

## Definición geométrica de andamios metálicos para posibles aplicaciones en ingeniería de tejidos

### Digital geometric definition of metallic scaffolds for potential applications in tissue engineering

DOI: <http://dx.doi.org/10.17981/ingecuc.15.1.2019.02>

Artículo de Investigación Científica. Fecha de Recepción: 28/08/2018, Fecha de Aceptación 10/02/2019.

**Oscar Acevedo-Rueda** 

Universidad Nacional de Colombia. Medellín, (Colombia)  
odacevedor@unal.edu.co

**Gloria Patricia Fernández-Morales** 

Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, (Colombia)  
patricia.fernandez@upb.edu.co

**Juan Fernando Ramírez Patiño** 

Universidad Nacional de Colombia. Medellín, (Colombia)  
jframirp@unal.edu.co

Para citar este artículo:

O. Acevedo-Rueda, G. P. Fernández-Morales and J. Ramírez Patiño, "Definición geométrica de andamios metálicos para posibles aplicaciones en ingeniería de tejidos", *INGE CUC*, vol. 15, no. 1, pp. 17-24, 2019. DOI: <http://doi.org/10.17981/ingecuc.15.1.2019.02>

#### Resumen

**Introducción**– El diseño de estructuras porosas tipo andamio en ingeniería de tejidos, se direcciona hacia el desarrollo de elementos que promuevan la consolidación ósea, estabilizando los fragmentos tisulares en dispositivos de fijación biodegradable.

**Objetivo**– Obtener un modelo tridimensional digital para un metal celular que asemeje la morfología ósea cortical y trabecular, con características como geometría, tamaño de poro, porosidad y recubrimiento tipo piel, además de brindar una base para la materialización de estructuras que mejoren la regeneración ósea y faciliten el control de las propiedades mecánicas del andamio para los defectos biológicos de su aplicación.

**Metodología**– Se presenta un código paramétrico de modelado 3D, mediante la definición de una geometría regular uniforme con una porosidad y tamaño de poro adecuadas, atendiendo a la esencia de los metales celulares y complementada con un cuerpo de recubrimiento tipo piel que envuelve el modelo tridimensional, para elevar la rigidez y la resistencia mecánica del andamio; además de viabilizar el mecanizado de geometrías propias y permitir aislamiento y protección para los casos en los que se requiera.

**Resultados**– Se generó el desarrollo de dos modelos digitales para metales celulares con condiciones morfológicas complejas, permitiendo una buena interrelación de parámetros geométricos para la proliferación celular y una respuesta favorable a la sollicitación estructural en aplicaciones de ingeniería de tejidos.

**Conclusiones**– El modelo diseñado evidencia la posibilidad de aplicarse al desarrollo de alternativas de fijación ósea, que disminuyan la respuesta inflamatoria, eviten intervenciones secundarias y reduzcan las tasas de rechazo a los elementos actualmente utilizados para tratar afecciones osteomusculares.

**Palabras clave**– Andamios metálicos, ingeniería de tejidos, modelo digital, definición geométrica.

#### Abstract

**Introduction**– The design of porous structures used as scaffolds in tissue engineering, is directed towards the development of elements that promote bone consolidation processes, stabilizing tissue fragments in conventional biodegradable fixation devices.

**Objective**– To obtain a digital three-dimensional model for a cellular metal that resembles the cortical and trabecular bone morphology, with characteristics such as geometry, pore size, porosity and skin type coating, as well as providing a basis for the materialization of structures that improve bone regeneration and facilitate the control of the mechanical properties of the scaffold for the biological defects of its application.

**Methodology**– A parametric 3D modeling code is presented, by means of the definition of a uniform regular geometry with a suitable porosity and pore size, taking into account the essence of the cellular metals and complemented by a skin-like coating body that surrounds the three-dimensional model seeking to elevate the rigidity and mechanical strength of the scaffolding, in addition to making possible the machining of own geometries and allowing isolation and protection for the cases in which it is required.

**Results**– The development of two digital models for cellular metals with complex morphological conditions was generated, allowing a good interrelation of geometric parameters for cell proliferation and a favorable response to structural stress in tissue engineering applications.

**Conclusions**– The designed model demonstrates the possibility of being applied to development of bone fixation alternatives, which decrease the inflammatory response, avoid secondary interventions and reduce the rejection rates of the elements currently used to treatment of musculoskeletal conditions.

**Keywords**– Metallic scaffolds, tissue engineering, digital model, geometric definition.

## I. INTRODUCCIÓN

El entendimiento de funciones particulares de órganos y tejidos como fundamento de la ingeniería tisular, ha permitido el desarrollo de mecanismos de regeneración y reparación encaminados a tratar afecciones músculo esqueléticas [1]. Es así como, uno de los enfoques principales de esta disciplina, se encuentra en el manejo quirúrgico de fracturas a través de sistemas de fijación ósea para procesos de osteosíntesis [2].

Para el caso de los sistemas de fijación, las investigaciones se han dirigido al desarrollo de dispositivos mecánicos que incluyen diferentes elementos, tales como placas, tornillos, clavos, grapas, agujas y alambres entre otros. Estos elementos en su mayoría metálicos, tienen el propósito de incentivar la recuperación, estabilizando los fragmentos óseos y estimulando los procesos de consolidación [3].

