

Apéndice **A**

Anatomía del tronco

A.1. Introducción

El tronco es, en el caso de los mamíferos, una zona anatómica de vital importancia, por contener la mayoría de los órganos vitales pertenecientes a los sistemas respiratorio, digestivo, excretor, cardiovascular y reproductor. Está constituido por las cavidades torácica y abdominopélvica, siendo ésta última el objeto del presente estudio.

Al contrario que la cavidad torácica, la cavidad abdominal no está protegida por ninguna estructura oseocartilaginosa, por lo que la protección de esta región anatómica quedará enteramente a cargo de la pared abdominal, compuesta por una serie de músculos que serán presentados más adelante, así como sus fascias o aponeurosis. Las propiedades biomecánicas del conjunto de músculos constitutivos de la pared abdominal son de vital importancia, por ser esta la encargada de funciones vitales como la contención de los órganos, la manutención de la presión intraabdominal, la permisión del giro y torsión del conjunto del tronco...

Dichos músculos tienen su fijación a su vez en las estructuras oseocartilaginosas que componen la caja torácica, incluyendo la columna vertebral, así como en la pelvis. Estas estructuras proporcionan las condiciones de fijación y anclaje de los músculos de la pared abdominal, imprescindibles también para la modelización de la pared.

A.2. Anatomía de la pared abdominal. Funciones

La pared abdominal anterolateral está compuesta de cuatro pares de músculos y sus proyecciones aponeuróticas, los cuales otorgan a la pared abdominal sana la resistencia necesaria para proteger los órganos internos del abdomen. Estos órganos, como ya se ha comentado anteriormente, a diferencia de los órganos situados en la cavidad torácica, no están protegidos por ninguna estructura ósea, por lo que un abdomen sano será crucial para su correcta contención y protección.

En la Figura A.1 que se muestra a continuación se puede apreciar la dirección de las fibras y la disposición de los cuatro pares de músculos, así como las fascias y aponeurosis más importantes:

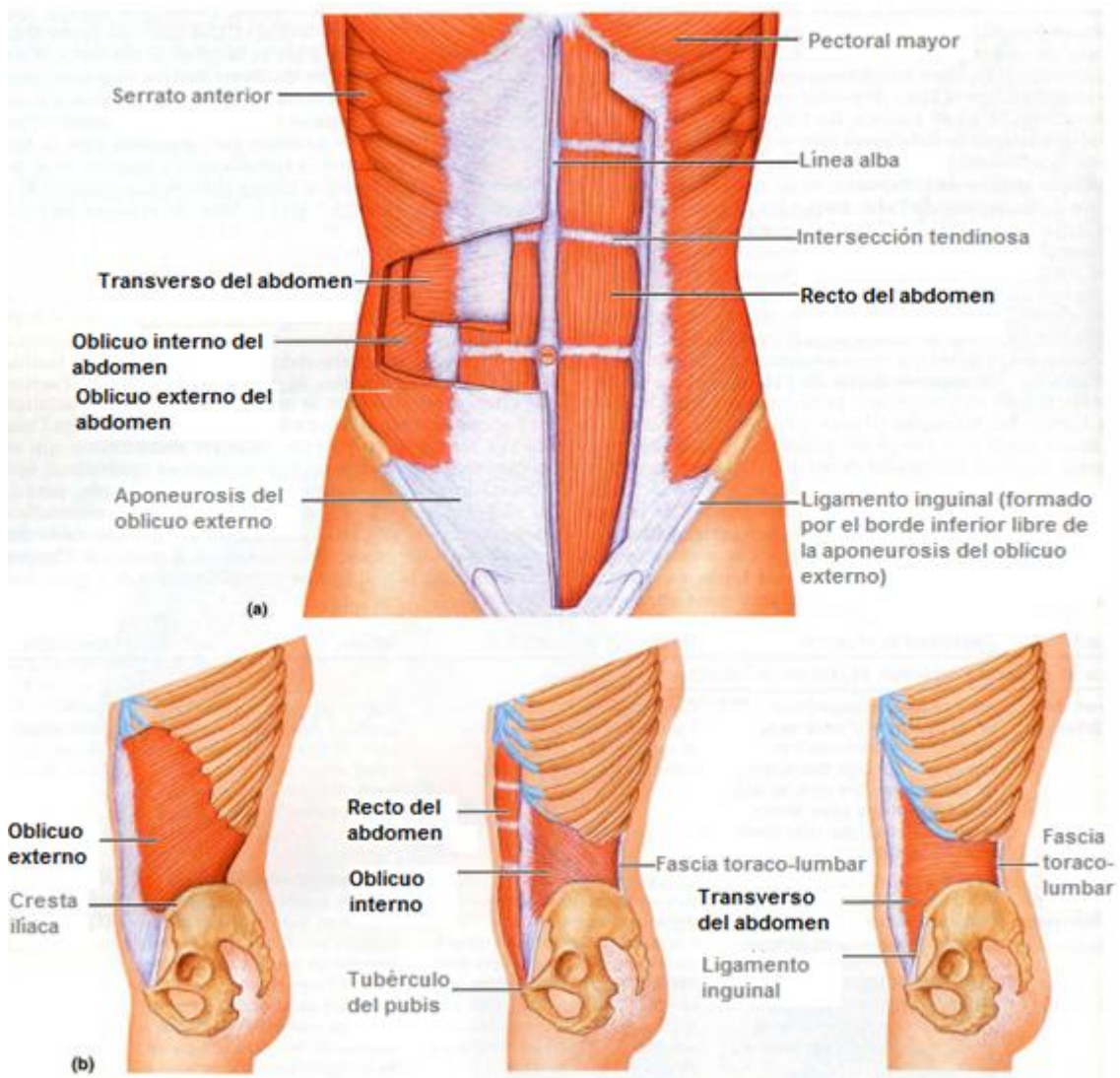


Figura A.1. (a) Visión frontal de los principales músculos abdominales; (b) Visión lateral de los principales músculos abdominales

Estos cuatro músculos principales, (Figura A.1), son:

- ❖ **Músculo recto del abdomen** (par anterior central)
- ❖ **Músculo oblicuo externo del abdomen** (par ancho lateral)
- ❖ **Músculo oblicuo interno del abdomen** (par ancho lateral)
- ❖ **Músculo transverso del abdomen** (par ancho lateral)

Puede merecer una corta mención el músculo piramidal del abdomen (Figura A.2), es de tamaño variable, normalmente pequeño y puede estar ausente (entre 15-20% de la población carece de él). Tiene su origen en la cresta del pubis (sínfisis púbica), estando situado inmediatamente inferior y anterior al músculo recto del abdomen, yendo contenido en la vaina de este último. Se inserta en la línea alba. Su función podría ser la de tensor de la línea alba, pero realmente no tiene acción especial, por lo que no será de interés en este estudio.

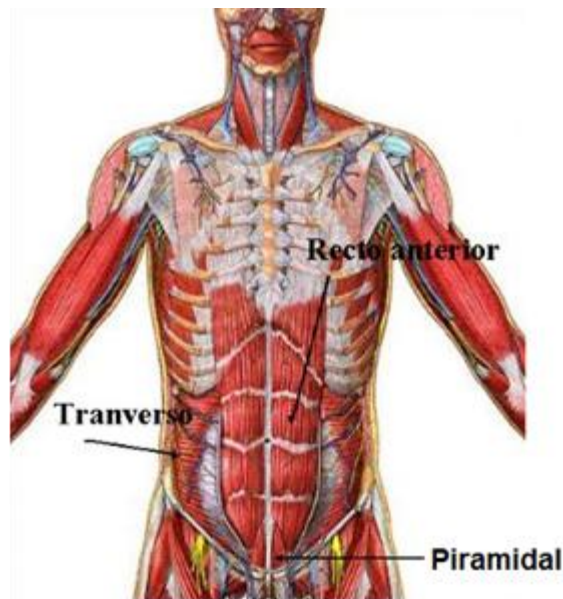


Figura A.2. Músculo piramidal del abdomen

A.2.1. Músculo recto del abdomen

El músculo recto abdominal es un músculo par (el músculo se divide en dos partes simétricas entre sí) con forma de cinta (Figuras A.1 y A.2). Sus fibras siguen la dirección del músculo, siendo totalmente perpendiculares al suelo. Para, posteriormente, estudiar el comportamiento biomecánico del músculo se necesitan conocer las zonas de origen e inserción:

Origen: (1) sínfisis y (2) cresta del pubis.

Inserción: (1) cartílagos costales V-VII y (2) apéndice xifoides.

Cada miembro del par muscular está separado entre sí por la denominada línea alba (en la cual se profundiza más adelante), estando a su vez cada músculo dividido por tres o cuatro tendones o intersecciones aponeuróticas, llamadas metámeras.

Este par muscular se encuentra dentro de una cobertura tendinosa que está formada por las aponeurosis de los tres pares de músculos anchos (transverso, oblicuo mayor y oblicuo menor).

La distribución de esta cobertura tendinosa, dada su gran importancia en la modelización de la pared abdominal, será objeto de un punto propio en el que se tratará la integración entre los músculos que componen la pared.

A.2.2. Músculo oblicuo externo o mayor del abdomen

El oblicuo externo constituye el más externo, valga la redundancia, de los músculos anchos laterales del abdomen. Sus fibras van desde los pares costales V-XII hacia la cresta ilíaca y la zona del pubis, es decir, como podemos observar en las Figuras A.1 y A.3, la dirección de las fibras es oblicua hacia la parte inferior y medial.

