Paper

Biomecánica y biotensegridad: ¿Hacia una nueva comprensión del movimiento humano?

Miralles, Mónica Teresita [1-2]; Oleari, Cristina[3]; Castro-Arenas, Cristhian[2]

monica_miralles@uca.edu.ar; cristina.oleari@gmail.com; ccastroarenas@uca.edu

[1] Universidad de Buenos Aires. Facultad de Arquitectura, Diseño y Urbanismo, Centro de Investigación en Diseño Industrial de Productos Complejos (UBA-FADU-CIDI). Buenos Aires. Argentina.

[2] Pontificia Universidad Católica Argentina. Facultad de Ingeniería y Ciencias Agrarias. Laboratorio de Biomecánica e Ingeniería para la Salud (UCA-FICA-LaBIS). Buenos Aires. Argentina.

[3] Universidad de Buenos Aires. Facultad de Medicina. Cátedra de Biomecánica y Anatomía Funcional (UBA-FM). Buenos Aires. Argentina.

Palabras clave

Biomecánica, Biotensegridad, Movimiento articular, Unidades Biomecánicas.

Resumen

¿Se puede describir la cinemática articular humana con modelos alternativos al de segmentos articulados a partir del principio de tensegridad? Este trabajo adhiere a la corriente que hipotetiza la plausibilidad de describir el movimiento articular humano a partir de consideraciones tales como: a) la autoestabilidad, b) la peculiar disposición según “islas de compresión” de sus componentes y c) la distribución de fuerzas en todos los planos del

espacio, entre muchas otras características propias de las estructuras tensegriles. Éstas dan por resultado propiedades emergentes específicas de la estructura resultante, diferentes a aquellas de sus partes constitutivas, comportándose de manera adaptativa y no lineal, al igual que los sistemas biológicos.

Con el objetivo de reproducir la cinemática característica de cada tipología articular humana se presenta el desarrollo de una metodología que consiste en: diseñar y materializar Unidades Dinámicas Abstractas de tensegridad (UDAs) con componentes de 1, 2, 3 y 4 puntales y con 2, 4, 6 y 8 nodos, respectivamente. Es decir, concebir Unidades que permitan describir diversas configuraciones (matriz de UDAs) al ser relacionadas de a pares, en un soporte específicamente diseñado para analizar el comportamiento según diferentes ejes. Una vez analizadas todas las posibles combinaciones, se trata de seleccionar aquellas que cuenten con el potencial de ser homologables a cada tipo de articulación humana. El comportamiento de cadena abierta o cerrada se asegura mediante la selección de puntos -fijos o móviles- en cada combinación.

La segunda fase está destinada al modelado digital de las UDAs seleccionadas en la fase anterior. Tiene por objetivo analizar los esfuerzos tensiles y compresivos, a la luz de las líneas de fuerza que soportan las estructuras anatómicas en las articulaciones humanas.

La tercera fase está consagrada a la comparación de la cinemática de los modelos digitales finalmente seleccionados en la fase 2, con aquella de las articulaciones humanas. Para ello, la cinemática, en cadena abierta o cerrada de las articulaciones seleccionadas se comparará con la homóloga de los gestos motores en modelos *in vivo*, respetando las direcciones principales de las estructuras anatómicas pasivas y activas involucradas.

La importancia de lograr una nueva y más adecuada comprensión del movimiento humano repercute en todas las áreas ligadas al campo de la salud, de la ergonomía y del diseño objetual.

Introducción

Tensegridad y biotensegridad de las articulaciones humanas

El término biotensegridad define un área de estudio consagrada a la investigación y al análisis de sistemas orgánicos estructurados según el principio de tensegridad. Este último refiere a un principio de relación estructural para sistemas integrados por elementos tensiles que interconectan a todo un conjunto de elementos compresivos (Fuller, 1961). Las configuraciones autoestables resultantes dan lugar a estructuras livianas, flexibles y resistentes, con comportamiento no lineal, y a otras propiedades emergentes que siguen siendo profusamente estudiadas (Oleari, et al., 2024).

En el campo biológico, el modelo de biotensegridad fue enunciado por Levin y es aplicado a sistemas orgánicos en diferentes escalas. El presente trabajo aborda los niveles a escala mesoscópica de las estructuras anatómicas de las articulaciones sinoviales o Unidades Biomecánicas (UBM), por regiones topográficas (Swanson, 2013; Miralles et al., 2005; Viladot, 2001) y en escala macroscópica de las cadenas biocinemáticas y biocinéticas, abiertas y cerradas (Levin et al., 2017; Karandikar & Ortiz Vargas, 2011).

Basados en la aplicación del concepto de tensegridad en el cuerpo humano, se disparan algunas preguntas que se intentarán responder en diferentes etapas exploratorias: ¿podrá representarse el modelo de tensegridad aplicado a las articulaciones del cuerpo humano mediante Unidades Dinámicas Abstractas (UDAs), intentando lograr una máxima aproximación a las relaciones anatómicas articulares y periarticulares, tanto en entornos virtuales (uso de herramientas informáticas), como en entornos físicos? ¿Las combinaciones de las diferentes UDAs podrán responder a los movimientos de las articulaciones modeladas, clasificadas según sus grados de libertad rotacionales, es decir: uniaxiales, biaxiales o triaxiales? ¿Cuáles de las UDAs se aproximan con mayor fiabilidad anatómica al modelo biotensegril de cada articulación, según la morfología de las superficies articulares y la cantidad de ejes de rotación? ¿Los elementos tensiles y su disposición en el espacio en las distintas combinaciones de UDAs, podrán servir de base para modelar, con aproximación anatómica, la dirección de ligamentos, músculos, tendones y fascias periarticulares (aproximación a Unidades Dinámicas Bioinformadas – UDBs)? ¿Se podrá sintetizar con ecuaciones morfológicas cada tipo de articulación (uni, bi o triaxial)? O, por el contrario, ¿cada una responde a una relación de estructura-función dentro de la cadena cinemática a la que pertenece, no pudiendo, en consecuencia, utilizarse una misma combinación, por ejemplo, para todas las articulaciones uniaxiales, otra para todas las biaxiales y, una tercera, para todas las triaxiales, sin importar los rasgos característicos de movimiento de cada una de ellas?

