

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO – ECUADOR Y
UNIVERSIDAD DE HUELVA - ESPAÑA**

Colegio de Postgrados

“Valores Umbrales Límite - Techo para Levantamiento de Cargas”

Alejandro Adamo Rodas Zambrano

Tesis de grado presentada como requisito para la obtención del título de Magíster en Seguridad, Salud y Ambiente, con menciones en: Seguridad en el Trabajo e Higiene Industrial

Quito

Noviembre de 2009

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO – ECUADOR Y
UNIVERSIDAD DE HUELVA – ESPAÑA**

Colegio de postgrados

HOJA DE APROBACIÓN DE TESIS

“Valores Umbrales Límite - Techo para Levantamiento de Cargas”

Alejandro Adamo Rodas Zambrano

Álvaro Peralta, MSc.

Director de Tesis

José Garrido, MSc.

Coordinador Académico de la Maestría de Seguridad, Salud y Ambiente de la U. de Huelva y Miembro del Comité de Tesis

Carlos Ruiz, Ph. D.

Director de la Maestría de Seguridad, Salud y Ambiente de la U. de Huelva y Miembro del Comité de Tesis

Luis Vásquez Zamora, M.D., MSc.

Director de la Maestría de Seguridad, Salud y Ambiente de la USFQ y Miembro del Comité de Tesis

Dr. Enrique Noboa I.

Decano del Colegio de Ciencias de la Salud

Víctor Viteri Breedy, Ph. D.

Decano del Colegio de Postgrados

Quito, Noviembre de 2009

©Derechos de Autor

Alejandro Adamo Rodas Zambrano

2009

DEDICATORIA

A todos quienes de una forma u otra, rompen con la hegemonía de la cotidianidad y desean ir un poco más allá...

AGRADECIMIENTO

A Dios por darme la fortaleza, a mi familia y especialmente a mi madre por estar siempre allí, al Dr. Paul Terán Vela, Especialista en ortopedia y traumatología y a la Dra. María Irene Rodas Zambrano, Médico en cirugía, por su apoyo técnico profesional para el desarrollo del presente estudio, y a mi novia por su inmenso amor.

RESUMEN

La manipulación manual de cargas es responsable, en muchos casos, de la aparición de fatiga física, o bien de lesiones, que se pueden producir de una forma inmediata o por la acumulación de pequeños traumatismos aparentemente sin importancia. Dentro de la problemática en la manipulación manual de cargas existen varios métodos de estudio bajo los que se cree casi todos los trabajadores estarán repetitivamente expuestos sin desarrollar una enfermedad relacionada con el trabajo asociado a tareas de carga, por lo cual se ha desarrollado un método para analizar efectos agudos debido a manipulación manual de cargas.

La investigación está destinada a determinar los valores umbrales límites para la zona lumbar inferior de la columna vertebral humana al manipular cargas, con que se determinará en valor máximo en el cual se presentaría una falla ya sea en los discos intervertebrales como en las vértebras sin tomar en cuenta los efectos de tensores ligamentosos y musculares.

La investigación busca brindar información acerca de las fuerzas y momentos que generan esfuerzos normales y cortantes a los que se halla sometida la columna vertebral en su zona lumbar baja al momento de manipular cargas en función al peso de la misma y a las posturas adoptadas.

ABSTRACT

Lifting is responsible in many cases, the onset of physical fatigue or injury, which can produce an immediate or small accumulation of seemingly minor injuries. Among the problems in lifting, there are several studies under which it is believed nearly all workers may be repeatedly exposed without developing a work-related illness associated with work load, so it has developed a method to analyze acute effects due to lifting.

The research is intended to determine the threshold limit values for the human lower lumbar spine on lifting, which will be determined with the maximum value at which there would be a failure either in the discs and the vertebrae without taking into account the effects of ligament and muscle tensioning.

The research aims to provide information about the forces and moments generated by normal and shear stresses to which the spine is subjected in his low back when lifting according to the weight of the same and the positions taken.

TABLA DE CONTENIDO:

1.	INTRODUCCIÓN	1
1.1.	ANTECEDENTES	1
1.2.	DEFINICIÓN	2
1.3.	OBJETIVOS	3
1.3.1.	<i>OBJETIVO GENERAL</i>	3
1.3.2.	<i>OBJETIVO ESPECÍFICO</i>	3
1.4.	ALCANCE	4
1.5.	JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA	4
2.	FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	6
2.1.	FUNCIONAMIENTO Y GENERALIDADES DEL RAQUIS LUMBAR....	6
2.2.	CURVATURAS DEL RAQUIS	8
2.3.	CONSTITUCIÓN DE LA VÉRTEBRA TIPO	9
2.4.	ESTRUCTURA DEL CUERPO VERTEBRAL	10
2.5.	LAS DIVISIONES FUNCIONALES DEL RAQUIS.....	12
2.6.	ESTRUCTURA DEL DISCO INTERVERTEBRAL	14
2.7.	EL ESTADO DE PRECOMPRESIÓN DEL DISCO Y LA AUTOESTABILIDAD DE LA ARTICULACIÓN DISCOVERTEBRAL .	16
2.8.	LA MIGRACIÓN DEL AGUA EN EL NUCLEUS	20
2.9.	FUERZAS DE COMPRESIÓN SOBRE EL DISCO.....	22
2.10.	EL RAQUIS LUMBAR EN CONJUNTO.....	23
2.11.	CONSTITUCIÓN DE LAS VÉRTEBRAS LUMBARES	25
2.12.	FLEXIÓN-EXTENSIÓN E INFLEXIÓN DEL RAQUIS LUMBAR.....	28
2.13.	DIFERENTES TIPOS DE HERNIA DISCAL	31
2.14.	HERNIA DISCAL Y MECANISMO DE LA COMPRESIÓN RADICULAR	33
3.	BIOMECÁNICA	36
3.1.	INTRODUCCIÓN.....	36
3.2.	FUERZAS EN EL ESQUELETO.....	37
3.3.	MOMENTOS	39
3.4.	DINÁMICA.....	41
3.5.	ESTÁTICA, CONCEPTOS DE MODELOS BIOMECÁNICOS	41
3.6.	EQUILIBRIO	43

3.7.	DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE	44
3.8.	FUERZAS EN LA COLUMNA VERTEBRAL.....	46
4. DIMENSIONES GEOMÉTRICAS ANATÓMICAS DE LAS VÉRTEBRAS LUMBARES INFERIORES.....		49
4.1.	INTRODUCCIÓN.....	49
4.2.	POBLACIÓN DE ESTUDIO	51
4.3.	MÉTODOS DE MEDICIÓN.....	51
4.4.	REPETITIVIDAD DE LAS MEDICIONES Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	54
4.5.	RESULTADOS	55
5. ESFUERZOS BIOMECÁNICOS.....		58
5.1.	PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES	58
5.2.	PROPIEDADES DIRECCIONALES	60
5.3.	DEFORMACIÓN.....	62
5.4.	CÁLCULO DE ESFUERZOS EN LAS VÉRTEBRAS Y DEFORMACIONES EN DISCOS	64
5.5.	PROPIEDADES ELÁSTICAS DE LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS.....	67
5.6.	FACTOR DE DISEÑO Y ESFUERZO PERMISIBLE.....	69
6. RESULTADOS.....		71
6.1.	DETERMINACIÓN DE ESFUERZOS	71
6.2.	DETERMINACIÓN DE VALORES MÁXIMOS	73
7. CONCLUSIONES.....		74
7.1.	RECOMENDACIONES	75
8. BIBLIOGRAFÍA.....		76

LISTA DE FIGURAS:

FIGURA 2.1: EL RAQUIS LUMBAR.....	6
FIGURA 2.2: POSICIÓN DEL RAQUIS.....	7
FIGURA 2.3: PARTES DEL RAQUIS LUMBAR.....	8
FIGURA 2.4: CONSTITUCIÓN DE LA VÉRTEBRA ESQUEMÁTICA.....	9
FIGURA 2.5: A. VÉRTEBRA Y RODETE MARGINAL. B. CORTE VERTICOFONTAL DEL CUERPO DE LA VÉRTEBRA.....	10
FIGURA 2.6: A. VÉRTEBRA CORTE SAGITAL. B. FIBRAS DE ABANICO.....	11
FIGURA 2.7: A. FIBRAS DE ABANICO DE LA CARA INFERIOR. B. TRIÁNGULO DE TRABÉCULAS VERTICALES.....	11
FIGURA 2.8: A. FIBRAS DE ABANICO DE LA CARA INFERIOR. B. TRIÁNGULO DE TRABÉCULAS VERTICALES.....	12
FIGURA 2.9: VISTA LATERAL DEL RAQUIS.....	13
FIGURA 2.10: RELACIÓN FUNCIONAL ENTRE EL PILAR ANTERIOR Y EL POSTERIOR.....	14
FIGURA 2.11: ESTRUCTURA DEL DISCO Y NÚCLEO.....	15
FIGURA 2.12: ESTRUCTURA DEL ANILLO FIBROSO.....	16
FIGURA 2.13: A. PRESIÓN EN SENTIDO HORIZONTAL SOBRE EL ANNULUS B. DISCO EN PRESIÓN AXIAL ASIMÉTRICA.....	17
FIGURA 2.14: ESTADO DE TENSIÓN PREVIA CREADA EN UNA VIGA QUE DEBE SOPORTAR UNA CARGA.....	18
FIGURA 2.15: CARGA Y DESCARGA DEL DISCO INTERVERTEBRAL SEGÚN HIRSCH.....	19
FIGURA 2.16: A. PRESIÓN AXIAL DEBIDO A CARGAS B. PRESIÓN AXIAL DEBIDA A LA GRAVEDAD.....	20
FIGURA 2.17: CARGA CONSTANTE SOBRE EL DISCO VERTEBRAL SEGÚN HIRSCH.....	21
FIGURA 2.18: DISCO SANO O LESIONADO.....	22
FIGURA 2.19: A. ALTURA SUPRAYACENTE B. APLASTAMIENTO PROGRESIVO DEL DISCO LESIONADO.....	23
FIGURA 2.20: A. CARACTERÍSTICAS DE LA LORDOSIS LUMBAR B. RAQUIS LUMBAR VISTO DE FRENTE.....	24
FIGURA 2.21: ELEMENTOS CONSTITUTIVOS DE UNA VÉRTEBRA LUMBAR.....	26
FIGURA 2.22: VISTA POSTERIOR DE 3/4.....	27
FIGURA 2.23: UNIÓN DE LAS VÉRTEBRAS LUMBARES.....	28
FIGURA 2.24: A. MOVIMIENTO DE FLEXIÓN B. MOVIMIENTO DE EXTENSIÓN.....	29
FIGURA 2.25: A. MOVIMIENTO DE INFLEXIÓN LATERAL B. DESLIZAMIENTO DESIGUAL DE LAS APÓFISIS ARTICULARES DEL LADO DE LA CONVEXIDAD.....	30
FIGURA 2.26: A. HERNIA INTERESPONJOSA B. DESGARROS INTRAFASCICULARES ENTRE SUS DIFERENTES CAPAS C. EFUSIONES POSTERIORES D. EFUSIONES BAJO EL LIGAMENTO VERTEBRAL COMÚN POSTERIOR.....	31
FIGURA 2.27: FASES DE UNA HERNIA DISCAL.....	34
FIGURA 2.28: A. CORTE SAGITAL DEL RAQUIS LUMBAR B. CORTE TRANSVERSAL.....	35
FIGURA 3.1: FUERZAS EN LOS MIEMBROS.....	37
FIGURA 3.2: A. FUERZAS DE ACCIÓN Y REACCIÓN B. SUMA DE VECTORES.....	38
FIGURA 3.3: VECTOR F CON RESPECTO AL SISTEMA DE COORDENADAS XYZ.....	39
FIGURA 3.4: MOMENTO EN EL EJE OO' EN EL PERNO.....	40
FIGURA 3.5: FUERZAS Y MOMENTOS DE EQUILIBRIO.....	44
FIGURA 3.6: DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE DEL CUERPO HUMANO.....	47

FIGURA 3.7: EJES EN EL RAQUIS LUMBAR	48
FIGURA 4.1: TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CORTE SAGITAL	52
FIGURA 4.2: TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CORTE TRANSVERSAL	54
FIGURA 4.3: ISOMETRÍA DE LA VÉRTEBRA L3 SIMULADA POR COMPUTADOR.....	57
FIGURA 5.1: COMPORTAMIENTO DE LOS MATERIALES FRENTE AL ESFUERZO-DEFORMACIÓN	59
FIGURA 5.2: DEFORMACIÓN PRODUCIDA POR UNA ELONGACIÓN ΔL EN LA DIRECCIÓN X Y UNA CONTRACCIÓN $-\Delta D$ EN LA DIRECCIÓN Y.....	63
FIGURA 5.3: DEFORMACIÓN DEBIDO AL ESFUERZO CORTANTE	64
FIGURA 5.4: BARRA RECTANGULAR QUE SE COMPRIME POR UNA FUERZA SIMPLE DE TRACCIÓN F	65
FIGURA 5.5: ESFUERZOS SOBRE PLANOS INCLINADOS.....	66
FIGURA 5.6: FUERZAS RESULTANTES DEBIDAS A ESFUERZOS CORTANTES OCASIONADOS POR UNA FUERZA S	67
FIGURA 5.7: MUESTRAS PARA ENSAYOS DE ESFUERZO-DEFORMACIÓN.....	68
FIGURA 5.8: ENSAYOS DE ESFUERZO-DEFORMACIÓN DE HUESO CORTICAL Y TEJIDO DE COLÁGENO.....	69
FIGURA 6.1: DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE DE LA VÉRTEBRA	71
FIGURA 6.2: VALORES UMBRALES LÍMITE – TECHO PARA LEVANTAMIENTO DE CARGAS...	73

LISTA DE TABLAS:

TABLA 4.1: VALORES MEDIOS DE LAS VÉRTEBRAS	55
TABLA 4.2: VALORES MEDIOS DE LAS ÁREAS DE LAS VÉRTEBRAS	56
TABLA 5.1: PROPIEDADES MATERIALES DE LOS CARTÍLAGOS Y MENISCOS, MÓDULOS DE TENSIÓN (MPA).....	61
TABLA 5.2: PROPIEDADES MATERIALES DE LOS HUESOS	69
TABLA 5.3: FACTORES DE SEGURIDAD Y CIRCUNSTANCIAS EN LAS CUALES SE USAN	70

1. INTRODUCCIÓN

1.1. ANTECEDENTES

La manipulación manual de cargas es una tarea bastante frecuente en muchos sectores de actividad, desde la industria pesada hasta el sector sanitario, pasando por todo tipo de industrias y servicios.

La manipulación manual de cargas es responsable, en muchos casos, de la aparición de fatiga física, o bien de lesiones, que se pueden producir de una forma inmediata o por la acumulación de pequeños traumatismos aparentemente sin importancia.

Pueden lesionarse tanto los trabajadores que manipulan cargas regularmente como los trabajadores ocasionales. Las lesiones más frecuentes son entre otras: contusiones, cortes, heridas, fracturas y sobre todo lesiones músculo-esqueléticas. Se pueden producir en cualquier zona del cuerpo, pero son más sensibles los miembros superiores, y la espalda, en especial en la zona dorsolumbar. Las lesiones dorsolumbares pueden ir desde un lumbago a alteraciones de los discos intervertebrales (hernias discales) o incluso fracturas vertebrales por sobreesfuerzo. También se pueden producir: lesiones en los miembros superiores (hombros, brazos y manos); quemaduras producidas por encontrarse las cargas a altas temperaturas; heridas o arañazos producidos por esquinas demasiado afiladas, astillamientos de la carga, superficies demasiado rugosas, clavos, etc.; contusiones por caídas de la carga debido a superficies resbaladizas (por aceites, grasas u otras sustancias); problemas circulatorios o hernias inguinales, y otros daños producidos por derramamiento de sustancias peligrosas.

Dentro de la problemática en la manipulación manual de cargas existen varios métodos de estudio bajo los que se cree casi todos los trabajadores estarán repetitivamente expuestos sin desarrollar una enfermedad relacionada con el trabajo asociado a tareas de carga.

1.2. DEFINICIÓN

A efectos del Real Decreto 487/1997, de 14 de abril sobre las disposiciones mínimas de seguridad y salud relativas a la manipulación manual de cargas, para los trabajadores se entenderá por manipulación manual de cargas cualquier operación de transporte o sujeción de una carga por parte de uno o varios trabajadores, como el levantamiento, la colocación, el empuje, la tracción o el desplazamiento, que por sus características o condiciones ergonómicas inadecuadas entrañe riesgos, en particular dorsolumbares, para los trabajadores.

En la manipulación manual de cargas interviene el esfuerzo humano tanto de forma directa (levantamiento, colocación) como indirecta (empuje, tracción, desplazamiento). También es manipulación manual transportar o mantener la carga alzada. Incluye la sujeción con las manos y con otras partes del cuerpo, como la espalda, y lanzar la carga de una persona a otra. No será manipulación de cargas la aplicación de fuerzas como el movimiento de una manivela o una palanca de mandos.

Se considera que la manipulación manual de toda carga que pese más de 3 kg puede entrañar un potencial riesgo dorsolumbar no tolerable, ya que a pesar de ser una carga bastante ligera, si se manipula en unas condiciones ergonómicas desfavorables (alejada del cuerpo, con posturas inadecuadas, muy frecuentemente, en condiciones ambientales desfavorables, con suelos inestables, etc.), podría generar un riesgo.

La manipulación manual de cargas menores de 3 kg también podría generar riesgos de trastornos musculoesqueléticos en los miembros superiores debidos a esfuerzos repetitivos, pero no estarían contemplados en este Real Decreto como tareas que generen riesgos dorsolumbares.

Así pues, a efectos del Real Decreto se debería realizar una evaluación de los riesgos debidos a las cargas que pesen más de 3 kg en las condiciones anteriormente señaladas. Las cargas que pesen más de 25 kg muy probablemente constituyan un riesgo en sí mismas, aunque no existan otras condiciones ergonómicas desfavorables.

1.3. OBJETIVOS

1.3.1.OBJETIVO GENERAL

- Determinar Valores Umbrales Límites-Techo para levantamiento de cargas.

1.3.2.OBJETIVO ESPECÍFICO

- Determinar las fuerzas que están presentes de los elementos principales de las vértebras lumbares y calcular los esfuerzos a los que está sometida producidos por el levantamiento de cargas.
- Determinar los esfuerzos en los discos intervertebrales y las vértebras en función de la carga y la forma del levantamiento.
- Determinar los valores de carga máximos, los que bajo ciertas condiciones podrían ocasionar daños a los discos intervertebrales o a las vértebras, de la columna lumbar inferior.

1.4. ALCANCE

La investigación está destinada a determinar los valores umbrales límites para la zona lumbar inferior (L_3 , L_4 , L_5 , S_1) de la columna vertebral humana al manipular cargas, con que se determinará en valor máximo en el cual se presentaría una falla en las vértebras lumbares inferiores y deformación en los discos intervertebrales sin tomar en cuenta los efectos de tensores ligamentosos y musculares.

La investigación busca brindar información acerca de las fuerzas y momentos que generan esfuerzos normales y cortantes a los que se halla sometida la columna vertebral en su zona lumbar baja al momento de manipular cargas en función al peso de la misma y a la postura que se adoptase.

1.5. JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA

La necesidad de determinar los Valores Umbrales Límites-Techo, dado a que se cuentan con Valores Umbrales Límites en tareas repetitivas de levantamiento de cargas las cuales son generadores de posibles enfermedades profesionales, mas no con Valores Umbrales Límites-Techo, los cuales podrían ocasionar accidentes, con lo que se pretende poder determinar la carga máxima a la cual se podría generar un accidente relativo al levantamiento de cargas.

La OIT afirma que la manipulación manual es una de las causas más frecuentes de accidentes laborales con un 20-25% del total de los producidos. En EE.UU. un estudio realizado en 1990, por el National Safety Council, pone de relieve que la mayor causa de lesiones laborales (31%) fueron los sobreesfuerzos. La espalda fue la parte del cuerpo más frecuentemente lesionada (22% de 1,7 millones de lesiones).

Esta problemática también está presente en muchos países de la Unión Europea. En Reino Unido, un informe realizado en 1991 pone de manifiesto que la causa del 34% de accidentes causantes de lesiones fue la manipulación manual de cargas. De estos accidentes, el 45% se localizó en la espalda. En Francia durante el año 1992, la manipulación manual de cargas fue la causa del 31% de los accidentes de trabajo con baja. En España, la mayor causa de accidentes de trabajo en el período 1994-95 fue debida a los sobreesfuerzos, en concreto, las estadísticas de accidentes de trabajo y enfermedades profesionales de 1996 recogen un 22,2% de accidentes de trabajo con baja causados por sobreesfuerzos, muchos de ellos debidos probablemente a la manipulación manual de cargas. En cuanto a la naturaleza de la lesión, el 8,9% de los accidentes se debió a lumbalgias, y el 0,1% a hernias discales.

Estas lesiones, aunque no son lesiones mortales, pueden tener larga y difícil curación, y en muchos casos requieren un largo período de rehabilitación, originando grandes costes económicos y humanos, ya que el trabajador queda muchas veces incapacitado para realizar su trabajo habitual y su calidad de vida puede quedar deteriorada.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. FUNCIONAMIENTO Y GENERALIDADES DEL RAQUIS LUMBAR

El raquis, eje del cuerpo, debe conciliar dos imperativos mecánicos contradictorios: la rigidez y la flexibilidad. Puede hacerlo gracias a su estructura sostenida. En todos los tramos hay tensores ligamentosos y musculares dispuestos a modo de maromas los que unen la columna con la pelvis.

La flexibilidad del eje raquídeo se debe a su constitución por múltiples piezas superpuestas, unidas unidos entre sí mediante elementos ligamentosos y musculares. Por tanto, esta estructura puede formarse aun pareciendo rígida bajo la influencia de los tensores musculares.

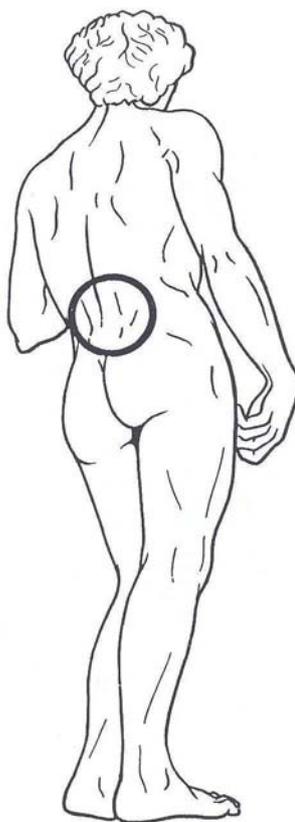


Figura 2.1: El Raquis Lumbar

La columna vertebral forma verdaderamente el pilar central del tronco. En efecto, si su porción dorsal (corte b) el raquis se aproxima al plano posterior y se halla situado en la cuarta parte del espesor del tórax, en su posición cervical (corte a), el raquis es ya más central y está situado en el tercio del espesor del cuello. En su posición lumbar (corte c), el raquis es verdaderamente central, puesto que está situado en la mitad del espesor del tronco. Esta diferencia de situación se explica por razones que varían según el tramo. En su porción cervical, el raquis soporta el cráneo y debe estar situado lo más cerca posible del centro de gravedad del mismo. En su posición torácica, el raquis es rechazado hacia atrás por los órganos del mediastino, especialmente por el corazón. En cambio, en el raquis lumbar, el raquis, que soporta entonces el peso de toda la parte superior del tronco, recupera la posición central haciendo prominencia en la cavidad abdominal.

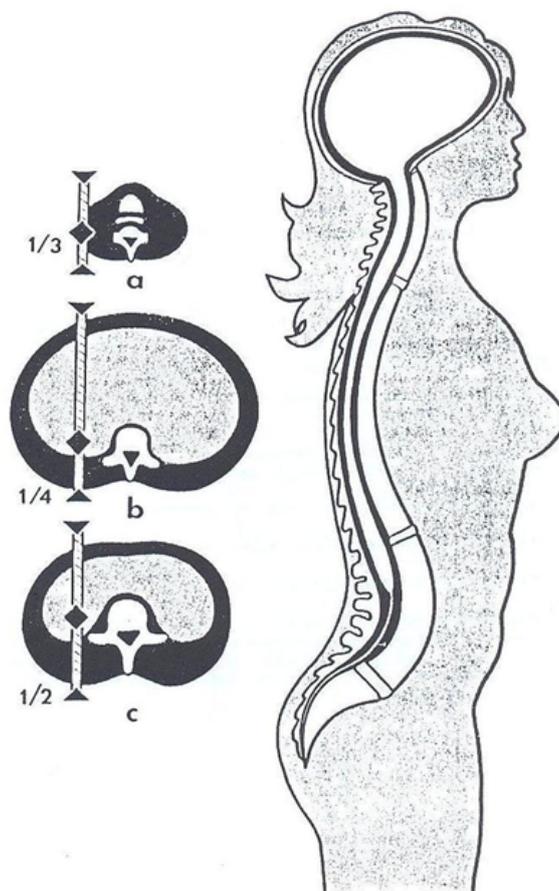


Figura 2.2: Posición del raquis

Además de esta función de soporte del tronco, el raquis asume el papel de protector del eje nervioso Figura 2.2, el canal raquídeo que comienza al nivel del agujero occipital, alberga el bulbo y la médula y representa de este modo un protector flexible y eficaz de ese eje nervioso.

2.2. CURVATURAS DEL RAQUIS

Tomadas en conjunto, la columna vertebral, es curvilínea vista de frente o de espaldas Figura 2.3 . Ciertos individuos pueden, no obstante, presentar alguna ligera curvatura transversal, sin que, por ello, quepa de hablar de la curvatura patológica cuando permanece, desde luego, dentro de estrechos límites.