En la actualidad, el trabajo conjunto de diversas áreas del conocimiento ha gestado una serie de perfeccionamientos técnicos específicos, en cuanto a materiales metálicos se refiere; estos incluyen andamios en aleaciones de titanio, aceros inoxidable, aleaciones a base de cromo-cobalto, aleaciones de magnesio, entre otros, que contienen dentro de su configuración espacial, estructuras controlables, favoreciendo las propiedades mecánicas de citocompatibilidad y la diferenciación osteoblástica [4], [5]. En los últimos años, los metales celulares y específicamente las esponjas metálicas han adquirido gran acogida, puesto que cuentan con poros interconectados, los cuales generan una red continua que propicia estímulos asociados con la migración, proliferación de células y la vascularización al unirse al tejido circundante, brindando propiedades biológicas favorables para la osteosíntesis; siempre y cuando se cumpla con las condiciones óptimas para funcionalizar la actividad biológica de los osteoblastos encargados de formar el hueso [6]–[8].

Dentro de las condiciones que se requieren para una correcta y acelerada vascularización en la zona de instalación del metal celular, se encuentra la geometría de la estructura, que deberá contar con un tamaño de poro superior a  $500\ \mu\text{m}$ , para facilitar a su vez el crecimiento del tejido mineralizado [9]. Igualmente, la porosidad de la estructura se asocia a una formación mayor de tejido óseo, cuando permite una comunicación adecuada de los poros entre sí [10].

Las características morfológicas y estructurales resultantes del proceso de configuración de los metales celulares, determinan su grado de biocompatibilidad, biofuncionalidad y degradación en el tiempo [11], [12]. Por lo tanto, es necesario evaluar sus propiedades desde el punto de vista biológico y mecánico, teniendo en cuenta las particularidades del segmento óseo que se quiere tratar, de tal forma que se logre disminuir la tasa de rechazo asociada al procedimiento, así como, la necesidad de intervenciones quirúrgicas secundarias [13].

En este sentido, las mediciones de las propiedades mecánicas reportadas por otros autores [14], han permitido cuantificar la resistencia a la compresión de los dos subtipos tisulares del hueso, con lo que se logra establecer diferencias claras entre ellos. Así, se encuentran valores máximos de resistencia a la compresión del hueso cortical entre  $167 - 213\ \text{MPa}$ ; y para el módulo de Young, entre  $14,7$  y  $34,3\ \text{GPa}$ . En tanto que para el hueso trabecular o esponjoso, los valores máximos se sitúan entre  $1,5$  y  $9,3\ \text{MPa}$  para la resistencia, y entre  $10 - 1058\ \text{MPa}$  para el módulo de Young [10].

Sumado a la resistencia y la compresión, cada tipo tisular de hueso posee características particulares, que explican su comportamiento ante cargas externas. Para el caso del hueso cortical, la densidad depende del porcentaje de porosidad, o espacio vacío del sólido, y de su mineralización. Por su parte, la relación volumétrica ósea trabecular es indispensable para la integridad estructural del tejido, ya que, si disminuye por debajo del  $15\%$ , se hace más propenso a la fractura [14].

Para aplicaciones en ingeniería de tejidos, es importante resaltar además la tridimensionalidad y la interconectividad entre los poros que conforman el elemento, imitando la arquitectura del fragmento óseo [10], [15].

La literatura especializada, referencia propuestas de diseño para metales celulares que incluyen desarrollos con porosidad aleatoria, generados con diversos métodos, tales como: deposición gaseosa de metal, metal líquido, iones metálicos y metal en polvo [16]–[19].

Una manera de abordar el desarrollo del andamio metálico comprende la simulación de un diseño tridimensional paramétrico, que contenga un balance de diferentes características, tales como: tamaño de poro, porosidad e interconectividad y propiedades mecánicas requeridas para las aplicaciones óseas. En consecuencia, se propone el diseño paramétrico de un modelo computacional, mediante la definición de celdas unitarias de carácter ordenado [20], [21]; adaptando poliedros convexos de caras regulares y vértices en estructuras uniformes de múltiple repetición, que permitan establecer de manera controlada la respuesta a cargas externas, abriendo un campo de interés para el desarrollo de andamios con geometrías complejas y tamaños reducidos.

Así mismo, para el caso de los metales celulares de carácter ordenado, se están evaluando geometrías de poliedros como celdas representativas, entre las que se encuentran que incluyen hexaedros, octaedros truncados, hexaedros truncados, cuboctaedros, rombicuboctaedros, cuboctaedros rombica truncados entre otros [21]. Sin embargo, el diseño geométrico y estructural de estos andamios, ha sido abordado de una manera aislada, dejando ver un campo de exploración en el diseño de un modelo

geométrico que además incluya secciones continuas y material esponjoso interno; combinación que ha demostrado tener aplicaciones de gran interés [22], [24].

A partir de los planteamientos anteriormente expuestos, el propósito central de este trabajo se ha enfocado sistemáticamente para encontrar las condiciones geométricas, que son requeridas en la obtención de andamios celulares con recubrimiento continuo en su exterior tipo piel; combinando desarrollos estructurales con celdas ordenadas y secciones de material sólido, además del diseño y desarrollo de una creación digital 3D del mismo.

## II. METODOLOGÍA

### A. Geometría de la celda unitaria

Con el propósito de asegurar el control de las propiedades mecánicas del metal celular, generando las características estructurales acordes con los requerimientos específicos de su aplicación en la ingeniería de tejidos y conservando la respuesta celular en los procesos de regeneración ósea, se decidió crear una geometría regular uniforme que pueda utilizarse como celda base en una estructura de múltiple repetición.