Para responder a estos interrogantes se plantea una metodología experimental con el objetivo general de analizar la cinemática de las UBMs del cuerpo humano representadas a través de UDAs con distinta morfología. Estas UDAs deben responder a los ejes de movimiento, los grados de libertad y las tensiones que limitan los movimientos no deseados. Los propósitos

perseguidos son: producir conocimiento; generar material didáctico para la mostración en cursos de grado y postgrado; propiciar la transferencia de este conocimiento a futuros productos en el área de las ciencias de la salud y en el amplio campo de la robótica.

Estado actual del conocimiento

Tensegridad en las articulaciones del cuerpo humano (biotensegridad)

La tensegridad se configura en redes trianguladas tridimensionales y su comportamiento sinérgico integrado le otorga cualidades estructurales emergentes tales como la autoportancia, el autoequilibrio, la flexibilidad y la levedad, entre otras. Todas estas características han convertido a la tensegridad en un sistema estructural de interés, tanto en el arte, en las disciplinas proyectuales, o bien, en áreas científico-tecnológicas como la biología, la biomecánica, la bioingeniería, la robótica, la ingeniería de materiales y la ingeniería aeroespacial, entre otras (Castro-Arenas & Miralles, 2020).

Los métodos para el modelado de tensegridades partieron del análisis morfológico de los sólidos platónicos y antiprismas (Fuller, 1962; Emmerich, 1964; Snelson, 1965) dando como resultado células poliédricas caracterizadas por su simetría, autoestabilidad y equilibrio intrínseco, las cuales se pueden utilizar para conformar estructuras más complejas. También, se utilizaron procesos numéricos abstractos. En ellos la estructura tensegril está conformada por nodos configurados en un espacio de dos o tres dimensiones, teniendo en cuenta, en cada nodo, las coordenadas, los vectores que los conectan, la naturaleza de estas conexiones (grado de rigidez y flexibilidad) y las fuerzas actuantes (Castro-Arenas y Miralles, 2020). De esta metodología surge la idea de diseñar e interconectar elementos compresivos con diferentes cantidades de nodos para, luego, combinarlos para estudiar su comportamiento dinámico y entonces llevar a cabo la transferencia al movimiento articular.

En los últimos años, la aplicación de la biotensegridad al sistema musculoesquelético brindó un nuevo entendimiento del sistema óseo-músculo-ligamentario-fascial, cuyos antecedentes son los trabajos de Myers (2010), Scarr (2011), Levin (2012), Kassolik (2013) y Flemons (2018). Además, los avances en la caracterización del tejido conectivo, relacionado al sistema locomotor -las fascias-, permitieron transferir nuevos modelos de análisis biotenségriles en estructuras sometidas a tensión, acorde a su anatomía, histología y biomecánica (Pilat et al., 2003; Benjamin, 2009; Guimberteau, 2012; Schleip et al., 2012; Stecco (2014); Castro-Arenas et al., 2021).

La fascia (histológicamente definida como un tejido conjuntivo no especializado) genera una tensión continua al sistema de forma omnidireccional. Su respuesta a la deformación es no lineal y la relación tensión/deformación nunca puede ser nula. Ello se debe a que intervienen elementos activos (como el tono muscular) y a algunos elementos contráctiles

del propio tejido que la mantienen en tensión constante con el menor gasto energético (Schleip et al., 2005). El papel de la fascia es de contención, compresión/tensión, conexión y envoltura de las estructuras musculoesqueléticas proporcionando, al mismo tiempo, viscoelasticidad, estabilidad y optimizando el gasto energético. Levin y Martin afirman:

> La biotensegridad es el concepto estructural mecánico unificador que une las islas de información que tenemos actualmente sobre la fascia y su papel en las funciones corporales y las convierte en un archipiélago unificado para comprender el papel de la fascia en la anatomía y la fisiología (Levin & Martin, 2012).

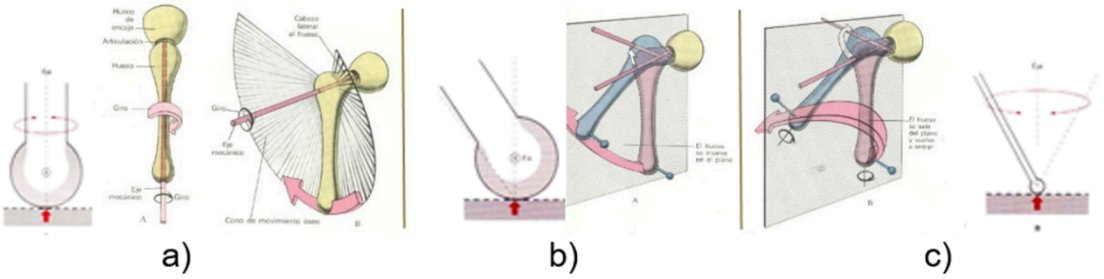
Los antecedentes del estudio de la tensegridad en el modelado de las articulaciones humanas más relevantes se pueden encontrar en Oleari et al., (2024). Este trabajo de revisión, organizado cronológicamente, agrupa las producciones según autores, regiones del cuerpo (como el miembro superior, el miembro inferior, la columna vertebral o el cuerpo entero) y, en algunos casos, incluye modelos físicos y gráficos más abstractos.