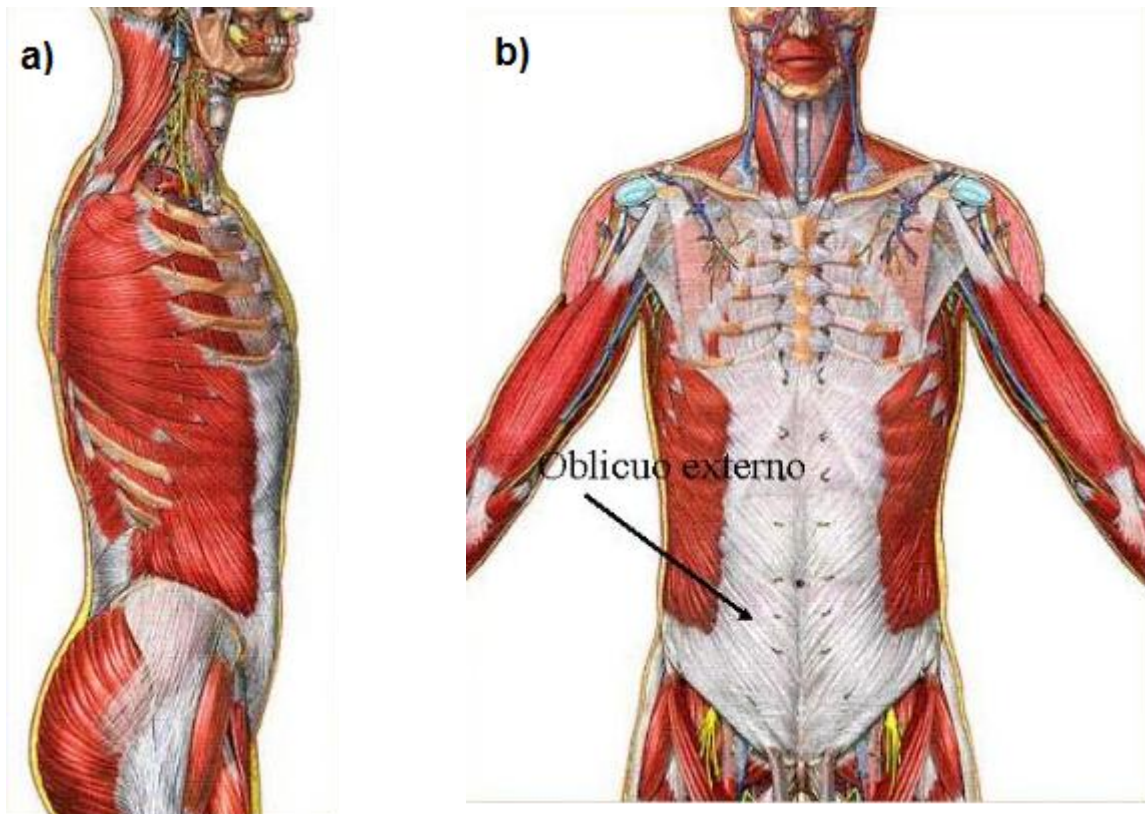


Figura A.3. a) Visión lateral músculo oblicuo mayor; b) Visión frontal músculo oblicuo mayor

El origen e inserción del músculo oblicuo externo es:

Origen: (1) cara externa de los pares costales V-XII (Figura A.3 a)), donde se interdigita con los músculos de la pared torácica, serrato mayor y dorsal ancho.

Inserción: (1) en el borde interior de la cresta ilíaca, (2) en el ligamento inguinal y (3) en el tubérculo del pubis.

La proyección aponeurótica del músculo oblicuo mayor forma parte de la hoja anterior de la cobertura tendinosa de los rectos.

A.2.3. Músculo oblicuo interno o menor del abdomen

El músculo oblicuo interno está localizado en el lugar intermedio de los músculos anchos del abdomen. La dirección de sus fibras es aproximadamente perpendicular a la de las fibras del oblicuo mayor (Figuras A.1 y A.4), yendo desde el reborde costal hacia las apófisis espinosas de la 5ª vértebra lumbar, el ligamento inguinal, la cresta ilíaca y el hueso del pubis.

Su origen e inserción serán:

Origen: (1) arco crural (ligamento inguinal), (2) espina ilíaca y (3) fascia toracolumbar, la cual está anclada a su vez a las apófisis espinosas de la última vértebra lumbar y la primera sacra.

Inserción: (1) línea alba, (2) reborde costal de los pares X-XII y (3) línea pectínea.

La proyección aponeurótica del oblicuo menor se divide en dos, formando parte tanto de la vaina posterior como de la anterior de la cobertura del músculo recto abdominal, tratándose su distribución en mayor profundidad en el apartado A.2.5.

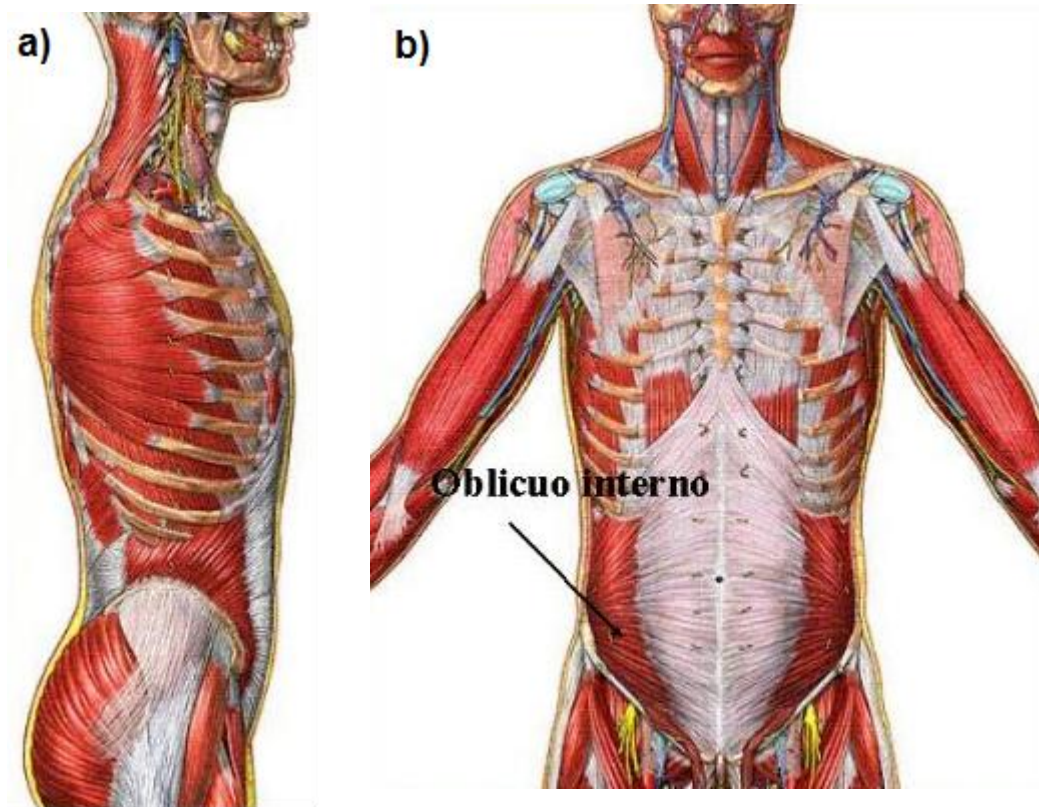


Figura A.4. a) Visión lateral músculo oblicuo menor; b) Visión frontal músculo oblicuo menor

A.2.4. Músculo transverso del abdomen

El músculo transverso del abdomen es el músculo más profundo de los pares de músculos abdominales antero-laterales. Sus fibras van desde la línea alba a las apófisis espinosas lumbares, es decir, su dirección es aproximadamente paralela al suelo (Figuras A.1, A.2 y A.5).

Es reseñable apuntar que la cara posterior del músculo transverso del abdomen está adherida al tejido fibroso denominado fascia transversal.

Sus orígenes e inserciones son:

Origen: (1) la cara interna de las costillas de los pares XI y XII y de los cartílagos costales de los pares VII a X, donde por digitaciones se entrelaza con el diafragma; la fascia toracolumbar, (2) los dos tercios anteriores de la parte interna de la cresta ilíaca y (3) el tercio lateral del ligamento inguinal.

Inserción: (1) en la línea alba, (2) la línea pectínea y (3) la cresta del pubis.

La proyección aponeurótica del músculo transverso pertenece a la cara posterior de la cobertura fibrosa del par de músculos abdominales rectos.

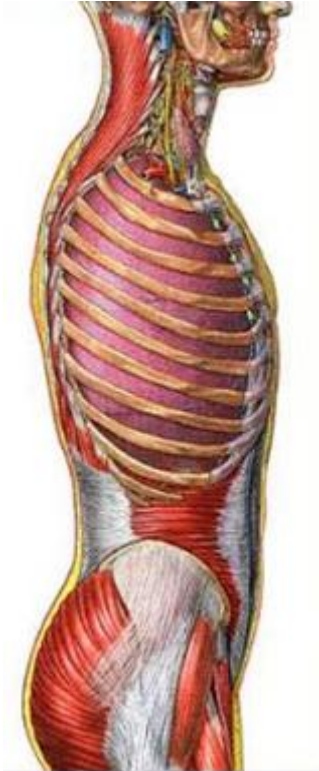


Figura A.5. Visión lateral músculo transverso

A.2.5. Integración de los músculos conformantes de la pared abdominal

La interacción anatómica y funcional de los cuatro músculos anteriores conforma la pared abdominal anterolateral, objeto del presente estudio estudio y encargada de la protección de las vísceras abdominales. La debilitación, por diversos motivos, de esta pared puede dar lugar a los procesos herniarios objeto de estudio de este proyecto.

