

Biomecánica de tejidos conectivos (Biomecánica tisular)

Objetivos

Al finalizar el estudio de esta sección, el estudiante estará en capacidad de:

- Reconocer los diferentes conceptos relacionados con las propiedades físicas de los tejidos conectivos conformantes de una cadena cinética, como: elastancia, capacitancia, viscoelasticidad, anisotropía, contractilidad y bifasicidad entre otros.
- Reconocer los diferentes tipos de respuesta que pueden tener los tejidos conectivos pertenecientes a una cadena cinética ante los distintos tipos de cargas.
- Reconocer los diferentes componentes y organización microestructural de cada uno de los tejidos que conforman una cadena cinética, como el músculo esquelético, el tejido óseo, el tejido tendinoso, el tejido ligamentario y el cartílago articular.

Resumen

Para que se genere movimiento, es necesario que exista o que se conforme un “andamiaje” o estructura básica de sostén, que permita que los tejidos que conforman dicha estructura también se consideren como estructuras de soporte y que puedan cumplir con la función de movimiento. Es por esta

razón que los tejidos que conforman una cadena cinética, llámense en este caso, el tejido muscular esquelético, el tejido óseo, el tejido tendinoso y ligamentario, y el cartílago articular, se pueden agrupar en la clasificación de tejido conectivo, el cual también se denomina como tejido de sostén, y que tiene como función el sostener otros tejidos y órganos.

Cada uno de los tejidos conectivos que se mencionarán en esta sección del libro, están conformados por una variedad de elementos y compuestos que no solo son responsables de su apariencia macroestructural, sino que también son responsables de las respuestas que cada uno de los tejidos en mención presentan ante los diferentes tipos de carga. De igual forma, los elementos y los compuestos de cada uno de los tejidos conectivos (músculo, hueso, tendón, ligamento y cartílago articular) también le confieren todas las propiedades físicas imaginadas, es decir, cada uno de estos elementos le dan la posibilidad al tejido de ser bifásico, de ser viscoelástico, o de ser elástico o plástico. A su vez, estas mismas propiedades físicas de cada tejido también se ven reflejadas en la forma en que cada una de estas agrupaciones de células responde ante una carga.

En esta sección se tendrán en cuenta variados términos o conceptos relativos al tema de biomecánica y biología de tejidos conectivos, agrupados en tres grandes partes: la primera de ellas, relativa a la definición de las propiedades físicas de los tejidos, la segunda, relativa a los diversos tipos de carga aplicables a los tejidos conectivos en mención y la tercera parte de esta sección, relacionada con la microestructura de cada uno de los tejidos conectivos.

Conceptos básicos relacionados con la biomecánica de tejidos

Para entender como nos movemos, es necesario no solo entender los conceptos biofísicos traídos desde la mecánica y aplicados al análisis de movimiento, sino que también es deseable conocer la biología de los tejidos conectivos que conforman los diversos músculos, articulaciones, huesos y cadenas cinéticas responsables del movimiento. La conformación microestructural de cada uno de estos tejidos es responsable de las propiedades físicas de las que se hablará a continuación.

Propiedades biofísicas de los tejidos conectivos

Antes de reconocer la organización y la estructura básica de los tejidos que hacen parte de una cadena cinética, es adecuado definir las propiedades biofísicas que estos tienen y que dependen de los elementos y compuestos que se encuentran íntimamente relacionados con su estructura y organización básicas. Los términos y sus definiciones se describen a continuación:

Elastancia

También denominada como elasticidad, hace referencia concretamente a la capacidad que tiene un material o un tejido biológico de deformarse o modificar su forma básica (tensionarse) bajo una carga impuesta, y de retornar a su forma original, sin dejar cambios permanentes en su estructura o forma básica, una vez la carga que se ha impuesto cede. Uno de los científicos quien primero habló de esta cualidad o propiedad biofísica de los materiales biológicos fue el señor Robert Hooke (1635–1703), quien se encargó de simbolizar y representar a través de una fórmula, la denominada “ley de la elastancia”, que se representa de la siguiente manera:

$$F = k \Delta L \quad (33)$$

En donde F hace referencia a la fuerza o el peso de atracción ejercido sobre el objeto. En otras palabras, F corresponde a la carga (generalmente dada o expresada en Kg o en Newton) aplicada sobre el tejido o material biológico. ΔL hace referencia a la diferencia o cambio en la longitud del tejido o material sobre el cual se aplica una carga determinada y k corresponde con una constante de proporcionalidad. Cabe anotar que si bien es cierto que algunos de los materiales o tejidos biológicos (como los tejidos conectivos) tienen un gran nivel de elasticidad, representativo de una forma gráfica que se tendrá en cuenta más adelante, generando lo que se conoce como la zona elástica de un material en dicha gráfica. La cantidad de alargamiento de un objeto desde la cualidad de la elastancia, depende no solo de la cantidad de fuerza que se aplique sobre ella, sino también de los elementos que conformen al tejido o al material biológico, así como su geometría o forma. (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Giancoli, 2008; Nordin, 2005). Todo lo anterior tiene una representación matemática en la siguiente fórmula:

$$\Delta L = 1/E \cdot F/A \cdot L_0 \quad (34)$$

En donde L_0 corresponde a la longitud o dimensiones iniciales del material biológico antes de ser sometido a una carga que generará o activará la cualidad de la elasticidad del material. F corresponde a la cantidad de fuerza aplicada en dicho material, en tanto que A corresponde al área de sección transversal o área del material o tejido biológico, (cualidad dependiente de la geometría del material). E corresponde al módulo elástico para un material, también denominado como 'módulo de Young', el cual está determinado tanto para materiales biológicos como para materiales inorgánicos. La tabla 13 muestra el valor del módulo elástico para algunos materiales inorgánicos y para materiales biológicos como el hueso. (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Giancoli, 2008; Nordin, 2005). La cantidad de deformación de un material, representada en el cambio de su longitud (ΔL) y la fuerza por unidad de área F/A aplicada al objeto o al material biológico en cuestión, se determina con la siguiente fórmula:

$$Esfuerzo = F/A \quad (35)$$

Tabla 13. Módulo elástico o de Young para algunos materiales orgánicos o inorgánicos

Material	Módulo de Young – E (N/m ²)
Hierro	100 x 10 ⁹
Acero	200 x 10 ⁹
Latón	100 x 10 ⁹
Aluminio	70 x 10 ⁹
Concreto	20 x 10 ⁹
Ladrillo	14 x 10 ⁹
Mármol	50 x 10 ⁹
Granito	45 x 10 ⁹
Madero de pino	10 x 10 ⁹
Nylon	5 x 10 ⁹
Hueso	15 x 10 ⁹

Fuente: tomado de Giancoli (2008).