Cinemática de las articulaciones humanas

El estudio de la cinemática de las articulaciones permite describir: el movimiento de los segmentos óseos en el espacio, la trayectoria del segmento móvil (giros o balanceos), el plano de movimiento y el eje alrededor del cual se realizan, la amplitud del movimiento y los rangos de normalidad (Warwick & Williams, 1996; Caillet, 2006). Es por todo lo mencionado que en la clasificación de las articulaciones se debe especificar cuántos ejes de movilidad o grados de libertad rotacional (Degree of freedom = DoF, en inglés) presentan, como también los rangos de movimiento normal (Range of motion = ROM, en inglés).

Los movimientos articulares, según la trayectoria del extremo óseo móvil pueden clasificarse en: a) giro o rotación, b) balanceo impuro, c) balanceo puro o angular, y d) deslizamientos (ver Figura 1).

Figura 1: Tipos de movimientos articulares según trayectoria del extremo óseo móvil

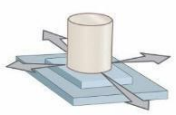
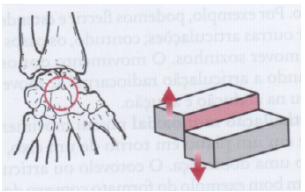
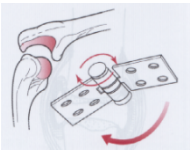


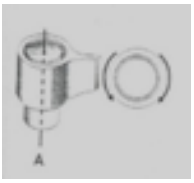
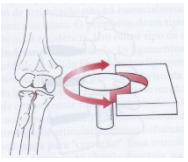
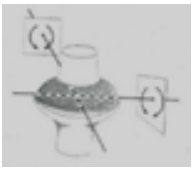
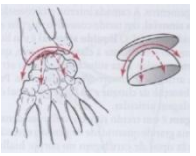
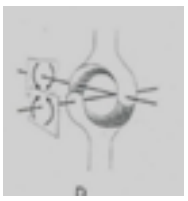
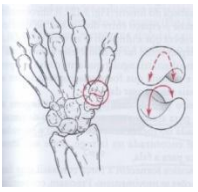
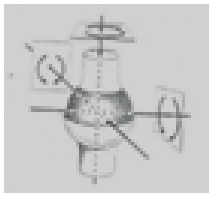
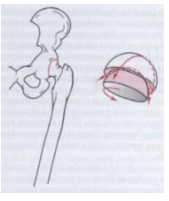
a) Giro o rotación. b) Balanceo puro (coplanar). c) Balanceo impuro (no coplanar), como la circunducción (Adaptado de Warwick& Williams, 1996).

Las articulaciones sinoviales (diartrosis o móviles) pueden clasificarse según la morfología de las superficies articulares en diferentes géneros, cada uno de los cuales se adapta mejor a la función de movilidad o estabilidad, de acuerdo con la región corporal donde esté situada. El concepto de UBM involucra tanto al conjunto de estructuras articulares que comprende la unidad funcional interna (desde la cápsula articular hacia adentro), como al conjunto de estructuras anatómicas periarticulares, es decir, la unidad funcional externa (desde la cápsula articular hacia afuera).

La Tabla 1 presenta las clasificaciones de los géneros articulares según la morfología de las superficies, la cantidad de ejes de movimiento, los tipos de movimiento y algunos ejemplos en el cuerpo humano. Las articulaciones planas o artrodias sólo realizan deslizamientos en el plano de sus superficies, por lo que se denominan no axiales. Por ello, en general, se analizan los movimientos en conjunto. Las articulaciones trocleares o en bisagra posibilitan los movimientos angulares o balanceos. Las trocoides o pivot permiten los giros o rotaciones (ambas son uniaxiales). Tanto las articulaciones condíleas, como las de encaje recíproco o silla de montar, pueden efectuar movimientos angulares o balanceos y son biaxiales. Las articulaciones del género enartrosis o esféroideas combinan movimientos angulares y rotacionales siendo clasificadas como triaxiales (Gorniak & Conrad, 2022).

Tabla 1: Clasificación de los géneros articulares

TIPO: SINOVIAL GÉNEROS	**CANTIDAD EJES MOVILIDAD**	**TIPOS DE MOVIMIENTOS**	**EJEMPLOS**
PLANAS (o artrodias) 	No axiales	Deslizamientos	Interapofisarias de columna. Carpianas- tarsianas- acromioclavicular 
TROCLEAR (en bisagra)	Uniaxiales	Angulares o balanceos	Codo-tobillo-interfalangicas 

TROCOIDE (o pivot) 	Uniaxiales	Giros y rotaciones	Radiocubitales- atloideoodontoides 
(CONDILEA 	Biaxiales	Angulares o balanceos	Occipitoatloidea- muñeca- Rodilla *- metacarpofalangica metatarsofalángicas 
SILLA DE MONTAR (o encaje recíproco o sellar) 	Biaxiales	Angulares o balanceos	Esternoclavicular Trapeciometacarpiana 
ENARTROSIS (o esferaoideas) 	Triaxiales	Angulares y rotaciones	Hombro Cadera 

Nota: *Rodilla: morfológicamente doble condílea y funcionalmente troclear. Articulaciones según morfología de superficies articulares (Adaptado de Viladot, 2001; Caillet, 2006; Warwick& Williams, 1996).

Los planos convencionales para la descripción de los movimientos del cuerpo humano son: el frontal o coronal, el sagital y el horizontal o transversal. Los ejes alrededor de los cuales se realizan los movimientos son perpendiculares a dichos planos (ver Tabla 2).

