049782	0,016102007	-23,23371602
9353	285,7029227	74,54988672	342,2751506	73,46883373	13,71111168	-15,92311192	-34,13088236	34,74794956	-0,018095957	0,015692969	-23,01692063

Fuerza

9354	285,6702317	74,40873028	342,3241147	73,65594268	13,72122274	-15,93664681	-34,13453978	34,74215662	-0,017580266	0,016638965	-21,94971889
9355	285,6372928	74,26920653	342,3678189	73,84628657	13,73028155	-15,94838255	-34,13709113	34,73561895	-0,017818687	0,016241326	-23,26368256
9356	285,6039947	74,13135651	342,4062127	74,03977723	13,73828152	-15,95824686	-34,13854727	34,72829431	-0,018034381	0,015639842	-22,60404839
9357	285,5703114	73,9951824	342,4393736	74,23627015	13,74523359	-15,96624977	-34,13895024	34,72019718	-0,017605163	0,017349455	-22,54248389
9358	285,5362382	73,86067665	342,4674108	74,43560673	13,75115438	-15,97242371	-34,13834984	34,7113562	-0,016357237	0,016093893	-22,94126273
9359	285,5017701	73,72783172	342,4904334	74,63762837	13,75606049	-15,9768011	-34,13679588	34,70180002	-0,01641101	0,016508596	-22,57403245
9360	285,4669025	73,59664006	342,5085508	74,84217648	13,75996852	-15,97941437	-34,13433818	34,69155728	-0,017281282	0,018194254	-23,2354377
9361	285,4316306	73,46709412	342,5218721	75,04909247	13,76289509	-15,98029593	-34,13102655	34,68065664	-0,017345251	0,015870864	-23,45036451
9362	285,3959494	73,33918635	342,5305066	75,25821773	13,7648568	-15,97947821	-34,1269108	34,66912673	-0,016112043	0,017242764	-22,79128641
9363	285,3598543	73,21290921	342,5345635	75,46939366	13,76587025	-15,97699363	-34,12204073	34,65699621	-0,016434499	0,017242196	-23,85853746
9364	285,3233405	73,08825515	342,5341519	75,68246168	13,76595207	-15,97287461	-34,11646617	34,64429372	-0,01607016	0,017448419	-22,35390984
9365	285,2864031	72,96521662	342,5293812	75,89726318	13,76511885	-15,96715358	-34,11023691	34,6310479	-0,015617922	0,017761088	-23,00651541
9366	285,2490373	72,84378607	342,5203606	76,11363957	13,76338719	-15,95986297	-34,10340278	34,61728741	-0,015967617	0,018800814	-22,8003792
9367	285,2112384	72,72395596	342,5071992	76,33143225	13,76077372	-15,95103518	-34,09601359	34,60304088	-0,016641419	0,017649827	-23,41458756
9368	285,1730016	72,60571875	342,4900063	76,55048262	13,75729503	-15,94070265	-34,08811914	34,58833697	-0,01683929	0,017864531	-23,4171008
9369	285,134322	72,48906687	342,4688912	76,77063209	13,75296774	-15,9288978	-34,07976925	34,57320432	-0,015076136	0,018038978	-21,74220291
9370	285,0951949	72,37399279	342,4439629	76,99172206	13,74780844	-15,91565306	-34,07101372	34,55767158	-0,015877501	0,01872929	-21,97971551
9371	285,0556155	72,26048896	342,4153309	77,21359393	13,74183375	-15,90100083	-34,06190237	34,5417674	-0,016106608	0,018415483	-22,38197815
9372	285,0155579	72,14854782	342,3831042	77,43608911	13,73506028	-15,88497356	-34,05248502	34,52552041	-0,015816785	0,019244505	-22,78681814
9373	284,9750806	72,03816185	342,3473922	77,65904899	13,72750463	-15,86760365	-34,04281147	34,50895927	-0,015483913	0,019299723	-23,24113275
9374	284,9341154	71,92932347	342,3083039	77,88231499	13,7191834	-15,84892354	-34,03293152	34,49211263	-0,013965502	0,019340886	-22,35076299