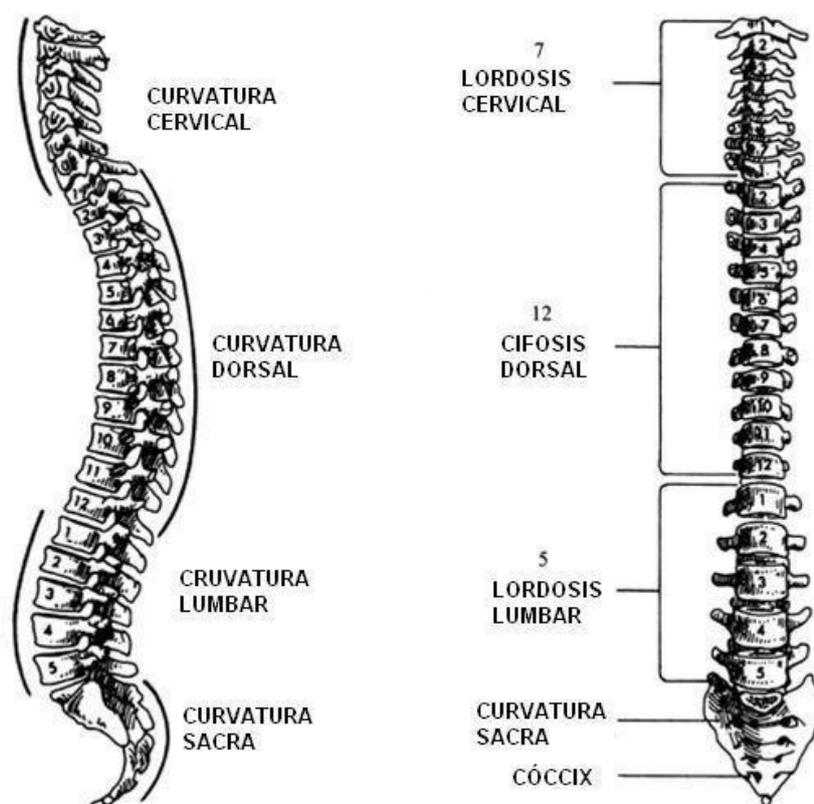


Figura 2.3: Partes del Raquis Lumbar

En cambio en el plano sagital la columna presenta cuatro curvaturas, que son, de abajo hacia arriba:

- **La curvatura sacra**, que es fija y causa de la soldadura definitiva de las vértebras sacras. Esta curvatura es de cavidad anterior.
- **La lordosis lumbar**, de concavidad posterior.
- **La cifosis dorsal**, de convexidad posterior.
- **La lordosis cervical**, de concavidad posterior.

2.3. CONSTITUCIÓN DE LA VÉRTEBRA TIPO

Cuando descomponemos una vértebra tipo en sus diferentes partes constitutivas Figura 2.4, comprobamos que está compuesta por dos partes principales: el cuerpo vertebral por delante y el arco posterior por detrás.

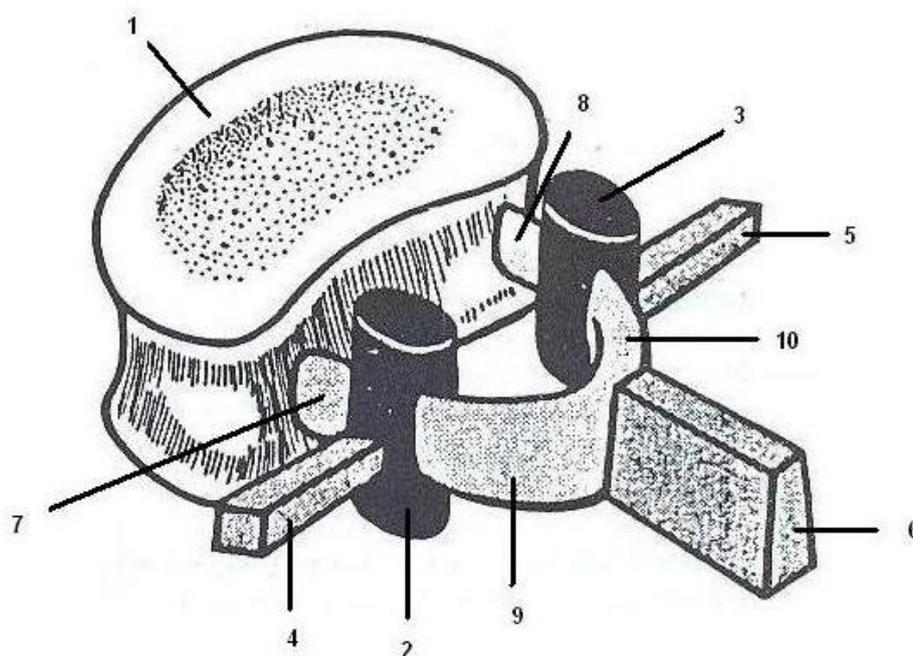


Figura 2.4: Constitución de la Vértebra Esquemática

En una vista desarmada, el cuerpo vertebral (1) es la parte más gruesa de la vértebra: tiene en general, una forma cilíndrica menos alta que ancha con una cara posterior cortada. El arco posterior tiene forma de herradura. A ambos lados de este arco posterior se fija el

macizo de las apófisis articulares (2 y 3), con lo que se delimitan dos partes en el mismo. Por una, delante del macizo de las articulares se sitúan en los pedículos (7 y 8); por otra y detrás del macizo de las articulares, se sitúan las láminas (9 y 10); en la línea media por detrás, se fija la apófisis espinosa (6). Este arco posterior así constituido se suelda a la cara posterior del cuerpo de la vértebra por intermedio de los pedículos. La vértebra completa está constituida, además, por las apófisis transversales (4 y 5), que se sueltan al arco posterior casi a la altura del macizo de las articulares.

2.4. ESTRUCTURA DEL CUERPO VERTEBRAL

El cuerpo vertebral tiene una estructura de hueso corto (Figura 2.5 B); es decir, una estructura de cascarón con una cortical de hueso denso que rodea al tejido esponjoso. La cortical de la cara superior y de la cara inferior del cuerpo vertebral se denomina cara vertebral. Ésta es más espesa en su centro, donde se encuentra una porción cartilaginosa. La periferia forma un reborde (Figura 2.5 A), el rodete marginal (1). Este rodete procede del punto de oscilación epifisaria, que tiene la forma de un anillo y se suelda al resto del cuerpo vertebral hacia la edad de los catorce o quince años.

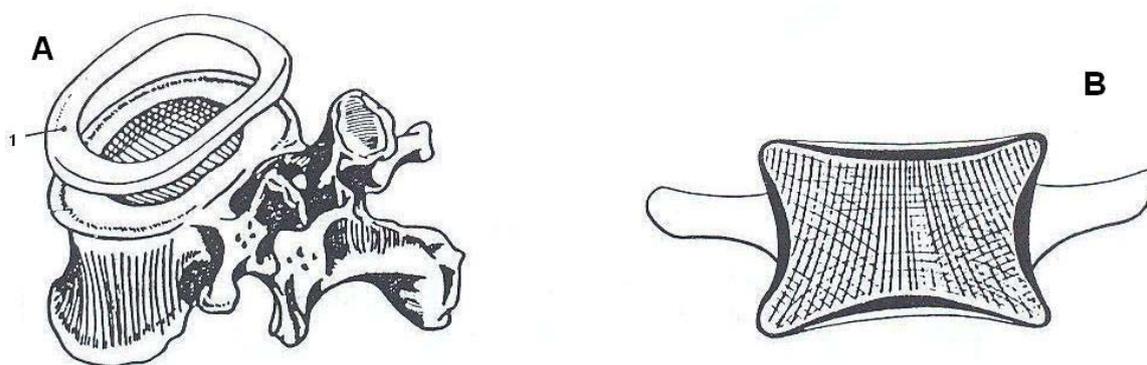


Figura 2.5: A. Vértebra y rodete marginal. B. Corte verticofrontal del cuerpo de la vértebra. En corte verticofrontal del cuerpo vertebral (Figura 2.5 B) se distinguen claramente, a cada lado, espesas corticales; arriba y abajo, la cara vertebral cubierta por una capa cartilaginosa

y, en el centro del cuerpo vertebral, trabéculas de hueso esponjoso que se reparten siguiendo líneas de fuerza. Estas líneas son verticales y unen la cara superior y la inferior, u horizontales, que unen las dos corticales laterales, también oblicuas, que unen la cara inferior a las corticales laterales.

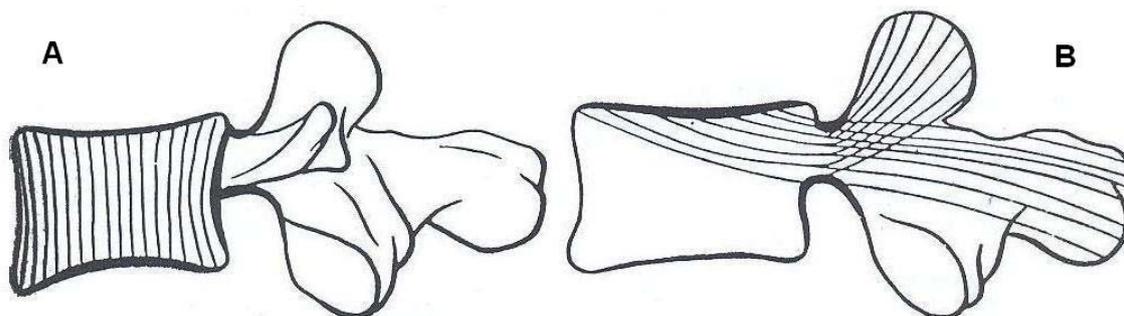


Figura 2.6: A. Vértebra corte sagital. B. Fibras de abanico

En un corte sagital (Figura 2.6 A) aparecen de nuevo dichas trabéculas verticales, pero hay además dos sistemas de fibras oblicuas llamadas fibras de abanico. Por una parte (Figura 2.6 B), un abanico que parte la cara superior de cada lado, para extenderse a través de los dos pedículos hacia la apófisis articular superior de cada lado y la apófisis espinosa. Por otra parte (Figura 2.7 B), un abanico que parte la cara inferior para repartirse a través de los pedículos hacia las dos apófisis articulares inferiores y la apófisis espinosa.

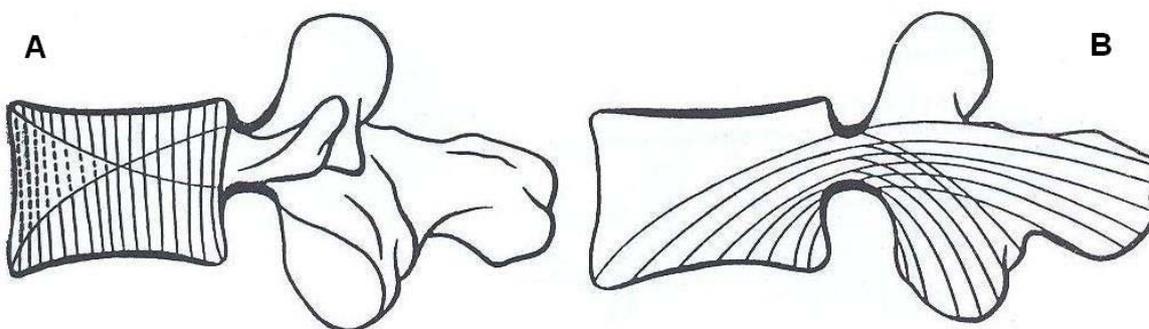


Figura 2.7: A. Fibras de abanico de la cara inferior. B. Triángulo de trabéculas verticales

El entrecruzamiento de estos tres sistemas trabeculares establece puntos de fuerte resistencia, pero también un punto de menor resistencia, en particular un triángulo de base anterior en el que sólo existen trabéculas verticales (Figura 2.7 A).

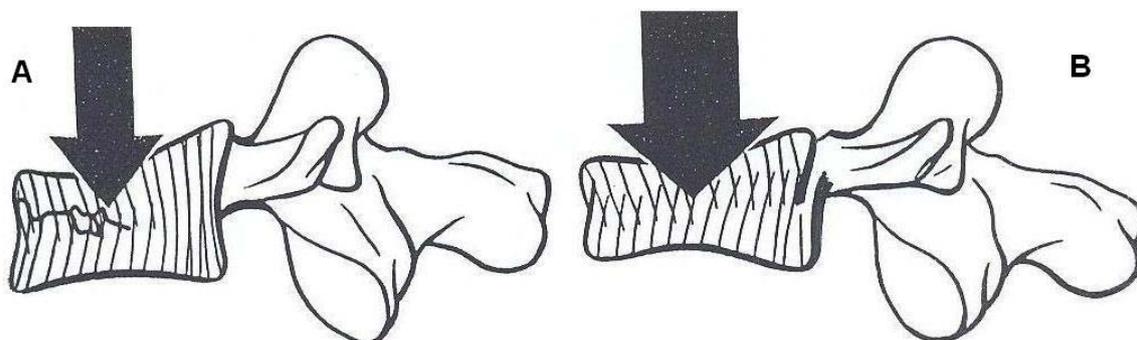


Figura 2.8: A. Fibras de abanico de la cara inferior. B. Triángulo de trabéculas verticales. Esto explica la fractura cuneiforme de cuerpo vertebral (Figura 2.8 A); en efecto, con una fuerza de compresión axial del orden de 600 kg, la parte anterior del cuerpo vertebral se aplasta; es una fractura por aplastamiento. Para aplastar el cuerpo vertebral por entero y hacer ceder la pared posterior, se precisa una fuerza de compresión axial del orden de los 800 kg (Figura 2.8 B).

2.5. LAS DIVISIONES FUNCIONALES DEL RAQUIS

Es una vista lateral del raquis (Figura 2.9), pueden distinguirse fácilmente las diferentes divisiones funcionales. Por delante (A) se sitúa el pilar anterior, que desempeña esencialmente un papel de soporte. Por detrás, el pilar posterior (B), en el que se sitúan, como ya hemos visto, las columnillas de las articulares, apoyadas en el arco posterior. En tanto que el pilar anterior (A) tiene un papel estático, el pilar posterior (B) desempeña un papel dinámico.

En sentido vertical, la disposición alterna de las piezas óseas y de los elementos de unión ligamentosa permite distinguir, un segmento pasivo (I) constituido por una vértebra misma,

y un segmento motor (II), que en la figura siluetado con un grueso trazo negro. Este segmento motor comprende de delante hacia atrás; el disco intervertebral, el orificio de conjunción, las articulaciones interapofisarias y, por último, el ligamento amarillo y el interespinoso. La movilidad a nivel de este segmento motor es responsable de los movimientos de la columna vertebral.

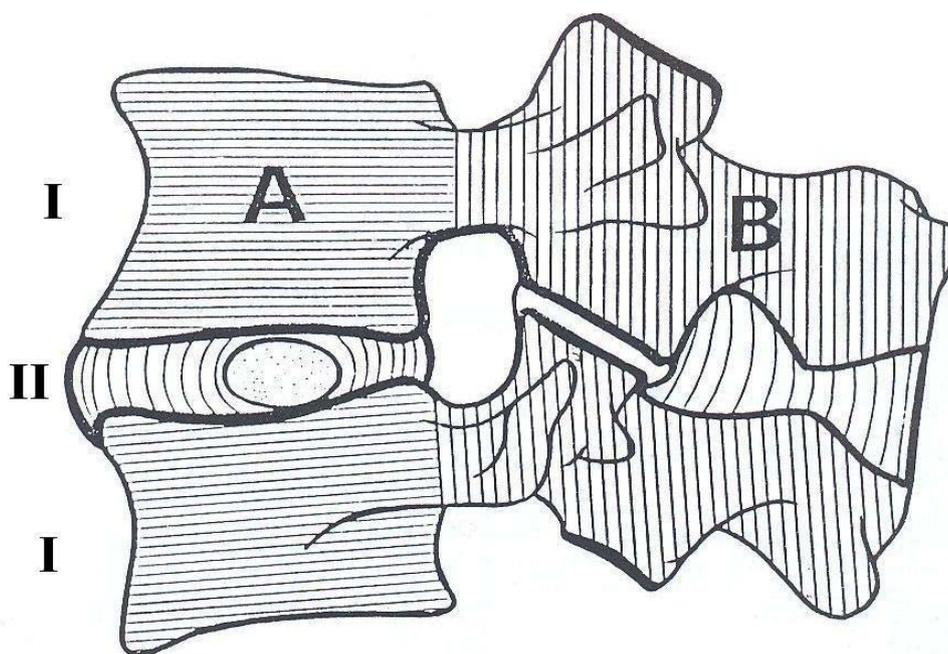


Figura 2.9: Vista lateral del raquis

Existe una relación funcional entre el pilar anterior y el posterior (Figura 2.10) que está asegurada por los pedículos vertebrales. Si consideramos la estructura trabecular de los cuerpos vertebrales y de los arcos posteriores, cabe asimilar cada vértebra a una palanca de primer grado, llamada “interapoyo”, en la que la articulación interapofisaria (1) desempeña el papel de punto de apoyo. Este sistema de palanca permite amortiguar las fuerzas de compresión axial sobre la columna vertebral; amortiguamiento directo y pasivo a nivel del disco intervertebral (2), amortiguamiento directo y activo a nivel de los músculos de los canales vertebrales (3), esto a través de las palancas que forma cada arco posterior. El amortiguamiento de estas fuerzas es, pues, a la vez pasivo y activo.

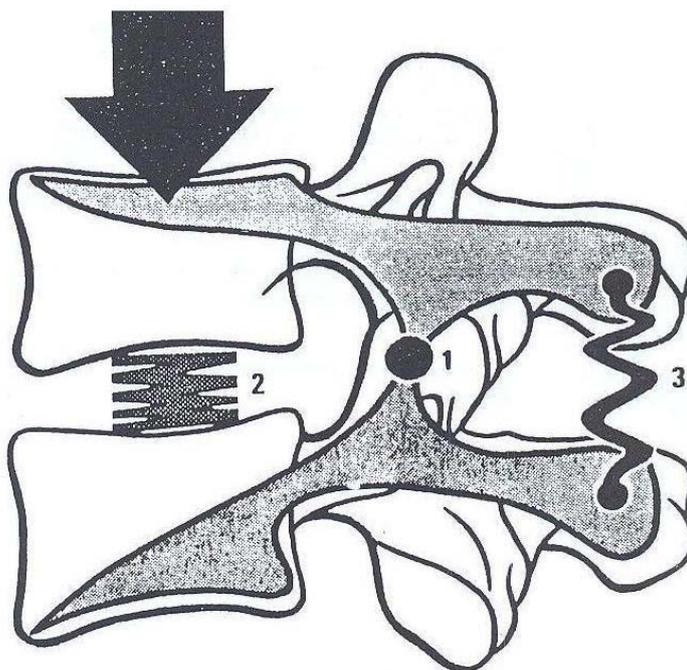


Figura 2.10: Relación funcional entre el pilar anterior y el posterior

2.6. ESTRUCTURA DEL DISCO INTERVERTEBRAL

La articulación entre dos cuerpos vertebrales adyacentes es una anfiartrosis; está constituida por las dos caras de las vértebras adyacentes unidas entre sí por el disco intervertebral. La estructura de este disco es muy característica. En efecto (Figura 2.11), consta de dos partes.

Una parte central, el nucleus pulposus (N), sustancia gelatinosa que deriva embriológicamente de la cuerda dorsal del embrión. Se trata de una gelatina transparente, que contiene un 88 por ciento de agua; por tanto, muy hidrófila y químicamente formado por una sustancia fundamental a base de mucopolisacáridos. Se ha identificado en ella sulfato de condroitina mezclado con proteínas, cierto tipo de ácido hialurónico y keratosulfato. En el plano histológico, el nucleus contiene fibras colágenas y células de aspecto condrocitario, células conjuntivas y raras aglomeraciones de células cartilaginosas.

En el interior del nucleus no hay vasos ni nervios. En cambio, está tabicado por tractos fibrosos que parten de la periferia.

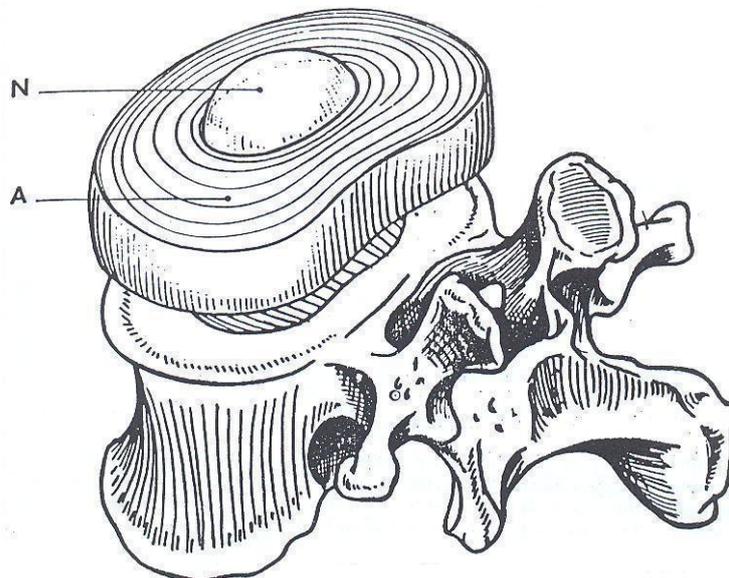


Figura 2.11: Estructura del disco y núcleo

Una parte periférica, el annulus fibrosus (A) o anillo fibroso, constituido por una sucesión de capas fibrosas concéntricas, cuya oblicuidad está cruzada cuando se cruza de una capa a la contigua, tal como ha sido representado en la parte izquierda (a) del esquema; en su parte derecha (b) se comprueba también que las fibras son verticales a la periférica y que, cuanto más nos aproximemos al centro, más oblicuas son. En el centro, en contacto con el nucleus, las fibras son casi horizontales y describen un trayecto helicoidal para ir de una cara a la otra. De este modo el nucleus se halla encerrado como en un aposento inextensible, entre las caras vertebrales por arriba y por abajo, y el annulus fibrosus. Este anillo forma un verdadero tejido de fibras, que en el sujeto joven impide toda interiorización de la sustancia del nucleus. Éste está comprimido en su albergue, de tal modo que cuando se corta en disco horizontalmente se ve brotar la sustancia gelatinosa del nucleus por encima del plano del corte. Fenómeno también visible cuando se realiza un corte sagital de la columna vertebral.

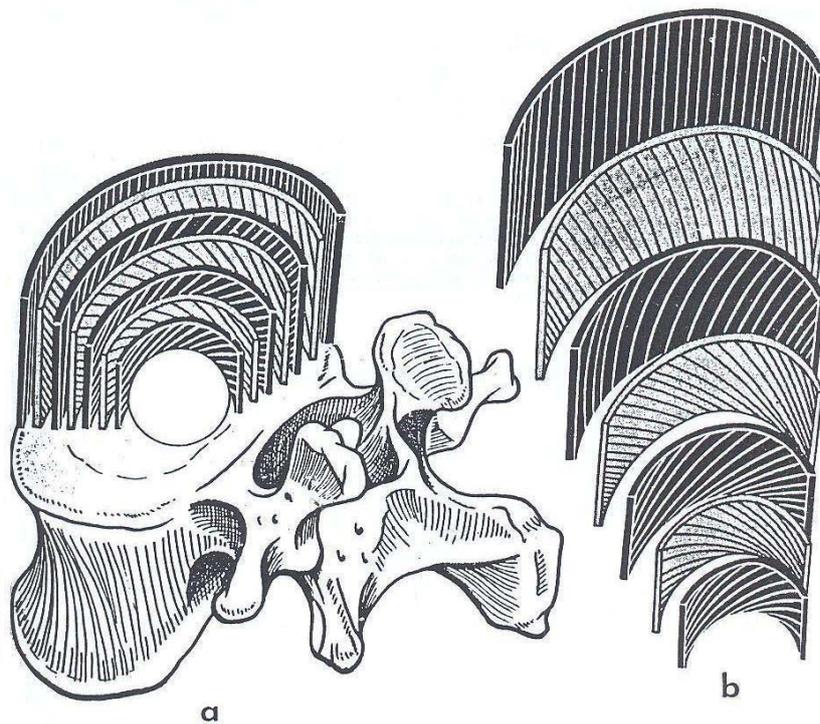


Figura 2.12: Estructura del anillo fibroso

2.7. EL ESTADO DE PRECOMPRESIÓN DEL DISCO Y LA AUTOESTABILIDAD DE LA ARTICULACIÓN DISCOVERTEBRAL

Las presiones ejercidas sobre el disco intervertebral son considerables, y esto tanto más cuanto más nos aproximemos al sacro.

Sin considerar, ante todo, más que las fuerzas de compresión axial, se ha podido determinar que cuando una fuerza es aplicada por una cara vertebral sobre el disco intervertebral, la presión ejercida sobre el nucleus es igual a la mitad de la carga aumentada en un 50 por ciento y la presión ejercida sobre el annulus igual a la otra mitad disminuida en un 50 por ciento. El nucleus soporta, por tanto, el 75 por ciento de la carga y el annulus el 25 por ciento. De manera que en el caso de una presión del 20 Kg, ésta se distribuye en 15 Kg sobre el nucleus y 5 Kg sobre en annulus.

Sin embargo, el nucleus actúa como repartidor de presión en sentido horizontal sobre el annulus (Figura 16). En la simple posición erecta, a nivel del disco $L_5 - S_1$, la compresión vertical ejercida sobre el nucleus se trasmite por la periferia del annulus a razón de 28 Kg por centímetro lineal y 16 Kg por centímetro cuadrado. Estas fuerzas aumentan de manera considerable en cuanto se impone una sobrecarga al raquis. En la flexión hacia adelante, la presión por centímetro cuadrado asciende a 58 Kg, mientras que la fuerza sobre el centímetro lineal alcanza los 87 Kg. Durante el esfuerzo de enderezamiento, estas cifras se incrementan hasta 107 Kg/cm^2 y 174 por centímetro lineal. Las presiones pueden alcanzar valores aún más elevados si se alza una carga durante el esfuerzo de enderezamiento. Dichas presiones se acercan entonces a los valores del punto de ruptura.