En relación con las uniones de las aponeurosis pertenecientes a los cuatro pares de músculos de la pared abdominal como las transiciones de las mismas, se deben definir:

Diafragma: el diafragma supone la separación entre las cavidades torácica y abdominopélvica, teniendo su principal función en el movimiento respiratorio (Figura A.6).

En su posición normal, relajada, el diafragma es convexo hacia arriba, permitiendo la expulsión del aire de los pulmones y la expansión de los órganos alejados en la cavidad abdominal, mientras que durante la inspiración, se aplana, permitiendo el paso del aire a los pulmones y ayudando al tránsito intestinal.

Está constituido por fibras tendinosas, todas ellas confluyendo en su parte central y más elevada, denominada centro frénico. Su inserción se da en los bordes costales de la caja torácica, extremos de la XI y XII costilla, apófisis xifoides del esternón, vértebras lumbares y algunos ligamentos de la pared abdominal posterior.

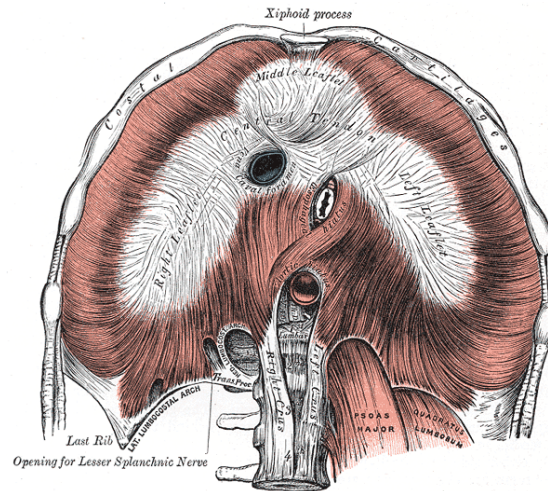


Figura A.6. Visión inferior del diafragma

Línea arqueada: antes llamada línea de Douglas (Figura A.7), marca el límite entre los dos tercios superiores y el tercio inferior de los músculos rectos (cuyas divisiones son las metámeras nombradas anteriormente). Es a la altura de esta línea donde la aponeurosis transversa pasa de la vaina posterior a la vaina anterior de la cobertura del músculo recto, así como la parte de la aponeurosis del oblicuo menor perteneciente a la vaina posterior, que también pasa a la vaina anterior.

Línea semilunar: o línea de Spiegel (Figura A.7) es aquella que marca la transición de la parte muscular y la parte aponeurótica del músculo transverso. Se encuentra a ambos lados de la anatomía humana y recorre desde el arco de las costillas a la espina púbica. La aponeurosis que se extiende desde esta línea hasta el borde externo del músculo recto se conoce también con el nombre de fascia o aponeurosis de Spiegel.

Línea alba: (Figura A.1) es la que se forma en la parte medial del abdomen cuando se entrelazan las fibras de las aponeurosis pertenecientes a los tres pares de músculos abdominales laterales. Se prolonga desde la apófisis xifoides hasta la sínfisis del pubis. Esta línea se va ensanchando conforme avanza desde la sínfisis del pubis hasta la apófisis xifoides, pudiendo llegar a tener una anchura de entre 1.25 y 2.5 centímetros.

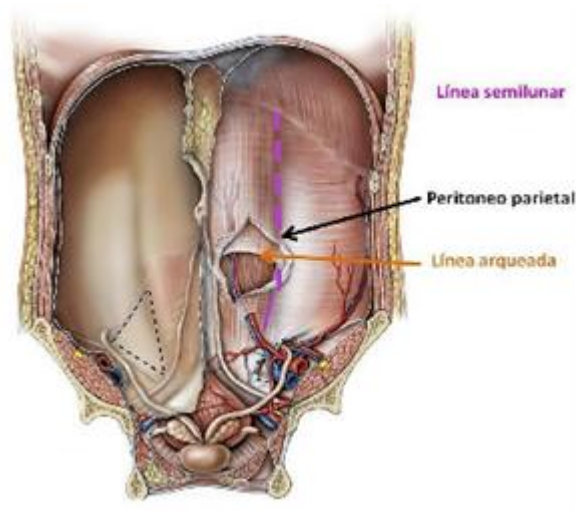


Figura A.7. Línea semilunar y línea arqueada

Ligamento inguinal: (Figura A.1) haciendo una síntesis de la definición del arco crural, podríamos resumirlo como el borde de la aponeurosis del músculo oblicuo mayor que va desde la espina ilíaca anterosuperior hasta la espina del pubis.

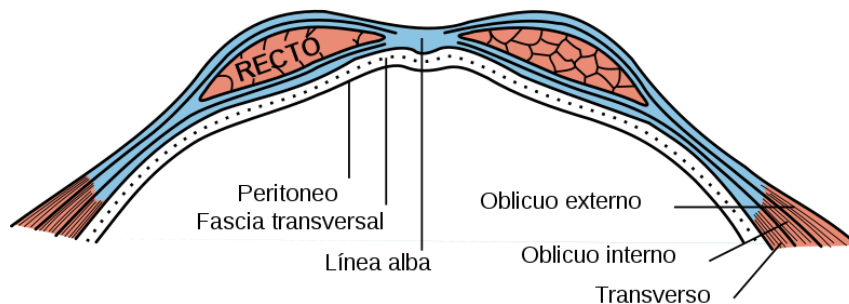


Figura A.8. Corte transversal de la pared abdominal

Retomando la distribución de las estructuras aponeuróticas de los músculos laterales abdominales para formar la cobertura fibrosa del par muscular recto anterior, como se deduce de la definición de la línea arqueada hay un cambio en la distribución de las coberturas anterior y exterior a nivel de esta línea (Figura A.9).

En los dos tercios superiores del músculo recto abdominal, la vaina anterior de la cobertura de dicho músculo está formada por la aponeurosis del músculo oblicuo mayor y por la mitad de la aponeurosis del músculo oblicuo menor. Mientras que la

vaina posterior está formada por la otra mitad del tejido aponeurótico del oblicuo menor, por la aponeurosis del transverso y por la fascia transversal.

En el tercio inferior, la vaina anterior pasa a estar formada, además de por el tejido aponeurótico del oblicuo mayor, por las dos partes del tejido del oblicuo menor y por la aponeurosis del transverso, quedando la vaina posterior solamente conformada por la fascia transversal.

A.2.6. Funciones de la musculatura abdominal

La combinación de todas las propiedades individuales de cada músculo de la pared abdominal anterolateral da lugar a las características funcionales de la pared en su conjunto, que son las siguientes:

1. Fija y estabiliza el tronco en gran número de movimientos, como la rotación y la flexión (músculos oblicuos externo e interno y músculo transverso).
2. Mantiene la postura erguida (músculo recto).
3. Produce la flexión de la columna vertebral a través de las costillas (músculo recto).
4. Comprime, sujeta y protege las vísceras abdominales (músculo recto, oblicuos externo e interno y transverso), manteniendo la correcta presión intraabdominal en cada momento.
5. Ayuda a la respiración (inspiración y espiración) y la presión intra-abdominal (músculo recto).

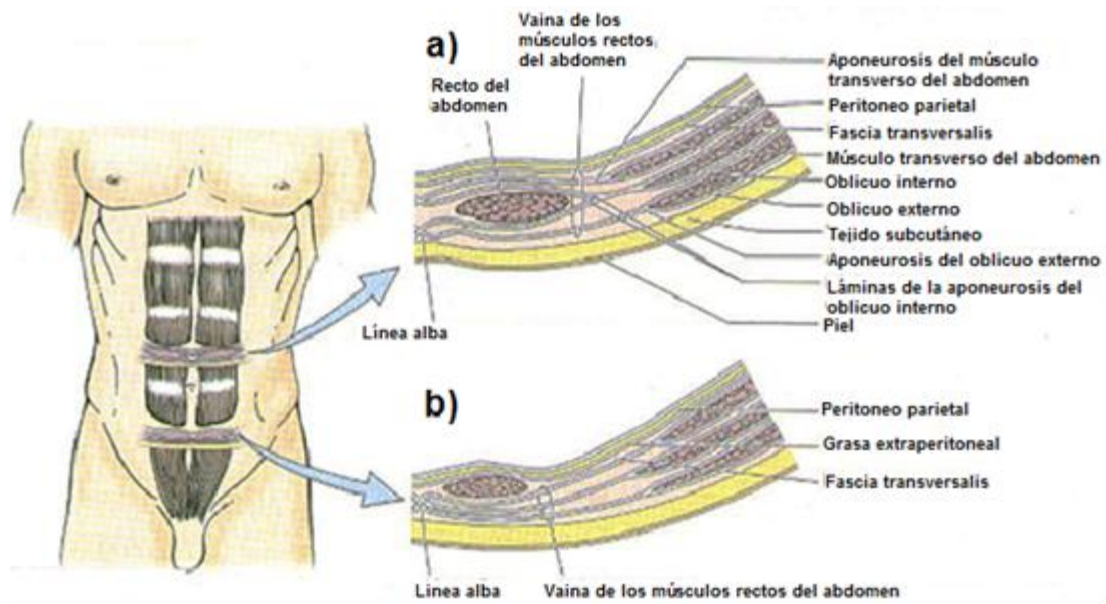


Figura A.9. a) Visión superior del corte transversal de la pared abdominal por encima de la línea arqueada; b) Visión superior del corte transversal del abdomen por debajo de la línea arqueada

A.3. Cavidad abdominal

El abdomen compone, junto al tórax y la pelvis, el tronco de los mamíferos.