Tabla 2: Relación entre Planos convencionales, Ejes y Movimientos del cuerpo humano.

PLANOS	EJES	MOVIMIENTOS
Frontal o coronal	Antero-posterior	Balanceos o angulares abducción - aducción Inclinaciones laterales
Sagital	Latero-lateral	Balanceos o angulares Flexión- extensión
Horizontal o transversal	Longitudinal o vertical	Giros o rotaciones Rotación interna- externa Rotación Derecha- izquierda

Tomado de: Netter & Frank H. (1999) y Tortora (2003).

Análisis del movimiento en cadenas cinemáticas/cinéticas

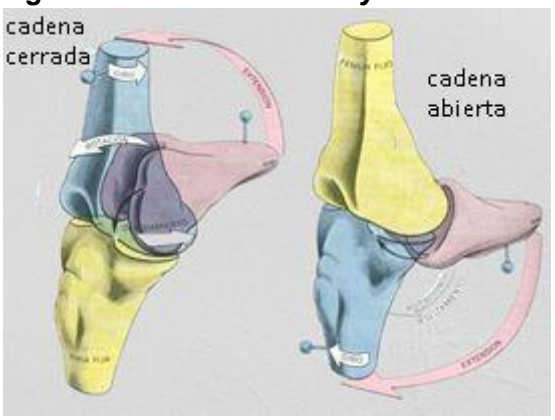
Diferentes autores coinciden con la clasificación de las cadenas cinemáticas/cinéticas en abiertas y cerradas, según si se logra vencer o no, la resistencia impuesta en su extremo distal. Para ello se analiza si el segmento fijo o el móvil es el distal o el proximal (Steindler, 1965; Hainaut, 1989; Aguado, 1995; Davies et al., 2000; Karandikar & 2011).

Los grados de libertad de movimiento de las cadenas cinemáticas y cinéticas se calculan a partir del número de segmentos disponibles (suma de las

velocidades de cada uno de ellos) siendo, de este modo, dependientes de la movilidad de las articulaciones que las constituyen, de la amplitud o rango de movimiento, del estado de las estructuras (cartílago, cápsulas y ligamentos) y del estado de la musculatura.

En la Figura 2 se observa, a modo de ejemplo, cómo una misma articulación (en este caso la rodilla) modifica el punto fijo y el punto móvil, según se considere cadena cerrada o abierta, respectivamente. Por convención, se nombra el segmento fijo primero, pudiendo ser proximal en las cadenas abiertas o distal en las cerradas (Gorniak & Conrad, 2022).

Figura 2: Cadena cerrada y abierta en la articulación de la rodilla.



Tomado de Warwick & Williams (1996).

¿Este análisis se podrá aplicar a los movimientos de las diferentes UDAs? ¿Se podrán relacionar estos conceptos de cadenas cinemáticas abiertas o cerradas con la posibilidad de mantener fijo el nodo proximal o distal, respectivamente?

El desafío en la construcción de modelos de articulaciones humanas no sólo está relacionado a la cinemática (ejes y grados de movimiento propios de cada UBM), sino también, debe responder a la estabilidad necesaria cuando dicha articulación está cargada, tanto en cadena abierta como en cadena cerrada (Levin et al., 2017). Este concepto se refiere a la capacidad de mantener la congruencia articular, cualesquiera sean las fuerzas que atraviesan la articulación durante su normal funcionamiento. Tomando en cuenta estas consideraciones, se puede analizar la estabilidad de las articulaciones desde dos puntos de vista:

a) El anatómico: está referido a la capacidad de autobloquearse gracias a las estructuras intrínsecas, a la morfología de sus superficies articulares, a los fibrocartílagos interóseos, a la cápsula y a los ligamentos.

b) El biomecánico: está referido a la capacidad de soportar cargas fisiológicas, sin que se altere la alineación normal de sus superficies articulares con el conjunto de estructuras articulares y periarticulares. Ello se logra gracias a la actuación de los elementos activos como el control muscular reflejo (tono) o voluntario (Viladot, 2001).

Con respecto al análisis de las fuerzas musculares necesarias para mantener la estabilidad articular y las posturas sostenidas en el tiempo, es difícil calcularlas en el tejido vivo. Ello es debido a que, en general, el movimiento relativo de los segmentos corporales en torno a una articulación determinada está controlado por más de un grupo muscular. Esta complejidad depende de muchos factores interactuantes siendo los preponderantes: la dirección multiplanar de las fuerzas periarticulares, las tensiones y compresiones generadas por los elementos elásticos en serie y paralelo (tendones y fascias), la disposición de músculos uni, bi o multiarticulares (los cuales presentan optimización de sus acciones en una UBM (según las posiciones de las otras articulaciones con las que actúan), las sinergias y antagonismos musculares y, finalmente, el control motor reflejo y voluntario (aprendizaje, experiencia previa, etc.).

Para poder reducir un problema concreto de la biomecánica articular a uno estáticamente determinado (aplicar las ecuaciones de equilibrio) se debe considerar la fuente principal de control sobre la articulación, es decir, el grupo muscular. Se trata de un enfoque simplificado que no considera al conjunto de sinergias que actúan en un determinado movimiento. No obstante, se pueden realizar aproximaciones del efecto de otros músculos conociendo sus áreas transversales y sus posiciones relativas al centro articular (torques). Además, si se conoce la actividad fásica de los músculos a través de algunos experimentos, como las mediciones electromiográficas de las señales musculares (EMG), se puede estimar la tensión en los distintos grupos musculares.