9375	284,8926788	71,82202516	342,2659487	78,1057285	13,71011322	-15,82896564	-34,02289501	34,47500912	-0,015569101	0,018931727	-22,5990639
9376	284,8507658	71,71625935	342,2204358	78,32913093	13,70031067	-15,80776238	-34,01275172	34,4576774	-0,015791897	0,019137271	-22,20430252
9377	284,8083718	71,61201851	342,1718745	78,55236368	13,68979238	-15,78534619	-34,00255149	34,44014611	-0,015129165	0,019761623	-23,48841818
9378	284,7654919	71,50929509	342,1203738	78,77526815	13,67857495	-15,76174948	-33,99234411	34,4224439	-0,015886933	0,019561225	-21,9457067
9379	284,7221213	71,40808154	342,066043	78,99768576	13,66667498	-15,73700467	-33,9821794	34,40459942	-0,014917222	0,019183182	-22,3490805
9380	284,6782552	71,3083703	342,0089915	79,21945789	13,65410909	-15,7111442	-33,97210717	34,3866413	-0,014242059	0,02008741	-21,75287612
9381	284,6338889	71,21015385	341,9493283	79,44042596	13,64089388	-15,68420048	-33,96217723	34,3685982	-0,01458706	0,020082252	-22,1434763
9382	284,5890175	71,11342462	341,8871627	79,66043136	13,62704595	-15,65620593	-33,9524394	34,35049877	-0,015124677	0,020978752	-22,99581152
9383	284,5436362	71,01817507	341,822604	79,8793155	13,61258192	-15,62719299	-33,94294348	34,33237164	-0,01396524	0,021193153	-22,53142102
9384	284,4977403	70,92439765	341,7557613	80,09691978	13,59751839	-15,59719406	-33,93373928	34,31424548	-0,01396259	0,02012757	-21,9902454
9385	284,4513249	70,83208481	341,686744	80,31308562	13,58187197	-15,56624158	-33,92487662	34,29614891	-0,015244399	0,020298281	-23,00485698
9386	284,4043853	70,74122902	341,6156611	80,5276544	13,56565927	-15,53436797	-33,91640531	34,27811059	-0,014321546	0,020871257	-22,76243135
9387	284,3569167	70,65182272	341,5426219	80,74046753	13,54889689	-15,50160565	-33,90837515	34,26015917	-0,014154068	0,021084023	-21,97920307
9388	284,3089142	70,56385835	341,4677357	80,95136641	13,53160145	-15,46798704	-33,90083596	34,24232329	-0,014101191	0,019289758	-22,37795142
9389	284,2603731	70,47732839	341,3911116	81,16019246	13,51378954	-15,43354457	-33,89383756	34,2246316	-0,014992367	0,020612908	-21,90929529
9390	284,2112885	70,39222527	341,312859	81,36678707	13,49547778	-15,39831066	-33,88742975	34,20711274	-0,013599243	0,020704712	-22,34245017
9391	284,1616557	70,30854146	341,233087	81,57099164	13,47668278	-15,36231773	-33,88166234	34,18979536	-0,012083683	0,020538905	-21,88996881
9392	284,1114699	70,2262694	341,1519048	81,77264757	13,45742113	-15,3255982	-33,87658514	34,17270811	-0,012415016	0,02095103	-22,60297564
9393	284,0607263	70,14540154	341,0694216	81,97159628	13,43770945	-15,2881845	-33,87224797	34,15587963	-0,012679922	0,020861244	-22,57953895
9394	284,0094201	70,06593035	340,9857468	82,16767917	13,41756435	-15,25010905	-33,86870064	34,13933857	-0,014794269	0,020978752	-21,09178779
9395	283,9575465	69,98784826	340,9009894	82,36073763	13,39700243	-15,21140428	-33,86599296	34,12311358	-0,011794299	0,023353195	-22,37412255
9396	283,9051007	69,91114774	340,8152588	82,55061307	13,3760403	-15,1721026	-33,86417473	34,1072333	-0,012504855	0,021637956	-22,79664568
9397	283,852078	69,83582124	340,7286641	82,73714689	13,35469457	-15,13223644	-33,86329578	34,09172637	-0,012530453	0,020689453	-21,94346294