Capacitancia

Se puede denominar de variadas formas, también se le conoce como compliance o como distensibilidad de un tejido o material biológico. Hace referencia a la capacidad de un material de deformarse conforme a la cantidad de carga que recibe (es decir, de cambiar su longitud original o la que exhibe antes de la aplicación de una carga determinada). Sin embargo, contrario a lo que sucede con el término de elastancia, el tejido que exhibe la cualidad de la distensibilidad o plasticidad, no tiene un retorno a la normalidad cuando cede la fuerza que se está aplicando sobre él, por lo que solo hace recuento de la deformación que el elemento (material) sufre a causa de la fuerza aplicada (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Giancoli, 2008; Nordin, 2005).

La anterior definición va muy de acuerdo con la definición de plasticidad que da la Real Academia Española de la Lengua (RAE), en la que se señala que: “puede decirse que la plasticidad es una propiedad mecánica de algunas sustancias, capaces de sufrir una deformación irreversible y permanente cuando son sometidas a una tensión que supera su rango o límite elástico”.

La representación matemática de la capacitancia (o distensibilidad o plasticidad) queda plasmada en la siguiente fórmula:

$$\text{Deformación} = \Delta L / L_0 \quad (36)$$

Así como algunos de los componentes microestructurales de los tejidos conectivos que conforman huesos, ligamentos, tendones, articulaciones y músculos hacen que estos sean elásticos, o tengan elastancia, también hay algunos otros que son responsables de que los tejidos sean plásticos (o que tengan un comportamiento plástico). (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Giancoli, 2008; Nordin, 2005). Los elementos y compuestos que desde la composición básica son los responsables de la elasticidad y de la plasticidad, serán descritos en partes posteriores dentro de este mismo capítulo.

Contractilidad

De acuerdo con García, la contractilidad es definida como aquella propiedad vital de un tejido, (en este caso propiedad del tejido muscular) de reducirse o modificar su estructura para generar un trabajo muscular, acompañado generalmente de gasto de energía. En fisiología, la capacidad contráctil siempre es asumida por el tejido muscular, en todas sus variedades (tanto para el músculo esquelético, como para el músculo cardiaco y para el músculo liso). La contractilidad del tejido muscular depende de varios factores entre los que se pueden contar:

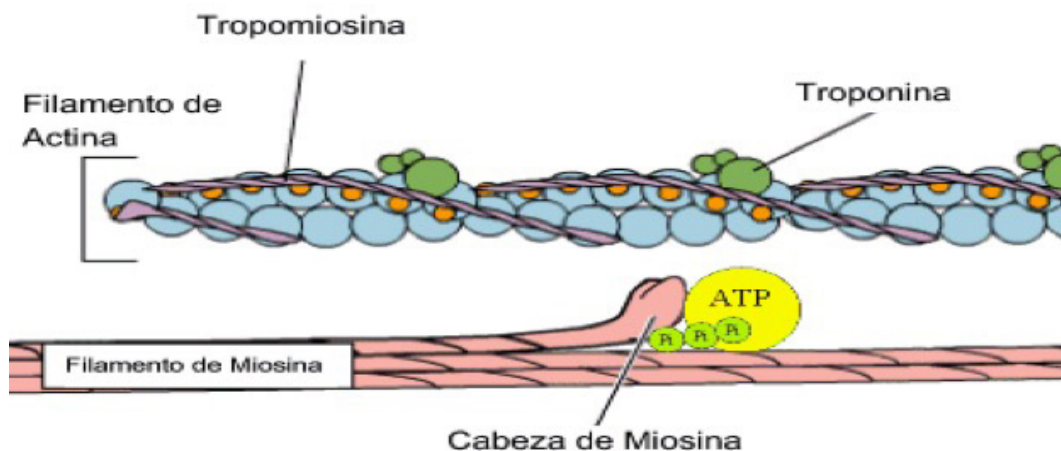
Proteínas contráctiles: que para el caso concreto del tejido muscular esquelético se pueden clasificar en dos grupos: a) los miofilamentos delgados, entre los que se cuentan la actina – F, la troponina (en sus tres subtipos: troponina C, troponina T y troponina I), y la tropomiosina, y b) los miofilamentos gruesos, en donde se tiene en cuenta a los filamentos de miosina, con sus cabezas pesadas (generalmente son 2) y las cabezas ligeras (también 2). Los procesos para que estos dos miofilamentos (gruesos y delgados) se acoplen y faciliten el proceso de la contracción muscular están ampliamente descritos en los textos de fisiología. Pero lo que sí se debe tener en cuenta es que se genera la denominada “formación de puentes cruzados”, factor fundamental que caracteriza la parte mecánica del proceso de contracción.

Metabolismo necesario para los procesos de contracción: facilitados en este caso por dos elementos básicos como lo son: el ATP (Adenosina

Trifosfato), principal moneda energética del organismo, que suma su acción a la de uno de los mensajeros de gran importancia a nivel celular como lo es el Ca^{2+} . Para el proceso de “formación de puentes cruzados” se requieren estos compuestos.

Otros electrolitos facilitadores de los potenciales de acción muscular, generados por el intercambio de agua más electrolitos como el Na^+ , el K^+ , y el Cl^- , que son los más importantes. La figura 48 muestra algunos de los componentes de los que se han mencionado anteriormente, relacionados en el proceso de la contracción del tejido muscular (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Nordin, 2005).

Figura 48. Proceso de contracción muscular, enfatizado en el proceso de formación de “puentes cruzados”



Se observa la interacción de una partícula de ATP con las cabezas de miosina, también los miofilamentos delgados de tropomiosina, y de troponina, así como los miofilamentos de actina F.

Fuente: tomado de Nordin (2005).

Viscoelasticidad

La teoría clásica de la elasticidad considera las propiedades mecánicas de los sólidos elásticos de acuerdo con la ley de Hooke, es decir, la deformación conseguida es directamente proporcional al esfuerzo aplicado (como se ha

discutido anteriormente). Por otra parte, la teoría hidrodinámica trata las propiedades de los líquidos viscosos para los que, de acuerdo con la ley de Newton, el esfuerzo aplicado es directamente proporcional a la velocidad de deformación, pero es al mismo tiempo independiente de la deformación misma. Estas dos categorías son idealizaciones, aunque el comportamiento de muchos sólidos (como los tejidos conectivos acá contemplados), se aproxima a la ley de Hooke (comportamiento elástico) en infinitesimales deformaciones y el de muchos líquidos se aproximan a la ley de Newton (comportamiento viscoso) para velocidades de deformación bajas (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Nordin, 2005).