Para ello, se revisaron poliedros cuyas caras están compuestas por polígonos regulares que reciben el nombre de sólidos arquimedianos, en donde diferentes formas geométricas planas se combinan para crear elementos compuestos tridimensionales con aristas de la misma longitud. De este modo, se pretende encontrar una geometría que conserve una proporción adecuada entre las áreas que forman sus caras y que, al organizar diversas copias de los sólidos en direcciones uniformes y ordenadas en un espacio tridimensional, no se generen espacios vacíos que conformen geometrías no controladas.

A partir de esta selección, se inició el proceso de modelado tridimensional para establecer la disposición de las celdas dentro de una estructura ordenada e identificar la configuración resultante de los poros.

### B. Tamaño de Poro

Como característica principal en la esponja, el tamaño de poro seleccionado se situó entre 600  $\mu\text{m}$  y 1500  $\mu\text{m}$ , asumiendo la combinación proporcional que se establece en el poliedro seleccionado para configurar la celda unitaria, teniendo en cuenta estudios que reportan un alto potencial de vascularización en tamaños de poro superiores a las 300  $\mu\text{m}$ , sin embargo, los andamios altamente porosos favorecen la vascularización y el soporte de nutrientes de las matrices, por lo que para una

correcta y acelerada vascularización de las células en implantes óseos se trabajan tamaños de poro superiores a las 500  $\mu\text{m}$  [9], [25], [26].

### C. Porosidad

La porosidad en la estructura celular es una resultante de las características definidas para la celda unitaria y determina la cantidad de espacios vacíos en el modelo 3D. Debido a la relevancia que tiene para la medición de las propiedades mecánicas en el andamio, este aspecto fue controlado y evaluado a la luz de los estudios previos.

El porcentaje de porosidad en la esponja metálica fue determinado por la diferencia entre el volumen calculado del cilindro que hace parte de la configuración externa, y el volumen del mallado resultante de la generación de las columnas en las aristas de la celda base; contemplando una morfología similar a la del hueso y estableciendo una porosidad dentro de un porcentaje que oscila entre (50% – 90%), acorde con un entorno natural [10].

### D. Diseño digital 3D

Una vez establecida la celda unitaria, se inició con la definición del código paramétrico con la ayuda del plugin Grasshopper para el software Rhinoceros 5.0 [41].

Como primera medida, se puntualizaron las coordenadas de cada uno de los vértices del sólido, lo que dio lugar a una construcción de puntos en el espacio tridimensional del software. En una segunda instancia, con la ayuda del apartado de curvas se unieron cada uno de estos puntos mediante líneas vectoriales, que posteriormente se convirtieron en datos de entrada para tuberías de extremos esféricos; los cuales a su vez, se proyectaron en un patrón lineal controlado por vectores en cada uno de los ejes cartesianos.

Posteriormente, para efecto de definir la estructura de múltiple repetición con las superficies generadas, se realizó un filtrado de secciones duplicadas por superposición de elementos compartidos de las celdas. Secuencialmente, se construyó en forma cilíndrica la configuración externa del metal celular con un radio de 25mm y una altura de 30mm, con el fin de ajustarse al diámetro de un tubo convencional de acero que facilita los procesos posteriores de infiltración y generación de moldes; además de contener un número de celdas colocadas en el plano horizontal que permiten evaluar el comportamiento de la estructura, ante cargas de compresión.

Finalmente, se obtuvo una intersección sólida de celdas, a la que se le agregó una pared continua con espesor definido acorde con las aristas de la estructura, recibiendo como denominación el término: *recubrimiento continuo tipo piel*.

III. RESULTADOS

Dentro de la creación de la geometría regular para la celda base, se seleccionaron dos de los 13 sólidos arquimedianos existentes, los cuales pueden asemejar la geometría del hueso trabecular; cumpliendo con criterios para formar una estructura rígida y dúctil que proporcione un marco idóneo para el crecimiento de hueso blando y altamente celular, al estar compuestos por caras regulares de geometría estable, combinando de forma secuencial triángulos y cuadrados, hexágonos y cuadrados respectivamente [27], [28].

El primer sólido seleccionado lleva el nombre de cuboctaedro, se compone de seis caras cuadradas y ocho caras triangulares. En la Fig. 1, se muestra la distribución en el espacio de este sólido arquimadiano en donde es posible apreciar la generación de espacios vacíos que conforman octaedros simples.

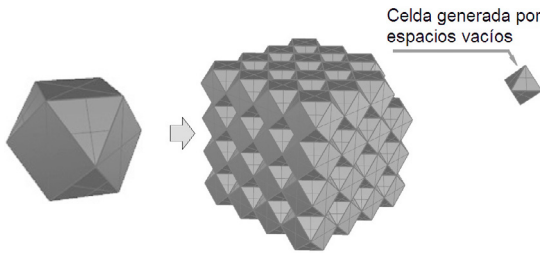


Fig. 1. Cuboctaedro y su distribución en el espacio.  
Fuente: Autores

Debido a los resultados de esta distribución no uniforme, se decidió descartar este sólido, puesto que se pretendía tener poros que correspondiesen a sólidos organizados en una estructura de múltiple repetición y en esta distribución se obtienen celdas indeseadas que son generadas por los espacios vacíos entre los poliedros base.

El segundo sólido seleccionado, corresponde al tetracaidecaedro u octaedro truncado, el cual no genera espacios irregulares por ser un poliedro convexo que puede ser organizado con copias paralelas de sí mismo, lo que le permite llenar un volumen definido. En la Fig. 2, se muestra la morfología de este poliedro que cuenta con 14 caras, 6 cuadrados y 8 hexágonos regulares.