9398	283,7984734	69,76186121	340,6413146	82,9201805	13,33298184	-15,09183822	-33,86340591	34,07662145	-0,013337088	0,02021635	-22,19538327

Fuerza

9399	283,7442822	69,6892601	340,5533195	83,09955529	13,31091873	-15,05094037	-33,86455493	34,06194718	-0,013401526	0,021428043	-22,58708026
9400	283,6894997	69,61801037	340,4647881	83,27511268	13,28852183	-15,0095753	-33,86679265	34,04773221	-0,012568892	0,020526355	-20,64684142
9401	283,634121	69,54810446	340,3758294	83,44669407	13,26580776	-14,96777545	-33,8701689	34,03400518	-0,012013562	0,021955117	-22,74834958
9402	283,5781527	69,47953234	340,2865466	83,61417424	13,24279302	-14,92557533	-33,87471919	34,0207903	-0,013148495	0,019852847	-21,39973018
9403	283,5216473	69,41227391	340,1970174	83,77756152	13,21949367	-14,88301787	-33,88042196	34,008094	-0,011893481	0,021110458	-21,777957
9404	283,4646685	69,34630662	340,1073134	83,93689764	13,19592567	-14,8401481	-33,88724136	33,99591826	-0,013100866	0,0211054	-21,77393172
9405	283,4072801	69,28160789	340,0175063	84,0922243	13,17210497	-14,79701105	-33,89514155	33,98426507	-0,011494905	0,021726963	-21,56004744
9406	283,3495459	69,21815514	339,9276677	84,24358323	13,14804754	-14,75365175	-33,90408668	33,97313643	-0,012448817	0,021261087	-22,56040839
9407	283,2915296	69,15592581	339,8378691	84,39101613	13,12376933	-14,71011523	-33,9140409	33,96253432	-0,012442277	0,020895757	-23,03227832
9408	283,2332951	69,09489731	339,748182	84,53456474	13,0992863	-14,66644651	-33,92496837	33,95246073	-0,012544945	0,021381147	-22,2488286
9409	283,1749061	69,03504707	339,6586783	84,67427075	13,0746144	-14,62269062	-33,93683323	33,94291765	-0,01239323	0,021162246	-21,54533343
9410	283,1164264	68,97635252	339,5694293	84,81017589	13,0497696	-14,57889259	-33,94959965	33,93390706	-0,012116235	0,021471313	-22,6465024
9411	283,0579199	68,91879109	339,4805067	84,94232188	13,02476784	-14,53509746	-33,96323177	33,92543095	-0,012411485	0,020634026	-22,24141397
9412	282,9994502	68,86234019	339,3919821	85,07075043	12,9996251	-14,49135024	-33,97769375	33,91749132	-0,012197434	0,020831101	-22,86187702
9413	282,9410812	68,80697726	339,3039271	85,19550326	12,97435732	-14,44769597	-33,99294974	33,91009015	-0,012506054	0,02115432	-21,36010476
9414	282,8828767	68,75267973	339,2164133	85,31662208	12,94898047	-14,40417968	-34,0089639	33,90322943	-0,01274954	0,020787167	-21,35943711
9415	282,8249005	68,69942501	339,1295123	85,43414862	12,9235105	-14,3608464	-34,02570037	33,89691114	-0,013065861	0,021374558	-21,71812062
9416	282,7672163	68,64719054	339,0432956	85,54812457	12,89796336	-14,31774114	-34,04312332	33,89113728	-0,010998385	0,019239795	-21,54535019
9417	282,7098879	68,59595373	338,9578349	85,65859168	12,87235502	-14,27490895	-34,06119689	33,88590983	-0,012921631	0,019898972	-22,4593852
9418	282,6529791	68,54569202	338,8732017	85,76559164	12,84670144	-14,23239485	-34,07988523	33,88123078	-0,011326762	0,021569091	-21,58068562
9419	282,5965537	68,49638284	338,7894677	85,86916617	12,82101856	-14,19024387	-34,09915251	33,87710213	-0,012389973	0,021366637	-22,22093202
9420	282,5406755	68,4480036	338,7067045	85,969357	12,79532235	-14,14850103	-34,11896286	33,87352585	-0,012217635	0,021114877	-22,14326983