La cavidad abdominal está separada de la cavidad torácica mediante el diafragma, sin embargo su separación con respecto a la zona pélvica no está tan claramente delimitada, formando abdomen y cintura pélvica un conjunto anatómico denominado cavidad abdominopélvica.

La parte abdominal de dicha cavidad alberga en su interior un número importante de vísceras, la mayor parte de ellas pertenecientes al aparato digestivo. Con fines principalmente médicos se divide el abdomen en zonas anatómicas de forma que se puedan situar fácilmente dichas vísceras.

A.3.1. Regiones anatómicas externas del abdomen

Para dividir el abdomen usaremos las líneas A, B, C y D representadas en la Figura A.10, las cuales dividen el abdomen en 9 zonas o regiones.

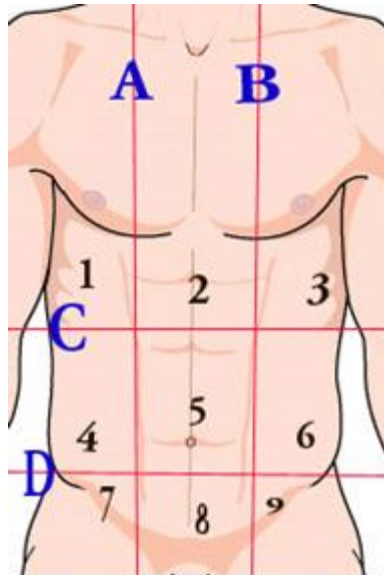


Figura A.10. Regiones abdominales

- ❖ **Línea A:** Es la **línea clavicular media derecha**. Su origen está, como su nombre indica, en la mitad de la clavícula derecha, llegando hasta el punto inguinal medio-derecho, el cual se encuentra situado entre la sínfisis del pubis y la espina ilíaca anterosuperior.
- ❖ **Línea B:** **Línea clavicular media izquierda**. Análoga a la anterior pero en el lado izquierdo.
- ❖ **Línea C:** **Línea subcostal o transpilórica**. Pasa por el borde inferior de las costillas y es equidistante a la escotadura yugular y a la parte superior de la sínfisis del pubis.
- ❖ **Línea D:** **Línea transversa inferior o línea intertubercular**, ya que está situada entre los dos tubérculos ilíacos.

A continuación se enumeran las 9 regiones abdominales, representada en la Figura A.10, con su denominación y las vísceras que en ellas están situadas:

1. **Hipocondrio derecho.** Aloja el hígado y las vías biliares.
2. **Epigastrio o región epigástrica.** Aloja el estómago.
3. **Hipocondrio izquierdo.** Aloja el bazo.
4. **Región lumbar o lateral derecha.** Aloja el colon ascendente.
5. **Región umbilical o mesogástrica.** Aloja el intestino delgado.
6. **Región lumbar o lateral izquierda.** Aloja el colon descendente.
7. **Fosa ilíaca o región inguinal derecha.** Aloja el ciego y el apéndice.
8. **Región suprapúbica o hipogastrio.** Aloja la vejiga urinaria.

9. Fosa ilíaca o región inguinal izquierda. Aloja el colon sigmoideo.

Obviamente esta división es generalista, puesto que muchas veces los órganos no están exactamente en la región en la que los sitúa esta clasificación, pero sirve para hacer una primera aproximación de la distribución abdominal.

A.3.2. Cobertura abdominal

Gran parte de las vísceras abdominales se encuentran, a su vez, bajo la protección y sujeción de una membrana serosa dispuesta como un saco de doble pared llamada peritoneo.

En relación con su posición respecto de esta membrana los órganos de la cavidad abdominal pueden subdividirse en intraperitoneales, si están cubiertos totalmente por el peritoneo, retroperitoneales, aquellos órganos que se fijan a la pared abdominal por su parte posterior pero están recubiertos por el peritoneo en su cara anterior y finalmente, extraperitoneales, que son aquellos órganos que carecen totalmente de peritoneo visceral. Los órganos intraperitoneales son: el estómago, el hígado, la porción superior del duodeno, el yeyuno y el íleon (intestino delgado), el apéndice, el bazo, el colon transversal y el colon sigmoideo para ambos sexos, incluyéndose dentro de esta clasificación en el caso de las mujeres el útero, las trompas de Falopio y los ovarios.

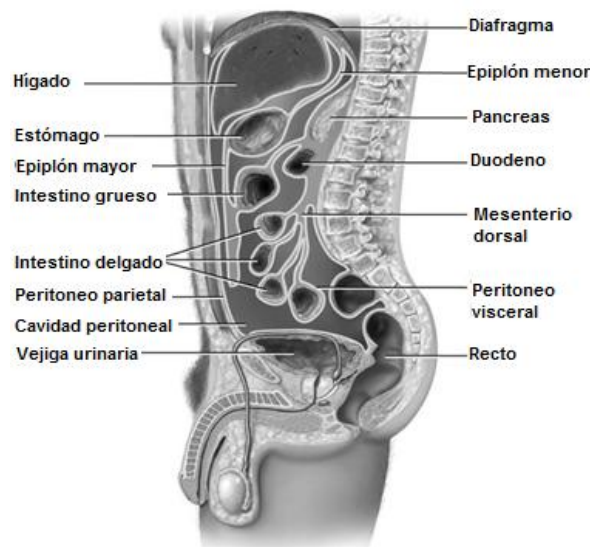


Figura A.11. Distribución peritoneal

Este tipo de órganos están dotados de una gran capacidad de modificar su forma y de una gran movilidad, como por ejemplo el estómago o el útero.

Los órganos retroperitoneales dividen a su vez en primarios y secundarios. Los primarios son aquellos que tienen desde el principio una pequeña superficie de contacto con el peritoneo, y son: la parte son intraperitoneales pero desnuda del hígado, la vesícula y los conductos biliares, las glándulas suprarrenales, los riñones, los uréteres y la vejiga. Los secundarios son aquellos que inicialmente que, posteriormente, se adhieren a la pared posterior abdominal, son algunas partes del tracto intestinal (duodeno, páncreas, colon ascendente y descendente, recto).

La próstata en los hombres, es un órgano extraperitoneal.

Las diferencias entre sexos se producen por la prolongación del peritoneo parietal anterior por el peritoneo parietal pelviano en el caso de las mujeres, dando lugar a una disparidad anatómica entre géneros que no será relevante para el objeto del presente estudio por darse en la parte pélvica de la cavidad.

El peritoneo es, como hemos definido anteriormente, una membrana de doble pared, compuesta por la pared parietal y la pared visceral (Figura A.12)

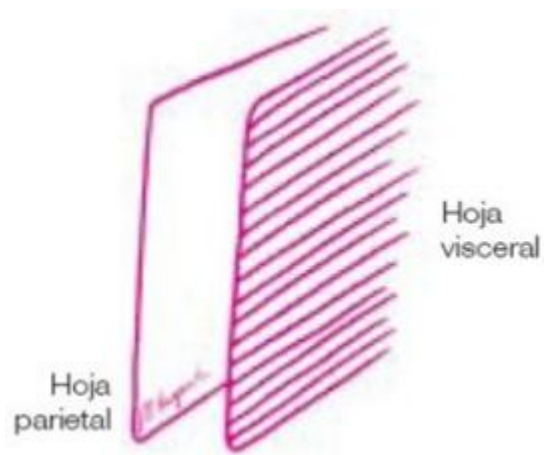


Figura A.12. Paredes peritoneales

A.4. Estructuras óseas de anclaje de los músculos abdominales

A continuación se hace una breve introducción de las estructuras óseas y cartilaginosas que ejercerán de anclaje para los músculos abdominales, y que permiten entender mejor el comportamiento biomecánico de la pared abdominal.

A.4.1. Costillas

Las costillas lateralmente, junto al esternón en la parte anterior y las vértebras en la posterior, componen la caja torácica, la cual provee de protección a los órganos de dicha cavidad (Figura A.13).