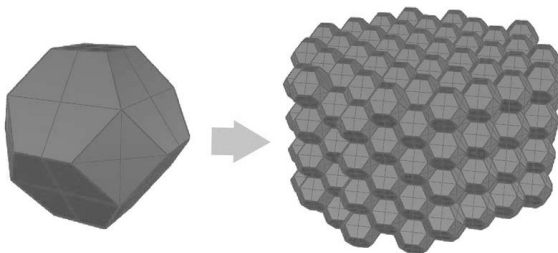


Fig. 2. Octaedro truncado y su distribución en el espacio.  
Fuente: Autores

Como una tercera opción, se generó una estructura combinando los dos sólidos anteriormente mencionados (cuboctaedro y octaedro truncado), buscando empalmar caras de geometría similar para crear gradaciones controladas en la configuración de la esponja, en donde células implantadas formen zonas de concentración en celdas con tamaño de poro inferior, como se evidencia en la Figura 3. Sin embargo, esta distribución de celdas en el espacio presenta zonas vacías con celdas irregulares que no corresponden a ningún sólido conocido.

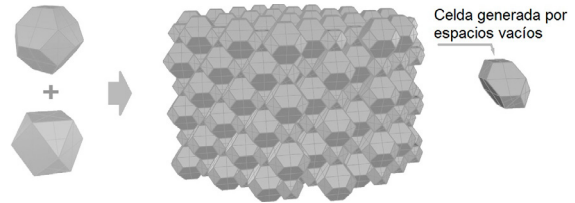


Fig. 3. Celdas combinadas de sólidos arquimedianos.  
Fuente: Autores

Con base en todo lo anterior, se seleccionó el octaedro truncado como la geometría definitiva.

Para el montaje del modelo tridimensional, la estructura extraída a partir del octaedro truncado se usa como celda base de la esponja puesto que permite definir perfiles controlables en sus aristas y cuenta con una distribución uniforme en cada uno de sus ejes coordenados. La Fig. 4, muestra la superposición múltiple en un espacio 3D, de la estructura alámbrica con el sólido octaedro truncado que evidencia el acople exacto entre aristas de igual dimensión.

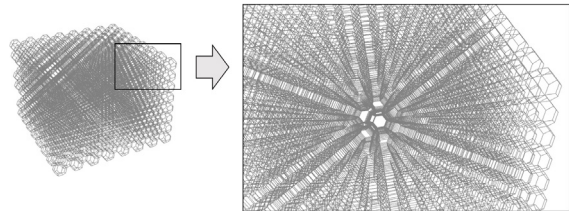
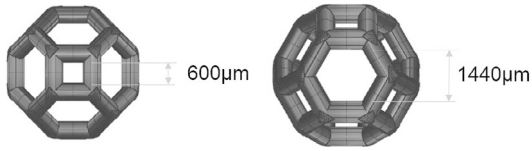


Fig. 4. Estructura alámbrica a partir de la repetición múltiple del octaedro truncado en un espacio tridimensional.  
Fuente: Autores

De otra parte, para dar origen a los poros en el sólido seleccionado, se tomaron cada una de las aristas de los poliedros propuestos y a estas se les crearon columnas con diámetro definido de 490  $\mu\text{m}$ , dando lugar a poros de formas geométricas no circulares, que son entre un 15% a un 20% menores, en comparación con la longitud de las aristas de la estructura. De esta manera, los poros generados en las celdas de repetición se mantuvieron en un rango dimensional comprendido entre 600  $\mu\text{m}$  y 1500  $\mu\text{m}$ ; teniendo en cuenta que, la configuración de doble curvatura de la superficie de la columna de unión entre vértices debe facilitar el desplazamiento de las células a implantarse en su interior.

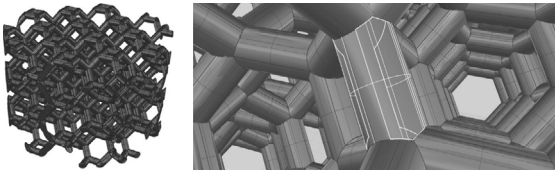
En la Fig. 5, se puede apreciar la configuración de los poros para la celda unitaria.



**Fig. 5.** Relación dimensional de poros en celda unitaria.  
Fuente: Autores

Como resultado del establecimiento de la geometría y la configuración de los poros para asemejar el hueso trabecular, cabe anotar que el desarrollo de la estructura contempló una porosidad cercana al 74%; aspecto que va de la mano con la interconectividad de los poros para permitir el desplazamiento y la proliferación celular.

En la fig. 6, se ilustra la conexión existente entre las celdas unitarias y las geometrías internas generadas dentro de la estructura.

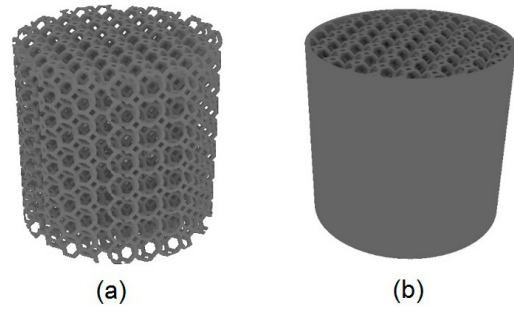


**Fig. 6.** Porosidad e interconectividad de poros.  
Fuente: Autores

Para efecto de encajar la morfología de la celda base con el rango de tamaño requerido del poro recomendado y en función de lograr un desempeño favorable de las células óseas en el proceso de osteosíntesis, se hizo evidente la importancia de contar con la dimensión externa del perfil transversal definido para las aristas; pues se debe adicionar, una vez el diámetro de la sección transversal se ajuste al tamaño de poro mínimo seleccionado, y conservar de esta manera las dimensiones de la celda, de acuerdo con el requerimiento específico.