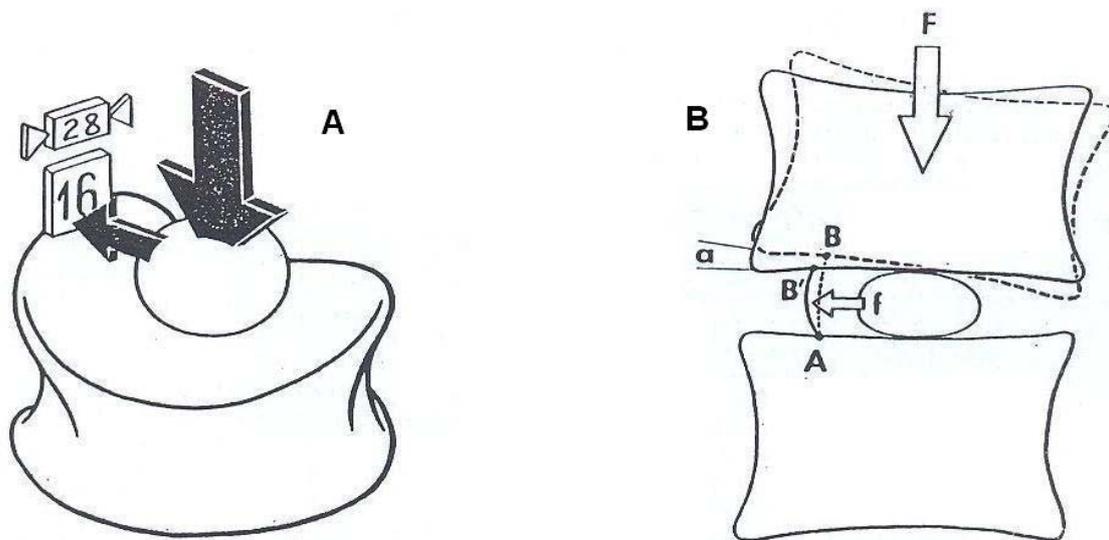


Figura 2.13: A. Presión en sentido horizontal sobre el annulus B. Disco en presión axial asimétrica

La presión en el centro del nucleus no es nula, incluso cuando el disco no soporta carga alguna. Esta presión es debida al estado de hidrofilia, que le hace hincharse en su albergue inextensible. Con ello nos hallamos ante un estado llamado de “pre-tensión”. En tecnología del cemento se denomina pre-tensión (Figura 2.14) a un estado de tensión previa creada en

una viga que debe soportar una carga. Si se carga una viga homogénea (A) con un peso, se le ve adoptar una incurvación de valor f_1 , que recibe el nombre de flecha. Tomemos ahora una viga (B) en cuya parte inferior se habrá introducido un cable metálico fuertemente tensado entre las dos extremidades de la misma; tendremos entonces constituida una viga pretensada que, cargada con el mismo peso, se deformará, con una flecha f_2 claramente inferior a la flecha f_1 .

La pre-tensión a nivel del disco intervertebral permite a éste, de igual modo, resistir mejor las fuerzas de compresión y de inflexión. Cuando con la edad, el nucleus pierde sus propiedades hidrófilas, su presión interna decrece y el estado de pre-tensión tiende a desaparecer, lo cual explica la pérdida de flexibilidad del raquis senil.

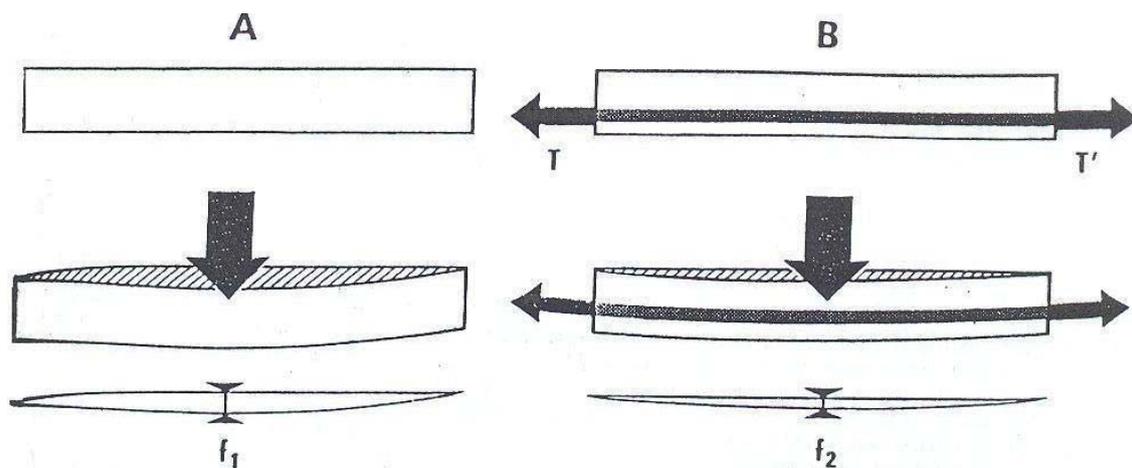


Figura 2.14: Estado de tensión previa creada en una viga que debe soportar una carga

Cuando un disco es solicitado por una presión axial asimétrica (Figura 2.13 B), la cara vertebral superior sufre una inflexión hacia el lado más cargado con un ángulo de oscilación α . Así, la fibra AB' se halla tensa en la posición AB , pero, simultáneamente, la presión máxima del nucleus en el lado de la flecha se apoyará sobre la fibra AB y la volverá a la posición AB' , enderezando con ello la cara vertebral superior y volviéndola a

la posición inicial. Este mecanismo de autoestabilidad está ligado al estado de pre-tensión. Vemos que el annulus y el nucleus forman juntos un par funcional cuya eficacia depende de la integridad de ambos elementos. Si la presión interna del nucleus disminuye o si la capacidad de contención del annulus desaparece, este par funcional pierde inmediatamente su eficacia.

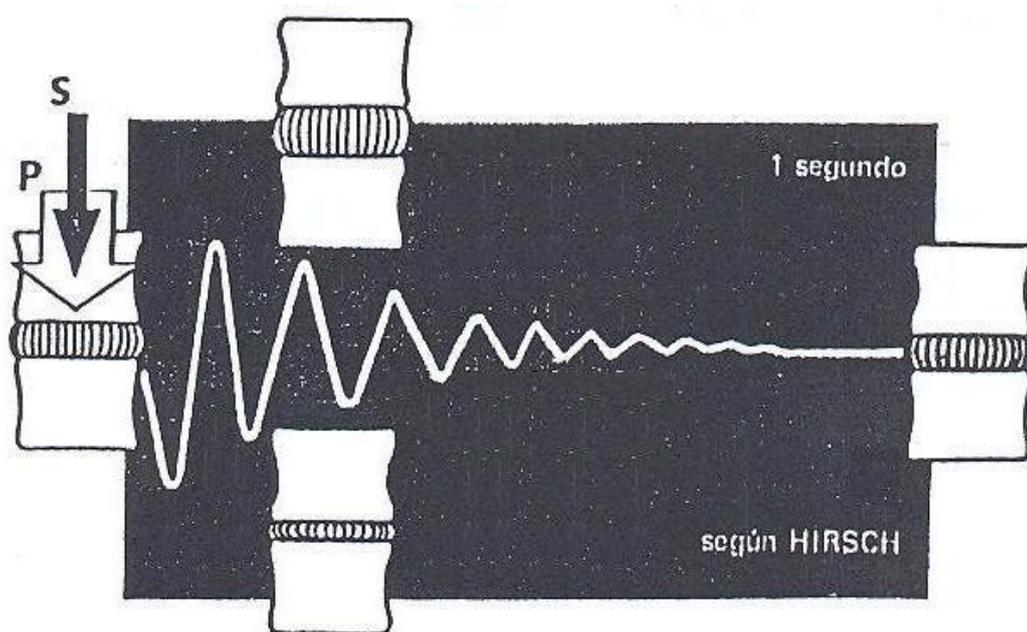


Figura 2.15: Carga y descarga del disco intervertebral según Hirsch

El estado de pre-tensión explica también las reacciones elásticas del disco, claramente evidenciadas por la *experiencia de Hirsch* (Figura 2.15): cuando sobre un disco previamente cargado (P) se agrega bruscamente una sobrecarga (S), se ve cómo el espesor del disco pasa por un mínimo y después por un máximo, siguiendo una curva oscilante, que se amortigua al instante. Si la sobrecarga es excesiva, la intensidad de esta reacción oscilante puede destruir las fibras del anillo. Así se explica el deterioro discal tras esfuerzos violentos repetidos.

2.8. LA MIGRACIÓN DEL AGUA EN EL NUCLEUS

El nucleus reposa sobre la parte central de la cara vertebral, parte cartilaginosa, ahuecada, sin embargo, por numerosos poros microscópicos que hacen comunicar el alojamiento del nucleus con el tejido esponjoso, situado bajo la cara vertebral. Cuando se ejerce una presión importante en el eje del raquis (Figura 2.16 A), el agua contenida en la sustancia gelatinosa del nucleus pasa a través de los orificios de la carilla vertebral hacia el centro de los cuerpos vertebrales. Esta presión estática se mantiene durante el día; a últimas horas de la noche, el nucleus está claramente menos hidratado que al comenzar la mañana. De ello se deduce que el espesor del disco ha disminuido sensiblemente. En un sujeto normal, esta pérdida de espesor acumulado en la altura total del raquis puede alcanzar los 2 cm.

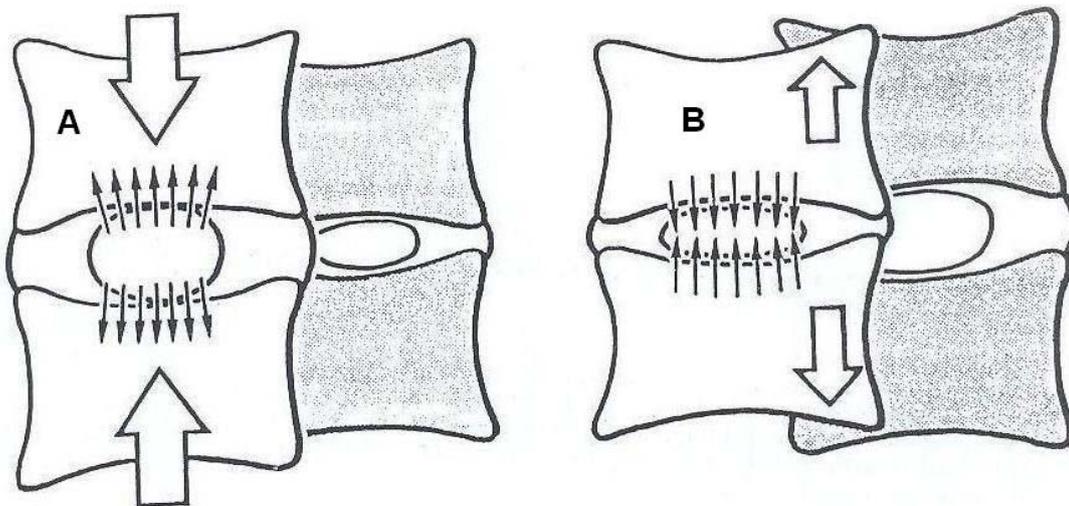


Figura 2.16: A. Presión axial debido a cargas B. Presión axial debida a la gravedad

De manera inversa, en el curso de la noche, en decúbito dorsal (Figura 2.16 B), los cuerpos vertebrales no sufren ya la presión axial debida a la gravedad, tan sólo la de tono muscular, muy relajado por el sueño. En este momento, la hidrofilia de nucleus atrae el agua que vuelve a él desde los cuerpos vertebrales. El disco recobra entonces su grosor inicial. Por

tanto, somos más altos por la mañana que por la noche, la flexibilidad raquídea lo es mayor al comienzo de la jornada.

La presión de imbibición del nucleus es considerable, puesto que, puede llegar hasta 250 mmHg con la edad, este estado de imbibición disminuye al mismo tiempo que la hidrofilia, y de ello se deriva una disminución de estatura y de flexibilidad raquídea en los ancianos.

Hirsch ha demostrado, al aplicar una carga constante sobre el disco vertebral, (Figura 2.17), que la disminución del grosor del disco no era lineal, sino exponencial (primera parte de la curva), lo cual sugiere un proceso de deshidratación proporcional al volumen del nucleus. Cuando se retira la carga, el disco recupera su grosor inicial, pero la curva tampoco es lineal, sino exponencial inversa (segunda parte de la curva), y la recuperación total del espesor inicial del disco requiere cierto tiempo. Si estas cargas y descargas del disco se repiten de manera demasiado seguida, el disco no tiene tiempo de recobrar su espesor inicial. Igualmente, si las cargas y descargas se mantienen de manera demasiado prolongada, aunque se espere el tiempo de recuperación necesario, el disco no recobra su espesor inicial. Se observa aquí un fenómeno de envejecimiento.

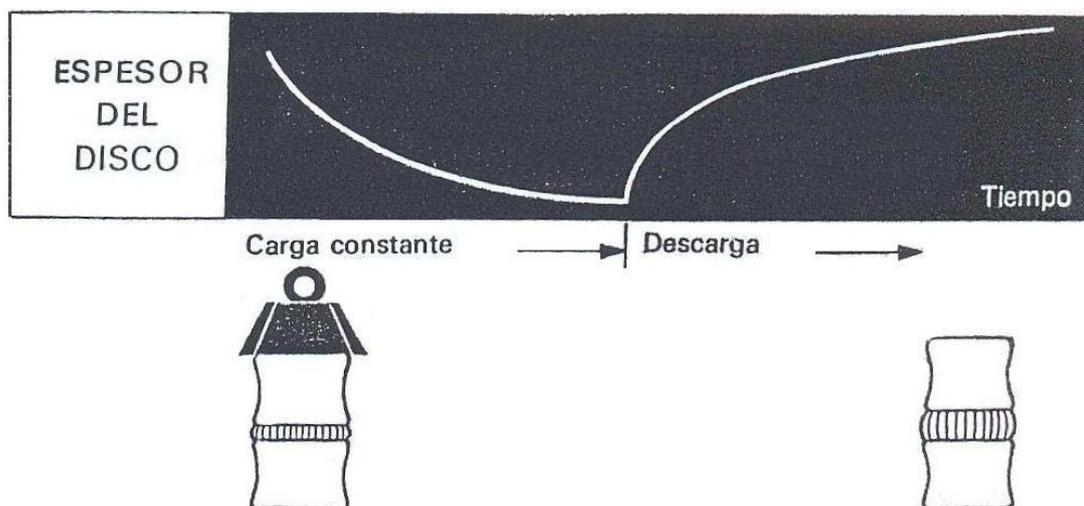


Figura 2.17: Carga constante sobre el disco vertebral según Hirsch

2.9. FUERZAS DE COMPRESIÓN SOBRE EL DISCO

Las fuerzas de compresión sobre el disco son tanto más importantes a medida que nos aproximamos al sacro. Lo que se comprende dado que el peso soportado del cuerpo se incrementa con la altura suprayacente (Figura 2.19 A). En un hombre de 80 Kg. Se calcula que la cabeza pesa 3 Kg, los miembros superiores 14 Kg, el tronco 30 Kg. Si se estima que a la altura del disco $L_5 - S_1$ el raquis soporta sólo $2/3$ del peso del tronco, se halla, por tanto, a una carga de 37 Kg; es decir, a caso la mitad del peso del cuerpo (P). A ello se añade el tono de los músculos paravertebrales (M1) y (M2), necesario para mantener la estática y la erección del tronco. Si añadimos, además, la acción de la carga (E) y la intervención de una sobrecarga brusca (5), se comprende que los discos más inferiores del raquis lumbar estén sometidos a fuerzas que a veces sobrepasan su resistencia, en especial las personas de edad.

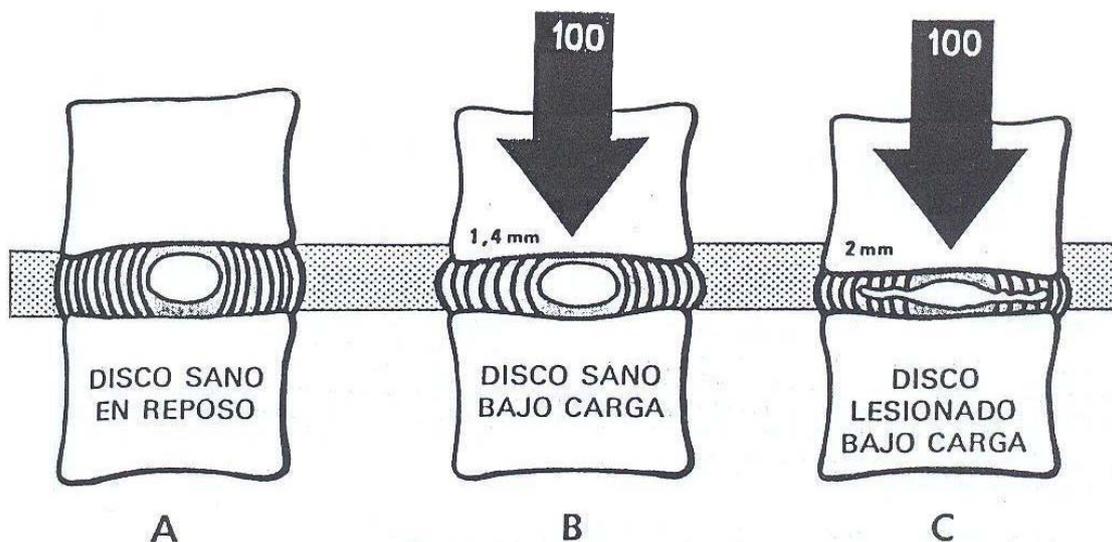


Figura 2.18: disco sano o lesionado

La disminución de la altura del disco no es la misma según el disco esté sano o lesionado (Figura 2.18). Si partimos de un disco sano y en reposo (A) y lo cargamos con un peso de 100 Kg, vemos cómo se aplasta 1,4 mm, al tiempo que se ensancha (B), si ahora aplicamos

a un disco ya lesionado el mismo peso de 100 Kg, éste determina una disminución de su altura en 2mm (C), así como se comprueba que la recuperación de su espesor inicial es incompleta, tras haber retirado la citada carga.

Este aplastamiento progresivo del disco lesionado no deja de repercutir en las articulaciones interapofisarias (Figura 2.19 B): cuando el espesor del disco es normal (1), las relaciones de las superficies cartilagosas a nivel de las articulaciones interapofisarias son normales: la interlínea es paralela y regular. Cuando la altura del disco disminuye (2), se alteran las relaciones articulares interapofisarias y la interlínea se entreabre hacia atrás. Esta distorsión articular es en sí misma a la larga un factor de artrosis.

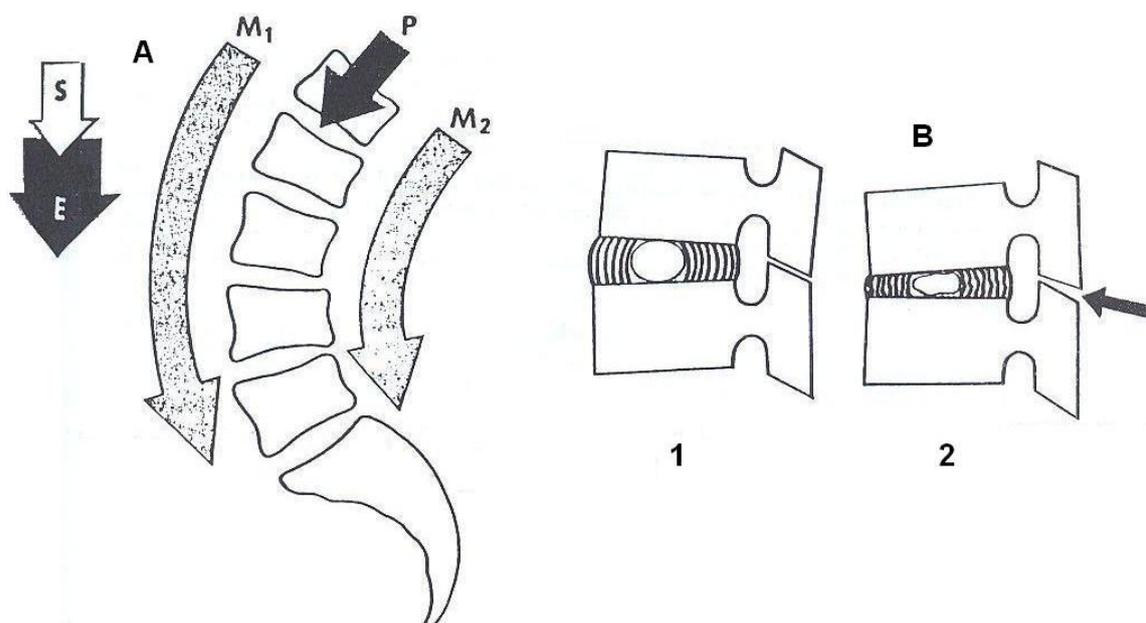


Figura 2.19: A. Altura suprayacente B. Aplastamiento progresivo del disco lesionado

2.10. EL RAQUIS LUMBAR EN CONJUNTO

Visto de frente (Figura 2.20 B), en una radiografía el raquis lumbar es rectilíneo y simétrico en relación a las líneas de las espinosas (m); la anchura de los cuerpos vertebrales, así como la de las apófisis transversas amengua regularmente de abajo arriba.

La línea horizontal (h), que discurre por la parte más elevada de las dos crestas ilíacas, pasa entre L₄ y L₅. Las verticales (a y a') trazadas desde el borde externo del alerón sacro van a caer aproximadamente en el fondo del cótilo.

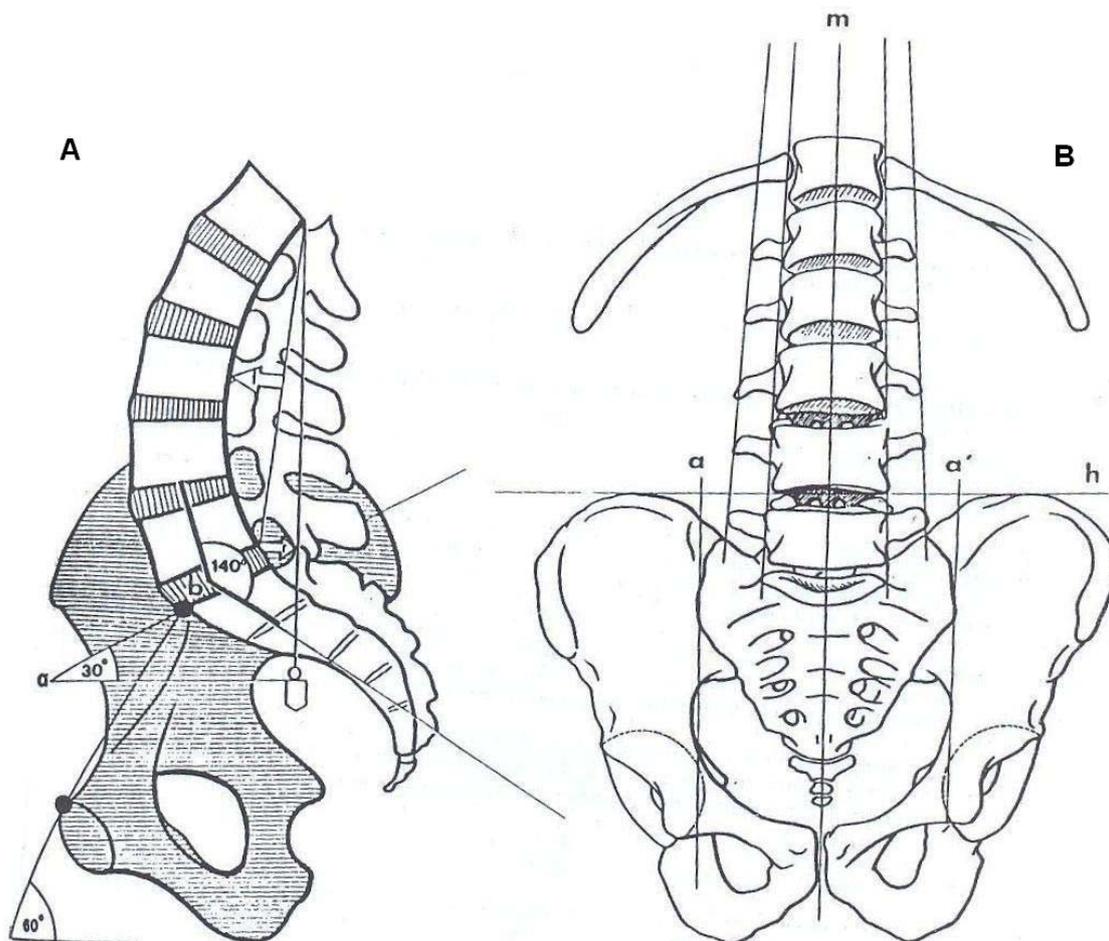


Figura 2.20: A. Características de la lordosis lumbar B. Raquis lumbar visto de frente

Visto de perfil (Figura 2.20 A), en una radiografía, pueden apreciarse las características de la lordosis lumbar y de la estática raquídea puntualizadas por De Seze.

- **El ángulo sacro (a)**, está formado por la inclinación de la cara superior de la primera vértebra sacra sobre la horizontal. Su valor medio es 30°.
- **El ángulo lumbosacro (b)**, formado entre el eje de la quinta vértebra lumbar y el eje del sacro, tiene un valor medio de 140°.

- **El ángulo de inclinación de la pelvis (c)**, formado por la inclinación sobre la horizontal de la línea que se extiende entre el promontorio y el borde superior de la sínfisis pubiana, tiene un valor medio de 60°.
- **La flecha de la lordosis lumbar (f)**, puede ser construida uniendo el borde posterosuperior de la primera vértebra lumbar al borde posteroinferior de la quinta vértebra lumbar. Esta línea representa la cuerda de la lordosis lumbar. La flecha representa el máximo de curvatura, situado en general a nivel de la tercera lumbar, y es tanto más pronunciada cuanto más acentuada sea la lordosis; puede ser nula cuando el raquis lumbar es rectilíneo y, en ciertos casos, incluso puede invertirse, lo que es raro.
- **La reversión posterior (r)**, representa la distancia entre el borde posteroinferior de la quinta vértebra lumbar y la vertical, que desciende desde el borde posterosuperior de la primera lumbar. Esta distancia puede ser nula si la vertical se confunde con la cuerda de la lordosis lumbar; puede ser positiva si el raquis lumbar está revertido hacia atrás y puede ser negativa si el raquis lumbar está inclinado hacia adelante.