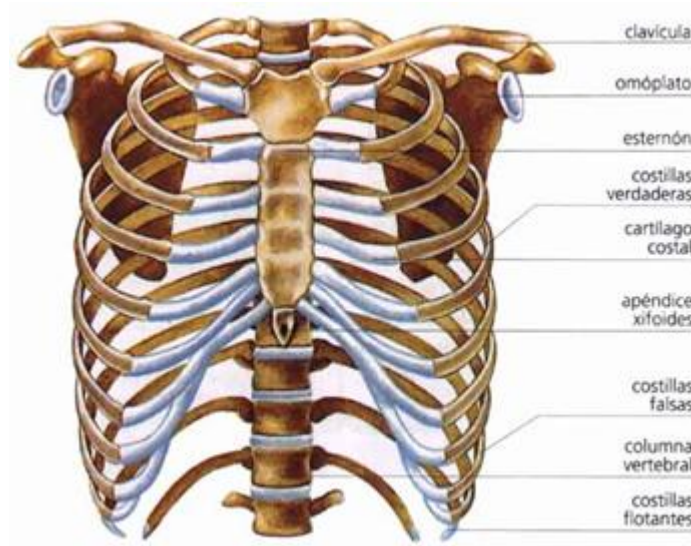


Figura A.13. Caja torácica

Como se puede observar en la Figura A.14, las costillas están compuestas por el surco costal y, según el tipo, el cartílago costal. El primero compone la parte posterior de las costillas, que está articulada con cada una de las 12 vértebras dorsales.

El cartílago costal compone la parte anterior de las costillas, la cual, dependiendo del tipo de costilla, se articulará con el esternón (directa o indirectamente) o quedará suspendida.

En relación a lo anterior, y como se puede apreciar en la Figura A.13, existen 3 tipos de costillas:

- ❖ **Costillas verdaderas:** del I al VII par. Poseen cada una su propio cartílago costal. Están articuladas en su parte posterior con las siete primeras vértebras dorsales y en la anterior con el esternón por medio de sus cartílagos costales.
- ❖ **Costillas falsas:** del VIII al X par. Se unen en la parte anterior en un cartílago costal común, que se une al cartílago costal de las costillas del par VII. En la parte posterior están articuladas en las tres vértebras dorsales siguientes.

- ❖ **Costillas flotantes:** son el par XI y XII. Se articulan en la parte posterior con las dos últimas vértebras dorsales, mientras que la parte anterior queda libre, sin apoyo, permitiendo en el caso de las mujeres, su acoplamiento al crecimiento del vientre en el momento del embarazo.

Las costillas que morfológicamente difieren más del resto son las que componen los pares I, XI y XII (Figura A.15).

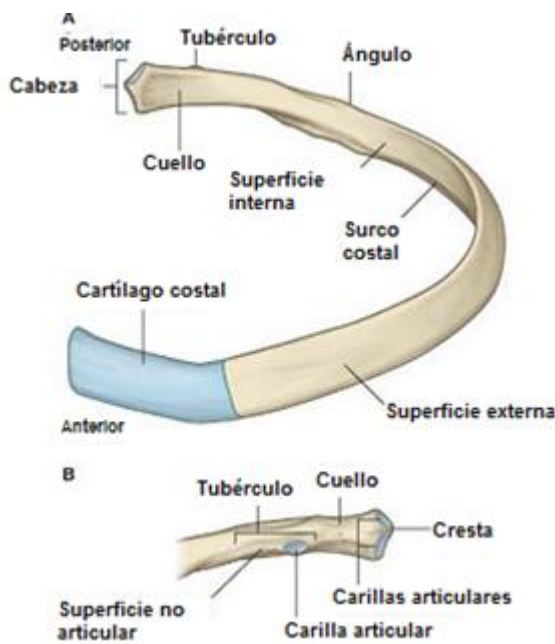


Figura A.14. Morfología general de las costillas

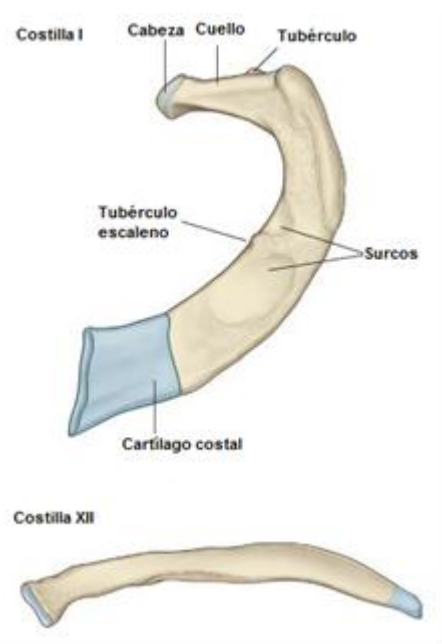


Figura A.15. Morfología de las costillas I y XII (y por extensión de las XI)

A.4.2. Columna vertebral

La columna vertebral o espina dorsal constituye una estructura osteofibrocartilaginosa, que recorre desde la cabeza, a la cual sostiene, hasta la pelvis, por la que es sostenida.

Las utilidades más importantes de la columna son la de sostén estático y dinámico principal de la estructura ósea y la de recubrimiento y protección de la médula espinal.

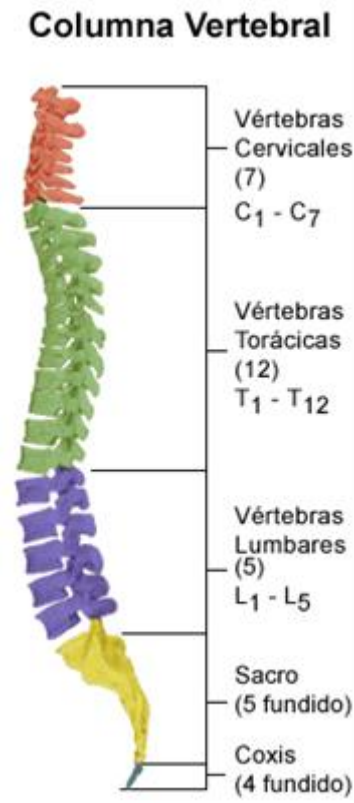


Figura A.16. Distribución columna vertebral

La columna consta de 5 regiones distintas (Figura A.16), cada una de las cuales tiene una morfología de vértebra constituyente diferente de las demás, superponiéndose las características de distintas regiones en las vértebras situadas entre dos zonas (por ejemplo C7, T12 o L5):

- ❖ **Región cervical.** Son 7 vértebras para todas las especies de mamíferos, independientemente de la longitud de su cuello. Las dos primeras tienen su propia denominación, Atlas (C1) y Axis (C2) permiten la movilidad del cuello.
- ❖ **Región torácica o dorsal.** Son 12 vértebras y su morfología permite la articulación de las costillas. Permiten pequeñas rotaciones entre ellas pero generalmente su unión es rígida.
- ❖ **Región lumbar.** Constituida por 5 vértebras, es la región de la columna que está sometida a mayores esfuerzos, la cual pese a su robustez, permite un alto grado de torsión y extensión.
- ❖ **Región sacra.** Son 5 vértebras que, una vez llegado el ser humano a la edad adulta, se encuentran fusionadas entre sí, no existiendo discos intervertebrales entre ellas.

- ❖ **Región coccígea.** Normalmente son 4 vértebras (en casos raros pueden ser 3 ò 5 vértebras) que se encuentran también fusionadas entre sí y sin discos intervertebrales. En otros mamíferos diferentes a la raza humana el número de vértebras pertenecientes a esta región puede ser mayor.

A.4.3. Cintura pélvica

A menudo se denomina, incorrectamente, pelvis a la cintura pélvica.

La pelvis es todo el conjunto anatómico osteo-muscular que incluye la cintura pélvica y los músculos de la pared abdominal inferior y el perineo.

La cintura pélvica es pues la estructura ósea, que se estrecha hacia abajo y está formada por 5 huesos: el hueso sacro, el cóccix, el ilion (hueso ilíaco), pubis e isquion.



Figura A.17. Cintura pélvica

Se puede dividir la cintura pélvica en dos partes, la pelvis mayor y la menor.

La pelvis mayor es solidaria a la región abdominal inferior, el hipogastrio y las fosas ilíacas y contiene algunas de las vísceras abdominales.

La pelvis menor es la parte más estrecha de la cintura pélvica, que contiene la vejiga urinaria, los aparatos genitales y la parte final del aparato digestivo (recto y ano).

La cresta del pubis, la sínfisis púbica y la cresta ilíaca son algunas de las zonas anatómicas que constituirán las zonas de anclaje de los músculos abdominales.

Apéndice **B**

Biomecánica

B.1. Introducción

Se entiende por biomecánica la ciencia que estudia los modelos, fenómenos y leyes importantes en el movimiento tanto dinámico como estático de los seres vivos mediante la aplicación de los principios de la mecánica clásica. Su principal objetivo es permitir el correcto entendimiento del comportamiento mecánico de los sistemas y seres vivos. Constituye un campo amplio e interdisciplinar, que incluye áreas como el estudio de materiales biológicos, la mecánica de biofluidos en los sistemas respiratorio y cardiovascular, las propiedades de los materiales e interacciones entre el cuerpo y los implantes médicos, la transferencia de calor y masa en tejidos biológicos, el biocontrol de sistemas de regulación del metabolismo o la cinemática y cinética aplicadas al movimiento humano.

El uso de la mecánica se ha extendido al estudio del comportamiento de casi todos los sistemas, por lo que el cuerpo humano y con él todos sus tejidos y sistemas constituyentes se han convertido en objeto de estudio de la biomecánica.