Para aplicar los principios de la estática al análisis de la mecánica de las articulaciones humanas se asume que se conocen: a) los ejes anatómicos de rotación de las articulaciones, b) las localizaciones de las inserciones musculares, c) las líneas de acción de la tensión muscular, d) los pesos de los segmentos y sus centros de gravedad (inercia). Se considera necesario, además, disponer de los datos antropométricos del segmento a ser analizado, entre otros factores a tener en cuenta en cada caso (Özkaya et al, 2017). Los factores de fricción en la articulación se consideran despreciables.

Diseño, materiales y método

Objetivos

Fase I: Modelado físico

Esta fase se consagra a:

a) Diseñar y materializar Unidades Dinámicas Abstractas de tensegridad (UDAs) con componentes de 1, 2, 3 y 4 puntales y con 2, 4, 6 y 8 nodos, respectivamente, que permitan diversas combinaciones morfológicas (matriz de UDAs, ver figura 4) al ser relacionadas de a pares en un soporte diseñado para analizar el comportamiento, según diferentes ejes.

b) Seleccionar las potenciales combinaciones homologables a cada tipo de articulación humana.
c) Analizar el comportamiento en cadena abierta o cerrada mediante la selección de puntos fijos o móviles en cada combinación.

Fase II: Modelado y simulación digital

Esta fase está destinada al modelado digital de las UDAs seleccionadas en la fase anterior y tiene por objetivos:

a) Analizar los esfuerzos tensiles y compresivos a la luz de las líneas de fuerza que soportan las estructuras anatómicas en las articulaciones humanas.
b) Analizar la dinámica específica de cada UDA, según diferentes patrones de conexión de los elementos tensiles, sean activos o pasivos.

Fase III: Comparación del modelo tensegril (UDA) con el anatómico *in vivo.*

Esta fase está destinada a la comparación de la cinemática de los modelos finalmente seleccionados con el comportamiento en cadena abierta o cerrada, superponiendo el modelo digital sobre filmaciones de gestos motores en modelos reales, *in vivo*, según las direcciones de fuerzas de las estructuras involucradas.

Diseño del estudio

i. Exploratorio

Al ponerse a prueba modelos nuevos para la comprobación del concepto de tensegridad en el comportamiento de las articulaciones humanas, la metodología de ensayo-error se impone, respecto a:

- El diseño de las UDAs, las diferentes combinaciones de componentes rígidos, los patrones de conexión de los componentes tensiles y las combinaciones posibles en cuanto a grados de elasticidad de estos últimos y su ubicación en el conjunto.
- Componentes rígidos: material, dimensiones, resistencia, longitud de puntales, ángulos, disposición de los puntos de anclaje de los tensores y soporte para la fijación al dispositivo de pruebas.
- Componentes tensiles: material, dimensiones, puntos de anclaje, dirección, orientación espacial y grados de elasticidad y resistencia a la tensión, para homologar diferentes ligamentos, tendones o músculos.
- Estudio de cada componente con relación a la resistencia de materiales, elementos finitos, etc.
- El dispositivo de soporte para fijar las UDAs de manera que permita establecer un componente como punto fijo y el otro móvil, homologando cadena abierta y cerrada del comportamiento de las articulaciones. Se requiere el diseño y la fabricación de diferentes prototipos, con los ajustes necesarios para comprobar el buen funcionamiento de las

mediciones de movilidad (grados sexagesimales) según los planos convencionales mencionados.

-
- Justificación morfológica de la estructura.

ii. Experimental

Una vez cumplidos los objetivos anteriores, con los prototipos físicos de UDAs impresas en 3D y sus respectivos tensores, se ubican en el dispositivo de soporte todas las combinaciones posibles para estudiar los ejes de movilidad en cadena abierta y cerrada. Se homologa (mediante el uso de videos) el comportamiento cinemático de estos modelos de las diferentes articulaciones humanas con la cinemática del movimiento articular normal de las articulaciones, descripta en modelos anatómicos osteo-ligamentario-músculo-tendinoso.

De esta manera se busca responder los interrogantes planteados: ¿Con cuál UDA se podría modelar una articulación uni, bi o tri axial? ¿Con cuál articulación humana se puede homologar? ¿Cómo se deben disponer los componentes tensiles para tener correspondencia anatómica con los tejidos blandos propios de la articulación modelada?

En la siguiente etapa, se propone desarrollar modelos digitales homólogos a los modelos físicos (sólo con aquellas UDAs cuyos modelos representan a las articulaciones con aproximación anatómica) utilizando un software específico (Rhinoceros con sus plug-ins Grasshopper, Kangaroo y otros). De esta manera, se realizarán las simulaciones y los análisis respectivos para rediseñar cada UDA seleccionada, informándola con las especificaciones anatómicas de cada articulación, de tal manera que se convierta en una Unidad Dinámica Bioinformada (UDB).

Método

El diseño del trabajo es exploratorio-experimental, para lo cual se diseñaron los modelos de los componentes rígidos de las UDAs con 1, 2, 3 y 4 puntales y 2, 4, 6 y 8 nodos, respectivamente (ver Figura 3); se definieron los ajustes de dimensiones, tipos de encastres, el material de impresión, las tensiones, etc. Se registraron las características del material utilizado y las referidas al proceso de impresión 3D: (material PLA, tamaño de extrusor, velocidad de impresión, temperatura, etc.), para poder reproducir los prototipos en diferentes escalas.

Se está diseñando un dispositivo de soporte que permita ubicar una UDA fija y otra móvil para homologar el comportamiento de las cadenas cinemáticas abiertas y cerradas, así como los planos de movimientos y las posibles limitaciones de cada potencial combinación.