2.11. CONSTITUCIÓN DE LAS VÉRTEBRAS LUMBARES

En una vista posterior de 3/4 (Figura 2.22) se pueden distinguir los elementos constitutivos de una vértebra lumbar: en la (Figura 2.21) se halla dispuestos “en piezas”:

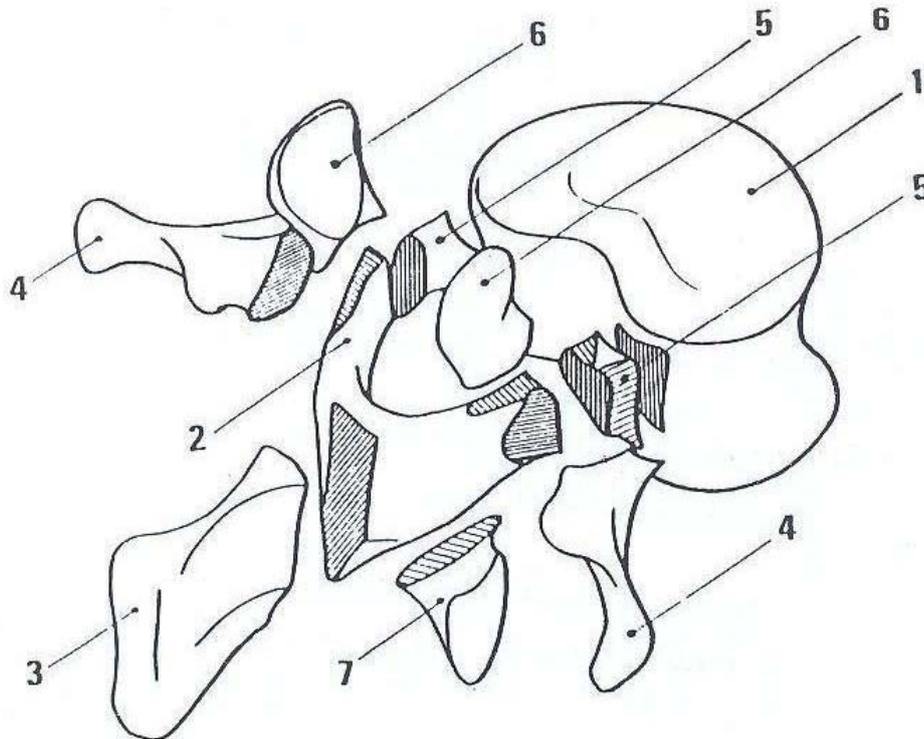


Figura 2.21: Elementos constitutivos de una vértebra lumbar

- El **cuerpo vertebral (1)**, reniforme, es más extenso en anchura que el sentido anterior; es también más ancho que alto y su contorno, profundamente excavado, afecta la forma de un diábolo, salvo por detrás, donde es casi plano.
- **Las dos láminas (2)**, son muy altas y se dirigen hacia atrás y hacia adentro, pero su plano es oblicuo hacia abajo y hacia fuera.
- Se unen por detrás para dar nacimiento a una **apófisis espinosa (3)**, muy gruesa, rectangular, dirigida directamente hacia atrás y engrosada en su extremidad posterior.
- **La apófisis costoides (4)**, que se denominan impropriamente apófisis transversas, pues en realidad son restos de costillas, se implantan a la altura de las articulaciones y se dirigen oblicuamente hacia atrás y hacia fuera. En la cara posterior de la base de implantación de las apófisis costiformes se sitúa el tubérculo accesorio, que

según algunos autores sería el homólogo de la apófisis transversa de las vértebras dorsales.

- **El pedículo (5)**, porción ósea corta que une el arco posterior al cuerpo vertebral, se implanta en la cara posterior del cuerpo vertebral en su ángulo superoexterno, y forma los límites superior e inferior de los agujeros de conjunción; por detrás da inserción al macizo de las articulares.
- **La apófisis articular superior (6)**, se yergue en el borde superior de la lámina en su unión con el pedículo; su plano es oblicuo hacia atrás y hacia afuera y presenta una faceta articular recubierta de cartílago orientada hacia atrás y hacia adentro.
- **La apófisis articular inferior (7)**, se destaca del borde inferior del arco posterior, cerca de la unión de la lámina con la espinosa. Se dirige hacia abajo y hacia afuera y posee una carilla articular recubierta de cartílago que mira hacia fuera y hacia delante.
- Entre la cara posterior del cuerpo vertebral y el arco posterior se encuentra delimitado el agujero vertebral, que forma un triángulo casi equilátero.

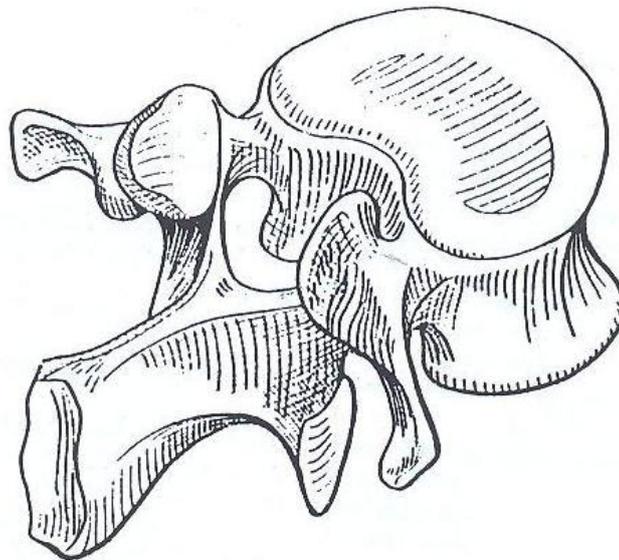


Figura 2.22: Vista posterior de 3/4

Algunas vértebras lumbares presentan caracteres particulares: la apófisis costiforme de la primera vértebra lumbar está menos desarrollada que la del resto de las lumbares.

La quinta vértebra lumbar posee un cuerpo vertebral más alto por delante que por detrás, de tal modo que, visto de perfil, es cunciforme o, mejor, forma un trapecio de base mayor anterior. En cuanto a las apófisis articulares inferiores de la quinta lumbar, están más separadas entre sí que las de las restantes lumbares.

Cuando separamos verticalmente dos vértebras lumbares entre sí (Figura 2.23 A), comprendemos cómo las apófisis articulares inferiores de la vértebra superior se encajan por dentro y por detrás de las apófisis articulares superiores de la vértebra subyacente (Figura 2.23 B). Cada vértebra lumbar, por tanto, estabiliza lateralmente a la vértebra contigua superior, gracias a los topes que forman las apófisis articulares.

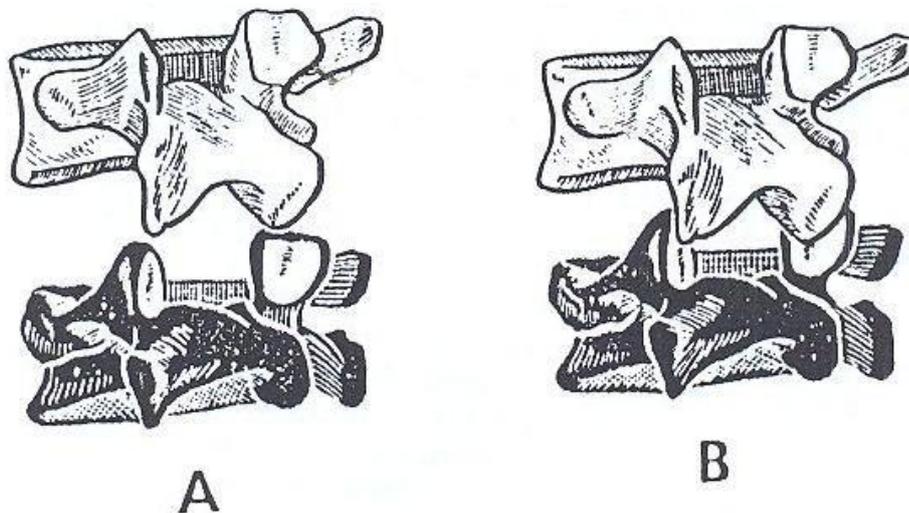


Figura 2.23: Unión de las vértebras lumbares

2.12. FLEXIÓN-EXTENSIÓN E INFLEXIÓN DEL RAQUIS LUMBAR

En el movimiento de flexión (Figura 2.24 A), el cuerpo vertebral de la vértebra suprayacente se inclina hacia adelante en el sentido de la flecha F, lo que disminuye el

espesor del disco en su parte anterior y lo aumenta en su parte posterior. El disco intervertebral toma entonces una forma de cuña de base posterior y el nucleus pulposus es impulsado hacia atrás. Su presión aumenta, por tanto, sobre las fibras posteriores del annulus fibrosus; simultáneamente, las apófisis articulares inferiores de la vértebra superior se deslizan hacia arriba y tienden a separarse de las apófisis articulares superiores de la vértebra inferior (flecha 1); la cápsula y los ligamentos de esta articulación interapofisaria están así, tensas al máximo, al igual que todos los ligamentos del arco posterior: el ligamento amarillo, el ligamento interespinoso (2), el ligamento supraespinoso y el ligamento vertebral común posterior. Esta puesta en tensión limitada, en definitiva, el movimiento de flexión.

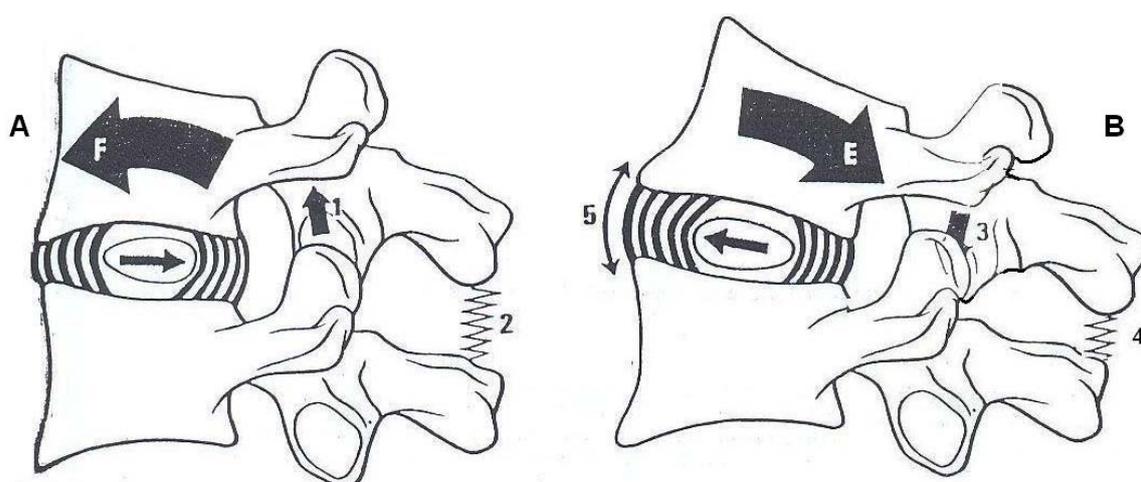


Figura 2.24: A. Movimiento de flexión B. Movimiento de extensión

En el movimiento de extensión (Figura 2.24 B), el cuerpo vertebral de la vértebra suprayacente se inclina hacia atrás y retrocede en el sentido de la flecha E. Al propio tiempo, el disco intervertebral se adelgaza por detrás y se ensancha por delante, con lo que se hace cuneiforme, con base anterior. El nucleus pulposus es impulsado hacia delante, lo que tensa las fibras anteriores del annulus fibrosus. Al mismo tiempo el ligamento vertebral común anterior queda sometido a tensión (5). En cambio, el ligamento vertebral

común posterior se distiende y, simultáneamente, vemos como las apófisis articulares inferiores de la vértebra superior se encajan más profundamente entre las apófisis espinosas superiores de la vértebra inferior (3), mientras que las apófisis espinosas entran en contacto. Así el movimiento de extensión se ve limitado por los topes óseos a nivel del arco posterior y por la tensión del ligamento común anterior.

El movimiento de inflexión lateral (Figura 2.25 A), el cuerpo de la vértebra superior se inclina hacia el lado de la concavidad de la inflexión u el disco se torna cuneiforme, más grueso en el lado de la convexidad. El nucleus pulposus se desplaza ligeramente hacia el lado de la convexidad. El ligamento intertransverso del lado de la concavidad (7). Una vista posterior (Figura 2.25 B) muestra un deslizamiento desigual de las apófisis articulares del lado de la convexidad, la articular de la vértebra superior se eleva (8), mientras que del lado de la concavidad desciende (9). Existe pues, simultáneamente una distensión de los ligamentos amarillos y de la cápsula articular interapofisaria en el lado de la concavidad y, por el contrario, una tensión de estos mismos elementos en el lado de la convexidad.

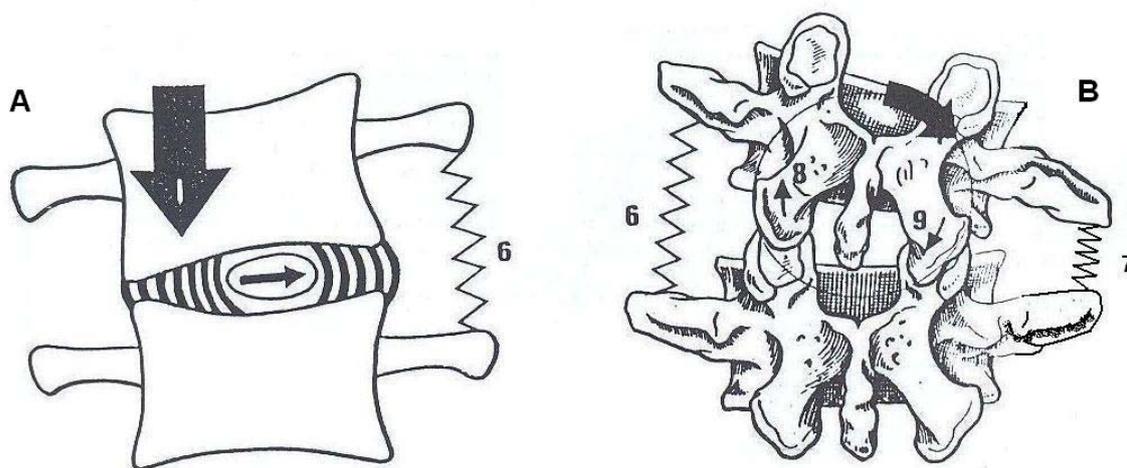


Figura 2.25: A. Movimiento de inflexión lateral B. Deslizamiento desigual de las apófisis articulares del lado de la convexidad

2.13. DIFERENTES TIPOS DE HERNIA DISCAL

Con el efecto de la presión axial, la sustancia del nucleus pulposus puede fluir en diferentes direcciones. Si las fibras del annulus son aún resistentes, la hiperpresión puede determinar el hundimiento de las superficies vertebrales. Se trata entonces de “hernia interesponjosa” (Figura 2.26 A).

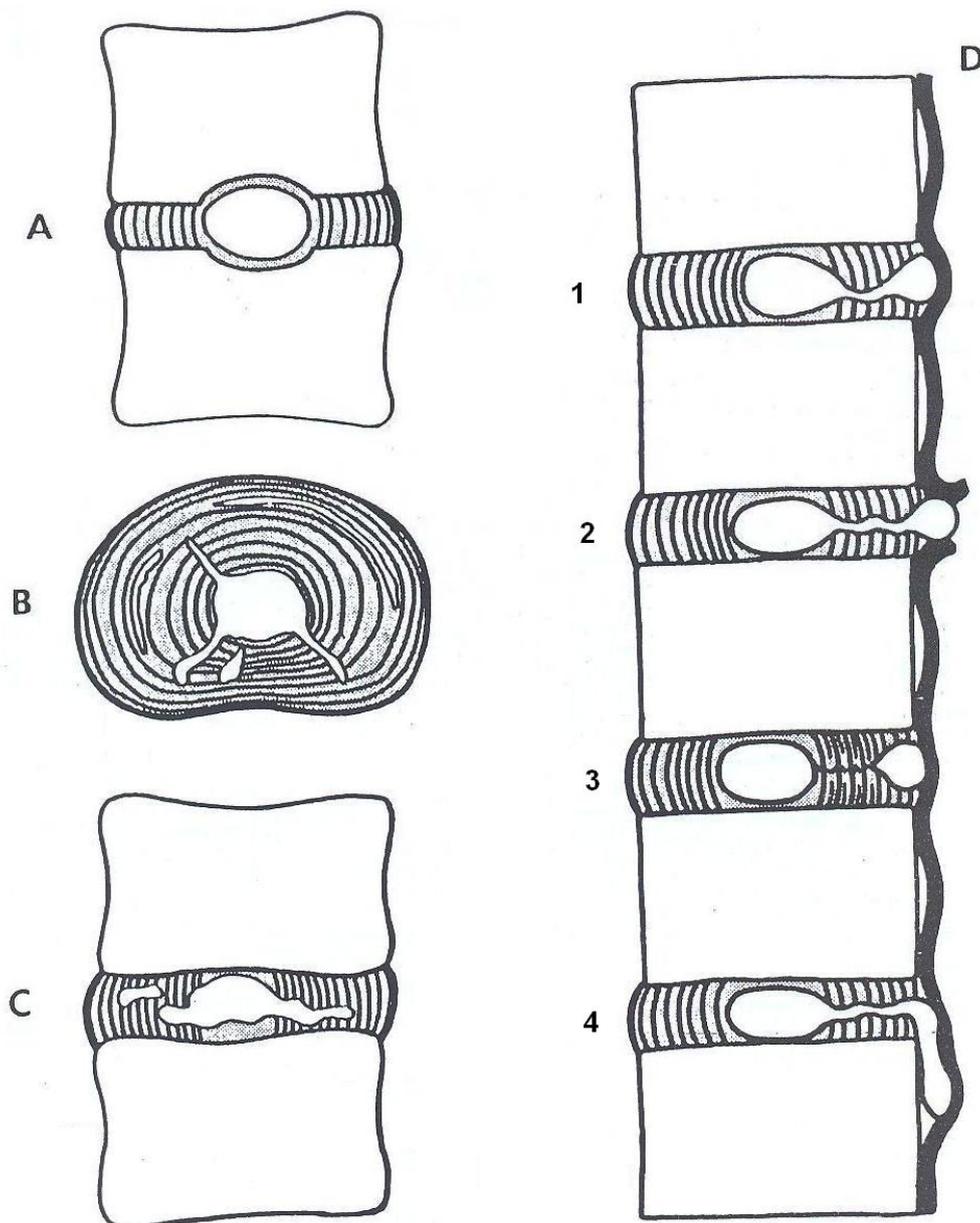


Figura 2.26: A. Hernia interesponjosa B. Desgarros intrafasciculares entre sus diferentes capas C. Efusiones posteriores D. Efusiones bajo el ligamento vertebral común posterior

Trabajos recientes han mostrado, no obstante, que, a partir de los 25 años, las fibras del annulus fibrosus empiezan a degenerar y que podrían producirse desgarramientos intrafasciculares entre sus diferentes capas. Entonces la sustancia del nucleus podría pasar, bajo la presión axial, a través de las fibras del annulus (Figura 2.26 B). Estas efusiones de sustancia nuclear pueden ser concéntricas, aunque más a menudo son radiales. Las efusiones anteriores son más raras. En cambio, las posteriores son muy frecuentes, sobre todo en el sentido posterolateral. Así, cuando el disco se aplasta (Figura 2.26 C), una parte de la sustancia del nucleus fluye ya sea hacia delante, o bien hacia atrás, y puede de este modo llegar al borde posterior del disco y aflorar bajo el ligamento vertebral común posterior (Figura 2.26 D). En un primer tiempo, aun permaneciendo ligada al nucleus, puede quedar bloqueada bajo el ligamento vertebral común posterior (1); en este caso, todavía es posible hacerla volver a su albergue del nucleus mediante tracciones vertebrales. Pero, muy a menudo, hunde el ligamento vertebral común posterior (2) y puede incluso quedar libre en el interior del canal vertebral. Se trata de la hernia discal llamada “libre”. En otros casos, queda bloqueada bajo el ligamento vertebral común posterior (3), y las fibras del annulus se cierran entonces detrás de ella, impidiéndole toda posibilidad de retorno. En fin, en otros casos, tras haber alcanzado la cara profunda del ligamento vertebral común posterior, la hernia puede deslizarse ya sea hacia arriba, ya sea hacia abajo (4). Se trata entonces de una hernia migratoria subligamentosa.

Cuando la hernia discal afecta la cara profunda del ligamento vertebral común posterior, y tensa sus fibras nerviosas, es causa de dolores lumbares o lumbalgias: ulteriormente, cuando la hernia comprime el nervio raquídeo, ocasiona radiculalgias.

2.14. HERNIA DISCAL Y MECANISMO DE LA COMPRESIÓN RADICULAR

Hoy parece fuera de duda que la hernia discal se produce en tres tiempos (Figura 2.27). Sin embargo, su aparición sólo es posible si previamente el disco ha resultado deteriorado por microtraumatismos repetidos y si, por otra parte, las fibras del anillo fibroso han empezado a degenerar. La hernia discal aparece, en general, tras un esfuerzo de levantamiento de una carga, con el tronco inclinado hacia delante: en el primer tiempo (A), la flexión del tronco hacia delante reduce la altura de los discos en su parte anterior y entreabre hacia atrás el espacio intervertebral. La sustancia del nucleus se proyecta hacia atrás, a través de los desgarros pre-existentes en el anillo fibroso. En el segundo tiempo (B), al iniciar el esfuerzo de levantamiento, el incremento de la presión axial aplasta en la totalidad el disco intervertebral y proyecta violentamente hacia atrás la sustancia del nucleus, que de este modo llega a la cara profunda del ligamento vertebral común posterior. En el tercer tiempo (C), con el enderezamiento del tronco prácticamente terminado, el trayecto en zigzag por el que ha pasado el pedículo de la hernia discal se cierra bajo la presión de las caras vertebrales y la masa herniaria queda bloqueada bajo el ligamento vertebral común posterior. En este mismo momento sobreviene un intenso dolor en la región lumbar, llamado comúnmente lumbago, y que corresponde al primer tiempo de la lumbociatalgia. Este lumbago agudo inicial, puede regresar ya sea espontáneamente, ya sea bajo influencia del tratamiento, pero si se producen episodios idénticos y repetidos, la hernia discal aumentará de volumen y hará cada vez más protrusión hacia el conducto raquídeo. Con lo que entrará en conflicto con uno de los nervios raquídeos, una de las raíces del nervio ciático (Figura 2.28 B). Por eso, la hernia discal suele aparecer en la parte posterolateral del disco, en el lugar donde el ligamento vertebral común posterior es menos denso, y rechaza progresivamente a la raíz del nervio ciático, hasta el momento en que su camino

queda detenido por la pared posterior del agujero de conjunción; es decir, por la articulación interapofisaria cubierta por su cápsula, reforzada ésta por un ligamento anterior y por la parte externa del ligamento amarillo. A partir de este momento, la raíz comprimida determina la aparición de dolores en el territorio de la misma e incluso, posteriormente, trastornos de los reflejos (abolição del reflejo aquileo por la raíz S_1 , y más tarde, por trastornos motores, en la ciática paralizante).

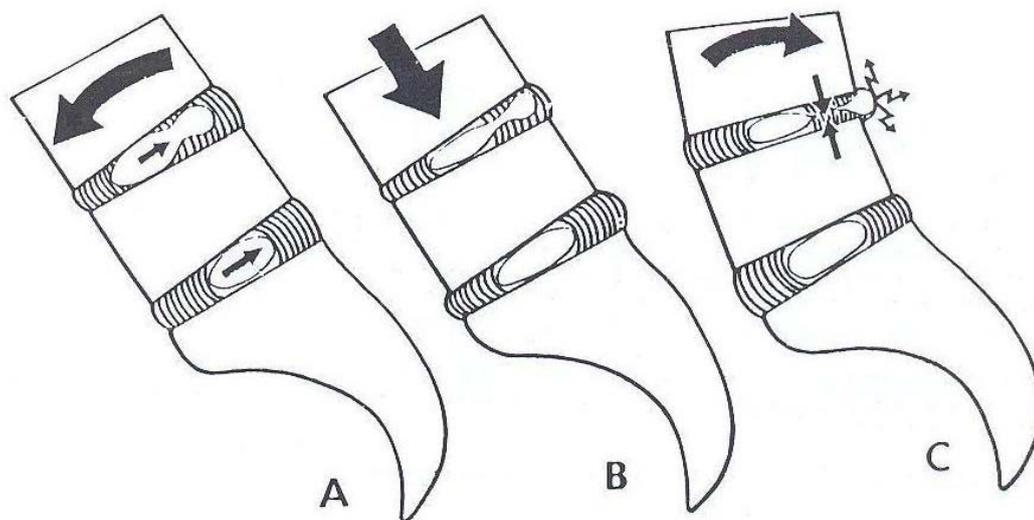


Figura 2.27: Fases de una hernia discal

Según el nivel en que se producen la hernia discal y la compresión radicular, la sintomatología será diferente (Figura 2.28 A): cuando la hernia discal se presenta en el segmento $L_4 - L_5$ (1), comprime la quinta raíz lumbar (L_5) y la radiculalgia correspondiente afecta al siguiente territorio: cara posteroexterna del muslo y de la rodilla, cara externa de la pantorrilla, cara dorsal externa de la garganta del pie y cara dorsal del pie hasta el dedo gordo. Cuando la hernia discal aparece en el segmento $L_5 - S_1$ (2), comprime la primera raíz sacra (S_1), y la radiculalgia afectará a la siguiente topografía: cara posterior del muslo y de la rodilla y de la pantorrilla, talón, borde externo del pie hasta el quinto dedo. Sin embargo, es necesario corregir la sistematización, ya que la hernia discal

de L₄ – L₅, al estar más cerca de la línea media, puede comprimir simultáneamente a L₅ y S₁ o incluso, a veces, solamente a S₁. Si la exploración quirúrgica se limita al espacio L₅ – S₁ en razón de la topografía de S₁ la radiculalgia, corre el peligro de desconocer la lesión situada en el segmento superior.