Con el propósito de eliminar bordes pronunciados que se convierten en concentradores de esfuerzo para la estructura, el empalme de las aristas en los vértices se definió como esférico, con un diámetro equivalente al de la columna. Finalmente, se generó un *recubrimiento continuo tipo piel* que envuelve el modelo tridimensional, asemejando el tejido óseo cortical, con un espesor igual al diámetro de las columnas que recubren las aristas de las celdas de repetición.

La combinación de los parámetros anteriormente enunciados, dio lugar al desarrollo de dos modelos digitales 3D que se exportaron en formato tipo *stl* (estereolitografía), por ser una extensión fácilmente reconocida por los equipos de impresión 3D existentes en el mercado y que se pueden apreciar en la Figura 7.



**Fig. 7.** (a) Modelo 3D esponja ordenada sencilla  
(b) Modelo 3D esponja ordenada con recubrimiento continuo tipo piel.  
Fuente: Autores

#### IV. DISCUSIÓN

En la obtención del metal celular con estructura porosa ordenada, se observa que características tales como: la geometría de la celda unitaria junto con el tamaño de poro, la porosidad, la forma y el área transversal de las secciones de material sólido en las aristas de la configuración completa, presentan una influencia significativa en las propiedades mecánicas de la estructura; afectando directamente el proceso de renovación y consolidación del tejido óseo, así como, la adherencia de células de hueso en los canales de conexión entre los poros [29], [30].

Para la selección del cuboctaedro truncado como geometría de la celda, se tomaron como referentes los resultados de estudios previos, en los que este sólido ha sido usado como base en el diseño de modelos computacionales para evaluar el comportamiento elástico de las esponjas, y determinar sus propiedades efectivas [31].

Este sólido también llamado Kelvin, configura una estructura que ha sido analizada y sugerida desde 1887 [32], como una alternativa viable para unidades celulares en configuraciones geométricas de repetición. Adicionalmente, se ha encontrado que los modelos reconstruidos con este tipo de sólidos satisfacen un contorno plano cómodamente y presentan valores de resistencia mecánica entre un 5% y 10%, más altos en comparación con otras estructuras aleatorias [33].

Otra ventaja de las estructuras compuestas por octaedros truncados que se presenta en la literatura especializada es que no muestran signos de pandeo al ser sometidas a compresión, y se evidencian valores de tensión más altos en los nodos [17]. Esta es una consideración importante a tener en cuenta, ya que este tipo de geometría comprende una alternativa viable para la construcción de dispositivos en ingeniería de tejidos.

Por otro lado, el tamaño del poro ha sido analizado teniendo como referentes diversos aspectos del proceso de regeneración ósea, lo que hace complejo el establecimiento de un rango específico ideal para

materiales de osteosíntesis. Es así como desde los años 70, se propuso que el tamaño de poro mínimo para el crecimiento celular es de  $50\mu\text{m}$ , requiriéndose un tamaño de  $150\mu\text{m}$  para la formación de callo óseo [34].

En lo referente a la actividad celular relacionada con el tamaño del poro, Guneta, et al. [35], reportaron que los osteoblastos colonizan en mayor proporción los poros con tamaños de  $40\mu\text{m}$ ; sin embargo, cabe anotar que los poros mayores a  $100\mu\text{m}$  facilitan la migración celular. Estos autores concluyen adicionalmente que el tamaño de poro ideal se encuentra por encima de  $300\mu\text{m}$  para promover una óptima proliferación e infiltración celular [35]. En este mismo sentido, otros autores han reportado que poros entre  $300\mu\text{m}$  a  $400\mu\text{m}$  contribuyen a una notable mejora en la recuperación del tejido óseo [36]. De lo que se puede deducir que a mayor tamaño del poro, se presenta una mayor masa ósea [5].

En general, no se ha llegado a una conclusión sobre el tamaño ideal de poro, pero se han tenido respuestas favorables con poros entre las  $200\mu\text{m}$  hasta llegar incluso a  $2200\mu\text{m}$  [36]. Por lo anterior, el rango en el tamaño del poro establecido en el presente trabajo ( $600\mu\text{m}$  -  $1500\mu\text{m}$ ) se encuentra dentro de los valores reportados como favorables para la regeneración ósea en la literatura revisada hasta el momento.

En lo referente a la porosidad, la relación inversa que existe entre la respuesta mecánica y esta característica [37], hace relevante su análisis; a la luz de propiciar la implantación de células para la colonización completa del metal celular y la regeneración ósea. El desarrollo de la estructura resultante del presente estudio contempló una porosidad cercana al 74%, la cual se encuentra dentro del rango estipulado, para no comprometer de forma significativa la integridad mecánica del material [5], [10], [38].

De forma similar, se ha propuesto que una porosidad del 67% con un tamaño de poro de  $1000\mu\text{m}$ , el cual satisface la respuesta mecánica requerida en los andamios aplicados a la ingeniería de tejidos [39], lo que otorga un porcentaje similar al encontrado en el hueso trabecular [36].