Las relaciones para tener en cuenta son:

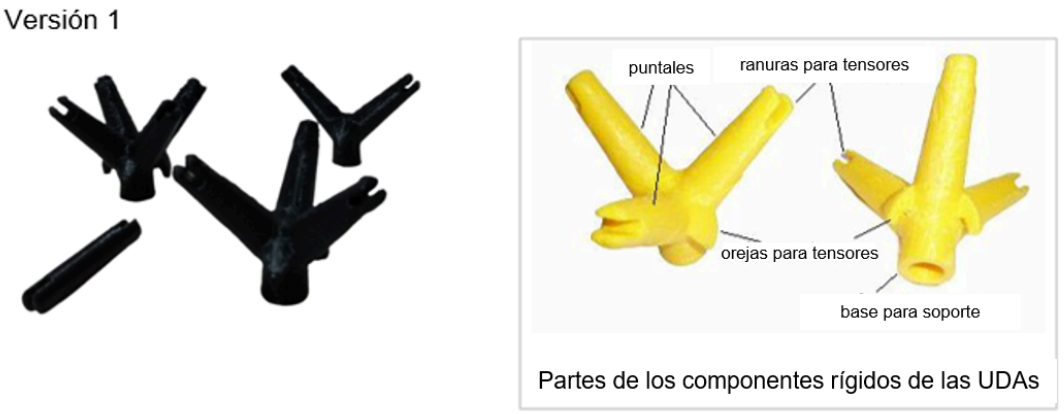
- Relación entre combinación de UDAs y planos de movimientos posibles para cada tipo de movimientos (balanceos y giros).

- Relación entre combinación de UDAs y ejes de rotación de movimientos posibles (uni-bi-triaxiales).

- Relación entre combinación de UDAs y límites de movimientos no deseados en algún plano.

- Relación entre combinación de UDAs y elementos tensiles que permiten y frenan movimientos según planos.

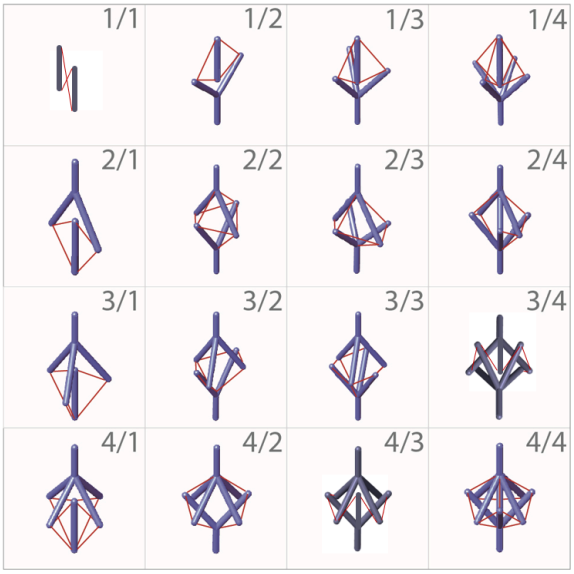
Figura 3: Prototipos de componentes rígidos de las UDAs, impresos en 3D



La primera versión impresa de los componentes rígidos, permitió comprobar y rectificar dimensiones, tanto de algunas longitudes como de los espacios destinados a la conexión con los tensores. La segunda versión impresa está siendo utilizada para los diferentes experimentos.

ISSN: 2796-7905

Figura 4: Matriz de UDAs



Tomado de Castro & Miralles (2020).

Resultados

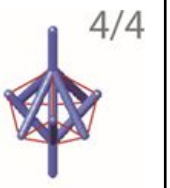
Análisis de los prototipos:

¿Qué tipos de movimientos se pueden lograr? ¿Cuántos ejes de movilidad presentan? ¿Con qué tipo de articulación se puede homologar, según la morfología y cantidad de ejes?

La Tabla 3 presenta las hipótesis para dar respuesta a estas preguntas analizando distintas combinaciones.