De esta forma si se aplica un esfuerzo sobre un sólido elástico este se deforma hasta que la fuerza cesa y la deformación vuelve a su valor inicial. Por otra parte, si un esfuerzo es aplicado sobre un fluido viscoso, este se deforma, pero no recupera nada de lo que se deforma. Un comportamiento intermedio es el comportamiento viscoelástico en el que el cuerpo sobre el que se aplica el esfuerzo recupera parte de la deformación aplicada. Un parámetro utilizado para caracterizar o clasificar las sustancias de acuerdo a su comportamiento elástico/viscoso/viscoelástico es el número de Deborah. Este número se define como:

$$De = t\tau \quad (37)$$

Donde t es un tiempo característico del proceso de deformación al que se ve sometido una determinada sustancia y τ es un tiempo de relajación característico de dicha sustancia; el tiempo de relajación es infinito para un sólido de Hooke y cero para un fluido de Newton (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Giancoli, 2008; Nordin, 2005).

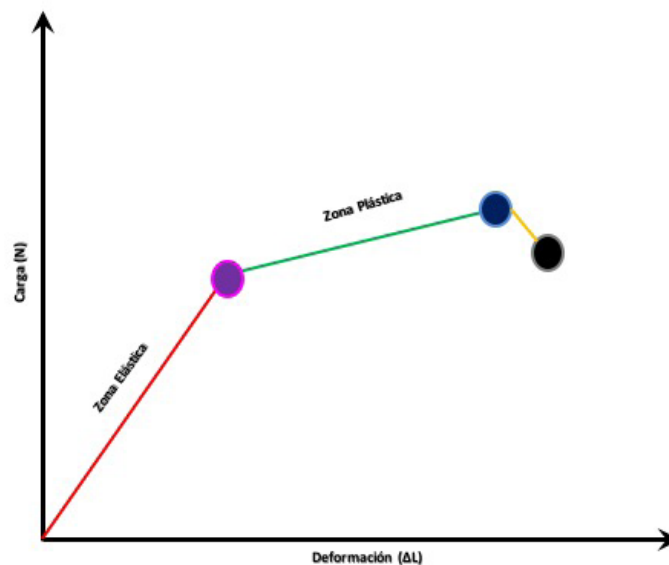
De acuerdo al valor del número de Deborah todas las sustancias pueden ser clasificadas de la siguiente forma:

- a. Número $De < 1$ Comportamiento solo viscoso.
- b. Número $De > 1$ Comportamiento elástico.
- c. Número $De \approx 1$ Comportamiento viscoelástico.

De acuerdo con las proporciones de componentes de cada uno de los tejidos, (los cuales serán descritos más adelante en este mismo capítulo), que son al mismo tiempo, los responsables de que cada tejido conectivo tenga todas estas propiedades biofísicas de las que se están hablando en esta parte, se podrían clasificar como viscoelásticos, tomando la definición como una

combinación entre las propiedades físicas de la elasticidad (elastancia) y la distensibilidad (o capacitancia) descritas anteriormente. Desde la biomecánica de tejidos conectivos, se establece una gráfica de relación a las propiedades físicas de la elasticidad y la distensibilidad que comprenden la viscoelasticidad de un material biológico. Esta gráfica se conoce como el “asa de carga–deformación”, la cual muestra la zona elástica y plástica de un tejido, así como los puntos límite de cada una de estas zonas. También se evidencia el punto límite máximo del mismo tejido, también denominado como punto de fractura. (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Giancoli, 2008; Nordin, 2005). La figura 49 muestra los elementos descritos previamente.

Figura 49. Asa carga: deformación para un tejido conectivo



Se observan las siguientes zonas: en rojo la zona elástica, en verde la zona plástica, en color morado el punto límite de la zona elástica, en color azul el punto límite de la zona plástica y en negro el punto de fractura.

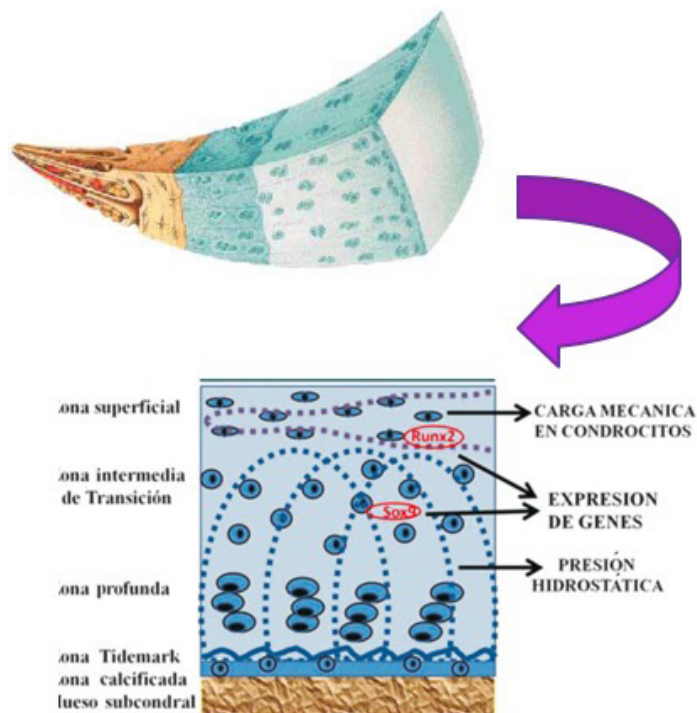
Fuente: elaboración propia.

Anisotropía

La anisotropía es una de las cualidades o propiedades físicas menos estudiadas dentro de la biomecánica de tejidos. Está definida como la propiedad de un material enfocada a la capacidad de responder ante una carga, centrándose única y específicamente en la distribución de sus componentes. En ocasiones, para la mayoría de los tejidos conectivos como el cartílago articular, se observa una distribución específica en zonas, de sus fibras de tejido, así como de sus células y del agua total del tejido. La distribución de estos componentes por zonas hacen que el tejido en términos generales se comporte de una forma específica, en este caso, como una “esponja” (o un tejido poroso–permeable), capaz de responder de una forma específica ante la carga física impuesta (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Nordin, 2005).