9421	282,4854083	68,40053174	338,6249836	86,06620584	12,76962877	-14,10721137	-34,13928046	33,87050394	-0,013155431	0,020528658	-22,79149167
9422	282,4308158	68,35394467	338,5443766	86,1597544	12,74395377	-14,06641992	-34,16006944	33,86803838	-0,012670294	0,020784877	-24,10964838
9423	282,3769619	68,30821984	338,4649551	86,2500444	12,71831331	-14,0261717	-34,18129397	33,86613116	-0,01296968	0,021379967	-21,59433171
9424	282,3239103	68,26333465	338,3867907	86,33711755	12,69272335	-13,98651174	-34,20291819	33,86478428	-0,011954969	0,021469353	-22,39343815
9425	282,2717249	68,21926654	338,3099551	86,42101559	12,66719984	-13,94748508	-34,22490627	33,86399971	-0,011728085	0,020888762	-21,82569185
9426	282,2204693	68,17599294	338,2345197	86,50178021	12,64175875	-13,90913673	-34,24722234	33,86377945	-0,011703443	0,021895653	-20,71040724
9427	282,1702074	68,13349126	338,1605563	86,57945313	12,61641602	-13,87151173	-34,26983057	33,86412549	-0,011311991	0,021414772	-23,23175086
9428	282,121003	68,09173894	338,0881363	86,65407608	12,59118763	-13,8346551	-34,29269511	33,86503981	-0,011075859	0,020675303	-19,79992816
9429	282,0729198	68,0507134	338,0173314	86,72569077	12,56608952	-13,79861188	-34,31578011	33,86652441	-0,012314047	0,021904691	-21,58185284
9430	282,0260217	68,01039207	337,9482132	86,79433891	12,54113765	-13,76342709	-34,33904972	33,86858126	-0,012419542	0,021107332	-20,93046338
9431	281,9803725	67,97075238	337,8808532	86,86006222	12,51634798	-13,72914577	-34,3624681	33,87121237	-0,011344051	0,021254625	-21,75055986
9432	281,9360358	67,93177174	337,8153231	86,92290242	12,49173647	-13,69581294	-34,38599941	33,87441971	-0,010938678	0,022422332	-21,30057511
9433	281,8930756	67,89342759	337,7516945	86,98290122	12,46731907	-13,66347362	-34,40960778	33,87820527	-0,011455708	0,021842344	-22,3792011
9434	281,8515555	67,85569735	337,6900389	87,04010034	12,44311174	-13,63217285	-34,43325739	33,88257105	-0,010757439	0,021734551	-21,54448631
9435	281,8115394	67,81855845	337,630428	87,0945415	12,41913045	-13,60195566	-34,45691237	33,88751903	-0,011810878	0,021367967	-21,79239978
9436	281,7730911	67,78198831	337,5729332	87,14626641	12,39539114	-13,57286708	-34,48053689	33,8930512	-0,009340497	0,021496833	-21,31714052
9437	281,7362744	67,74596436	337,5176264	87,19531679	12,37190977	-13,54495212	-34,5040951	33,89916955	-0,009812118	0,022208812	-22,33025754
9438	281,7011529	67,71046402	337,4645789	87,24173436	12,34870231	-13,51825583	-34,52755114	33,90587607	-0,010467681	0,022572758	-21,95468979
9439	281,6677906	67,67546473	337,4138624	87,28556082	12,32578471	-13,49282323	-34,55086918	33,91317274	-0,01107321	0,022155058	-22,55642306
9440	281,6362512	67,6409439	337,3655486	87,32683791	12,30317292	-13,46869935	-34,57401337	33,92106155	-0,010214632	0,023996216	-21,1236713
9441	281,6065985	67,60687897	337,3197089	87,36560732	12,28088291	-13,44592921	-34,59694785	33,92954449	-0,009919592	0,021995484	-20,94881061
9442	281,5788963	67,57324735	337,2764151	87,40191079	12,25893063	-13,42455786	-34,61963679	33,93862356	-0,01027851	0,022510585	-22,0079012
9443	281,5532083	67,54002648	337,2357386	87,43579003	12,23733204	-13,40463303	-34,64204433	33,94830073	-0,01029729	0,022788596	-21,58648916