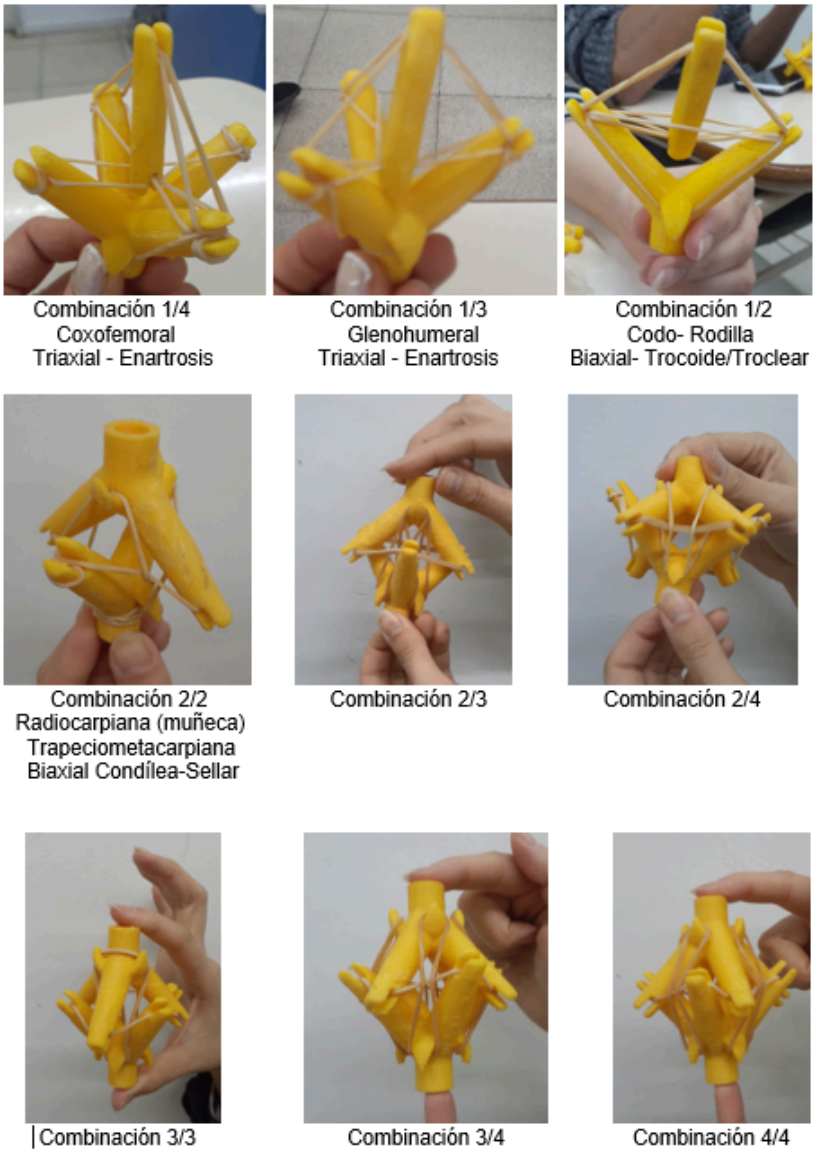
Tabla 3: Combinaciones hipotéticas

PUNTALES	1	2	3	4
1	1/1 Planas- no axiales- Deslizamiento (Paralelos o enfrentados)	2/1 Biaxial Giro y balanceo	3/1 Triaxial Giro y balanceos Esféricas	4/1 Triaxial Giro y balanceos Esféricas

2	Biaxial Giro y balanceo Troclear + trocoide	Biaxial Balanceos Condílea y sellar	Biaxial Balanceos Condílea y sellar	Biaxial Balanceos Condílea y sellar
3	Triaxial Giro y balanceos Esféricas	Biaxial Balanceos Condílea y Sellar	Triaxial balanceos	Símil a 2/3 ó 3/2 Biaxial Balanceos
4	Triaxial Giro y balanceos Esféricas	Biaxial Balanceos Condílea y Sellar	Símil a 2/3 ó 3/2 Biaxial Balanceos	 Biaxial Balanceos Condílea y sellar

ISSN: 2796-7905

Figura 5: Modelos preliminares de UDAs



La experimentación será crucial para confirmar (o refutar) cada una de estas hipótesis, ya que las combinaciones de UDAs deben responder a las clasificaciones de UBM, según morfología y cantidad de ejes de libertad de movimiento, ya descriptas. Se ha observado que, en algunos casos son posibles los movimientos, pero éstos no respetan o no se corresponden con el movimiento esperado sobre los planos convencionales detallados en la Tabla 2.

Prototipos de Unidades Dinámicas Abstractas de tensegridad

La figura 5 presenta algunos modelos físicos preliminares, antes de posicionarlos en el soporte de evaluación. Estos son ejemplos de diferentes UDAs, integrando los componentes rígidos con los componentes tensiles que mantienen la estabilidad omnidireccional permitiendo algunos movimientos y limitando otros.

ISSN: 2796-7905

Discusión y Conclusiones

En este trabajo se presentó el diseño de una metodología original para el abordaje del estudio del movimiento articular humano desde el campo de la tensegridad. El concepto de tensegridad, aplicado al movimiento articular, ofrece una nueva perspectiva para entender la biomecánica humana, ya que permite una nueva comprensión del movimiento y del control de la estabilidad articular.

El conocimiento más preciso de la distribución de las fuerzas a través de las articulaciones y los tejidos impacta en campos como el diagnóstico médico y con ello en el desarrollo de tratamientos más efectivos para trastornos musculoesqueléticos. En el campo de la ingeniería, la gran limitación de los sistemas robóticos actuales y diferentes sistemas de exoesqueletos se enfrenta con el problema de la optimización del rendimiento, la cual necesariamente requiere un mayor conocimiento de cómo se distribuye y consume la energía en las estructuras anatómicas.

Se considera que los resultados obtenidos a partir de esta nueva mirada del movimiento articular pueden ser transferidos al campo del diseño de nuevos dispositivos médicos y sistemas de rehabilitación, asistencia, entretenimiento, implementos deportivos, o bien, al diseño de sistemas destinados a la mejora de la producción industrial o militar.

No menores son las ventajas desde un enfoque preventivo, en el sentido de poder identificar y corregir patrones de movimiento para reducir estrés innecesario en las articulaciones, contribuyendo a la prevención de lesiones a largo plazo.

La biotensegridad introduce el concepto de integridad de todos los sistemas biomecánicos y, por ello, cuando se obtengan los resultados de esta investigación se espera poder contribuir a la elaboración de nuevos modelos ligados a una mejor comprensión del gasto energético en diferentes gestos y del funcionamiento óptimo en cada caso.

Agradecimientos

Este trabajo fue financiado parcialmente mediante el subsidio 20620190100005BA de la programación UBACyT 2020-2024 de la Universidad de Buenos Aires y contó con el apoyo económico de la Pontificia Universidad Católica Argentina en el marco de los proyectos en curso en el Laboratorio de Biomecánica e Ingeniería para la Salud (LaBIS-FICA-UCA).

Bibliografía

Aguado Jódar, X. (1995). Eficacia y técnica deportiva: análisis del movimiento humano; Barcelona :INDE: 113- 120.

Benjamin, M. (2009). The fascia of the limbs and back–a review. Journal of anatomy, 214(1): 1-18.

Caillet, R. (2006). Anatomía funcional Biomecánica; Madrid: Marbán.

Castro-Arenas, C., Miralles M. (2020) Bioinformed design of dynamic tensegrity units. In Congreso SIGraDi. São Paulo: Blucher : 870-877.