Por último, el recubrimiento continuo tipo piel generado en este trabajo, se considera un factor relevante para reforzar la estructura de la esponja, ya que proporciona rigidez y resistencia mecánica, a la vez que actúa como una barrera de protección contra la posible infiltración y crecimiento de células diferentes a las requeridas en el tejido óseo, con lo que se pretende impedir la formación incompleta del hueso.

Fundamentando este avance, Uzun et al. [23], presentaron un modelo de espumas de aluminio tubulares, en donde se investigó la influencia de parámetros importantes como el espesor de la pared y la densidad de la espuma en las propiedades mecánicas haciendo evidente una relación directamente proporcional entre la resistencia a la flexión y el espesor de la pared [23], [40].

## V. CONCLUSIONES

En el presente estudio se logró el desarrollo tridimensional de una esponja metálica cuya celda unitaria partió del octaedro truncado, con elementos estructurales dados por cilindros, que se encuentran dentro de los estándares reportados por la literatura especializada en cuanto al tamaño del poro y el porcentaje de porosidad.

Se definieron las condiciones geométricas del modelo tridimensional con las cuales se hace posible un equilibrio de factores requeridos, para el desarrollo de metales celulares potencialmente aplicables a dispositivos en ingeniería de tejidos.

El *recubrimiento continuo tipo piel* constituye un aporte fundamental para el reforzamiento de la estructura, lo que optimiza las características mecánicas de los dispositivos que se desarrollen a partir de estos andamios.

Así mismo, el modelo tridimensional diseñado es susceptible de ser materializado para aplicarse en la mejora de dispositivos de fijación ósea que incrementen los criterios de calidad de los que se encuentran disponibles en el mercado.

El desarrollo del modelo paramétrico 3D presentado en este estudio, abre una ventana atractiva para realizar trabajos futuros que permitan validar numéricamente la morfología establecida, a través del uso de modelos por elementos finitos, que incluso otorguen a su vez alternativas para conservar las propiedades mecánicas de los andamios, al variar las características de geométricas de los mismos.

## REFERENCIAS

- [1] G. Falke, y A. Atala, "Reconstrucción de tejidos y órganos utilizando ingeniería tisular", *Arch Argent Pediatr*, vol. 98, no. 2, pp. 103–115, Jan. 2000. Retrieved from: <http://evunix.uevora.pt/~fcs/bioh16.pdf>
- [2] C. García, y D. Ortega, "Elementos de Osteosíntesis de uso Habitual en Fracturas del Esqueleto Apendicular: Evaluación Radiológica", *Rev. Chil. Radiol.*, vol. 11, no. 2, pp. 58–70, Jan. 2005. <http://dx.doi.org/10.4067/S0717-93082005000200005>
- [3] T. Albrektsson and C. Johansson, "Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration", *Eur. Spine J.*, vol. 10, no. 2, pp. 96–101, Oct. 2001. <http://dx.doi.org/10.1007/s005860100282>
- [4] N. Jasmawati, J. Djuansjah, M. Kadir and I. Sukmana, "Porous Magnesium Scaffolds for Bone Implant Applications: A Review", *Advanced Materials Research*, vol. 1125, no. 1, pp. 437–440, Oct. 2015. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.1125.437>
- [5] M-Q. Cheng, T. Wahafu, G-F. Jiang, W. Liu, Y-Q. Qiao, X-C. Peng, T. Chen, X-L. Zhang, G. He & X-Y. Liu, "A novel open-porous magnesium scaffold with controllable microstructures and properties for bone regeneration", *Sci. Rep.*, vol. 6, no. 1, p. 24134, Apr. 2016. <https://doi.org/10.1038/srep24134>
- [6] Z. Zhen, T-F. Xi, and Y-F. Zheng, "A review on in vitro corrosion performance test of biodegradable metallic materials", *Trans. Nonferrous Met. Soc. China*, vol. 23, no. 8, pp. 2283–2293, Aug. 2013. [https://doi.org/10.1016/S1003-6326\(13\)62730-2](https://doi.org/10.1016/S1003-6326(13)62730-2)