De acuerdo con esta propiedad física, las demás propiedades como la elastancia, la capacitancia, la contractilidad, entre otras, pueden variar, dado que la distribución de los componentes de un material biológico, y su dirección puede influir en el desempeño del tejido y en la forma en como este responde ante los diferentes tipos de carga que se puedan aplicar sobre él. De esta forma, un tejido de acuerdo a la distribución de sus componentes puede ser o más elástico, o más plástico, o más viscoelástico. Por ejemplo, existen algunas zonas del cartílago que se comportan de forma más elástica ante la carga, en tanto que otras se comportan en forma más viscosa. No todos los tejidos conectivos son igualmente anisotrópicos, dado que la gran mayoría de ellos posee una distribución más bien uniforme de sus componentes. De todos los tejidos conectivos, el cartílago articular es el que posee más anisotropía de acuerdo a como están distribuidos los componentes microestructurales en sus cuatro zonas o en sus cuatro capas. (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Giancoli, 2008; Nordin, 2005). La figura 50 muestra la organización en zonas del cartílago articular.

Figura 50. Distribución (por zonas) del cartílago articular



La distribución de los componentes en cada zona es la que determina la anisotropía en el cartílago articular.

Fuente: tomado y modificado de Miralles (2007).

Bifasicidad

De acuerdo con Nordin (2005), la bifasicidad hace referencia a aquella propiedad de un tejido de organizarse o disponer sus componentes en dos fases. Generalmente las dos fases se consideran por las características de cada uno de los componentes (si estos son líquidos o sólidos). Cada una de las fases en las que se organiza cualquiera de los tejidos conectivos adquiere el nombre del estado de los componentes que hacen parte de cada una (es decir, una fase se denominará “fase sólida” y la otra se denominará como “fase líquida”). En resumen la propiedad física de la bifasicidad hace referencia a un tejido conectivo que es bifásico (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Nordin, 2005).

Las fases de un tejido conectivo cualquiera se organizan de la siguiente forma:

- a. Fase sólida: en donde se encuentran componentes como las fibras de colágeno, las fibras de elastina, los proteoglicanos y los glucosaminoglicanos, entre otros elementos sólidos.
- b. Fase líquida: en donde se encuentran compuestos como el agua y los electrolitos (Na^+ , K^+ , Cl^- , Ca^{2+}) entre otros (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Nordin, 2005).

En la tabla 14 se muestran las proporciones de componentes en cada fase de los tejidos conectivos. Se observa que la proporción de cada fase (sólida y líquida) en cada tejido es diferente (y la diferencia se puede cuantificar en porcentaje).

Tabla 14. Proporción de fases (sólida y líquida) en cada uno de los tejidos conectivos

Tejido conectivo	Proporciones (en porcentaje) de las fases sólida y líquida
Cartílago articular	80% fase líquida y 20% de fase sólida
Músculo esquelético	80% fase sólida y 20% fase líquida
Tendón	50% fase sólida y 50% fase líquida
Ligamento	50% fase sólida y 50% fase líquida
Hueso	80–85% fase sólida y 15–20% fase líquida

Fuente: elaboración propia.

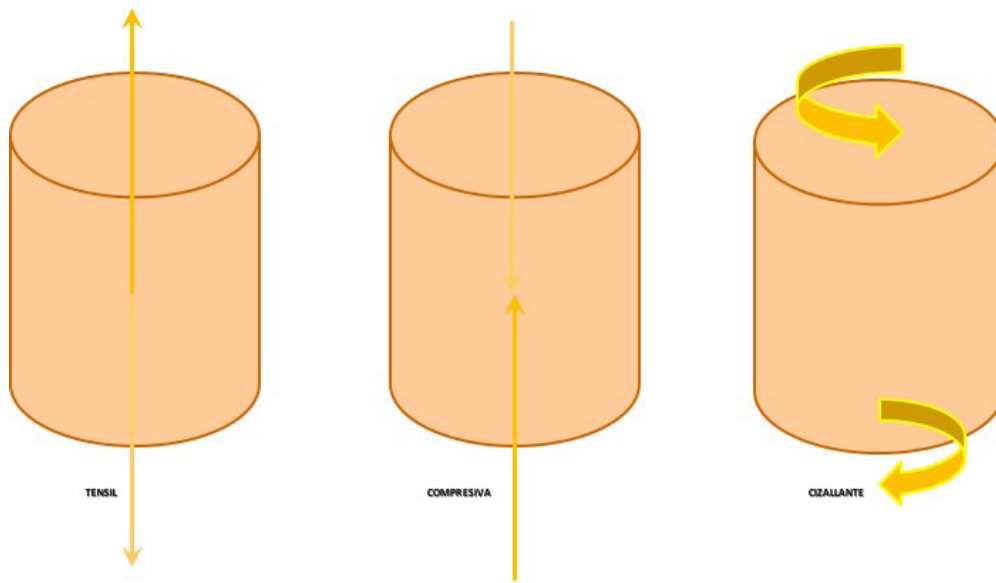
Teniendo en cuenta la descripción de las propiedades físicas que se ha hecho en esta parte del libro, a continuación se hará una descripción de los tipos de carga a los cuales se puede ver sometido un tejido conectivo.

Tipos de carga a los que se somete un tejido conectivo: cargas compresivas, tensiles y cizallantes

Cuando actúan bajo el efecto de fuerzas aplicadas externamente, los objetos pueden trasladarse en la dirección de la fuerza neta y rotar en la dirección del torque neto, actuando sobre ellos. Si un objeto está sometido a fuerzas aplicadas externamente pero está en un equilibrio estático, es más probable que exista algún cambio de forma local dentro del objeto. El cambio local bajo el efecto de las fuerzas aplicadas se conoce como deformación. El grado de deformación que un objeto puede experimentar depende de muchos factores, incluyendo las propiedades del material, el tamaño y la forma del objeto; factores ambientales como el calor y la humedad; y la magnitud, dirección y duración de las fuerzas aplicadas (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Nordin, 2005).

Una forma de distinguir las fuerzas es mediante la observación de su tendencia para deformar el objeto sobre el que se están aplicando. Por ejemplo, se dice que el objeto está en tensión si el cuerpo tiende a elongarse y en compresión si tiende a contraerse en la dirección de las fuerzas aplicadas. La carga en cizallamiento difiere de la tensión y la compresión en que está causada por fuerzas que actúan en direcciones tangentes al área, resistiendo las fuerzas que causan cizalla, mientras que, tanto la tensión como la compresión están causadas por fuerzas colineales aplicadas perpendicularmente a las áreas sobre las que actúan. Es común llamar a las fuerzas tensiles y compresivas fuerzas normales o axiales; las fuerzas de cizalla son fuerzas tangenciales. Los objetos también se deforman cuando están sometidos a fuerzas que causan flexión y torsión, las cuales están relacionadas con las acciones del momento y del torque de las fuerzas aplicadas. La figura 51 muestra una representación gráfica de los diferentes tipos de carga aplicados sobre un ejemplo de estructura cilíndrica (que en este caso simulará un hueso largo) (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Giancoli, 2008; Nordin, 2005).