La biomecánica ha tenido un alto desarrollo mediante la aplicación de los principios de la ingeniería a otros campos como la medicina, la biología o la fisiología, mediante el uso de modelos matemáticos para la mejor definición de ciertos sistemas biológicos o mediante la utilización de nuevas tecnologías o metodologías para la creación de nuevas formas de diagnóstico. El profesor Dr. Y.C. Fung describe el papel de esta ciencia en los anteriores campos de la siguiente manera:

“La fisiología ya no puede ser entendida sin la biomecánica, como un avión no puede ser entendido sin la aerodinámica. En un avión, la mecánica permite diseñar su estructura y predecir su funcionamiento. En un órgano, la biomecánica ayuda a entender su funcionamiento normal, predecir los cambios debidos a una alteración, y proponer métodos de intervención artificial. Por tanto el diagnóstico, la cirugía y el desarrollo de prótesis están íntimamente asociados con la biomecánica.”
(Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues, [1993])

B.2. Principales tejidos y materiales biológicos

Dentro de los materiales que se han dado a llamar bio-sólidos, hay una parte con un comportamiento más elástico y otros con un comportamiento más viscoso. El estudio de este comportamiento visco-elástico (histéresis) es clave para el correcto entendimiento de los tejidos vivos.

B.2.1. Materiales biológicos

Los materiales biológicos que componen, en su mayor parte, los tejidos biológicos son principalmente dos: el colágeno y la elastina. Estos dos materiales aportan resistencia y rigidez a los tejidos.

❖ Colágeno

El colágeno forma parte imprescindible tanto en los tejidos biológicos blandos como en los duros, otorgándoles integridad y rigidez a las estructuras anatómicas. Sus propiedades mecánicas varían dependiendo de la estructuración de sus componentes constituyentes. Su módulo de elasticidad longitudinal es $E \approx 100$ MPa (Holzapfel [2000]).

❖ Elastina

La elastina es el material biológico sólido más elástico que se conoce, pudiendo mantener un comportamiento elástico hasta un alargamiento $\lambda=1.6$ (Y. C. Fung [1993]).

La combinación de estos dos materiales, junto con las fibras musculares, todo ello embebido en la matriz de células musculares, determina el comportamiento de la mayoría de los tejidos blandos.

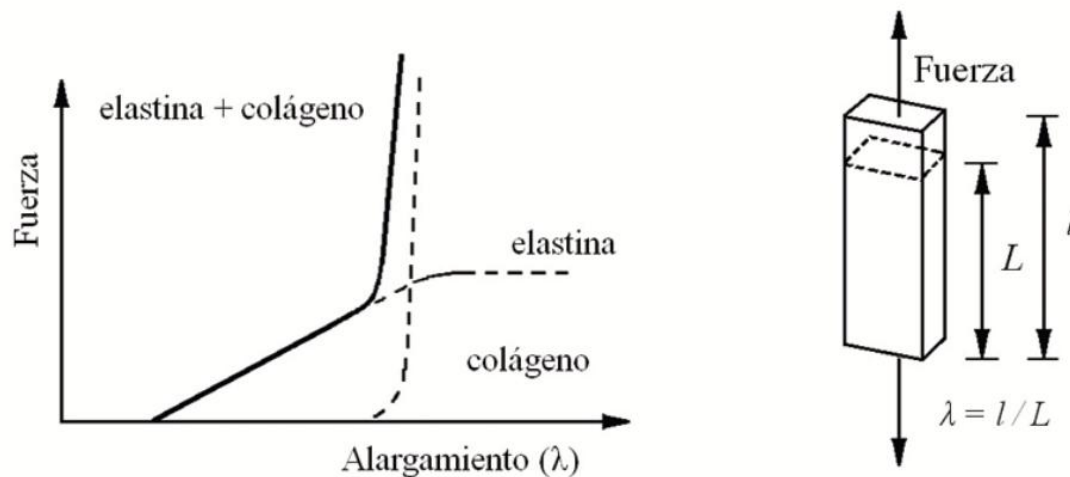


Figura B.1. Respuesta mecánica de fuerza-alargamiento de la elastina y el colágeno

Puede apreciarse en la Figura B.1 que el comportamiento del composite elastina-colágeno, el cual define la respuesta pasiva de la función de energía libre de los tejidos blandos, es similar al ensayado con el modelo Yeoh seleccionado para la simulación en M.E.F.

B.2.2. Tejidos biológicos blandos

Los tejidos biológicos blandos son los encargados de sostener, conectar y proteger las estructuras anatómicas que constituyen a los seres vivos. Se encuadran dentro de este grupo los músculos, tendones, ligamentos, vasos sanguíneos y cartílago principalmente.

❖ Vasos sanguíneos

Un vaso sanguíneo puede ser considerado como un composite formado por varias capas de material y que debe en gran parte la parte elástica de su comportamiento a los cambios en su entropía.

❖ Músculo esquelético

El músculo esquelético es un músculo estriado, de características de comportamiento visco-elástico similares a las de los otros dos tipos principales de músculos (cardíaco y liso), cuyo mayor interés es su contracción, provocada voluntariamente a través del sistema nervioso del individuo.

❖ **Músculo cardiaco**

El músculo cardiaco es también estriado y se diferencia principalmente del esquelético en que este último presenta interconexión de fibras y una menor densidad de mitocondrias.

❖ **Músculo liso**

El músculo liso recibe su nombre porque sus estriaciones no son visibles como las de los músculos esquelético y cardiaco. Los tres tipos de músculo tienen muchas características en común, pero sin embargo sus propiedades mecánicas varían ligeramente de uno a otro.

❖ **Cartílago**

El cartílago es el predecesor del hueso en la etapa fetal de los seres vivos, siendo los tejidos cartilagosos de las articulaciones una reminiscencia en la época adulta.

B.2.3. Tejidos biológicos duros

Los tejidos duros u óseos se diferencian de los blandos principalmente en que los primeros tienen una menor tensión de rotura y mayor módulo elástico.

❖ **Hueso**

El tejido óseo tiene un comportamiento más identificable en el marco del elástico que el resto de tejidos blandos. De tal forma que para el rango de bajas tensiones su comportamiento ante la deformación puede definirse mediante el tensor de Cauchy y su relación tensión-deformación para pequeñas deformaciones por el módulo de Young (E). Sin embargo dicho módulo de Young en el hueso es diferente para el comportamiento en compresión y tracción debido a la anisotropía del composite óseo, dependiendo sus propiedades de la estructuración interna del tejido óseo.

B.3. Modelado numérico de los tejidos biológicos blandos

A continuación se presenta una breve introducción a las propiedades y formulación del tejido músculo-esquelético (J. Grasa et al. [2011]).

B.3.1. Tejido músculo-esquelético

El tejido músculo esquelético es, como se ha explicado anteriormente, un tejido biológico blando. Los tejidos biológicos blandos se modelan generalmente en el marco de la mecánica del medio elástico no- lineal por presentar propiedades comunes de hiperelasticidad, anisotropía e incompresibilidad, así como presencia de tensiones residuales La pared abdominal, objeto de estudio de este proyecto, se identifica habitualmente con las propiedades de este tipo de tejido.

El músculo-esquelético se considera el responsable fundamental del movimiento y manutención de la postura corporal. El cuerpo humano se compone de, aproximadamente, 650 músculos cuya forma puede variar dependiendo del tipo de movimiento que provocan.

Deformaciones

Se considera como sólido tridimensional, Ω_0 , el subconjunto de \mathbb{R}^3 cuyos puntos se definen mediante coordenadas en un sistema de referencia arbitrario. Matemáticamente, esto se traduce como una función biunívoca de tres componentes φ_0 que supone que cada punto $P \in \Omega_0$ queda definido por tres valores que corresponden a las tres coordenadas de P en el sistema de referencia elegido (Figura B.2).

$$\varphi_0 : \Omega_0 \in \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3; \quad \varphi_0(P) \equiv X(x,y,z); \quad \varphi_0(P)^I \equiv X^I \quad (1)$$

Siendo φ_0 la función biunívoca en $t=0$ y Ω_0 la configuración de referencia o configuración indeformada.

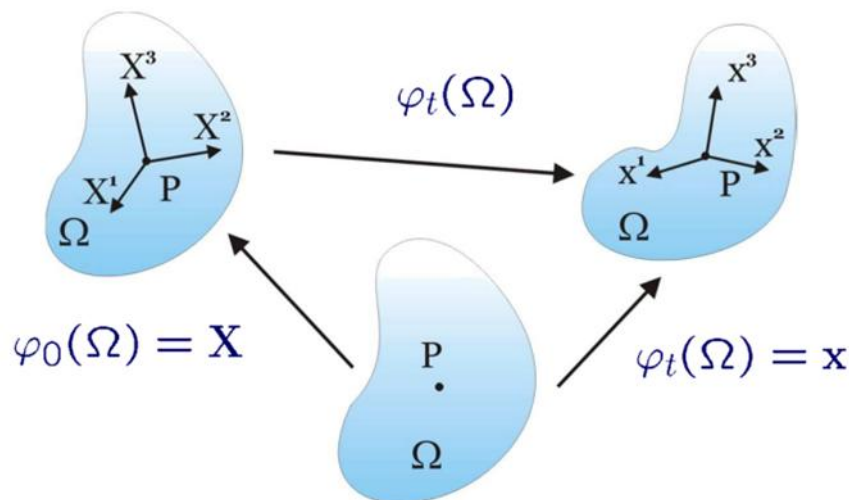


Figura B.2. Cinemática del sólido continuo

Con $\{X^i\}$ los puntos de la configuración indeformada y $\{x^i\}$ los puntos de la configuración deformada del sólido Ω_0 , ya que, conforme el sólido se mueve, la posición de cada uno de los puntos que lo constituyen varía. Se define la situación de los puntos del sólido en cada instante t (Ω_t) respecto a un sistema de referencia (el cual puede ser variable con el tiempo al igual que la posición) con una expresión análoga a (1):

$$\begin{aligned} \varphi_t : \Omega_t &\rightarrow \mathbb{R}^3 & \varphi &\equiv x; \\ \varphi_t(P)^i &= x^i & t \in I \in \mathbb{R} \end{aligned} \quad (2)$$

siendo φ_t la función biunívoca en t y Ω_t la configuración actual o deformada del sólido.