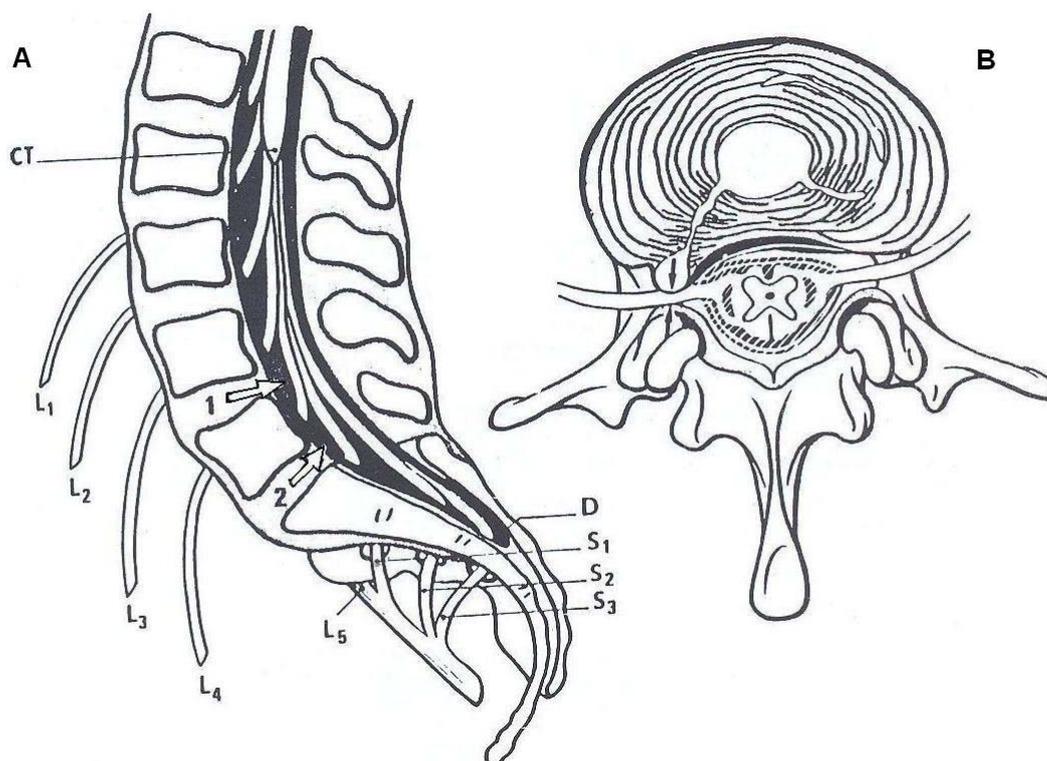


Figura 2.28: A. Corte sagital del raquis lumbar B. Corte transversal

El corte sagital (Figura 2.28 A) corrige al corte transversal (Figura 2.28 B); en efecto, en este último está representada la médula. En realidad, la médula se detiene a nivel del cono terminal (CT) a la altura de la segunda vértebra lumbar. Por encima del cono terminal, dentro del saco dural sólo existen las raíces que forman la “cola de caballo” y que salen en de dos en dos por los agujeros de conjunción a cada nivel. A la altura L₄ – L₅ existen también cuatro pares de raíces en el saco dural; pero dado que a la altura de L₅ – S₁ las dos raíces S₁ han salido por arriba, sólo quedan tres pares de raíces en el referido saco que terminan, en fondo de saco, a la altura de la tercera vértebra sacra.

3. BIOMECÁNICA

3.1. INTRODUCCIÓN

El sistema musculoesquelético, aunque complejo, obedece las leyes básicas de la mecánica. La biomecánica es la rama de la ciencia que lidia con los efectos de la fuerza y energía sobre los sistemas biológicos. El estudio de la biomecánica envuelve la aplicación de las leyes mecánicas de Newton a modelos de objetos biológicos de manera que describen su comportamiento y sus funciones. La ortopedia biomecánica se ha concentrado en los efectos –movimientos y deformaciones– de fuerzas y momentos que actúan sobre los tejidos tales como los huesos, cartílagos, ligamentos, meniscos, líquidos sinoviales y tendones. El estudio de biomecánica ha sido importante en el diseño y desarrollo de muchas de las uniones de reemplazo y aparatos comúnmente usados hoy en día en cirugías ortopédicas. La cinemática describe movimientos dentro del sistema musculoesquelético, como los de diartrodiales articulaciones (cadera, rodilla, hombro, etc), así como de la locomoción y el andar.

Este capítulo proporciona una revisión de algunos principios fundamentales de la mecánica y demuestra el uso de estos principios, en algunos problemas específicos de la biomecánica ortopédica. Incluye definiciones de las fuerzas y momentos y ejemplos de su cálculo en casos específicos sobre la zona lumbar de la columna vertebral, así como las definiciones de tensiones, deformaciones y ejemplos de cómo esto proporciona las propiedades del material intrínseca de los materiales biológicos. Además, este capítulo se refiere a la fricción, lubricación y desgaste de los mecanismos existentes en las articulaciones diartrodiales.

3.2. FUERZAS EN EL ESQUELETO

Hay muchos tipos de cantidades físicas. La temperatura, masa, volumen, densidad, etc, son cantidades escalares físicas. Sólo un número es necesario para cuantificar la magnitud de un escalar. Por ejemplo, la temperatura se cuantifica en grados Celsius, la masa en kilogramos, volumen en metros cúbicos, y la densidad en kg/m^3 . Los vectores son cantidades que tienen dirección y magnitud. Velocidad, aceleración, fuerza, y el momento son todos vectores. Un vector se representa por una flecha, su dirección está indicada por la dirección de la flecha, y su magnitud está representada por la longitud de la flecha. Por ejemplo, la velocidad de un coche que va de este a oeste a 80 km/h está definido por un vector, su dirección es de este a oeste y su magnitud es la velocidad de 80 km/hr . Aunque el peso corporal comúnmente se piensa como una magnitud, por ejemplo, 150 libras , también tiene dirección, que está abajo. Así, el peso de una extremidad o segmento del cuerpo siempre debe ser representado por un vector en la dirección de la gravedad (hacia abajo), con su longitud se define en relación con el peso de la extremidad aplicado en su centro de gravedad. La importancia de la dirección se ilustra en la (Figura 3.1). Cuando el brazo se encuentra en el lado del cuerpo, el peso del antebrazo tiende a extender el codo, cuando el brazo se eleva cabeza, este peso actuará para flexionar el codo.

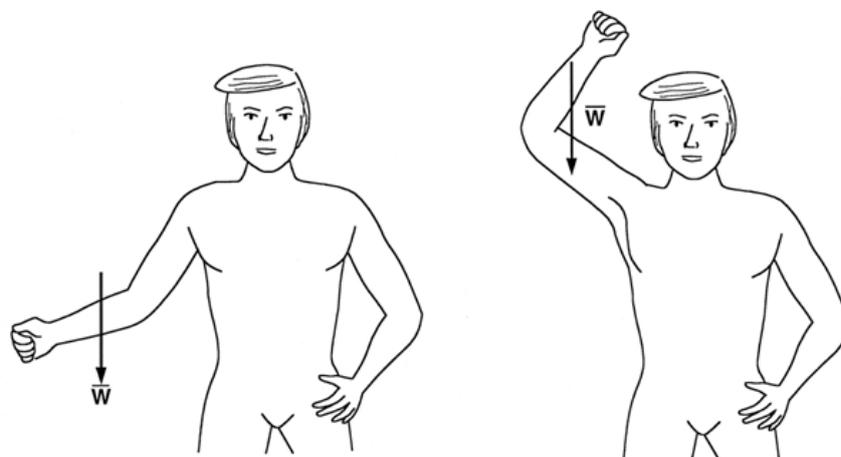


Figura 3.1: Fuerzas en los miembros

Una fuerza, en su definición más elemental, es un "empuje" o un "tirón". Por ejemplo, cuando los contactos con el pie en el suelo de pie, una fuerza que existe entre el pie y el suelo. El pie empuja en el suelo y el suelo empuja hacia atrás, porque, según la tercera ley de Newton, para cada fuerza (acción) hay una fuerza igual y opuesta (reacción). (Figura 3.2 A), ilustra un ejemplo de una fuerza ejercida sobre el pie. La unidad más común para la fuerza es el newton (N).

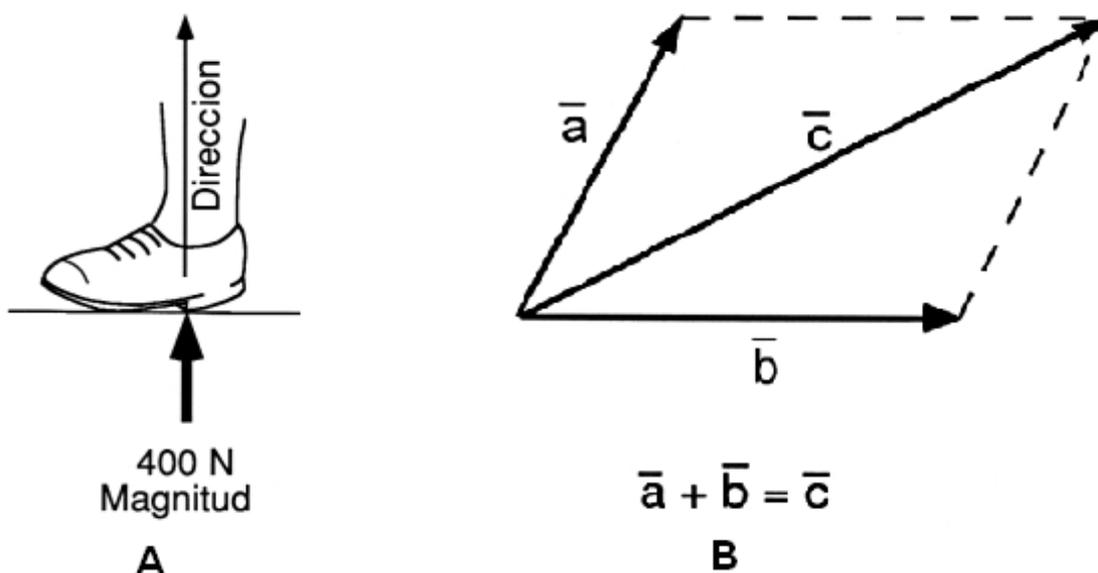


Figura 3.2: A. Fuerzas de acción y reacción B. Suma de vectores

De dos cantidades vectoriales, tales como las fuerzas, pueden sumarse de acuerdo con la ley del paralelogramo de la suma vectorial. Esto se hace mediante el uso de los 2 vectores como los 2 lados de un paralelogramo y luego dibujar una nueva flecha a lo largo de la diagonal (Figura 3.2 B). Un vector se representa normalmente con una letra en negrita o una carta con una flecha, \vec{a} , o la barra, \bar{a} , sobre la misma.

Un poco de reflexión mostrará que la ley del paralelogramo también significa que cualquier vector puede desglosarse en las fuerzas de componentes especificados en

cualquiera de los ejes de coordenadas mutuamente perpendiculares. El vector F original es la suma de sus componentes a lo largo de estos ejes:

$$F = F_x + F_y + F_z$$

Como se muestra en la (Figura 3.3). Las magnitudes de F_x , F_y , F_z se denotan por $|F_x|$, $|F_y|$, $|F_z|$ o F_x , F_y , F_z , y se les conoce como los componentes del vector F con respecto al sistema de coordenadas XYZ. La magnitud de la fuerza F , denotada por $|F|$, está dada por el teorema de Pitágoras:

$$|F|^2 = |F_x|^2 + |F_y|^2 + |F_z|^2$$

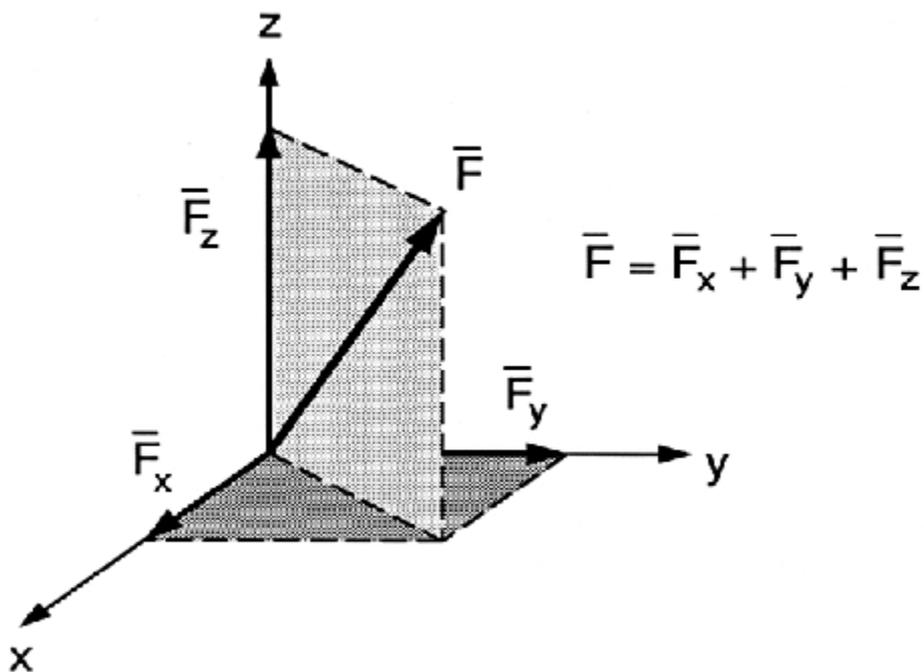


Figura 3.3: Vector F con respecto al sistema de coordenadas XYZ

3.3. MOMENTOS

Una fuerza aplicada a un objeto puede empujar o tirar, y girar el objeto. De la acción de una fuerza aplicada a un objeto, que tiende a girar el objeto alrededor de un eje, se llama un momento. La fuerza aplicada a la llave en la (Figura 3.4) generará un momento en el eje

OO' en el perno. La magnitud del momento en torno al eje OO', M_o , causada por esta fuerza es igual a la magnitud de la fuerza F , multiplicado por la distancia perpendicular d al eje.

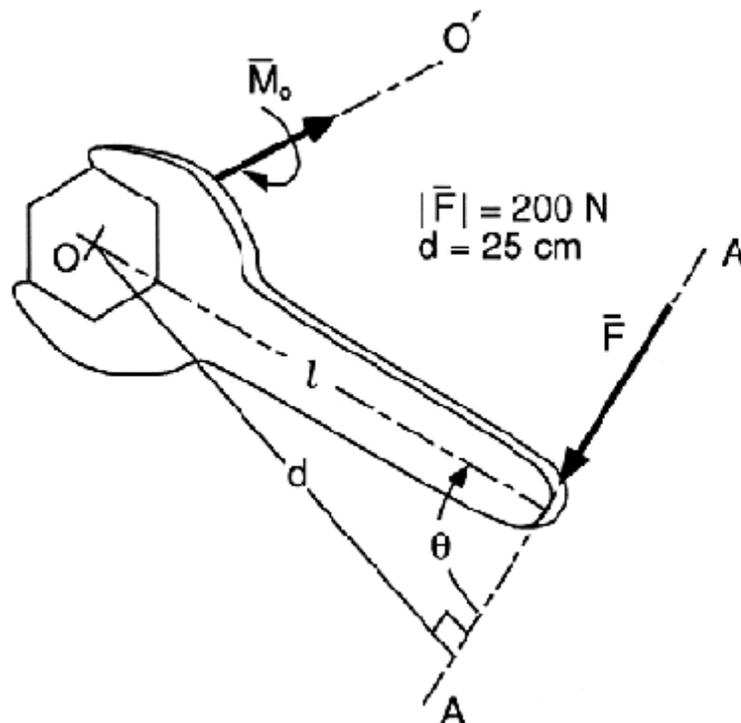


Figura 3.4: Momento en el eje OO' en el perno

El perno OO' a la línea de acción AA de la fuerza; $M_o = F \times d = F \times l \sin \theta$. Evidentemente, M_o es también igual a $F \sin \theta \times l$, es decir, a la componente de F perpendicular a la llave multiplicado por la longitud de la llave de l . La distancia d , a menudo se refiere como el brazo de momento. Las unidades utilizadas por un momento son N.m . En el ejemplo mostrado en la (Figura 4), hay una fuerza de 200 N aplicada en el mango a una distancia perpendicular de 25 cm del perno. Por lo tanto el momento aplicado al perno es de $200 \text{ N} \times 25 \text{ cm}$ o de 50 N.m . La magnitud de un momento es un torque. Usando la regla de la mano derecha, la dirección del momento viene dado por el dedo pulgar de la mano derecha cuando los dedos de la mano derecha se consideran a lo largo de la dirección de rotación

de la Fuerza. Se debe tener en cuenta que un momento corresponde a un eje específico sobre el que gira. No importa si alguna vez se produce la rotación. Así, es posible elegir el más conveniente para el eje del problema en cuestión y, de hecho, cualquier fuerza que ejerce un momento alrededor de un punto que no se encuentre a lo largo de su línea de acción.

3.4. DINÁMICA

Una fuerza de oposición que actúan sobre un objeto acelerará el objeto, es decir, que cambiará la velocidad del objeto. Esto se conoce como una condición de no equilibrio (dinámica). Es importante señalar que, debido a que la velocidad es un vector, un cambio de velocidad podría significar un cambio de dirección o de velocidad (magnitud), o de ambos. Por ejemplo, una bola en el extremo de una cadena que se daba vueltas a una velocidad constante se mueve en una trayectoria circular. Debido a que su dirección está en constante cambio, hay una aceleración. En este caso, la tensión (fuerza) en la cadena produce una aceleración centrípeta (hacia el centro). Si se rompe la cadena, la pelota volará en línea recta.

Una aceleración producida por una fuerza que ocurre a lo largo de una línea recta que se llama una aceleración lineal. Una aceleración producida por un par se produce alrededor de un eje de rotación y se denomina aceleración angular.

3.5. ESTÁTICA, CONCEPTOS DE MODELOS BIOMECÁNICOS

La biomecánica y, de hecho, la mecánica proporcionan un medio para estudiar un problema a través de su representación por un modelo físico. Suposiciones acerca de la unidad de aislamiento deben hacerse para construir el modelo. Estos supuestos tratan con la geometría de la unidad (tamaño y forma) y la naturaleza del material(es) de que se

compone dicha unidad. Por otra parte, las suposiciones deben hacerse sobre la naturaleza de las fuerzas y momentos que actúan sobre la superficie del objeto. Estas fuerzas y momentos mueven y deforman el objeto. Claramente, la exactitud y la aceptación de las predicciones basadas en el modelo dependerá de cómo se construye el modelo, especialmente en lo cerca que representa la unidad real con respecto a los tipos específicos de las preguntas que se aplican en el estudio. Por ejemplo, el modelado de la acción de un músculo a un hueso como una sola fuerza resultante aplicada a un punto del músculo de inserción puede ser razonable si el objetivo del estudio es comprender el momento del músculo alrededor de una articulación adyacente, o para ayudar a predecir el efecto de una transferencia de tendón en el andar. Sin embargo, este modelo sería totalmente inadecuado en un estudio destinado a la comprensión de los modos de fallo de tensión en los tendones, en la que la geometría exacta del tendón y su inserción, el patrón de esfuerzo y la tensión en el tendón bajo carga, y las propiedades del material del tendón son cruciales para el problema.

Un cuerpo rígido es una idealización de un objeto real; éste supone que el cuerpo es absolutamente rígido de manera que no se estira, comprime, o deforma, no importa lo grande que son las fuerzas y momentos que actúan sobre él. Esta hipótesis, por ejemplo, generalmente se hace en los modelos de análisis al andar. Aquí, el modelo para el sistema músculo-esquelético asume a los huesos como varillas absolutamente rígidas y las articulaciones como bisagras rígidas sin fricción. Los elementos más importantes de la mecánica del cuerpo rígido son: (1) la magnitud y dirección de las fuerzas y momentos que actúan sobre el objeto; (2) la masa total, y su distribución en el interior del objeto, y (3) el tamaño y la forma geométrica del objeto.

3.6. EQUILIBRIO

Cuando la suma de todas las fuerzas que actúan sobre un objeto es cero y la suma de todos los momentos que actúan sobre un objeto también es cero, no habrá una aceleración lineal o angular, el objeto se dice que está en equilibrio, en reposo, o a velocidad constante. Grandes fuerzas pueden estar implicadas en un sistema en equilibrio, aunque la suma de todas las fuerzas es igual a cero cuando se suman. Por ejemplo, 2 hombres parejos tirando una cuerda estarán en equilibrio siempre que tiren a la misma intensidad en cada extremo de la cuerda. El análisis estático examina los sistemas en equilibrio de esta manera. Aunque los sistemas biológicos rara vez están en completo equilibrio, el análisis estático a menudo es útil en la estimación de las fuerzas del esqueleto. La (Figura 3.5), ilustra el concepto de fuerza y momento de equilibrio. En este ejemplo, 2 hijos, uno pesando 600 N y el otro 300 N, están sentados en el balancín. En el equilibrio, la cantidad de fuerza aplicada en la bisagra de apoyo del balancín debe ser igual a la suma del peso de los 2 niños. Así, la fuerza de reacción R en la bisagra se puede calcular sumando todas las fuerzas que actúan sobre el balancín: $-300 \text{ N (abajo)} - 600 \text{ N (abajo)} + R \text{ (a)} = 0$. Por lo tanto, la fuerza de reacción R en la bisagra es un vector de magnitud 900 N hacia arriba.

Para que un objeto esté en equilibrio, la suma de todos los momentos también debe ser igual a cero. En este ejemplo, porque el balancín no está girando, el momento resultante respecto a la bisagra apoya debe ser igual a cero. Así, por la suma de los momentos alrededor de la bisagra O, para estar en equilibrio, el niño de 300-N debe estar sentado a una distancia de 2 metros a la derecha de la bisagra para cancelar el momento del niño 600-N sentado a 1 m de la izquierda de la bisagra. El momento de $300 \text{ N} \times 2 \text{ m}$ en sentido horario debe ser igual al momento de $600 \text{ N} \times 1 \text{ m}$ en sentido contrario. La fuerza de reacción de 900 N en la bisagra que no causa un momento en la bisagra, porque el brazo de

palanca de esta fuerza es cero. Para muchas aplicaciones, se usa una bisagra porque ésta no puede transmitir un momento. Así, el análisis de equilibrio estático se examina un sistema en reposo en el que se equilibran todas las fuerzas, permitiendo a las fuerzas desconocidas, que debe existir para balancear las fuerzas conocidas, a ser determinadas.

Así, el análisis de equilibrio estático examina un sistema en reposo en el que se equilibran todas las fuerzas, permitiendo a las fuerzas desconocidas, que debe existir un equilibrio entre las fuerzas conocidas, a ser de igual manera determinadas.

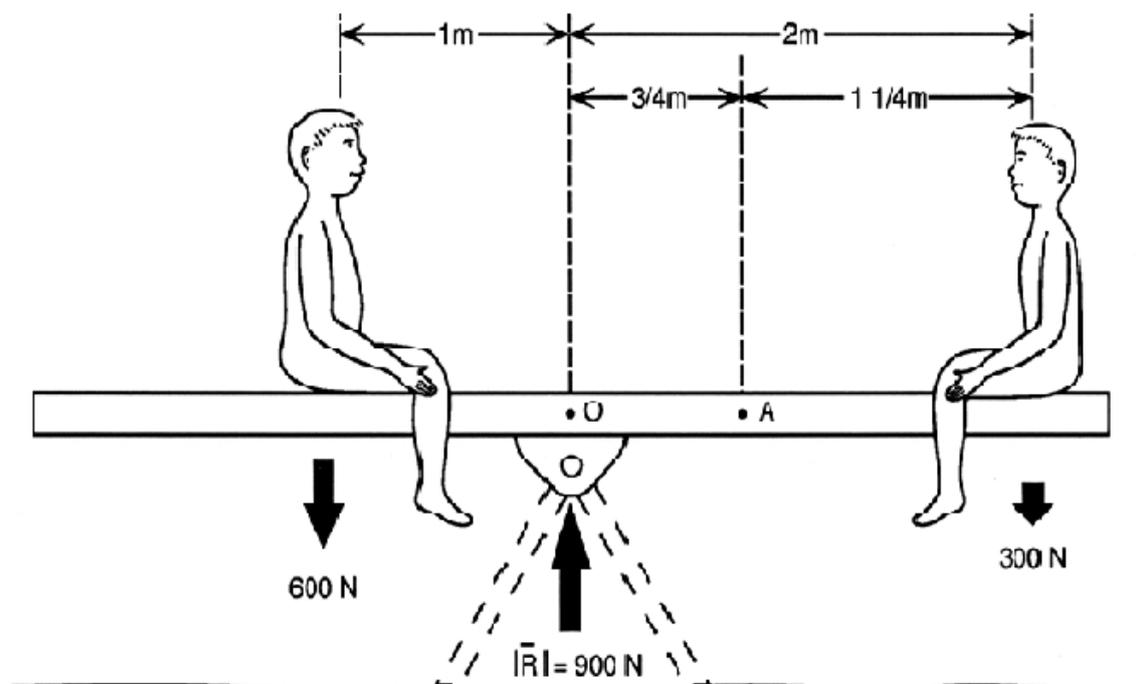


Figura 3.5: Fuerzas y momentos de equilibrio

3.7. DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE

Las fuerzas que actúan sobre cualquier miembro o parte del cuerpo se pueden identificar mediante el aislamiento de esa parte del cuerpo como un cuerpo libre. Para que dicha parte del cuerpo se halle en equilibrio, la suma de todas las fuerzas debe ser cero, y la suma de todos los momentos debe ser de igual forma cero. Debido a que tanto las fuerzas y los

momentos son vectores, deben sumar cero en cada una de 3 direcciones perpendiculares. Así, en 3 dimensiones, hay un total de 6 ecuaciones de equilibrio, y un máximo de 6 incógnitas que se pueden resolver.

Problemas estáticamente determinados son aquellos en los que el número de fuerzas desconocidas y momentos es igual al número de ecuaciones disponibles. Estas ecuaciones se pueden resolver para determinar las fuerzas desconocidas. En los problemas estáticamente indeterminados, el número de incógnitas excede el número de ecuaciones disponibles. Las ecuaciones de esta forma, no son suficientes para despejar las incógnitas, y si una solución de las incógnitas está disponible, ésta no será la única sino que arrojará varias respuestas. Para ilustrar este punto, consideraremos el problema del sube y baja que se muestra en la (Figura 5). ¿Es posible determinar los pesos de 2 personas que están a distancias conocidas de la bisagra a un lado cuando se especifica el peso de la tercera persona al otro lado de la bisagra, y se sabe la posición del asiento esa persona con respecto a la bisagra de modo que el balancín es equilibrado horizontalmente? hay 3 incógnitas: la fuerza de reacción vertical en la bisagra y los pesos de las 2 personas, y sólo hay 2 ecuaciones: la componente vertical de la fuerza y el momento alrededor de un eje perpendicular al plano de el balancín (el eje puede ser considerado como la bisagra). Claramente, en este problema, no hay una única solución que se pueda encontrar, debido a que una variación infinita de pesos de los 2 individuos pueden ser elegidos para equilibrar este subibaja. Lamentablemente, en casi todos los problemas encontrados en la biomecánica ortopédica, que supone la determinación de los músculos y las fuerzas en las uniones, la situación es estáticamente indeterminada dado el gran número de músculos que abarcan el conjunto. Este problema puede ser remediado por la drástica simplificación del modelo, a veces incluso de manera poco realista, de modo que sólo una estimación del

músculo o fuerza conjunta más importante se puede obtener. Una vez más, por supuesto, la fiabilidad y exactitud de los cálculos del modelo dependerán de cuán realista es en el repliegue de las circunstancias reales anatómicas y fisiológicas.