Figura 51. Representación gráfica de los diferentes tipos de carga que se pueden realizar sobre un material biológico



Fuente: elaboración propia.

Un material puede responder de manera distinta a las configuraciones de carga. Para un material dado, puede haber diferentes propiedades físicas que deben ser consideradas cuando se analiza la respuesta de ese material a la carga tensil, comparándola con la carga compresiva o de cizalla. Las propiedades mecánicas de los materiales se establecen a través del análisis de la tensión sometiéndolos a varios experimentos como tests de tensión y compresión, torsión, y de flexión (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Nordin, 2005).

Solicitud normal y de cizalla

Considérese el hueso completo de la figura 51, sometido a un par de fuerzas tensiles de magnitud X (o una magnitud determinada). El hueso está en un equilibrio estático. Para analizar las fuerzas inducidas dentro del hueso, el método de secciones puede ser aplicado hipotéticamente cortado el hueso en dos piezas a través de un plano perpendicular a un eje longitudinal del hueso. Debido a que el hueso como una unidad está en equilibrio, las dos piezas deben estar individualmente en equilibrio. Esto requiere que en la sección cortada de cada pieza exista una fuerza interna que sea igual en magnitud pero opuesta en dirección a la fuerza aplicada externamente. La intensidad

de las fuerzas que se realizan sobre el hueso (fuerza por unidad de área) se conoce como sollicitación. Para el caso mostrado en la figura 51, debido a que la fuerza resultante en la sección cortada es perpendicular al plano de corte, la sollicitación correspondiente se llama sollicitación normal o axial. Se acostumbra a usar el término σ (sigma) para referirse a las sollicitaciones normales. Asumiendo que la intensidad de la fuerza distribuida en la sección cortada es uniforme sobre el área de corte transversal A del hueso, $\sigma=F/A$. Las sollicitaciones normales causadas por fuerzas que tienden a estirar (elongar) los materiales son conocidas más específicamente como sollicitaciones tensiles; aquellas que tienden a contraerlos se conocen como sollicitaciones compresivas. Según el sistema de unidad internacional estándar (SI), descrito en anteriores secciones de este libro, las sollicitaciones son medidas por metro cuadrado (N/m^2), también conocidos como pascales (Pa) (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Nordin, 2005; Paoletti, 2004).

Hay otra forma de sollicitación que se denomina de cizalla, que es una medida de la intensidad de las fuerzas internas que actúan tangentes (paralelas) a un plano de corte. Por ejemplo, considera el hueso completo de la figura 51. El hueso está sujeto a un número de fuerzas paralelas que actúan en planos perpendiculares al eje longitudinal del hueso. Asume que el hueso se corta en dos partes a través de un plano perpendicular su eje longitudinal. Además, si el hueso como una unidad está en equilibrio, sus partes individuales deben estar también en equilibrio. Esto requiere de una fuerza interna en la sección de corte que actúa en una dirección tangente a la superficie de corte. Si las magnitudes de las fuerzas externas se conocen, entonces la magnitud F de la fuerza interna puede calcularse considerando el equilibrio lineal y rotacional de una de las partes que constituyen el hueso. La intensidad de la fuerza interna tangente a la sección de corte se conoce como sollicitación de cizalla. Se acostumbra a usar el símbolo τ (tau) para referirse a las sollicitaciones de cizalla. Asumiendo que la intensidad de la fuerza tangente a la sección del corte es uniforme sobre el área de sección de corte A del hueso, entonces $\tau=F/A$ (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Nordin, 2005; Paoletti, 2004).

Deformaciones normal y de cizalla

El alargamiento elástico es una medida del grado de deformación del tejido. Como en el caso de la sollicitación, se pueden distinguir dos tipos de

deformación. Una deformación normal se define como el ratio del cambio (incremento o disminución) de longitud en relación a la longitud original (no deformada), y es comúnmente indicado con el símbolo ε (épsilon). Considérese el hueso completo de la figura 51. La longitud total del hueso es l . Si el hueso está sometido a un par de fuerzas tensiles, la longitud del hueso puede incrementarse a l' o una cantidad $\Delta l = l' - l$. La deformación normal es el ratio de la cantidad de elongación respecto a la longitud original, o $\varepsilon = \Delta l / l$. Si la longitud del hueso incrementa en la dirección en la que se calcula la deformación, entonces la deformación es tensil y positiva. Si la longitud del hueso disminuye en la dirección en la que se calcula la deformación, entonces la deformación es compresiva y negativa.

Las deformaciones se calculan dividiendo dos cantidades medidas en unidades de longitud. Para la mayoría de las aplicaciones, las deformaciones y consecuentemente el alargamiento elástico implicado puede ser muy pequeño (por ejemplo 0.001). Las deformaciones pueden ser dadas también en porcentajes (por ejemplo 0.1%) (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Nordin, 2005; Paoletti, 2004).

Deformaciones elásticas y plásticas

La elasticidad se define como la capacidad de un material para recuperar su tamaño y forma original (sin sollicitación) al eliminar las cargas aplicadas. En otras palabras, si se aplica una carga sobre un material de modo que la sollicitación generada en el material es igual o menor que el límite elástico, las deformaciones que tuvieron lugar en el material serán completamente recuperadas una vez que las cargas aplicadas sean eliminadas. Un material elástico cuyo diagrama de sollicitación–deformación forme una línea recta se denomina linealmente elástico. Para tal material, la sollicitación es linealmente proporcional a la deformación. La pendiente del diagrama de sollicitación–deformación en la región elástica se llama módulo elástico o de Young del material, comúnmente denominado como E . Por lo tanto, la relación entre sollicitación y deformación para los materiales linealmente elásticos es $\sigma = E\varepsilon$. Esta ecuación que se relaciona a la sollicitación–deformación normal se llama función material. En un material dado, pueden existir diferentes funciones para diferentes modos de deformación. Por ejemplo, algunos materiales pueden exhibir un comportamiento linealmente elástico bajo la carga de cizalla. Para tales materiales, la sollicitación de cizalla τ es linealmente proporcional a la deformación de cizalla γ , y la constante de

proporcionalidad se llama módulo de cizalla o módulo de rigidez, entonces $\tau=G\gamma$. Las combinaciones de todas las posibles funciones de los materiales para un material dado forman las ecuaciones constituyentes para ese material (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Nordin, 2005; Paoletti, 2004).