- [7] J. Mitra, G. Tripathi, A. Sharma and B. Basu, "Scaffolds for bone tissue engineering: role of surface patterning on osteoblast response", *RSC Adv.*, vol. 3, no. 28, pp. 11073–11094, 2013. <https://doi.org/10.1039/C3RA23315D>
- [8] K-J. Kim, S. Choi, Y. Sang Cho, S-J. Yang, Y-S. Cho and K. K. Kim, "Magnesium ions enhance infiltration of osteoblasts in scaffolds via increasing cell motility", *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 28, no. 6, pp. 1–7, Jun. 2017. <https://doi.org/10.1007/s10856-017-5908-5>
- [9] A. R. Boccaccini, U. Kneser and A. Arkudas, "Scaffolds for vascularized bone regeneration: advances and challenges", *Expert Rev. Med. Devices*, vol. 9, no. 5, pp. 457–460, Sept. 2012. <https://doi.org/10.1586/erd.12.49>
- [10] V. Karageorgiou and D. Kaplan, "Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis", *Biomaterials*, vol. 26, no. 27, pp. 5474–5491, Sept. 2005. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.02.002>
- [11] L. D. Albrecht, S. W. Sawyer, and P. Soman, "Developing 3D Scaffolds in the Field of Tissue Engineering to Treat Complex Bone Defects," *3D Print. Addit. Manuf.*, vol. 3, no. 2, pp. 106–112, Jun. 2016. <https://doi.org/10.1089/3dp.2016.0006>
- [12] K. Alvarez and H. Nakajima, "Metallic Scaffolds for Bone Regeneration", *Materials*, vol. 2, no. 3, pp. 790–832, Jul. 2009. <https://doi.org/10.3390/ma2030790>
- [13] M. Tarik, I. Gibson and X. Li, "State of the art and future direction of additive manufactured scaffolds-based bone tissue engineering", *Rapid Prototyp. J.*, vol. 20, no. 1, pp. 13–26, Jan. 2014. <https://doi.org/10.1108/RPJ-03-2012-0023>
- [14] J. R. Caeiro, P. González and D. Guede, "Biomecánica y hueso (y II): Ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea", *Rev. Osteoporosis Metab. Min.*, vol. 5, no. 2, pp. 99–108, Jun. 2013. <http://dx.doi.org/10.4321/S1889-836X2013000200007>
- [15] P. J. Prendergast and P. E. McHugh, "Topics in bio-mechanical engineering", in *1st Symposium on Biomechanical Engineering*, Dublin, Ireland, Nov. 27, 2004.
- [16] X-Y. Zhang, G. Fang, and J. Zhou, "Additively Manufactured Scaffolds for Bone Tissue Engineering and the Prediction of their Mechanical behavior: A review", *Materials*, vol. 10, no. 1, pp. 1–28, Jan. 2017. <https://doi.org/10.3390/ma10010050>
- [17] G. Maliaris, "Mechanical and fracture behaviour of cellular materials with regular and random lattice structures under various compressive velocities", in *4th International Conference of Engineering Against Failure (ICEAF IV)*, Skiathos, Greece, Jun. 24–26, 2015.
- [18] J. Banhart, "Manufacture, characterisation and application of cellular metals and metal foams", *Prog. Mater. Sci.*, vol. 46, no. 6, pp. 559–632, Dec. 2001. [https://doi.org/10.1016/S0079-6425\(00\)00002-5](https://doi.org/10.1016/S0079-6425(00)00002-5)
- [19] P. Pinto, N. Peixinho, D. Soares and F. Silva, "Process development for manufacturing of cellular structures with controlled geometry and properties," *Mater. Res.*, vol. 18, no. 2, pp. 274–282, Apr. 2015. <https://doi.org/10.1590/1516-1439.286614>
- [20] Č. Jaroslav and D. Vojtěch, "Characterization of porous magnesium prepared by powder metallurgy - influence of powder shape", *Manuf. Technol.*, vol. 14, no. 3, pp. 271–275, Jan. 2014.
- [21] M. Velasco y D. Garzón, "Implantes Scaffolds para regeneración ósea. Materiales, técnicas y modelado mediante sistemas de reacción-difusión", *Rev. Cubana de Invest. Biomed.*, Vol. 29, no.1, pp. 140–154, Mar. 2010. Recuperado de [http://www.bvs.sld.cu/revistas/ibi/vol\\_29\\_1\\_10/ibi08110.htm](http://www.bvs.sld.cu/revistas/ibi/vol_29_1_10/ibi08110.htm)
- [22] F. Djmaluddin, S. Abdullah, A. Ariffin, and Z. Nopiah, "Finite element analysis and crashworthiness optimization of foam-filled double circular under oblique loading", *Lat. Am. J. Solids Struct.*, vol. 13, no. 11, pp. 2176–2189, Nov. 2016. <https://doi.org/10.1590/1679-78252844>
- [23] A. Uzun, H. Karakoc, U. Gokmen, H. Cinici, and M. Turker, "Investigation of mechanical properties of tubular aluminum foams", *Int. J. Mater. Res.*, vol. 107, no. 11, pp. 996–1004, Nov. 2016. <https://doi.org/10.3139/146.111430>
- [24] N. Chantarapanich, P. Puttawibul, S. Sucharitpawatskul, P. Jeamwatthanachai, S. Inglam, and K. Sitthise-ripratip, "Scaffold Library for Tissue Engineering: A Geometric Evaluation", *Comput. Mat. Methods Med.*, vol. 2012, no. 1, pp. 1-14. Sept. 2012. <http://dx.doi.org/10.1155/2012/407805>
- [25] F. Zwarts, "Size effects in cellular solids", *Ph.D. dissertation*, Dept. Mat. Nat. Sci. *RUG*, Groningen, 2007. Retrieved from: [https://www.uni-due.de/~hm0014/Cosserat\\_files/tekoglu\\_thesis06.pdf](https://www.uni-due.de/~hm0014/Cosserat_files/tekoglu_thesis06.pdf)
- [26] H. Kanahashi, T. Mukai, T. G. Nieh, T. Aizawa, and K. Higashi, "Effect of Cell Size on the Dynamic Compressive Properties of Open-Celled Aluminum Foams", *Mater. Trans.*, vol. 43, no. 10, pp. 2548–2553, Sept. 2002. <https://doi.org/10.2320/matertrans.43.2548>
- [27] R. Oftadeh, M. Perez-vilorio, J. Villa-camacho, A. Vaziri, and A. Nazarian, "Biomechanics and Mechanobiology of Trabecular Bone: A Review", *J. Biomech. Eng.*, vol. 137, no. 1, pp. 1–15, Dec. 2015. <https://doi.org/10.1115/1.4029176>
- [28] C. Misch, Z. Qu and M. Bidez, "Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement", *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 57, no. 6, pp. 700–706, Jun. 1999. [https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(99\)90437-8](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(99)90437-8)
- [29] F. Warmuth, F. Osmanlic, L. Adler, M. A. Lodes, and C. Körner, "Fabrication and characterisation of a fully auxetic 3D lattice structure via selective electron beam melting", *Smart Mater. Struct.*, vol. 26, no. 2, p. 025013, Dec. 2017. <https://doi.org/10.1088/1361-665X/26/2/025013>
- [30] Y. Ding, J. Lin, C. Wen, D. Zhang, and Y. Li, "Mechanical properties, in vitro corrosion and biocompatibility of newly developed biodegradable Mg-Zr-Sr-Ho alloys for biomedical applications" *Sci. Rep.*, vol. 6, no. 1, pp. 1–10, Aug. 2016. <https://doi.org/10.1038/srep31990>
- [31] S. Ribeiro-Ayeh, "Finite element modelling of the mechanics of solid foam materials", *PhD dissertation*, KTH, Dept. Aer. Veh. Eng., Stockholm, 2005. Retrieved from: <http://kth.diva-portal.org/smash/get/diva2:7450/FULLTEXT01.pdf>
- [32] W. S. Thomson, "On the division of space with minimum partitioned area", *Acta Math.*, vol. 11, no. 1, pp. 121–134, Mar. 1887. <https://projecteuclid.org/euclid.acta/1485881153>
- [33] P. J. Veale, "Investigation of the Behavior of Open Cell Aluminum Foam", *M. S. thesis*, Dept. Civil. Env. Eng., Mass. Univ., Amherst, 2010. Retrieved from: <https://scholarworks.umass.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1527&context=theses>
- [34] D. M. Robertson, L. Pierre and R. Chahal, "Preliminary Observations of Bone Ingrowth into Porous Materials", *J Biomed Mater Res.*, vol. 10, no. 3, pp. 335–344, May. 1976. <https://doi.org/10.1002/jbm.820100304>
- [35] V. Guneta, J. K. Wang, S. Maleksaedi, Z. M. He, M. T. C. Wong, and C. Choong, "Three-Dimensional Printing of Titanium for Bone Tissue Engineering Applications: A Preliminary Study", *J. Biomimetics, Biomater. Biomed. Eng.*, vol. 21, no. 1, pp. 101–115, Aug. 2014. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/JBBBE.21.101>
- [36] F. Bobbert, K. Lietaert, A. Eftekhari, B. Pouran, S. Ahmadi, H. Weinans, and A. Zadpoor, "Additively manufactured metallic porous biomaterials based on minimal surfaces: A unique combination of topological, mechanical, and mass transport properties", *Acta Biomaterialia*, vol. 53, no. 1, pp. 572–584, Apr. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2017.02.024>
- [37] S. J. Hollister, "Porous scaffold design for tissue engineering", *Nat. Mater.*, vol. 4, no. 7, pp. 518–24, Jul. 2005. <https://doi.org/10.1038/nmat1421>