Un método frecuentemente utilizado en el modelado es asumir que sólo una fuerza muscular existe en tensión, es decir, asumir que los músculos no pueden ejercer fuerzas de compresión. Otro método utilizado es de suponer que la fuerza conjunta de reacción sólo puede ser de compresión, es decir, la fuerza de tensión en la articulación hará que las articulaciones pierdan con las superficies de contacto. Si la línea de acción de la fuerza muscular se define por el supuesto de que siempre actúa a lo largo del centro de la sección transversal de la masa muscular, la magnitud de la fuerza muscular es la única incógnita restante. Otro supuesto simplificador común es un modelo de conjunto como una bisagra (por ejemplo, el tobillo), la eliminación de 2 de 3 posibles ejes de rotación y haciendo caso omiso de las traducciones.

En este método para resolver las fuerzas y momentos alrededor de una articulación en el equilibrio, sólo se consideran las fuerzas externas y momentos que actúan sobre el cuerpo libre. Las fuerzas internas dentro del cuerpo libre se cancelan mutuamente. Sin embargo, si se tiene cuidado en la elección de la pieza que se modela como un cuerpo libre, es posible exponer una fuerza interna adicional.

3.8. FUERZAS EN LA COLUMNA VERTEBRAL

Una vez que se ha dado todos los principios básicos de biomecánica, se procederá a realizar el cálculo para la determinación de las fuerzas y momentos que actúan sobre el raquis lumbar, haciendo uso de un diagrama de cuerpo libre del cual se desprenderán una serie de ecuaciones las cuales nos permitirán obtener los valores de dichas fuerzas y

momentos que posteriormente serán de suma utilidad para la determinación de los valores umbrales límite-techo para el levantamiento de cargas.

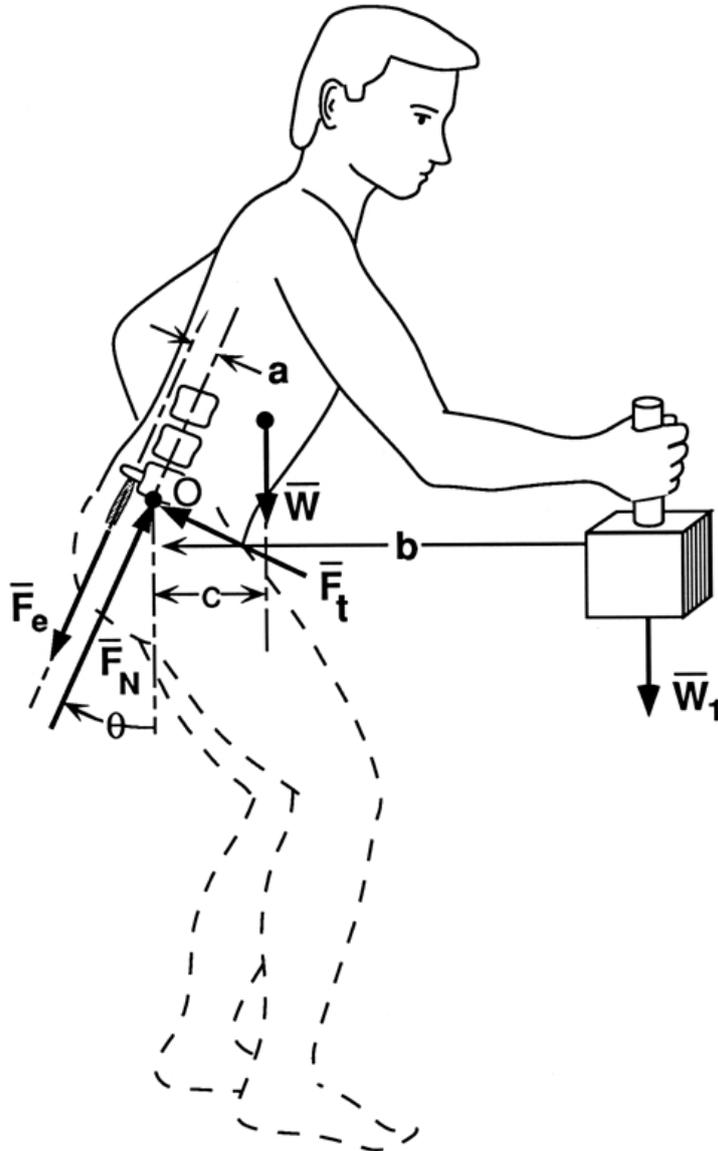
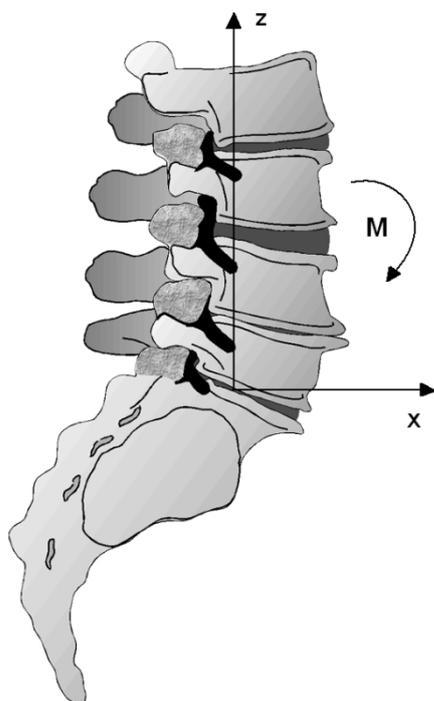


Figura 3.6: Diagrama de cuerpo libre del cuerpo humano

Con lo que, partiendo del diagrama de cuerpo libre mostrado en la (Figura 3.6), se procederá a detallar el respectivo cálculo para la consecución de los datos anteriormente mencionados:



$$\sum M = 0$$

$$MW1 = W1 \times b$$

$$MW = W \times c$$

$$MF_e = F_e \times a$$

$$F_e = \frac{(W1 \times b) + (W \times c)}{a}$$

$$\sum F_z = 0$$

$$FN \cos \theta - F_e \cos \theta - W - W1 + F_t \sin \theta = 0$$

$$\sum F_x = 0$$

$$FN \sin \theta - F_e \sin \theta - F_t \cos \theta = 0$$

Figura 3.7: Ejes en el raquis lumbar

Habiendo igualado a cero las ecuaciones anteriormente mostradas, a continuación se procede a igualar las dos ecuaciones obtenidas con lo que tenemos la siguiente expresión:

$$FN = \frac{F_e \cos \theta + W + W1 + F_t \tan \theta \sin \theta}{\cos \theta + \tan \theta \sin \theta}$$

4. DIMENSIONES GEOMÉTRICAS ANATÓMICAS DE LAS VÉRTEBRAS LUMBARES INFERIORES

4.1. INTRODUCCIÓN

Las dimensiones exactas de las vértebras lumbares y discos son esenciales para la producción de los implantes espinales adecuados. Lamentablemente, las bases de datos existentes de las dimensiones vertebrales e intervertebrales son limitados, ya sea en la precisión, la población de estudio o de los parámetros registrados. El objetivo de este estudio es proporcionar una base de datos amplia y precisa de la columna lumbar, de las características de 126 imágenes digitalizadas por tomografía computarizada (TC) examinadas, utilizando el Sistema de Archivo de Imagen de Comunicación (PACS), junto con sus instrumentos de medición interna.

Datos antropométricos precisos y completos para las vértebras de la columna lumbar, y un sitio frecuente de la cirugía de implantación, no son completos en la actualidad. Información sobre las dimensiones exactas de las vértebras lumbares inferiores es, de alguna manera, esencial para el diseño racional y desarrollo de los implantes espinales e instrumentación tales como tornillos y, en particular, con la evolución hacia la cirugía robótica. Los estudios anteriores han dependido de mediciones directas de películas planas de rayos-X, o de tomografía computarizada (TC). En algunos informes se han implicado el análisis de muestras de cadáveres. El valor de los datos ha dependido del número de muestras y la exactitud de la medición. La precisión ha variado considerablemente, en particular con respecto al protocolo de imagen y variables tales como la distancia de ampliación. Del mismo modo, el tamaño de las poblaciones de estudio con frecuencia ha sido limitado, así como el número de muestras estudiadas.

Una gran serie fue reportada por Zindrick, que estudió 2905 vértebras, aunque el número de parámetros estudiados se limitaba a la altura, anchura, y los ángulos transversales de los pedículos. Panjabi, reportó estudios completos de las vértebras humanas en cadáveres, pero debido a la extrema dificultad en la obtención de tales especímenes, el estudio fue limitado a sólo 12 ejemplares. Además, en las muestras de cadáveres es difícil medir la altura del disco intervertebral. Por lo tanto, las mediciones globales de las dimensiones vertebrales e intervertebrales de una gran serie de muestras no han sido reportadas. Un análisis de la circunferencia del cuerpo vertebral, la superficie de las placas terminales vertebrales y de la anchura del pedículo con frecuencia han sido omitidas de los estudios previos y, en consecuencia, hay pocos datos disponibles sobre esas características. Fang, publicó un estudio importante en 1994 suministrando datos aplicables a la columna lumbar de Asia, también se obtiene de la TC, pero estos no son necesariamente aplicables a la columna vertebral del Caucásico.

Recientemente, la evolución de las imágenes digitalizadas y los avances en informática han dado lugar a una nueva generación de imágenes digitales de rayos-X, que permiten la mejora y manipulación de imágenes. Como resultado, ahora es posible obtener mediciones de la circunferencia y el área de la superficie de la placa terminal, una consideración importante en el diseño de implantes para la fusión espinal. Estos datos permiten la construcción de modelos antropométricos para la investigación anatómica y biomecánica básica y la preparación pre-quirúrgica, así como para el diseño de los implantes espinales. El propósito de este estudio es presentar los datos sobre las características antropométricas de las vértebras lumbares y los aspectos de la geometría del disco digitalizado de las imágenes de TC de la columna lumbar en una serie de 126 pacientes.

4.2. POBLACIÓN DE ESTUDIO

Este estudio se realizó sobre 126 pacientes con dolor lumbar y grados variables de cambio de disco degenerativo espinal en la Clínica Ortopédica del Hospital Hammersmith NHS Trust entre 1994 y 1996. En donde hubo 55 pacientes de sexo masculino, edad media $50 \pm 13,60$, y 71 pacientes de sexo femenino, edad media $49 \pm 12,04$ con un rango de edad de 22-80 años. Los pacientes con anomalías del cuerpo vertebral, grandes patologías de columna vertebral (incluida la espondilolistesis, retrolistesis, el colapso de espacio en el disco) y los que se habían sometido a cirugía de la columna fueron excluidos.

4.3. MÉTODOS DE MEDICIÓN

TC fue realizado con la máquina Somatom Plus (Siemens) en el Departamento de Diagnóstico de Radiología. Una secuencia continua de 3-mm de imágenes de cruce seccional se realizó en paralelo a las dos placas de extremo superior e inferior de cada vértebra y fueron estudiadas desde la tercera vértebra lumbar hasta el sacro superior. Un estudio basado en rodajas de 1 mm o menos han aportado datos más precisos sobre el grosor cortical, pero el aumento de la dosis de radiación no se puede justificar por motivos clínicos, en un estudio de pacientes vivos. Además, se obtuvo una tomografía lateral de la columna entera. El píxel de la TC no fue mayor de 0,11 mm de tamaño, y el factor de ampliación fue de 4,5.

Las imágenes fueron digitalizadas y almacenadas en el Sistema de Archivo de Comunicación de imágenes como sus siglas en inglés (PACS). Se trata de un sistema informatizado de registro y almacenamiento de imágenes radiográficas, lo que permite el almacenamiento de grandes cantidades de imágenes, y que permite acceder desde cualquier estación de la red. Además de estas instalaciones de almacenamiento, que también incorpora las herramientas de mejora de imagen y la manipulación como la ampliación y

rotación. El software del sistema PACS también incorpora una herramienta de medición sensible. Para medir la distancia entre dos puntos, un cursor se posiciona con el ratón sobre un punto de referencia inicial. El cursor se mueve entonces al segundo punto de referencia arrastrando el ratón. Cuando se suelta el botón del ratón, la distancia entre los dos puntos se muestra automáticamente en el cuadro de información, lo que refleja no sólo una medición de la película de TC, sino también el tamaño real del cuerpo vertebral en el plano de la división. Nueve parámetros se miden desde las imágenes de cortes transversales y cuatro parámetros de las imágenes laterales para cada segmento de la columna lumbar (Figuras 4.1 y 4.2).

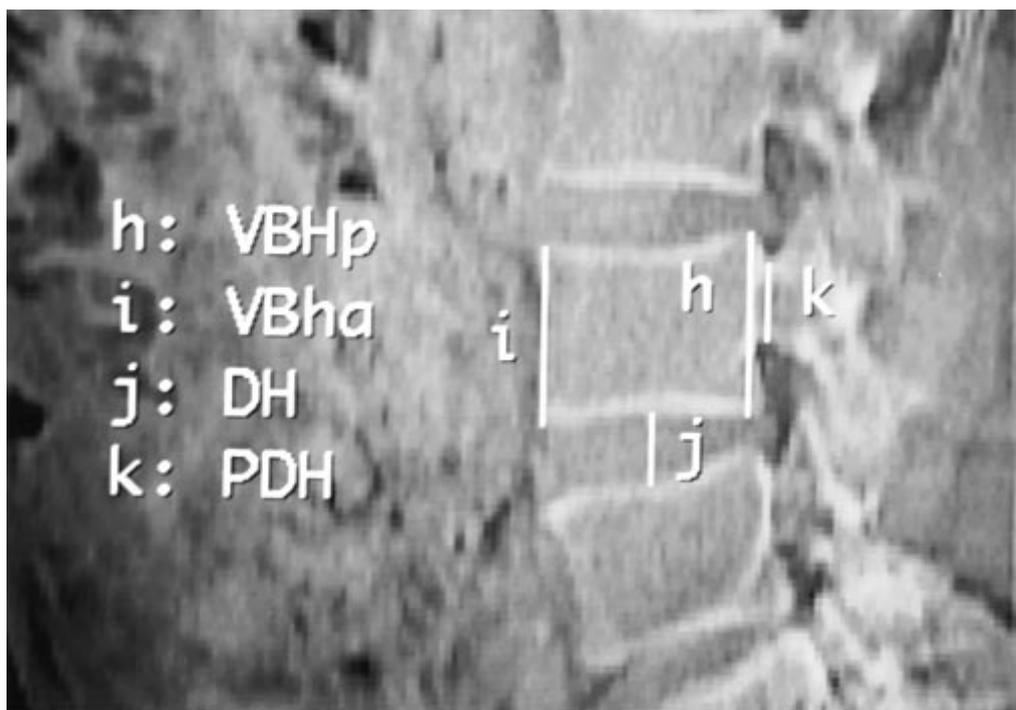


Figura 4.1: Tomografía Computarizada corte sagital

Los parámetros medidos incluyen la distancia entre los bordes laterales del cuerpo vertebral en el plano de la placa terminal superior, llamado el ancho vertebral superior (UVW), y la distancia entre los bordes anterior y posterior del cuerpo vertebral, denominada profundidad vertebral superior (UVD). Medidas similares se realizaron desde

la parte inferior de la placa terminal, incluyendo el ancho vertebral inferior (LVW) y la profundidad inferior vertebral (LVD). La distancia entre las placas de extremo superior e inferior del cuerpo vertebral en el borde posterior se midió en la imagen lateral y que se denominó la altura del cuerpo vertebral posterior (VBHp) y el borde anterior que se denominó la altura del cuerpo vertebral anterior (VBHa). La altura del disco (DH) fue medido en la línea media de la imagen lateral. La anchura del canal espinal (SCW) fue medida como la distancia entre los pedículos. Profundidad del canal espinal (SCD) se define como la distancia desde el borde posterior de la vértebra a la lámina en la línea media. Pedículo ancho (PDW) también se midió en el punto de vista transversal de cada vértebra. La altura del pedículo (PDH) se midió en el corte sagital. Longitud proceso transversal (TPL) era la distancia entre las puntas de las apófisis transversas medida en la imagen transversal. Espesor del hueso cortical (CTH) se evaluó como la distancia entre los bordes interiores y exteriores de la parte lateral del cuerpo vertebral en la imagen transversal. El nivel de las imágenes de cortes transversales en las que se midieron los parámetros fue de 12 mm por debajo de la placa terminal superior. Este nivel fue seleccionado para ofrecer la imagen más clara para definir todas las medidas necesarias en el caso promedio.

En nuestra serie, la altura del disco promedio fue de 11 mm. Las imágenes de TC de diez pacientes, cinco hombres y cinco mujeres, con esta altura del disco fueron seleccionados para la evaluación adicional de la sección transversal del cuerpo de la cuarta vértebra lumbar. La circunferencia y el contorno de la parte inferior de la placa terminal fue definida a partir de las imágenes de TC dividiendo la circunferencia en segmentos de 5-mm con el cursor. El área de la placa terminal podría ser calculada automáticamente y se muestra en el cuadro de información.

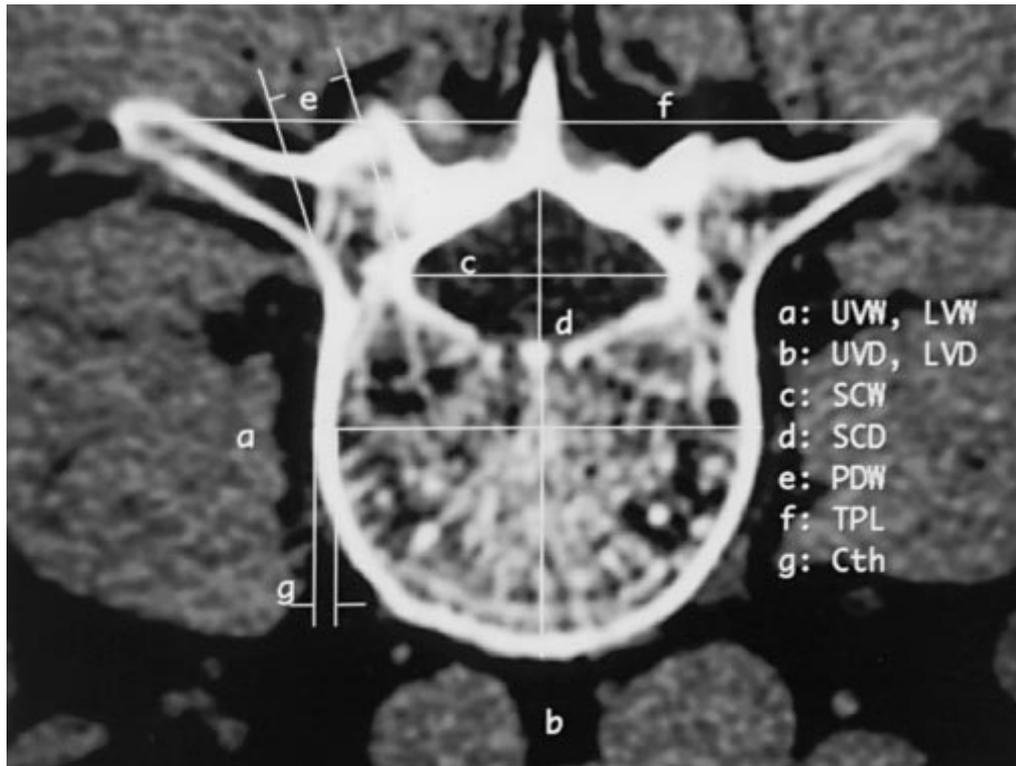


Figura 4.2: Tomografía Computarizada corte transversal

4.4. REPETITIVIDAD DE LAS MEDICIONES Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para evaluar los errores de medición, las imágenes de la cuarta vértebra lumbar de diez pacientes fueron seleccionadas al azar, y todos los parámetros se midieron en 2 días consecutivos por el mismo observador. Los datos de los dos conjuntos de mediciones se compararon.

Un análisis estadístico se realizó mediante el paquete estadístico Stata (Stata Corporation, Texas, EE.UU.). Se compararon los datos de hombres y mujeres, y el análisis de varianza seguido de contrastes ortogonales para comparar las dimensiones vertebrales a distintos niveles de la columna vertebral. Un nivel de significación de $P < 0,05$ fue utilizado. La repetitividad se evaluó utilizando la técnica de diferencia de medias de Bland y Altman.

4.5. RESULTADOS

La Tabla 4.1 resume los valores medios, desviaciones estándar y rango de datos para la columna lumbar inferior partir de las mediciones seccionales cruzadas y de imágenes de TC laterales en 126 pacientes.

Dimensión	Sexo	L3 y Disco L3/4	L4 y Disco L4/5	L5 y Disco L5/S1
UVW	M+F	43.2 ± 4.3 (32.3–53.3)	48.5 ± 4.7 (37.6–59.3)	52.2 ± 5.1 (42.3–67.1)
	F	40.9 ± 3.6 (32.3–50.1)	46.7 ± 4.7 (37.6–55.0)	50.4 ± 4.4 (42.3–59.4)
	M	46.1 ± 3.2 (37.1–53.3)	50.8 ± 3.7 (42.2–59.3)	54.5 ± 4.9 (45.9–67.1)
UVD	M+F	32.3 ± 3.3 (24.4–41.8)	34.6 ± 3.6 (26.4–46.2)	35.7 ± 3.7 (28.8–47.8)
	F	30.8 ± 3.1 (24.4–39.9)	33.2 ± 3.3 (26.4–43.1)	34.3 ± 3.5 (28.8–47.8)
	M	34.1 ± 2.6 (27.7–41.8)	36.4 ± 3.2 (29.3–46.2)	37.6 ± 3.1 (31.4–45.0)
LVW	M+F	51.7 ± 4.8 (39.8–63.2)	52.5 ± 4.7 (42.8–68.2)	53.1 ± 6.0 (38.0–73.1)
	F	49.3 ± 4.1 (39.8–57.5)	50.4 ± 4.2 (42.8–59.5)	50.4 ± 4.9 (38.0–65.4)
	M	54.8 ± 3.6 (45.1–63.2)	55.1 ± 4.1 (47.8–68.2)	56.7 ± 5.3 (46.7–73.1)
LVD	M+F	35.3 ± 3.6 (27.8–44.8)	36.2 ± 3.7 (29.7–47.9)	36.0 ± 4.0 (27.1–50.1)
	F	33.7 ± 3.1 (27.8–40.8)	34.4 ± 2.8 (29.7–42.8)	34.3 ± 3.3 (27.1–46.2)
	M	37.4 ± 3.1 (29.5–44.8)	38.6 ± 3.4 (31.5–47.9)	38.3 ± 3.8 (31.1–50.1)
VBHp	M+F	29.6 ± 2.4 (23.0–37.0)	28.7 ± 2.3 (21.8–34.1)	25.9 ± 2.0 (20.6–31.6)
	F	28.7 ± 2.2 (23.0–35.3)	27.9 ± 2.3 (21.8–34.1)	25.3 ± 1.9 (20.6–30.3)
	M	30.7 ± 2.1 (26.0–37.0)	29.6 ± 1.9 (24.0–34.1)	26.7 ± 1.9 (22.1–31.6)
VBHa	M+F	30.2 ± 2.1 (23.2–35.0)	30.1 ± 2.4 (22.9–36.0)	30.8 ± 2.5 (24.1–37.5)
	F	29.9 ± 2.3 (23.2–35.0)	29.5 ± 2.4 (22.9–34.0)	30.2 ± 2.6 (24.1–37.1)
	M	30.6 ± 1.8 (26.1–35.0)	31.0 ± 2.1 (26.0–36.0)	31.5 ± 2.1 (27.1–37.5)
DH	M+F	11.6 ± 1.8 (7.0–16.0)	11.3 ± 2.1 (5.0–16.1)	10.7 ± 2.1 (6.0–16.1)
	F	11.0 ± 1.6 (7.0–13.9)	10.6 ± 2.0 (5.0–14.0)	10.3 ± 2.1 (6.0–14.9)
	M	12.4 ± 1.7 (8.7–16.0)	12.2 ± 2.0 (7.1–16.1)	11.2 ± 2.0 (6.3–16.1)
SCW	M+F	24.2 ± 3.1 (16.2–34.9)	23.6 ± 2.9 (18.9–34.4)	28.0 ± 3.9 (19.8–38.0)
	F	23.5 ± 2.3 (18.7–29.9)	22.8 ± 2.5 (18.9–30.9)	27.2 ± 3.6 (19.8–37.5)
	M	25.2 ± 3.6 (16.2–34.9)	24.7 ± 3.2 (19.0–34.4)	29.0 ± 4.0 (20.3–38.0)
SCD	M+F	16.1 ± 2.0 (11.8–20.3)	16.7 ± 2.7 (11.0–27.5)	17.1 ± 3.4 (10.1–32.7)
	F	16.0 ± 2.1 (11.8–20.3)	16.6 ± 2.7 (11.0–24.1)	16.6 ± 3.1 (10.1–24.3)
	M	16.1 ± 1.9 (12.2–20.3)	16.9 ± 2.8 (11.3–27.5)	17.8 ± 3.7 (11.4–32.7)
PDW	M+F	9.6 ± 2.2 (5.4–14.4)	12.1 ± 2.2 (7.1–17.1)	16.2 ± 2.8 (9.0–22.6)
	F	8.7 ± 1.9 (5.4–13.7)	11.3 ± 2.1 (7.1–16.1)	15.3 ± 2.6 (9.0–21.5)
	M	10.7 ± 2.0 (5.8–14.4)	13.2 ± 2.0 (9.4–17.1)	17.5 ± 2.6 (11.7–22.6)
PDH	M+F	14.5 ± 1.6 (10.1–19.0)	14.3 ± 1.5 (11.1–18.3)	14.0 ± 2.2 (9.5–19.9)
	F	14.1 ± 1.5 (10.1–18.0)	13.9 ± 1.4 (11.0–17.0)	13.4 ± 2.3 (9.5–17.8)
	M	14.9 ± 1.6 (12.0–19.0)	14.8 ± 1.6 (11.0–18.3)	14.9 ± 1.8 (11.7–19.9)
TPL	M+F	89.7 ± 9.2 (69.8–114.0)	88.3 ± 9.1 (65.4–108.9)	92.5 ± 8.4 (73.3–117.8)
	F	84.7 ± 6.7 (69.8–103.0)	84.3 ± 7.8 (65.4–102.8)	89.7 ± 7.2 (73.3–114.9)
	M	96.1 ± 8.0 (79.2–114.0)	93.5 ± 7.9 (74.6–108.9)	96.1 ± 8.6 (77.3–117.8)
Cth	M+F	2.7 ± 0.4 (1.80–3.80)	2.7 ± 0.4 (1.5–4.0)	2.9 ± 0.5 (1.9–4.3)
	F	2.6 ± 0.4 (1.8–3.8)	2.7 ± 0.4 (2.0–4.0)	2.9 ± 0.5 (1.9–4.3)
	M	2.7 ± 0.4 (1.9–3.6)	2.8 ± 0.4 (1.5–3.5)	2.9 ± 0.5 (1.9–3.8)

Tabla 4.1: Valores Medios de las Vértebras

La Tabla 4.2 presenta la circunferencia media y el área de placa terminal en la cuarta vértebra lumbar de cada diez pacientes. La circunferencia promedio de placa terminal en la cuarta vértebra lumbar fue de $141 \pm 9,3$ mm y la superficie fue $1492 \pm 173,8$ mm².