La plasticidad implica deformaciones permanentes. Los materiales pueden experimentar las deformaciones plásticas tras las deformaciones elásticas cuando son puestos en carga más allá de sus límites elásticos. Considérese el diagrama de sollicitación–deformación de un material bajo cargas tensiles. Considérese que las sollicitaciones en el espécimen se llevan a un mayor nivel que la fuerza de elasticidad del material. Al eliminar la carga aplicada, el material recuperará la deformación elástica que había tenido lugar tras un período de descarga paralelo a la región linealmente elástica inicial. El punto donde el segmento corta el eje de deformación se llama deformación plástica, que significa el punto de cambio de forma permanente (irrecuperable) que ha tenido lugar en el material.

La viscoelasticidad es la característica de un material que tiene propiedades tanto de fluido como de sólido. Un material sólido se deformará hasta cierto punto cuando se le aplica una fuerza externa. Una fuerza aplicada continuamente sobre un cuerpo fluido causará una deformación continua (también conocido como flujo). La viscosidad es una propiedad del fluido que es una medida cuantitativa de la resistencia al flujo. La viscoelasticidad es un ejemplo de cómo las áreas en la mecánica aplicada pueden superponerse, porque utiliza los principios tanto de la mecánica de los fluidos como de los sólidos (Cromer, 1998; McDonald, 1996; Nordin, 2005; Paoletti, 2004).

Composición microestructural de los tejidos conectivos: tejido óseo, tejido tendinoso y ligamentario, tejido muscular y cartílago articular

Gran parte de las propiedades físicas de un tejido, así como la capacidad que pueda tener este mismo ante los diferentes tipos de carga, dependen de la composición microestructural, que para el caso de los tejidos conectivos, están organizados en dos fases: una sólida y una fase líquida (denominada también como fase acuosa).

Desde el punto de vista histológico, el tejido conectivo (tomado como la agrupación de sus diferentes variedades o subtipos, tejido muscular, tejido óseo, tendón, ligamento y cartílago articular), se denomina también como tejido de sostén, dado que representa el “esqueleto” que sostiene a otros tejidos y órganos. Como el tejido conectivo conforma una masa coherente entre el sistema vascular, sanguíneo y todos los epitelios, todo intercambio de sustancias se debe realizar a través del tejido conectivo, de modo que este mismo no solo cumple con importantes funciones locomotoras sino también de intercambio.

Todas las variedades de tejido conectivo especializado que hasta ahora se han mencionado, están compuestas por células altamente especializadas enfocadas en procesos de síntesis de compuestos para la fase sólida y la fase líquida. De igual forma los componentes básicos (que se pueden denominar de esta forma), son lo que son comunes a todas las variedades de tejido conectivo. (Nordin, 2005; Paoletti, 2004; Welsh, 2008; Lowe y Stevens, 2015). Dichos componentes comunes se enumeran en la siguiente lista:

- Para la fase sólida:
- Fibras de colágeno (tipo I, II, III, IV, VI, VIII Y X)
- Fibras de elastina
- Proteoglicanos (más conocidos como PG)
- Glucosaminoglicanos (también denominados como GAGS)

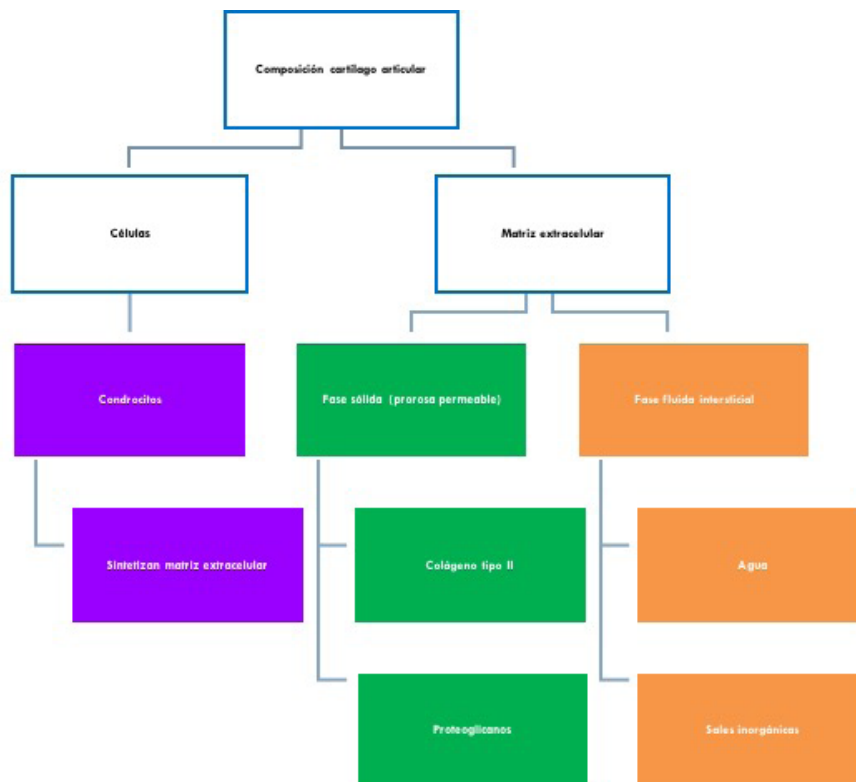
Para la fase líquida:

- Agua
- Electrolitos (Na^+ , K^+ , Cl^- , Ca^{2+} , entre otros)

De igual forma, así como las variedades de tejido conectivo tienen elementos de sus fases sólida y líquida que son comunes entre todos los tipos de tejido, cada uno de ellos también posee componentes que son propios de cada uno, y que permiten precisamente establecer diferencias entre uno y otro. A continuación, se ilustra mediante diagramas de flujo que representan las características comunes y propias de cada tejido conectivo. Al finalizar estos cuadros sinópticos. (Nordin, 2005; Paoletti, 2004; Welsh, 2008; Lowe y Stevens, 2015). En la tabla 15 se describirán diferencias y similitudes entre las variedades de tejidos conectivos en cuanto a tipos de células conformantes, componentes comunes y propios, propiedades físicas, entre otros.