- [38] G. Jia, Y. Hou, C. Chen, J. Niu, H. Zhang, and H. Huang, "Precise fabrication of open porous Mg scaffolds using NaCl templates: Relationship between space holder particles, pore characteristics and mechanical behavior", *Mater. Des.*, vol. 140, pp. 106–113, Feb. 2018. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.11.064>
- [39] J. Osorio-Hernández, M. Suarez, R. Goodall, G. Lara-Rodríguez, I. Alfonso, and I. Figueroa, "Manufacturing of open-cell Mg foams by replication process and mechanical properties", *Mater. Des.*, vol. 64, pp. 136–141, Dec. 2014. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2014.07.015>
- [40] Z. Li and F. Lu, "Bending resistance and energy-absorbing effectiveness of empty and foam-filled thin-walled tubes", *J. Reinf. Plast. Compos.*, vol. 34, no. 9, pp. 761–768, Apr. 2015. <https://doi.org/10.1177/0731684415580329>
- [41] Robert McNeel & Associates, "Rhinceros 3D", noviembre, 2012, [En línea]. Disponible en: <https://www.rhino3d.com/la/>

**Oscar Acevedo-Rueda** es Diseñador Industrial, Especialista en Evaluación y Gerencia de Proyectos de la Universidad Industrial de Santander. Actualmente estudiante de maestría en Ingeniería Mecánica de la Universidad Nacional de Colombia sede Medellín. Sus intereses de investigación incluyen la obtención de modelos digitales, uso de tecnologías de manufactura 3d y procesos metalúrgicos de metales celulares ordenados con piel, aplicables en ingeniería de tejidos. <https://orcid.org/0000-0002-8561-9958>

**Gloria Patricia Fernández-Morales** received the B.Eng. in Metallurgical Engineering in 1997 from the Universidad de Antioquia (Medellín, Colombia), a M.Sc. and PhD. in Materials Engineering from de UPB, Medellín. Her research interests include Materials Science and engineering, processing, characterization, metal foams. She is researcher at UPB Engineering Faculty. <https://orcid.org/0000-0003-2344-1418>

**Juan Fernando Ramírez Patiño** es Ingeniero mecánico, magister en Ingeniería Mecánica y Doctor en Ingeniería. Profesor Asociado de la Universidad Nacional de Colombia - Sede Medellín, vinculado desde 2003. Actualmente dirige el Grupo de Investigación en Biomecánica e Ingeniería de Rehabilitación (GIBIR). <https://orcid.org/0000-0002-3713-1712>