Paciente	Sexo	DH	LVW	LVD	C	Área de superficie
A	F	12.7	49.9	35.5	138.4	1430
B	F	12.3	48.2	35.8	134.9	1412
C	F	12.0	45.3	32.7	127.6	1223
D	F	12.2	45.6	32.6	125.2	1199
E	F	12.0	52.1	39.4	149.1	1664
F	M	12.2	53.8	38.1	147.7	1651
G	M	12.4	52.2	37.1	142.9	1517
H	M	12.0	54.8	36.0	147.2	1579
I	M	12.0	55.4	36.0	146.3	1566
J	M	13.0	55.3	40.5	151.7	1679
Media		12.3	51.3	36.4	141.1	1492
SD		0.3	3.8	2.6	9.2	173.8

Tabla 4. 2: Valores Medios de las Áreas de las Vértebras

El valor de los datos ha dependido del número de muestras y la exactitud de la medición. En éste estudio, el rango para cada parámetro entre el mínimo y máximo fue sustancial. Con estas variaciones, la evaluación de un pequeño número de muestras no puede proporcionar información adecuada y representativa, y una serie más amplia como la que se presenta en este estudio es obligatoria.

Además, los métodos utilizados en el pasado afectan a la exactitud de la información. Es, por ejemplo, la dificultad para obtener un gran número de especímenes de cadáver, y también para proporcionar información adecuada sobre las dimensiones de disco a partir de estas muestras, las cuales habrán disminuido fruto del cambio post-mortem. Los primeros estudios se llevaron a cabo en la radiografía simple de películas de rayos, pero es difícil

incluir un objeto de referencia adecuados en el plano focal, y los errores se introducen frecuentemente debido a la incapacidad de permitir el factor de aumento.

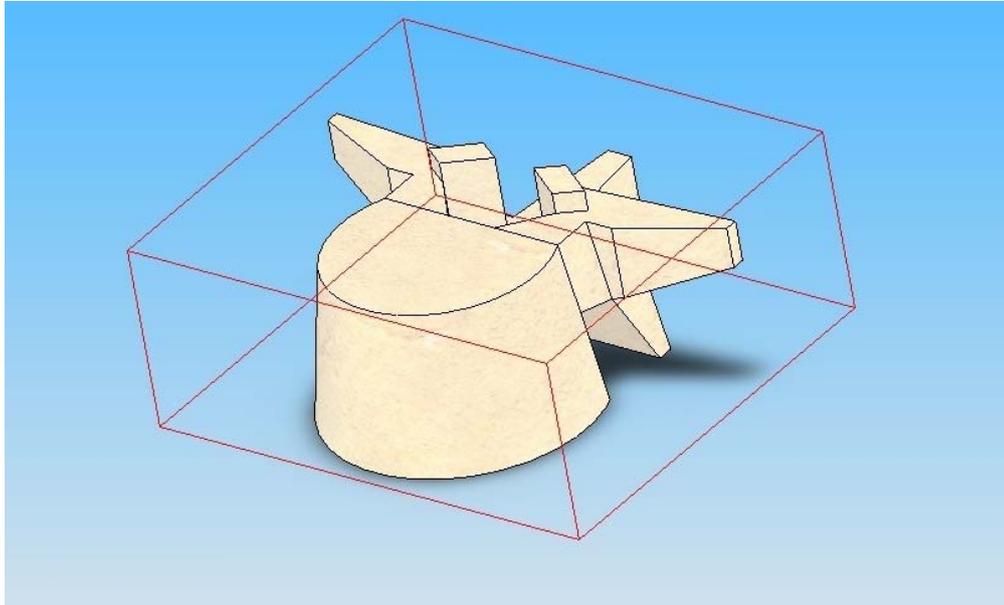


Figura 4.3: Isometría de la vértebra L3 simulada por computador

La introducción de la TC proporcionó la primera oportunidad real para una adecuada evaluación de la sección transversal, incluyendo las dimensiones del cuerpo vertebral en sujetos vivos. La TC combinada con la herramienta de medición PACS facilita la precisión de las mediciones, obtenidas con relativa facilidad, permitiendo una completa evaluación de una amplia gama de parámetros vertebrales e intervertebrales en un mayor número de pacientes. La instrumentación PACS también permite la manipulación de los datos de la TC, con ajuste de contraste para la optimización de la calidad de imagen y medición de la distancia, área y ángulo. Sin embargo, siguen existiendo fuentes potenciales de error. Una fuente de error es la identificación correcta de los precisos puntos anatómicos. Se llevaron a cabo pruebas para analizar la magnitud de tales errores y se encontró que el error en general fue inferior al 5%. El error del observador no se ha evaluado, todas las mediciones para esta base de datos fueron realizadas por un solo investigador.

5. ESFUERZOS BIOMECÁNICOS

5.1. PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES

Aunque el modelaje del esqueleto, como los miembros de los cuerpos rígidos, puede ser muy útil en muchas aplicaciones ortopédicas, por ejemplo, análisis del modo de andar, la deformación experimentada por el objeto es de gran preocupación en muchos problemas. La deformación se debe considerar para entender cómo puede ser un hueso fracturado, como el ligamento anterior cruzado puede ser roto, o cómo el vástago femoral de las prótesis puede ser fatigado y fallar. En estos problemas, el modelo de cuerpo rígido ya no es apropiado. La comprensión de estos problemas requiere un análisis de las tensiones y deformaciones producidas en el interior del cuerpo cuando las fuerzas y los momentos se aplica sobre la superficie del cuerpo, los mismos que se tratarán en el capítulo de Esfuerzos Biomecánicos.

Fuerzas y momentos (con exclusión de los efectos electromagnéticos) pueden únicamente ser aplicadas a la superficie exterior de un cuerpo, y los esfuerzos y deformaciones en el cuerpo pueden ser solamente calculados, pero no pueden ser medidos. Sin embargo, las tensiones en la superficie pueden medirse experimentalmente. Esta distinción entre las condiciones de carga de un cuerpo (fuerzas y momentos aplicados a un cuerpo) y el estado de esfuerzo dentro de un cuerpo es muy importante. Por ejemplo, una superficie sin fricción se puede cargar sólo en compresión, pero esta carga seguirá produciendo esfuerzo cortante y de tracción, así como el esfuerzo de compresión en el interior del cartílago articular comprimido.

Todos los tejidos músculo-esquelético, por ejemplo, huesos, cartílagos, discos intervertebrales, ligamentos, meniscos y tendones, son deformables, en cierto grado.

Algunos son más deformables que otros, el cartílago es más deformable que el hueso. El grado de deformabilidad depende de las propiedades intrínsecas del material del objeto (por ejemplo, hueso versus disco intervertebral), así como de su tamaño y forma. Cuando la respuesta deformacional de un objeto material depende de su tamaño y forma, así mismo sus propiedades intrínsecas lo harán, esta respuesta se llama una propiedad estructural.

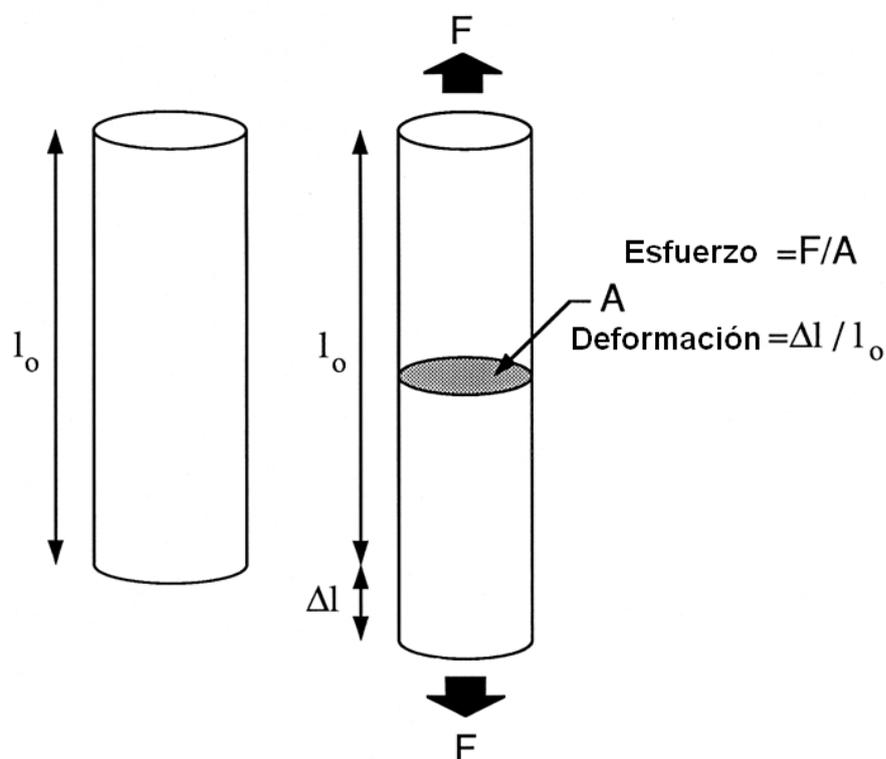


Figura 5.1: Comportamiento de los materiales frente al esfuerzo-deformación

Propiedades de deformación de un objeto que no dependen de su tamaño y forma se llaman las propiedades del material intrínseco. A menudo se utilizan pruebas de carga de deformación para describir la respuesta estructural de un objeto material. Para determinar las propiedades intrínsecas de un material de hueso o de acero, debe ser eliminado el efecto de la geometría. Esto se puede lograr haciendo muestras geoméricamente precisas para la prueba (Figura 5.1), dividiendo la carga (fuerza) por el área transversal de la sección del objeto para determinar el esfuerzo, F / A , y dividiendo el alargamiento L/L_0 . Para los

metales, la deformación suele ser muy pequeña y se mide en unidades de microdeformación. El comportamiento esfuerzo-deformación del objeto describe su respuesta intrínseca, y todas las cantidades físicas que se obtengan de la respuesta de esfuerzo-deformación, son las propiedades intrínsecas del material. En biomecánica, por desgracia, a menudo es difícil obtener muestras geoméricamente bien definidas de donde las pruebas de esfuerzo-deformación puedan ser realizadas.

5.2. PROPIEDADES DIRECCIONALES

A. ISOTROPÍA

Isotropía es la característica de un material tal que sus propiedades físicas intrínsecas no dependen de la dirección de la carga. En general, la estructura interna de estos materiales es muy pequeña y dispersada al azar. Metales, vidrios y plásticos son materiales isotrópicos. Para materiales isotrópicos elásticos, sólo hay 2 materiales constantes: E módulo de Young y el coeficiente de Poisson ν . Una vez que estas 2 constantes han sido determinadas para el material isótropo, sus propiedades elásticas se han definido completamente.

A menudo, en la literatura, se presentan otros módulos: módulo de corte G, módulo de compresión k, el módulo agregado H_A , el módulo de rigidez G o μ , etc. Todos estos módulos están relacionados entre sí, una vez que cualquiera de los dos se conocen, los otros pueden calcularse utilizando fórmulas muy simples. Los investigadores utilizan diferentes formas para estos 2 coeficientes isotrópicos porque, en un experimento en particular, un módulo específico puede ser más fácil de usar y más significativo en términos de interpretación física.

B. ANISOTROPÍA

Anisotropía es la propiedad de un material tal que sus propiedades intrínsecas dependen de la dirección de la carga. En general, las estructuras internas de estos materiales son grandes y observables, de tamaño similar a los especímenes, y dispuestas de forma ordenada. La madera, materiales compuestos con fibras reforzadas, y prácticamente todos los materiales de interés en el sistema músculo-esquelético, tales como los cartílagos articulares, huesos cortical y trabecular, discos intervertebrales, ligamentos, meniscos y tendones, son anisotrópicos. Para tales materiales, más de 2 constantes de materiales son necesarias, aunque el "aparente" módulo de Young E y el coeficiente de Poisson ν aún se utilizan comúnmente para describir su comportamiento esfuerzo-deformación. Por ejemplo, los meniscos son altamente anisotrópicos. La Tabla 5.1 presenta el módulo de tracción de menisco de la especie bovina de muestras tomadas en paralelo a la dirección predominante de fibras de colágeno y radial a la dirección de las fibras de colágeno. Huesos, ligamentos y tendones son a menudo considerados como transversalmente isotrópicos. Cinco constantes son necesarias para determinar las propiedades elásticas de este tipo de material. Los cartílagos articulares y los meniscos se consideran ortotrópicos, y son necesarias 9 constantes para determinar sus propiedades elásticas. Además de los coeficientes isotrópicos, se sabe muy poco de los demás coeficientes de estos materiales.

CARTÍLAGO	Bovinos ()*	Humanos (Normal)	Humanos (Fibriladas)
Zona exterior	42.2	10.1	8.5
Zona media	13.0	5.9	8.4
Zona profunda	2.6	4.5	4.0
MENISCOS	198 (c) 4.6 (r)	93–160 (M) 159–294 (L)	

* || = Muestra paralela; c = circunferencial dirección paralela a la red de colágeno fibrilar, r = dirección radial perpendicular a la red de colágeno fibrilar, M = menisco medial en la dirección circunferencial, y L = menisco lateral en la dirección circunferencial.

Tabla 5. 1: Propiedades Materiales de Cartílagos y Meniscos, Módulos de Tensión MPa

5.3. DEFORMACIÓN

La Figura 5.2, muestra cómo un bloque rectangular de material (líneas continuas) se deforma, cuando se estira por una F_x fuerza en la dirección x . Esta deformación producirá una elongación Δl en la dirección x y una contracción $-\Delta d$ en la dirección y . Las longitudes originales de las partes lo son l_0 y d_0 . La deformación lineal en la dirección x se define por:

$$\epsilon_{xx} = \frac{\Delta l}{l_0}$$

La contracción en la dirección y es también una deformación lineal, pero es causada por la fuerza aplicada en la dirección x . De manera similar, es posible definir ϵ_{yy} y ϵ_{zz} causadas por fuerzas aplicadas en las direcciones y , y z , respectivamente. La relación de Poisson, sólo si se aplica F_x , se define como la relación:

$$\nu = \frac{\frac{\Delta d}{d_0}}{\frac{\Delta l}{l_0}}$$

Como Δd y Δl están siempre en direcciones opuestas, una de ellas (+) y la otra (-), la relación de Poisson es siempre positiva. La relación de Poisson, la cual es una importante propiedad intrínseca de materiales deformables, se puede considerar como una medida de cuánto adelgaza el material cuando se estira y lo mucho que sobresale cuando se comprime. Obviamente, la relación de Poisson se puede definir en las direcciones y , y z también. Estos 3 coeficientes de Poisson pueden o no puede ser igual en función de la estructura microscópica del material. El coeficiente de Poisson es una medida de la compresibilidad de un material. Para materiales isotrópicos, el coeficiente de Poisson de 0 indica unos materiales altamente compresibles como el corcho. Un coeficiente de 0,5 indica un material incompresible, como el caucho natural.

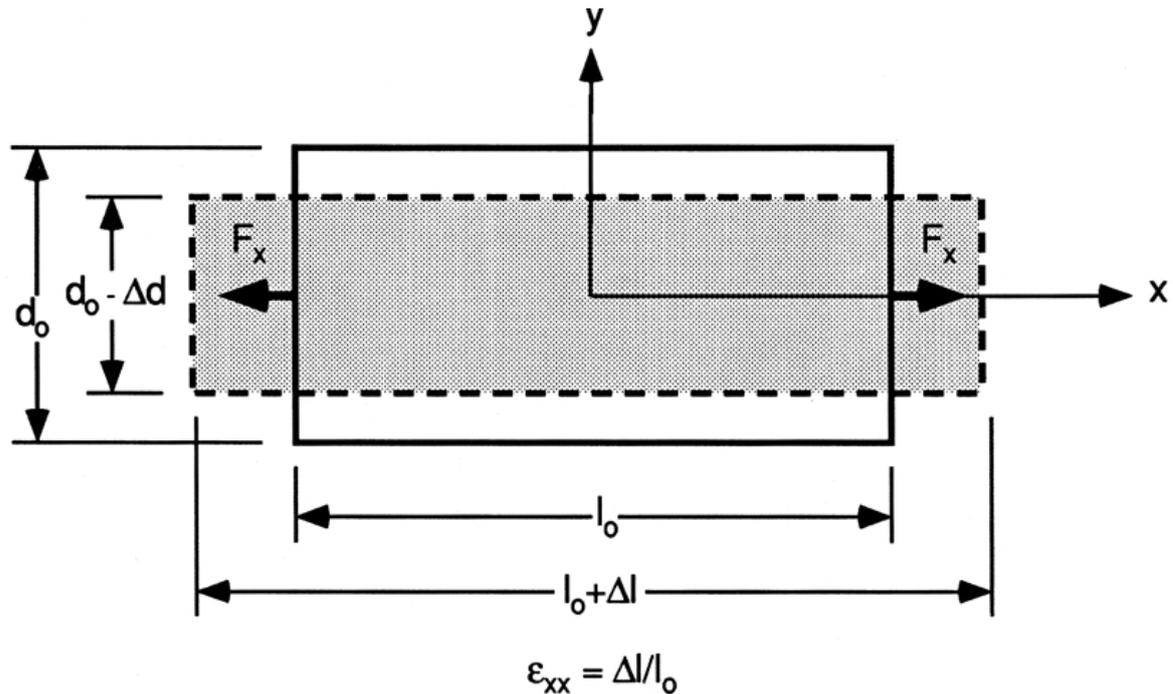


Figura 5.2: Deformación producida por una elongación Δl en la dirección x y una contracción $-\Delta d$ en la dirección y

La Figura 5.3, muestra cómo un bloque cuadrado de material (líneas continuas) se deforma cuando son cortados por 2 pares de fuerzas S en las direcciones X y Y como se muestra. (Debido a la fuerza y el momento de equilibrio, la magnitud de las fuerzas en las direcciones X y Y deben ser iguales.) La deformación causada por esas fuerzas ocasionará un cambio del ángulo entre las líneas OA y OB , que originalmente estaban perpendiculares. Este cambio de ángulo se llama la deformación cortante y se denota por τ_{xy} . Obviamente, si el bloque cuadrado de material se toma en el plano yz o en el plano xz , y cortados en forma similar, entonces los esfuerzos cortantes se crearán τ_{yz} y τ_{xz} , respectivamente. Para la mayoría de los materiales duros, el esfuerzo cortante es pequeño.

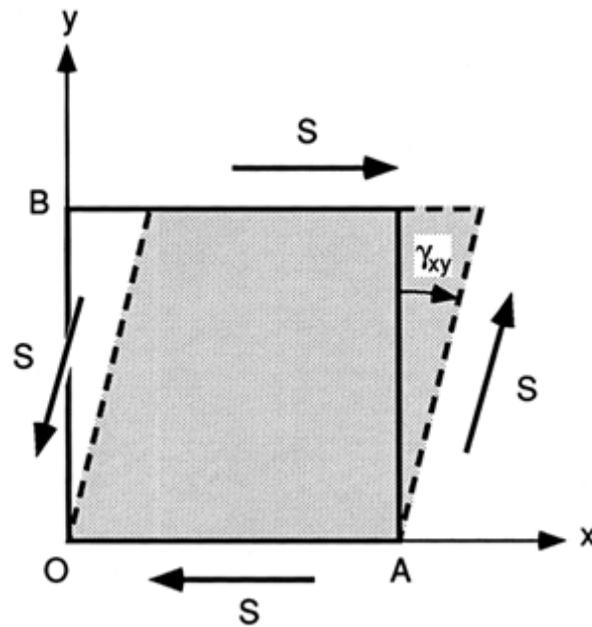


Figura 5.3: Deformación debido al esfuerzo cortante

En resumen, la descripción completa de la deformación están dadas por las 3 componentes del esfuerzo lineal, ϵ_{xx} , ϵ_{yy} , ϵ_{zz} de un objeto, y los 3 componentes del esfuerzo cortante, τ_{xy} , τ_{yz} , τ_{xz} . Estos 6 componentes definen el esfuerzo tensor, que es una construcción matemática que especifica plenamente el estado de tensión en cada punto de los objetos deformados (por ejemplo, el hueso). Los detalles de cómo se manipulan los tensores están fuera del alcance de esta investigación, pero es importante entender que estos 6 componentes de definen completamente el estado de tensión. Para realmente analizar la deformación, debe ser elegido un sistema de coordenadas. Este es un concepto extremadamente importante.

5.4. CÁLCULO DE ESFUERZOS EN LAS VÉRTEBRAS Y DEFORMACIONES EN DISCOS

Estas definiciones pueden ser utilizadas para analizar el estado de esfuerzo en el más simple de todos los problemas posibles. Figura 5.4, muestra una barra rectangular que se estira por una fuerza simple de tracción F . Por la definición de esfuerzo, para determinar el

estado de esfuerzo en el punto P dentro de la barra, el plano (el sistema de coordenadas) en el que el esfuerzo se define debe ser identificado. En el plano definido por $\theta = 0^\circ$, el esfuerzo cortante $\tau = 0$ y el esfuerzo normal está definido por la siguiente expresión:

$$\sigma_\theta = \frac{F}{A_\theta}$$

Este análisis de tensión del problema más simple posible indica que, incluso para la carga de tracción uniaxial, las tensiones tangenciales existen en el interior del objeto. Por lo tanto, el material débil por cortante fallará a lo largo del plano $\theta = 45^\circ$ cuando se somete a tensión o compresión. El hormigón es un material así. Cuando una barra de concreto está sobrecargada en la compresión, la superficie de rotura se orienta a 45° de la línea de carga. Materiales débiles en tensión, tales como hierro fundido, producirán una falla en un plano perpendicular a la línea de carga. Una vez más, la distinción entre la situación de carga y la tensión en el interior del objeto es crucial.

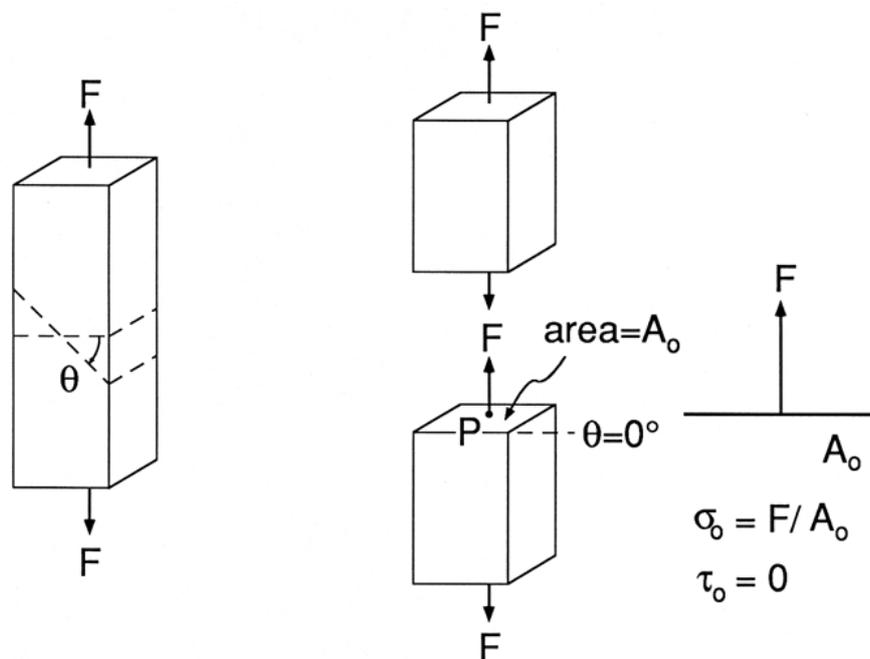


Figura 5.4: Barra rectangular que se comprime por una fuerza simple de tracción F

La Figura 5.6, muestra un bloque cuadrado de material que se deforma por las fuerzas S actuando en cada lado del elemento. Una vez más, evidentemente, este sistema de fuerzas está en equilibrio. Un diagrama de cuerpo libre de la sección creado por el paso de un plano a través de P a lo largo de DBP muestra que debe haber una fuerza F dada por $\sqrt{2}S$ (Figura 5.6). Este es el teorema de Pitágoras para triángulos rectángulos. Usando la definición de $A = A_o / \cos\theta$ (Figura 5.5), a 45° de la resistencia a la tensión que actúan en el plano BPD es de S / A_o .