Las células del tejido óseo cumplen con funciones concretas. Es así como a partir de los osteocitos (que se consideran como células primarias bastante indiferenciadas) se pueden obtener en procesos de diferenciación celular, tanto osteoblastos como osteoclastos. Para mantener un equilibrio en el metabolismo óseo, los osteoclastos destruyen hueso (fagocitan y destruyen los componentes de la matriz extracelular orgánica), en tanto que los osteoblastos se encargan de sintetizar o construir los componentes de la matriz extracelular orgánica (Nordin, 2005; Paoletti, 2004; Welsh, 2008; Lowe y Stevens, 2015).

Figura 53. Composición básica del tejido óseo



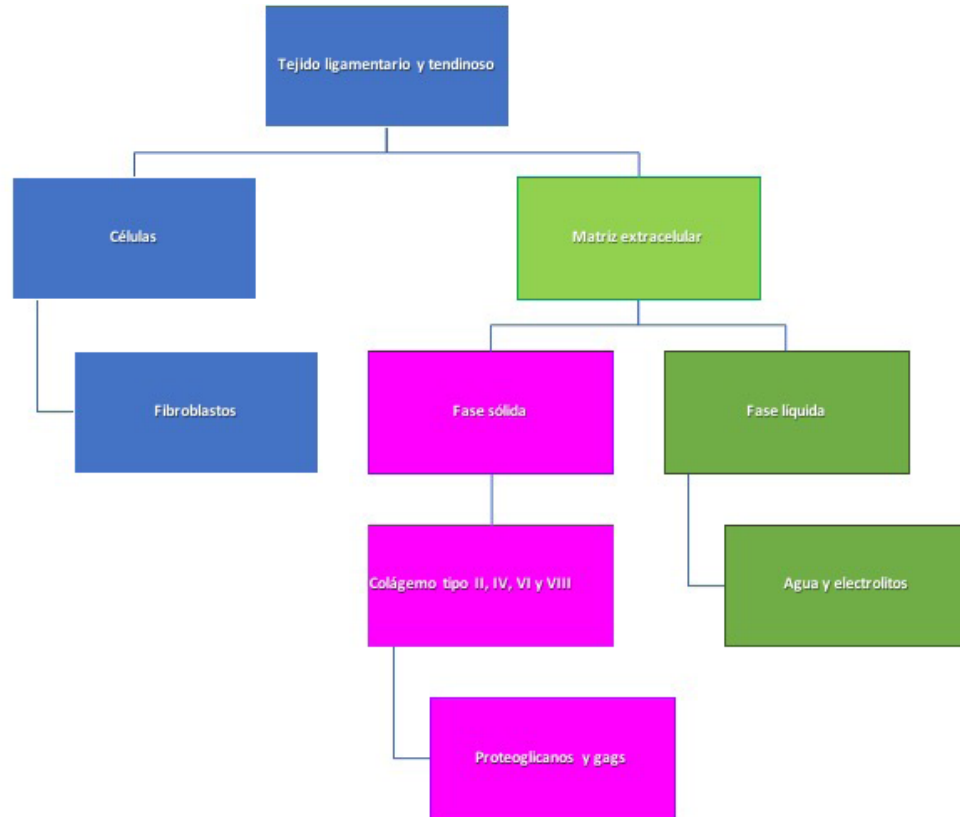
Se observa que en especial esta variedad de tejido conectivo está compuesto por tres tipos de células, cada una de ellas con funciones concretas. Al mismo tiempo, el tejido presenta una división de su matriz extracelular en orgánica e inorgánica, debido a la naturaleza de sus componentes.

Fuente: elaboración propia.

Cabe anotar que para todas las variedades de tejido conectivo que se comentarán en este apartado, son las células (para cada variedad de tejido conectivo) encargadas de la síntesis de los elementos de la matriz extracelular (especialmente los elementos de la fase sólida) de cada uno de estos. Excepciones a este principio con el origen de los elementos de la matriz extracelular inorgánica del hueso, que provienen del metabolismo de cristales de fosfatos, y los elementos de la fase líquida, que se cuentan desde un principio en la estructura del líquido intra y extracelular.

De igual forma, y como se había mencionado antes, el cartílago articular está organizado en 4 zonas, que se cuentan desde la más externa, y que se denomina como zona tangencial superficial, hasta la zona más profunda denominada como zona de barrera, la cual se adhiere al hueso. Este tejido es poco o nada vascularizado y tampoco tiene aporte de raíces nerviosas para su inervación. Es un tejido cuya composición es básicamente de agua (en un 80%) y elementos sólidos como fibras de colágeno tipo II y tipo IV, así como algunas fibras de elastina, y una gran cantidad de proteoglicanos, dispuestos en forma de “malla”. Todos estos elementos favorecen y facilitan las funciones del tejido, en cuanto a la absorción de cargas (Nordin, 2005; Paoletti, 2004; Welsh, 2008; Lowe y Stevens, 2015).

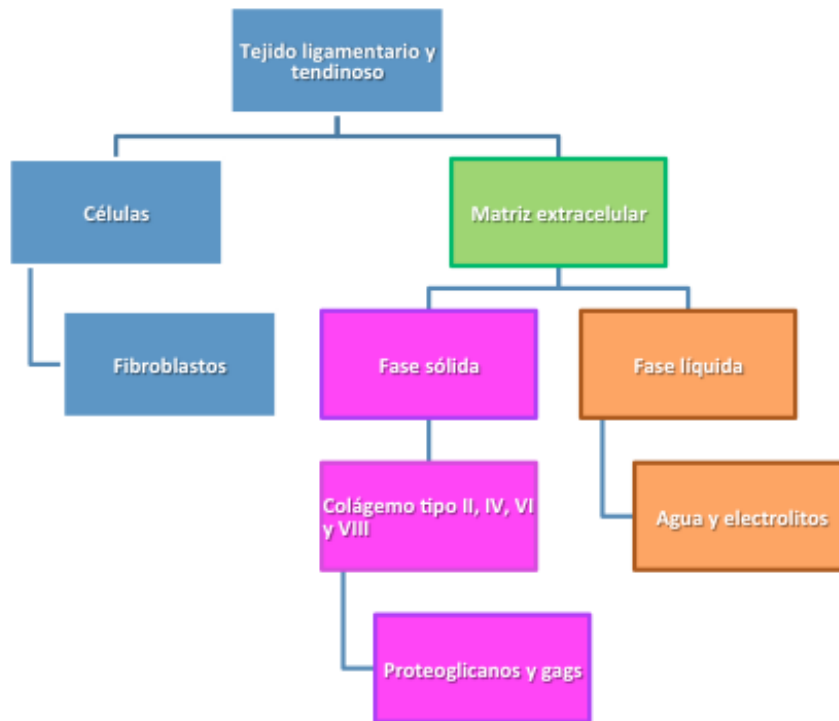
Figura 54. Composición del cartílago articular



Se observa que a diferencia del tejido óseo, el cartílago articular solo tiene un tipo de célula responsable de sintetizar los elementos de la matriz extracelular. Asimismo, los elementos de la matriz extracelular son solo de origen orgánico, y se dividen en fase sólida (de color verde) y en fase líquida (en color naranja).