Se define el gradiente de deformación F como un campo tensorial actuando sobre la configuración indeformada del sólido φ_0 (Ω_0) dado un movimiento $\varphi_t : \Omega_0 \rightarrow \mathbb{R}^3$. Con $F = \frac{\partial x}{\partial X}$, se define el jacobiano de la transformación como $J \equiv \det F > 0$.

Además, otra de las características importantes que se ha observado que presentan los tejidos biológicos blandos en general, y en concreto el músculo, es la incompresibilidad. Esta propiedad supone que el sólido no modifica su volumen al ser sometido a fuerzas o deformaciones, lo que matemáticamente se representa con jacobiano del gradiente de deformación igual a la unidad, $J \cong 1$. Para evitar problemas numéricos debidos a la incompresibilidad, se plantea una descomposición desviadora. A continuación se presenta la descomposición del gradiente de deformación F :

$$F = J^{\frac{1}{3}} \bar{F}, \quad \bar{F} = J^{-\frac{1}{3}} F \quad (3)$$

$$C = F^T F, \quad \bar{C} = J^{-\frac{2}{3}} C = \bar{F}^T \bar{F} \quad (4)$$

$$b = F F^T, \quad \bar{b} = J^{\frac{2}{3}} b = \bar{F} \bar{F}^T \quad (5)$$

Siendo:

$J^{\frac{1}{3}} I$ = la deformación volumétrica

\bar{F} = la deformación desviadora, gradiente de deformación

\bar{C} = tensor de Cauchy-Green por la derecha modificado

\bar{b} = tensor de Cauchy-Green por la izquierda modificado

La anisotropía va asociada a la dirección de las fibras musculares en la respuesta activa y a la dirección de las fibras de colágeno en la respuesta pasiva. En músculos planos, como por ejemplo los músculos de la pared abdominal, la dirección principal de anisotropía para ambos casos no coincide, cosa que sí ocurre para los músculos fusiformes.

Respuesta tensional hiperelástica

Se considera una única representación de la función densidad de energía de deformación, ψ (J. C. Simo et al., [1991]), para caracterizar en materiales reversibles un proceso isoterma y sin disipación de energía. Como ha sido expuesto previamente, para evitar problemas de incompresibilidad se consideran de forma desacoplada la componente volumétrica (ψ_{vol}) y la componente desviadora (ψ_{dev}). Esta última se expresa a su vez, para el tejido muscular, como suma de dos componentes: por un lado, la energía pasiva almacenada y asociada principalmente al colágeno y la elastina ($\bar{\psi}_p$), y, por el otro, la energía activa almacenada en el tejido muscular ($\bar{\psi}_a$). La energía almacenada depende de \bar{C} y de los tensores estructurales \mathbf{M} , \mathbf{N} cuya definición es: $\mathbf{M} = \mathbf{m}_0 \otimes \mathbf{m}_0$ y $\mathbf{N} = \mathbf{n}_0 \otimes \mathbf{n}_0$. Concretamente, \mathbf{M} y \mathbf{N} aportan información sobre la contribución de las fibras musculares y de colágeno, respectivamente.

$$\psi = \psi_{vol}(J) + \bar{\psi}_p(\bar{C}, \mathbf{N}) + \bar{\psi}_a(\bar{C}, \mathbf{M}, \beta) \quad (6)$$

Puesto que en este proyecto sólo se ha modelado la respuesta pasiva del músculo, la contribución derivada de $\bar{\psi}_a$ no se detalla a continuación.

A su vez, la función densidad de energía de deformación, ψ , puede expresarse en función de los invariantes:

$$\begin{aligned} \bar{I}_1 &= \text{tr}\bar{C}, \\ \bar{I}_2 &= \frac{1}{2}((\text{tr}\bar{C})^2 - \text{tr}\bar{C}^2), \\ \bar{I}_4 &= \mathbf{n}_0 \cdot \bar{C} \cdot \mathbf{n}_0, \\ \bar{I}_5 &= \mathbf{m}_0 \cdot \bar{C}^2 \cdot \mathbf{m}_0 \end{aligned} \quad (7)$$

donde \bar{I}_1 y \bar{I}_2 son el primer y segundo invariante de \bar{C} , mientras que \bar{I}_4 y \bar{I}_5 caracterizan la anisotropía que se asocia al comportamiento pasivo. En el presente estudio, se ha considerado el material como isótropo, por lo que estos invariantes no se tienen en cuenta. Por tanto:

$$\psi = \psi_{\text{vol}}(\mathbf{J}) + \bar{\psi}_p(\bar{I}_1, \bar{I}_2) \quad (8)$$

A partir de la función densidad de energía de deformación se puede obtener la respuesta en tensiones teniendo en cuenta la desigualdad de Clausius-Planck:

$$\mathbf{D}_{\text{int}} = -\dot{\psi} + \frac{1}{2} \mathbf{S} : \dot{\mathbf{C}} \geq 0 \quad (9)$$

De la combinación de las dos ecuaciones anteriores se obtiene el segundo tensor de tensiones de Piola-Kirchhoff:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{S}_{\text{vol}} + \bar{\mathbf{S}}_p \quad (10)$$

Desarrollando en función de los invariantes y despreciando las contribuciones que no se han tenido en cuenta en este trabajo se define el segundo tensor de P-K como:

$$\mathbf{S} = \mathbf{S}_{\text{vol}} + \bar{\mathbf{S}}_p = \mathbf{J} \frac{d\psi_{\text{vol}}(\mathbf{J})}{d\mathbf{J}} \mathbf{C}^{-1} + 2 \frac{\partial \bar{\psi}_p(\bar{I}_1, \bar{I}_2)}{\partial \bar{\mathbf{C}}} \quad (11)$$

Apéndice **C**

Scanner y edición de imágenes

C.1. Introducción

La palabra scanner proviene del inglés, significando “el que explora”, el scanner es un instrumento muy utilizado en medicina, informática y electrónica.

Su funcionamiento se basa en el principio de transmisión de luz, ya sea por transmisión o reflexión. Todo el sistema del cabezal lector, el conjunto de lentes y el sistema de iluminación se mueve conjuntamente, barriendo la superficie a explorar (el cuerpo humano, un documento o cualquier objeto en general) para la obtención de la imagen.

Existen muchos tipos de scanner, cada uno de ellos con distintas finalidades, pero los que resultan de interés en este estudio son los scanners de la familia Konica Minolta, los cuales son de gran utilidad para la reconstrucción 3D de geometrías.

Esta familia de scanners viene de serie con el software de edición de imágenes de scanner Polygon Editing Tool® (PET), aunque como el programa utilizado en este proyecto es el RapidForm® (el cual contiene una gama más amplia de comandos y opciones para el tratamiento de las imágenes), será también objeto de este apéndice una pequeña introducción sobre el objetivo y posibilidades de este segundo software.

C.2. Scanner 3D Konica Minolta

El scanner Konica Minolta non-contact 3D digitizer es usado actualmente en multitud de campos de actuación, cubriendo desde aplicaciones médicas (prótesis dentales, cirugía plástica...) hasta industriales (ingeniería inversa, prototipado rápido...) pasando por la restauración y conservación de piezas del patrimonio histórico y cultural o el diseño de webs o la animación.

Su utilización permite obtener imágenes muy precisas, que incluyen la forma y textura, de un objeto sin tener que tocarlo o dañarlo en modo alguno, para su posterior reconstrucción 3D.



Figura C.1. Scanner Kónica Minolta VIVID 910 (modelo anterior al VIVID 700)

C.2.1. Principios de funcionamiento

Un scanner láser de triangulación 3D como el Kónica Minolta pertenece al grupo de los scanners activos, los cuales usan la luz del propio scanner para realizar el examen del entorno.

El haz de luz emitido, incide en el cuerpo o superficie a captar, utilizando la lente de la cámara incluida en el scanner (Figura C.2) para situar el punto del láser. Según la distancia desde cada punto del objeto a medir hasta el scanner, el punto del láser se refleja en distintas posiciones de la lente.