Castro Arenas, C.; Oleari, C.; Miralles, M. (2021). Biomecánica y Biotensegridad en el modelado articular. Argentina. CABA. Congreso. Reunión Asociación Física Argentina- RAFA 106. Asociación Física Argentina.

Davies, G.J., Heiderscheit B., Clark, M. (2000). Open and close kinetic Chain rehabilitation; Cap 21, en Knee Ligament Rehabilitation Edinburgo: Churchill Livingstone: 291- 300.

Emmerich, D. G. (1964). Construction de réseaux autotendants. French Patent No. 1,377: 290. Recuperado el1/10/2023 de: http://www.tensegridad.es/Publications/Patents/Emmerich/FR1377290A.pdf

Flemons, T. E., Blostein, D. (2018). New approaches to mechanizing tensegrity structures. In Earth and Space 2018: Engineering for Extreme Environments, Reston, VA: American Society of Civil Engineers: 910-922.

Fuller, R. B. (1961). Tensegrity. Portfolio and Art News Annual, 4: 112–127.

Fuller, R. B. (1962). Tensile-integrity structures: US Patent 3063521. Recuperado 13/04/2024 de página web: https://patents.google.com/patent/US3063521A/

Gorniak, G., Conrad, W. (2022). Upper and Lower Extremity Biomechanics_Biomechanics for the Health Cap 2.1: 55 y Cap 2.2: 56.

Guimberteau, J. C. (2012). The subcutaneous epitendinous tissue behavior of the multimicrovacuolar sliding system. In Schleip, R, Findley TW, Chaitow L, Huijing P. Editors. Fascia: The Tensional Network of the Human Body: The science and clinical applications in manual and movement therapy. Elsevier Health Sciences, (3.6): 143-146.

Hainaut, K.(1989). Introducción a la biomecánica. Barcelona: Edit. JIMS.

Karandika, N., Ortiz Vargas, O. (2011). Kinetic Chains: A Review of the Concept and Its Clinical Applications; American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation; Vol. 3: 739-745.

Kassolik, K., Andrzejewski, W., Brzozowski, M., Wilk I., Górecka-Midura, L., Ostrowska, B., Krzyżanowski, D., Kurpas, D. (2013). Comparison of massage based on the tensegrity principle and classic massage in treating chronic shoulder pain; Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics; September 2013. National University of Health Sciences. Poland. Recuperado el 3/12/2023 de la página web: http://dx.doi.org/10.1016/j.jmpt.2013.06.004

Levin, S. M., de Solórzano, S. L., Scarr, G. (2017). The significance of closed kinematic chains to biological movement and dynamic stability. Journal of bodywork and movement therapies, 21(3): 664-672.

Levin, S. M., Martin, D. C. (2012). Biotensegrity: The tensional network of human body. In Schleip, R, Findley TW, Chaitow L, Huijing P. Editors. Fascia:

the tensional network of the human body: The science and clinical applications in manual and movement therapy. Elsevier Health Sciences, (3.5): 137-142.
Miralles, R. C., Miralles, I., Puig, M. (2005). Biomecánica clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor. Barcelona: Elsevier Masson (5th ed).
Myers Thomas, W. (2010) Anatomy Trains. Edinburgo: Churchill Livingstone/ Elsevier.
Netter, F. H. (1999). Atlas de anatomía humana. 2a ed. East Hanover (New Jersey): Elsevier.
Oleari, C., Castro-Arenas, C., Miralles, M. (2024). Biomechanics, Tensegrity and Biotensegrity in Joint Modeling. In: Ballina, F. E., Armentano, R., Acevedo, R.C., Meschino, G. J. (eds). Advances in Bioengineering and Clinical Engineering. SABI 2023. IFMBE Proceedings, vol 106. Cham: Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-031-61960-1_37 pgs 381-395.
Özkaya, N., Leger, D., Goldsheyder D., Nordin, M. (2017). Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation. Cham: Springer International Publishing. 4ta. edición.
Pilat, A., Batuecas, A., González, J. L. (2003). Terapias miofasciales: Inducción miofascial. Ciudad de México: McGraw-Hill interamericana.
Rhinoceros (software) Recuperado el 13/12/2020 de: https://www.rhino3d.com/es/download/
Scarr, G. (2011). Helical tensegrity as a structural mechanism in human anatomy. International Journal of Osteopathic Medicine, 14(1): 24-32.
Schleip, R., Findley, T. W., Chaitow, L., Huijing, P. A. (2012) Fascia: the tensional network of the human body. London: Churchill Livingstone.
Schleip, R., Klingler, W., Lehmann-Horn, F. (2005). Active fascial contractility: fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. Medical hypotheses, 65(2): 273-277.
Stecco, C. (2014). Functional atlas of the human fascial system. Elsevier Health Sciences.
Steindler, A. (1965). Kinesiology of the human body. Springfield, Illinois: Charles C. Thomas Publisher.
Snelson, K. D. (1965). U.S. Patent No. 3,169,611. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office. Recuperado el 1/01/2024 de la página web: https://patents.google.com/patent/US3169611A/
Swanson, R. L. (2013). Biotensegrity: a unifying theory of biological architecture with applications to osteopathic practice, education, and research—a review and analysis. Journal of Osteopathic Medicine 113 (1): 34-52.
Tortora (2003); Academy of Health Science, Department of Medical Science; Physical Therapy Branch. Dr. Jhonson D R en Introductory Anatomy: Joints; Centre for human biology. Oxford: Universidad de Oxford.
Viladot, A. (2001). Lecciones básicas del aparato locomotor. Barcelona: Springer.
Warwick, R., Williams, P. L. (1996). Gray anatomia. Edinburgo: Churchill Livingstone.