Fuente: elaboración propia.

Figura 55. Composición estructural del tejido tendinoso y del tejido ligamentario



Se observa que las características de los dos tejidos son muy similares.

Fuente: elaboración propia.

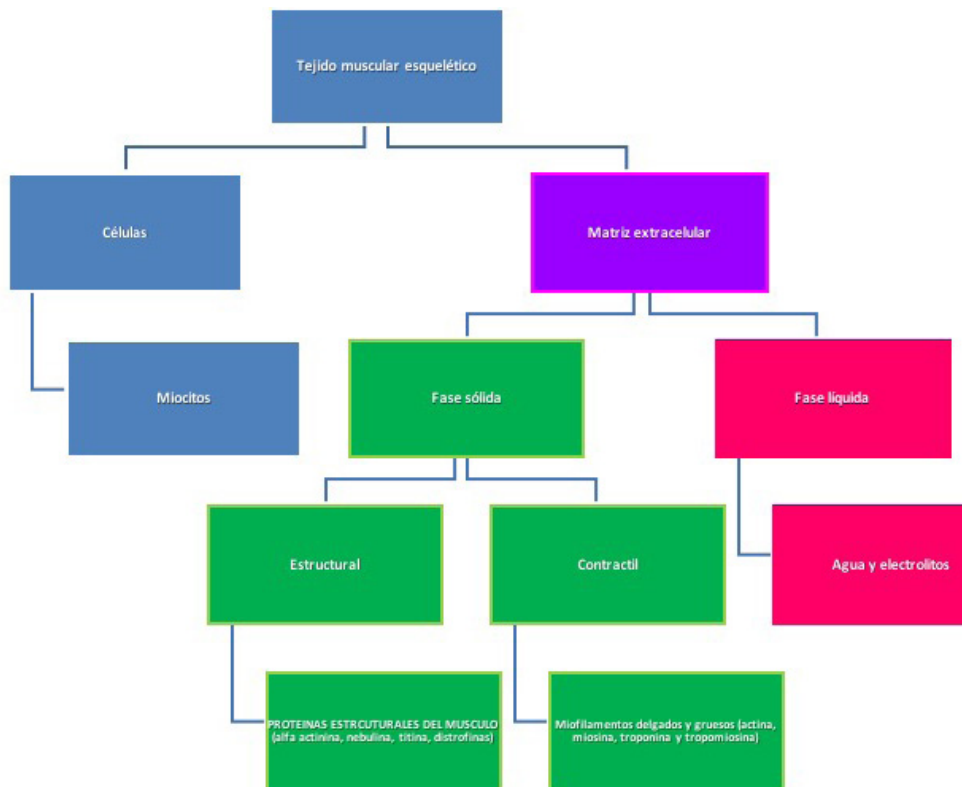
Tanto el tejido ligamentario como el tejido tendinoso reciben gran aporte vascular proveniente de los paquetes vasculares que van a hueso y a músculo, más no tienen aporte propio. Algo similar sucede con la inervación (o el aporte de terminaciones nerviosas) que reciben estos mismos tejidos. En el caso del tejido tendinoso, cabe anotar que existen algunas terminaciones de importancia denominadas como órgano tendinoso de Golgi, que se encarga de determinar la cantidad de carga tensil y compresiva realizada sobre este mismo. La relación de componentes en las fases sólida y líquida es de 50% para cada una. De todas las variedades del tejido conectivo que se describen en este capítulo del libro, tendón y ligamento tienen iguales proporciones de componentes en su fase sólida y en su fase líquida.

De todas las variedades de tejido conectivo, el tejido muscular esquelético es el que más componentes específicos posee en sus fases sólida y líquida.

Como es el único de todos los tejidos conectivos que tiene la posibilidad de contraerse, dentro de su fase sólida alberga una serie de proteínas contráctiles, encargadas de dicho proceso (Nordin, 2005; Paoletti, 2004; Welsh, 2008; Lowe y Stevens, 2015).

A manera de resumen, en la tabla 15 se mostrarán las características de cada uno de los tejidos conectivos de acuerdo a componentes de matriz extracelular, células y propiedades físicas.

Figura 56. Composición microestructural del tejido muscular esquelético



Se observa que los elementos de la fase sólida son bastante únicos para este tejido y que poseen funciones muy concretas y específicas, enfocadas a favorecer la propiedad física de la contractilidad, que no tienen las otras variedades de tejidos conectivos.

Fuente: elaboración propia.

Tabla 15. Características propias de cada uno de los tejidos conectivos

Tejido/ Características	Célula	Comp. Matriz extracelular	Elastancia	Plasticidad	Viscoelast.	Bifasicidad Contract.	
						Sí	No
Tejido óseo	Osteocitos, osteoblastos y osteoclastos	Colágeno tipo I, sustancia fundamental, cristales de hidroxiapatita más agua y electrolitos	Sí (mínima)	Sí (mínima)	Sí (aunque es el menos viscoelástico de todos los tejidos conectivos).	Sí	No
Tejido tendinoso/ ligamentario	Fibroblastos	Colágeno tipo II (predominante), colágeno tipo IV VI, GAGS, y PG más agua y electrolitos	Sí	Sí	Sí	Sí	No
Cartílago articular	Condrocitos	Colágeno de tipo II y IV, GAGS y PG	Sí	Sí	Sí	Sí	No
Tejido muscular esquelético	Miocytes	Proteínas estructurales, contráctiles, agua y electrolitos	Sí (la máxima)	Sí (si máxima)	Sí (es el tejido más viscoelástico)	Sí	Sí

El cartílago articular es el único que tiene la propiedad física de la anisotropía (no contemplada en esta tabla). El tejido muscular esquelético es el único que tiene la propiedad física de la contractilidad.

Fuente: elaboración propia.

Hasta esta parte del libro, se han dado todos los elementos que desde la mecánica y la biología permiten iniciar procesos de análisis de gestos de movimiento, enfocados al análisis de gestos deportivos. En la siguiente sección se darán los criterios, que desde la parte técnica, permiten realizar análisis de gestos deportivos.