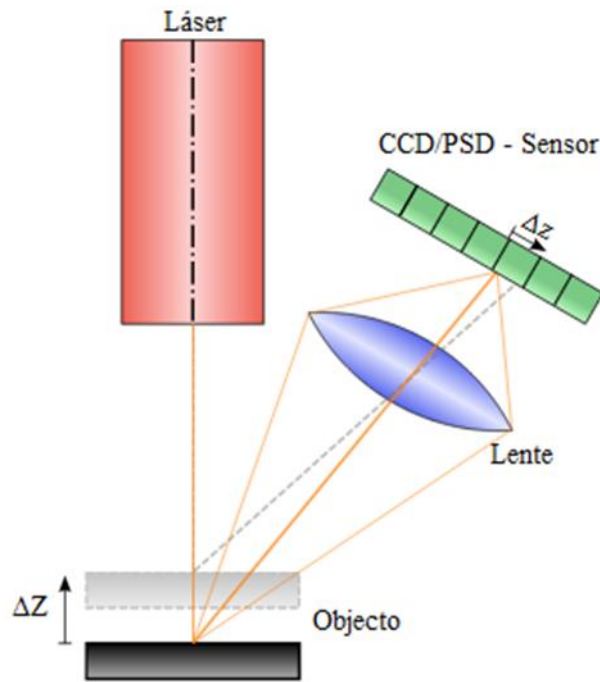


Figura C.2. Esquema del principio de funcionamiento del láser de triangulación

Así pues se obtiene la distancia de cada punto del objeto al scanner de forma que el resultado final será una nube de puntos representativa del 3D del elemento a captar.

El nombre de triangulación viene dado por la posición relativa del foco del láser, la posición de la cámara y el punto del láser, los cuales forman un triángulo del que son conocidos los ángulos de dos de sus vértices y la longitud de uno de sus lados, por lo que podemos obtener sin problemas la posición del tercer vértice, que es la posición del punto perteneciente al objeto.

La aplicación más extendida, y utilizada en la toma de imágenes para este proyecto, es la de sustituir el punto de láser por toda una línea de barrido, de forma que permite captar más información en menos tiempo.

C.3. Introducción al software RapidForm®

El software de RapidForm® engloba una gran variedad de herramientas diseñadas para el tratamiento y transformación de imágenes reales provenientes de aparatos de scanner 3D. Este software transforma los datos provenientes de cualquier tipo de scanner 3D en mallas poligonales de alta calidad, superficies NURBS o modelos sólidos geoméricamente perfectos, los cuales son posteriormente utilizados

en otros tipos de aplicaciones (CAD, CAM, CAE...) En resumen, RapidForm® es la forma más rápida de convertir objetos físicos en modelos digitales utilizables para simulación computacional.

Existen principalmente 9 ramas de trabajo:

- ❖ **Scanner:** Permite el procesado, registro y alineamiento de nubes de puntos que reconstruyen los datos reales obtenidos tras la toma de imágenes.
- ❖ **Poligonal:** Permite el tratamiento, limpieza, suavizado y transformación de las mallas poligonales.
- ❖ **Color:** RapidForm capta también la textura y color de los datos obtenidos mediante el scanner 3D, permitiendo a su vez su edición y transformación.
- ❖ **Curva:** Creación y edición de curvas NURBS.
- ❖ **Superficie:** Creación y edición de superficies NURBS.
- ❖ **Rasgos:** Permite la edición y modificación de rasgos propios de los datos de scanner 3D tratados.
- ❖ **Inspección:** Comparación de los datos CAE y los datos de scanner. Realización de análisis de desviación, dimensionamiento geométrico y tolerancia.
- ❖ **Imagen 3D:** Procesamiento de imágenes de scanner y transformación en mallas poligonales.
- ❖ **Intercambio:** Permite la transformación entre distintos tipos de archivos.

Bibliografía

B. Hernández, E. Peña, G. Pascual, M. Rodríguez, B. Calvo, M. Doblaré, J. M. Bellón. 2010. *Mechanical and histological characterization of the abdominal muscle. A previous step to modelling hernia surgery.* Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials 4:392-404, (2011).

B. Hernández-Gascón, E. Peña, H. Melero, G. Pascual, M. Doblaré, M. P. Ginebra, J. M. Bellón, B. Calvo. 2011. *Mechanical behaviour of synthetic surgical meshes: Finite element simulation of the herniated abdominal wall.* Acta Biomaterialia 7:3905-3913, (2011).

B. Hernández-Gascón, E. Peña, G. Pascual, M. Rodríguez, J. M. Bellón, B. Calvo. *Long-term anisotropic mechanical response of surgical meshes used to repair abdominal wall defects.* Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Material 5:257-271, (2012).

B. Hernández-Gascón, N. Espés, E. Peña, G. Pascual, J. M. Bellón, B. Calvo. *Computational framework to model and design surgical meshes for hernia repair.* Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, (2011).

Spencer AJM. *Theory of Invariants.* Continuum Physics: 239-253, (1954).

Y. C. Fung. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues.* Springer-Verlag, (1984).

R. W. Ogden. *Non-linear Elastic Deformations.* Dover, (1996).

G. A. Holzapfel. *Nonlinear Solid Mechanics. A Continuum Approach for Engineering.* John Wiley & Sons, Chichester, (2000).

J. C. Simo, T. J. R. Hughes. *Computational inelasticity.* Springer Verlag, (1998).

L. Lancerotto, C. Stecco, V. Macchi, A. Porzionato, A. Stecco, R. De Caro. *Layers of the abdominal wall: anatomical investigation of subcutaneous tissue and superficial fascia*. Surg Radiol Anat 6-010-0772-8, (2011).

A. Pérez del Palomar, B. Calvo, J. Herrero, J. López, M. Doblaré. *A finite element model to accurately predict real deformations of the breast*. Medical Engineering & Physics 30: 1089-1097, (2008).

J. Grasa, B. Hernández-Gascón, A. Ramírez, J.F. Rodríguez, B. Calvo. *Modelo numérico del comportamiento del tejido músculo-esquelético*. Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería. (2012).

Timoshenko's. *Theory of plates and shells*. (1940).

Hibbit, Karlsson and Sorensen, Inc. *Abaqus User's Guide*, v. 6.9. HKS inc. Pawtucket, RI, USA. (2008).

The Standard Software for 3D Scanners. RapidForm2004. INUS Technology, Inc. (1998-2004).

Asghar Norasteh, M.S.P.T.^a, Esmail Ebrahimi, Ph.D., P.T.^b, Mahyar Salavati, Ph.D., P.T.^c, Javad Rafiei, M.D.^d, Enayatolla Abbasnejad, M.D.^e. *Reliability of B-mode ultrasonography for abdominal muscles in asymptomatic and patients with acute low back pain*. Journal of Bodywork and Movement Therapies 11, 17-20, (2007).

W. Hwang, J. C. Carvalho, I. Tarlovsky, A. M. Boriak, *Passive mechanics of canine internal abdominal muscles*. Journal of Applied Physiology, 98 (5):1829-1835, (2005).

T. Nilsson, *Biomechanical studies of rabbit abdominal wall. Part I.-The mechanical properties of specimens from different anatomical positions*. Journal of Biomechanics 15 (2): (123-129), (1982a).

T. Nilsson, *Biomechanical studies of rabbit abdominal wall. Part II.-The mechanical properties of specimens in relation to length, width, and fibre orientation*. Journal of Biomechanics 15 (2): 131-135, (1982b).

C. Song, A. Alijani, T. Frank, G. Hanna, A. Cuschieri, *Mechanical properties of the human abdominal wall measured in vivo during insufflation for laparoscopic surgery*. Surgical Endoscopy 20: 987-990, (2006).

Peter L. Williams, *Anatomía de Gray*, Elsevier España S.A, (1988).

Stephen H. M. Brown, Stuart M. McGill. *A comparison of ultrasound and electromyography measures of force and activation to examine the mechanics of abdominal wall contraction*. Clinical Biomechanics 25: 115-123, (2010).

A. H. Meier, C. L. Rawn, and T. M. Krummel. *Virtual reality: Surgical application-challenge for the new millennium*. J Am Coll Surgeons, 192:372-374, (2001).

V. M. Sptizer and D. G. Whitlock. *The visible human data set: the anatomical platform for human simulation*. Anat Rec, 253: 49-57, (1998).

V. Alastrué, E. Peña, M. A. Martínez, and M. Doblaré. *Experimental study and constitutive modelling of the passive mechanical properties of the ovine infrarenal vena cava tissue*. J Biomech, 41:3038-3045, (2008).

B. Calvo, A. Ramírez, A. Alonso, J. Grasa, F. Soteras, R. Osta, and M. J: Muñoz. *Passive non linear elastic behavior of skeletal muscle: Experimental results and model formulation*. Journal of Biomechanics, 43:318-325, (2010).

P. Martins, E. Peña, B. Calvo, M. Doblaré, T. Mascarenhas, R. N. Jorge, and A. Ferreira. *Prediction of nonlinear elastic behavior of vaginal tissue: Experimental results and model formulation*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, pages 327-337, (2010).

E. Peña, B. Calvo, M. A. Martínez, P. Martins, T. Mascarenhas, R. M. N. Jorge, A. Ferreira, and M. Doblaré. *Experimental study and constitutive modeling of the viscoelastic mechanical properties of the human prolapsed vaginal tissue*. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 9: 35-44, (2010).

G. Fortuny, J. Rodríguez-Navarro, A. Susín, and M. López-Cano. *Simulation and study of the behaviour of the transversalis fascia in protecting against the genesis of inguinal hernias*. J Biomech, 42: 2263-2267, (2009).

M. López-Cano, J. Rodríguez-Navarro, A. Rodríguez-Baeza, M. Armengol-Carrasco, and A. Susín. *A real-time dynamic 3D model of the human inguinal region for surgical education*. Comput Biol Med, 37: 1321-1326, (2007).

O. H. Yeoh, *Some forms of the strain energy function for rubber*, Rubber Chemistry and technology, Volume 66, Issue 5, November 1993, Pages 754-771, (1993).