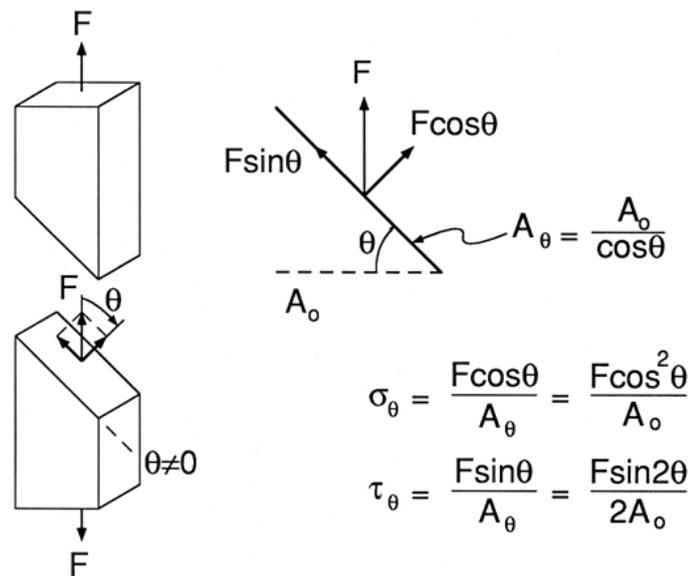


Figura 5.5: Esfuerzos sobre planos inclinados

En este plano no existe esfuerzo cortante, y esta es la tensión de tracción máxima calidad dentro del bloque cuadrado con la condición de corte puro. Del mismo modo, se puede demostrar que el máximo esfuerzo de compresión actúa en el plano de APC (Figura 5.6). Así, si se corta un material como el hueso, que es débil en tensión, fallará a lo largo del plano DBP a 45° . La superficie de rotura forma una espiral cuya tangente es muy cercana a los 45° desde el eje longitudinal del hueso. Los resultados de estos análisis de esfuerzo son válidos independientemente de la naturaleza del material, por ejemplo, el acero, el titanio,

el hueso, el cartílago, etc. Los resultados de estos 2 problemas de análisis de esfuerzos indican que es importante conocer las propiedades intrínsecas de los materiales. Se requiere el conocimiento de los materiales, de la rigidez intrínseca en tracción, compresión y cortante, y sus respectivas resistencias.

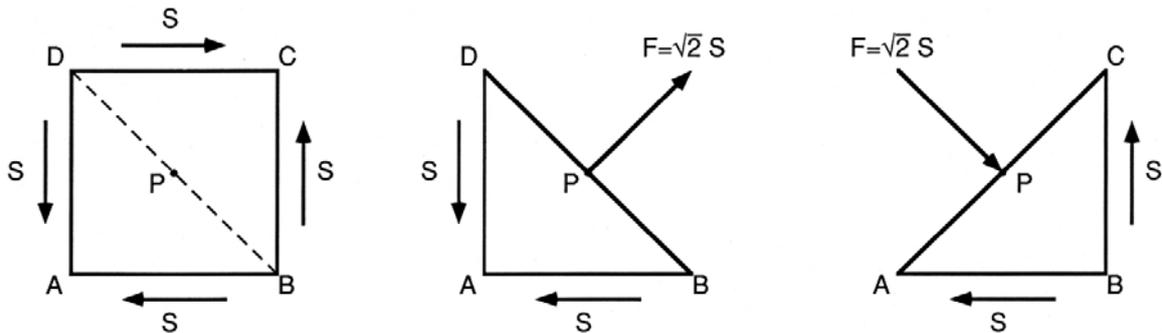


Figura 5.6: Fuerzas resultantes debidas a esfuerzos cortantes ocasionados por una fuerza S

5.5. PROPIEDADES ELÁSTICAS DE LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS

Un material lineal elástico tiene 3 fundamentales características de esfuerzo-deformación: (1) el esfuerzo y la deformación son directamente proporcionales entre sí, (2) la deformación es totalmente recuperada cuando se retira el esfuerzo, y (3) el material es insensible a la tasa de la carga. Para un material lineal elástico, la línea recta OP muestra que el esfuerzo σ es proporcional a la deformación ϵ (Ley de Hooke), es decir:

$$F/A = E \left(\frac{\Delta l}{l_0} \right)$$

Donde F, A, Δl y l_0 son cantidades que se miden en las muestras preparadas con precisión (Figura 5.7), El módulo de Young E, es una propiedad importante del material, se expresa en unidades de MPa o GPa para los materiales elásticos, si en un experimento la carga máxima es inferior al punto P, Δl desaparecerá si se libera de la carga.

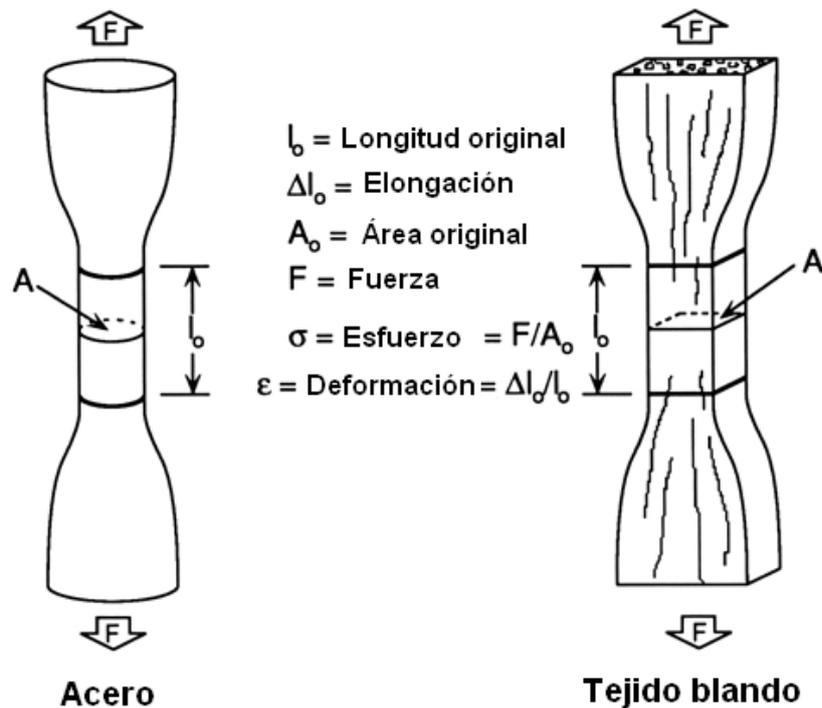


Figura 5.7: Muestras para ensayos de esfuerzo-deformación

El límite proporcional P , es el punto más allá del cual el esfuerzo ya no es proporcional a la deformación. El límite elástico es el punto más allá del cual la deformación ya no es puramente elástica. Estos 2 límites se consideran generalmente a ser el mismo. Si la muestra se extiende más allá de P , la deformación plástica una pequeña pero permanente deformación se creará, es decir, si la fuerza F se libera, una deformación residual o permanente se mantendrá (Figura 5.7). Esta deformación permanente es causada por daño a la microestructura interna de la muestra. La resistencia a la fluencia Y , es el punto en el que se produce un gran flujo de deformación plástica, de manera que aumenta la deformación con poco o ningún aumento en el esfuerzo. La resistencia última a la tracción U es el punto en el que la muestra falla. El esfuerzo máximo que alcanza el material que se conoce como su resistencia, lo que generalmente coincide con U . La deformación en la que se produce la falla, es conocida como deformación de falla ϵ_f . La Tabla 5.2 proporciona algunas constantes de algunos materiales del cuerpo humano.

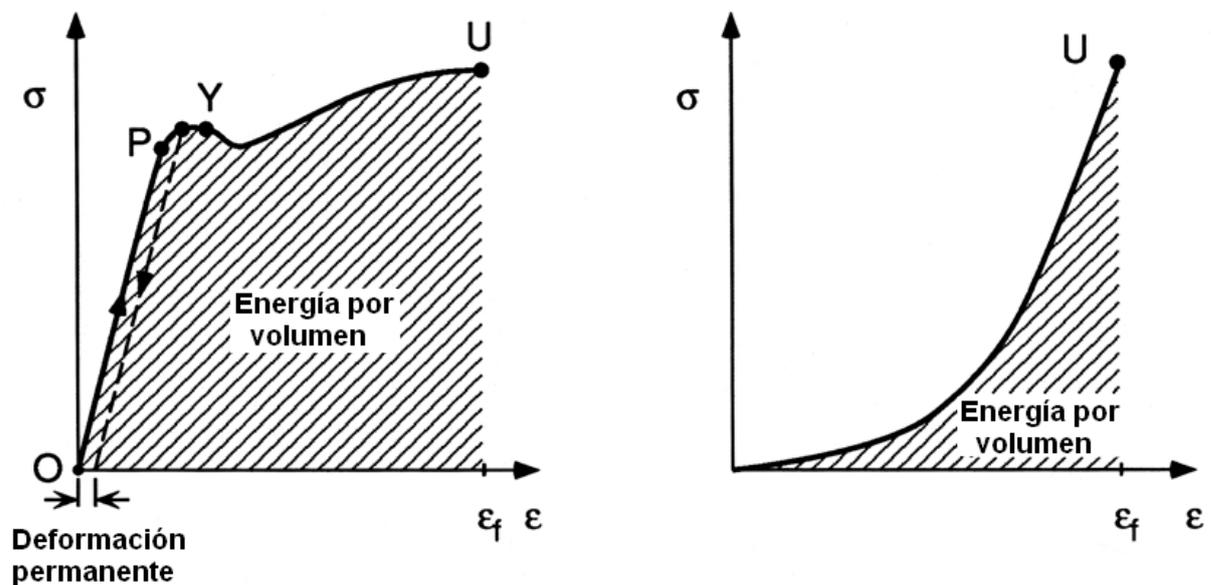


Figura 5.8: Ensayos de esfuerzo-deformación de hueso cortical y tejido de colágeno

HUESO	Módulo de tensión E	Módulo cortante G	Último esfuerzo de tensión U
Cortical	17 GPa	3,3 GPa	130 MPa
Trabecular	100 MPa	(N/A)	50 MPa

Tabla 5.2: Propiedades Materiales de los Huesos

5.6. FACTOR DE DISEÑO Y ESFUERZO PERMISIBLE

La incertidumbre siempre acompaña a un cambio. Las propiedades de los materiales, la variabilidad de la carga, la validez de los modelos matemáticos empleados se encuentran entre nuestras preocupaciones, después que se formuló el concepto de esfuerzo se propuso un punto de vista del esfuerzo permisible. El esfuerzo permisible se elige como una fracción de una propiedad significativa del material, la resistencia. La fracción se escoge en base a la experiencia. Este método tiene la ventaja de que proporciona un consejo respecto a la fracción de una propiedad simplemente medida.

La incertidumbre en el esfuerzo y la resistencia se puede cuantificar. Para un esfuerzo linealmente proporcional a la carga, el factor de diseño se define como:

$$n_d = \frac{S}{\sigma}$$

Donde n_d , S y σ son variables aleatorias con parámetros estadísticos sustanciales, como la media y la desviación estándar y que presenta distribuciones. En la Tabla 5.3 se ofrecen sugerencias con base a la experiencia obtenida hasta 1948. Se presenta para dar una perspectiva del análisis precedente.

Conocimiento de las cargas	Conocimiento del esfuerzo	Conocimiento del entorno	Conocimiento del material	Factor de seguridad
Determinación precisa	Determinación precisa	Condiciones controlables	Muy conocido	1.25 – 1.5
Determinado fácilmente	Determinado fácilmente	Razonablemente constantes	Muy conocido	1.5 – 2.0
Determinable	Determinable	Ordinario	Promedio	2.0 – 2.5
Promedio	Promedio	Promedio	Menos probado o frágil	2.5 – 3.0
Promedio	Promedio	Promedio	No probado	3.0 – 4.0
Incierto	Incierto	Incierto	Mejor conocido	3.0 – 4.0

Tabla 5.3: Factores de Seguridad y Circunstancias en las Cuales se Usan

6. RESULTADOS

6.1. DETERMINACIÓN DE ESFUERZOS

A continuación se determinarán los esfuerzos presentes en la vértebra mediante un diagrama de cuerpo que libre (Figura 6.1) tomando en cuenta las variables que influyen en su desarrollo como son las fuerzas, momentos y posturas en las que se vaya a desarrollar la manipulación manual de cargas. Es importante tomar en cuenta que se analizarán los esfuerzos de la sección más crítica dado el interés en determinar el punto de falla.

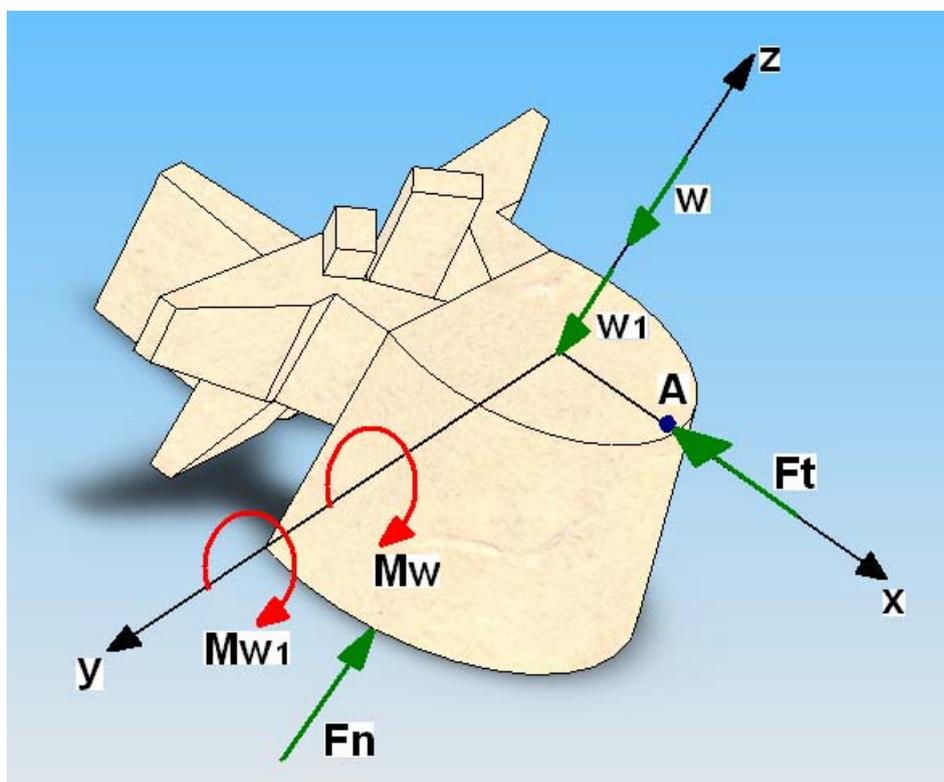


Figura 6.1: Diagrama de cuerpo libre de la vértebra

El esfuerzo total aplicado sobre el punto A que se aprecia en la Figura 6.1, estará dado por la ecuación que se muestra a continuación:

$$\sigma_A = \sigma_{zFn} + \sigma_{zW1} + \sigma_{zW} + \sigma_{zMW1} + \sigma_{zMW}$$

Posteriormente se procederá a determinar el esfuerzo permisible con un valor de 4 en su factor de seguridad FS obtenido de la Tabla 5.3, dado que el conocimiento de las cargas, los esfuerzos y el tipo de material son inciertos y varían según las posturas del trabajador así como del estado de salud del mismo, para ello se obtiene el esfuerzo máximo permisible.

$$\sigma_{perm} = \frac{S_{ut}}{FS}$$

$$\sigma_{perm} = 32,5 \text{ MPa}$$

Donde σ_{perm} es el esfuerzo máximo permitido y que servirá de patrón de comparación para el análisis de esfuerzos en el punto A, S_{ut} es la resistencia última a la tensión del hueso cortical, la cual se obtiene de la Tabla 5.2.

Para el análisis serán de interés los datos del peso corporal del individuo, peso de la carga, distancia de la carga, distancia al centro de gravedad del cuerpo del individuo, una distancia constante entre la vértebra y la apófisis espinosa la que se halla unida a los músculos tensores, el ángulo de inclinación junto con la postura de trabajo y el área de la superficie de la vértebra.

De esta manera la intención de este análisis, será el lograr mantener a los esfuerzos en el punto de interés A de la Figura 6.1 por arriba del factor de seguridad, de esta manera a la vez cubrimos al trabajador en la incertidumbre acerca de la resistencia de las vértebras, dadas que las mismas no serán las mismas para cada individuo y al adoptar una media en el valor de la resistencia última.

6.2. DETERMINACIÓN DE VALORES MÁXIMOS

Una vez que se han determinado las fuerzas y momentos presentes sobre las vértebras lumbares, y habiendo aplicado todas las consideraciones pertinentes para la determinación de los esfuerzos para compararlos con la resistencia de las vértebras aplicando un factor de seguridad de 4, se han obtenido los datos que se muestran en la Figura 6.2.

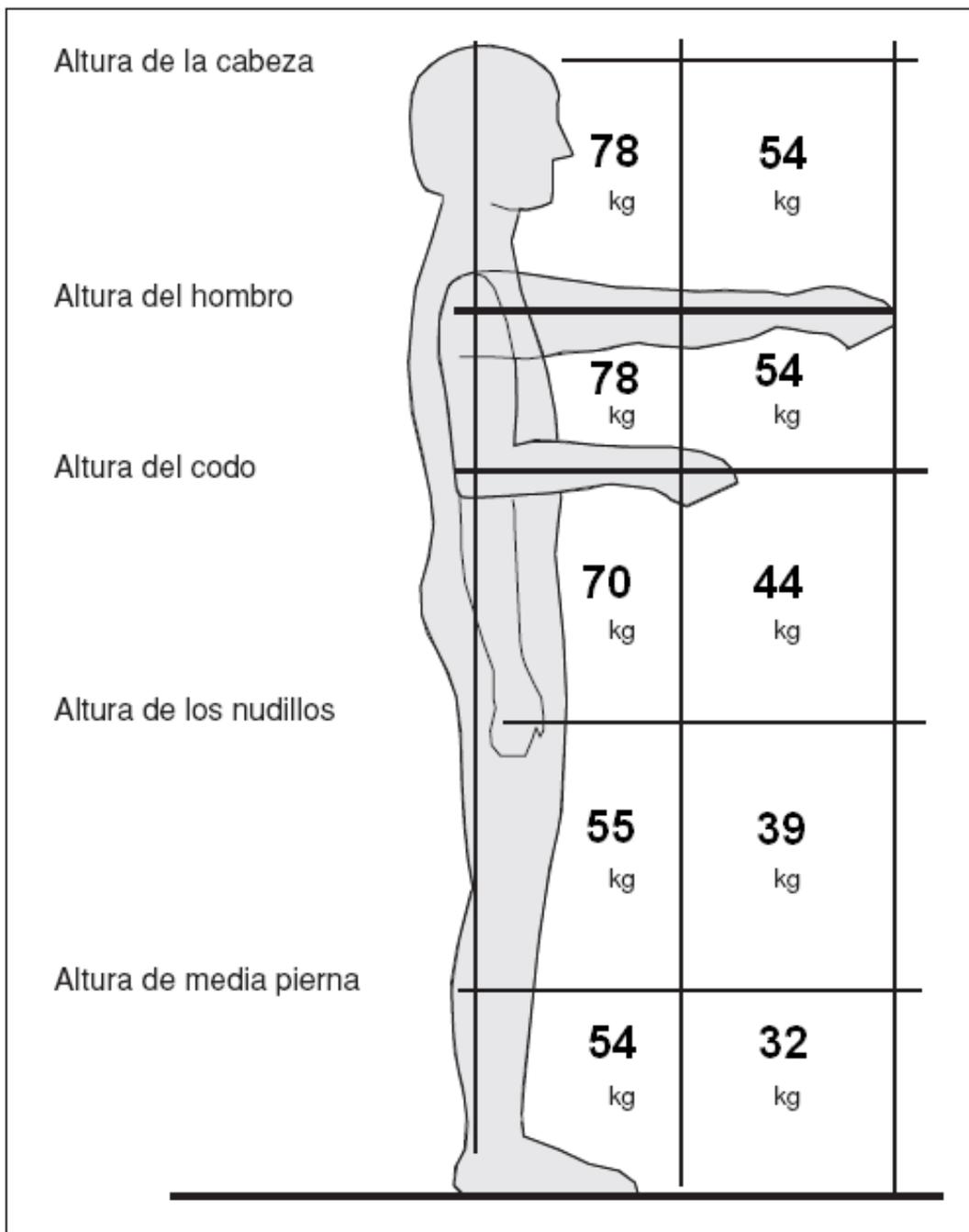


Figura 6.2: Valores Umbrales Límite – Techo para Levantamiento de Cargas

7. CONCLUSIONES

- Se han determinado los Valores Umbrales Límite – Techo para manipulación manual de cargas, con los cuales se cree o se puede hacer relación a la rotura de las vértebras y a la aparición de hernias discales por compresión de los discos intervertebrales lumbares producto de los esfuerzos debido al levantamiento de cargas.
- Se ha logrado determinar las fuerzas que están presentes de los elementos principales de las vértebras lumbares y se calcularon los esfuerzos normales, cortantes, deformaciones unitarias producidas por el levantamiento de cargas.
- Se han desarrollado metodologías para poder determinar los esfuerzos en los discos intervertebrales y las vértebras lumbares en función de la carga, el peso corporal del individuo y la forma del levantamiento.
- Las dimensiones exactas de las vértebras lumbares y discos son esenciales para la determinación de los esfuerzos. Lamentablemente, las bases de datos existentes de las dimensiones vertebrales e intervertebrales son limitadas, ya sea en la precisión, la población de estudio o de los parámetros registrados.
- Se ha proporcionado una base de datos amplia y precisa de la columna lumbar, de las características de 126 imágenes digitalizadas por tomografía computarizada (TC). Las mismas que han sido una pieza esencial en el desarrollo del presente estudio.
- Se han registrado las mediciones de diversos aspectos de las dimensiones vertebrales y de la geometría, incluyendo la altura vertebral y el disco intervertebral. Los resultados de este estudio indican que la profundidad y la anchura de la placa terminal vertebral se incrementan de la tercera a la quinta vértebra lumbar. La altura anterior vertebral sigue siendo la misma de la tercera a la

quinta vértebra lumbar, pero que la altura vertebral posterior disminuía.

- Estos resultados son muy valiosos en el establecimiento de un modelo antropométrico de la columna lumbar humana, y proporcionan datos útiles para la investigación anatómica. Además, esta información es importante para la planificación científica de la cirugía de la columna vertebral y para el diseño de los implantes espinales.
- Se puede apreciar que las fuerzas ejercidas por los efectos de tensores ligamentosos y musculares juegan un papel preponderante a la hora de analizar los esfuerzos por levantamiento de cargas.

7.1. RECOMENDACIONES

- Es importante tomar en cuenta que los valores presentados en la investigación, están dados bajo condiciones específicas, por lo que los criterios variarán según el tipo de trabajo y la antropometría de cada individuo, las cuales podrían variar significativamente los esfuerzos en los discos y en las vértebras.
- De los datos obtenidos, se recomienda el evitar las manipulaciones manuales de cargas que impliquen una flexión del tronco y con mayor énfasis en individuos con sobre peso visto el incremento del momento flector debido al peso corporal del cuerpo humano.
- El presente método no está dirigido para tareas continuas o jornadas de completas trabajo que puedan desencadenar efectos crónicos a la salud de los individuos, sino únicamente para trabajos esporádicos y que fruto de ellos se puedan presentar efectos agudos, sin descartar los consecuentes efectos crónicos que de igual manera podrían acaecer debido al levantamiento de cargas.

8. BIBLIOGRAFÍA

- Universidad de Málaga. (1999). *Modelo de elementos finitos de la columna lumbar*. Obtenido en línea el 15 de julio de 2009. Disponible en: <http://upcommons.upc.edu/revistes/bitstream/2099/5449/1/article6.pdf>
- Universidad Autónoma de Barcelona. (2006). *Osteosíntesis de la vértebra fracturada estudio biomecánico y clínico análisis de resultados*. Obtenido en línea el 15 de julio de 2009. Disponible en: <http://www.tesisenxarxa.net/TDX-1128106-110725/>
- Klgo. Lic. MS. Francisco Guede R., Klgo. Lic. MS. © Juan Caamaño C. (2009). *Biomecánica tejido óseo*. Obtenido en línea el 13 de septiembre de 2004. Disponible en: www.filescenter.com/descargasgratis/.../biomecanica%20osea.pdf
- Universidad de Oviedo. (2004). *Caracterización geométrica automática de la región intervertebral*. Obtenido en línea el 13 de septiembre de 2009. Disponible en: <http://www.ingegraf.es/XVIII/PDF/Comunicacion16989.pdf>
- International Research Society of Spinal Deformities. (1999). *Research into Spinal Deformities 2*.
- Eur Spine J. (2007). *The internal mechanical properties of cervical intervertebral discs as revealed by stress profilometry*. Obtenido en línea el 13 de septiembre de 2009. Disponible en: <http://www.ingegraf.es/XVIII/PDF/Comunicacion16989.pdf>
- Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo (1997). *REAL DECRETO 487/1997, de 14 de abril, sobre disposiciones mínimas de seguridad y salud relativas a la manipulación manual de cargas que entrañe riesgos, en particular dorsolumbares, para los trabajadores*. BOE nº 97 23-3-1997. Obtenido en línea el 04 de julio de 2009. Disponible en: <http://www.insht.es>
- Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo (2003). *Para la Evaluación*

y Prevención de los Riesgos Relativos a la Manipulación Manual de Cargas.

Obtenido en línea el 04 de julio de 2009. Disponible en: <http://www.insht.es>

- American Academy of Orthopaedic Surgeons. (2000). *Orthopaedic Basic Science, Biology and Biomechanics of the musculoskeletal System.*
- Pinar Karakas, MD and Memduha Guñhal Bozkir, PhD. (2006). *Lumbar Vertebrae: Anatomic and Radiologic Perspectives Related to Surgical Procedures.*
- Eur Spine J. (2006). *Geometrical dimensions of the lower lumbar vertebrae – analysis of data from digitised CT images.*
- Taylor & Francis Group (2008). *Biomechanics principles and applications.*
- Cambridge University Press (2006). *Cytoskeletal Mechanics, models and measurements.*
- Kapandji, A.I (2007). *Fisiología articular v. 3 Tronco y raquis.*
- Shigley, Mishke (2002). *Diseño en Ingeniería Mecánica.*

