



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Caracterización Mecánica de
Injerto Óseo de Origen
Bovino**

TESIS

Que para obtener el título de

Ingeniero Mecánico

P R E S E N T A

David Eduardo Abad Contreras

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Arturo Barba Pingarrón



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2017



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Según la RAE la gratitud se define como: “Sentimiento que nos obliga a estimar el beneficio o favor que se nos ha hecho o ha querido hacer, y a corresponder a él de alguna manera”. Así pues correspondo a los beneficios que me han hecho, con un pequeño homenaje en este trabajo tan significativo.

A mi madre: He realizado mucho más de lo que imaginaste, pero mucho menos de lo que puedes confiar en mí.

A mi padre: Por ser el hombre más valiente que conozco.

A mi hermana Sara: Por ayudarme siempre que puedes.

A mi hermana Laura: (Porque eres graciosa) Por la comprensión.

A Isarai: Por estar ahí y sacarme una sonrisa cada vez que lo necesito.

A mi familia: Por el apoyo incondicional.

A todos mis maestros y compañeros en este camino.

A los proyectos PAPIIT IN114316 y IG100117, a BIOCRISS y a NEOBASE por el apoyo brindado durante este proyecto.

Recuerdo un debate que se hacía en la clase del Mtro. Reyna sobre lo que significa ser ingeniero, apenas hace unos meses me hicieron la misma pregunta, concluyo pues que los ingenieros somos estrategas. Como un buen amigo, que terminó su tesis con una frase yo quiero iniciarla: “La estrategia surge trabajando con y contra lo incierto, lo aleatorio, el juego múltiple de las interacciones y las retroacciones” Edgar Morin.

Índice

I.	Resumen	4
II.	Objetivos	4
III.	Hipótesis	5
IV.	Introducción	5
V.	Antecedentes Teóricos	5
	1.- Biomateriales	5
	2.- Hueso	8
	3.- Injertos	10
	4.- Injerto Óseo	11
	5.- Nukbone®	14
	6.- Caracterización Físico-Mecánica	15
	a. Compresión	15
	b. Dureza	19
	i. Dureza Rockwell	20
	ii. Dureza Rockwell Superficial	22
	c. Adsorción de Nitrógeno, BET (Brunauer-Emmett-Teller)	22
VI.	Desarrollo Experimental	28
	a. Prueba de Compresión	28
	b. Prueba de Dureza	29
	c. BET	30
VII.	Presentación y Discusión de Resultados	302
	a. Análisis de Resultados	32
	i. Prueba de Compresión	32
	ii. Prueba de Dureza	41
	iii. BET	43
VIII.	Observaciones y Conclusiones	46
IX.	Referencias Bibliográficas	47
X.	Apéndices	50

CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DE INJERTO ÓSEO DE ORIGEN BOVINO

I. Resumen

El xenoinjerto* Nukbone® (hueso bovino descelularizado), producido por BIOCRISS SA de CV, es usado en la regeneración ósea. Según las necesidades del paciente puede ser usado en diferentes formas y tamaños en odontología y ortopedia. El propósito de este trabajo es medir su comportamiento mecánico a través de la evaluación, especialmente, de sus propiedades mecánicas (módulo de Young, dureza, resistencia a la compresión, porosidad) y área superficial, aspecto que no se ha realizado sobre este novedoso biomaterial y que es una información relevante para poder valorar adecuadamente las posibilidades de sus aplicaciones. Los resultados encontrados mostraron que el Nukbone® es un material óptimo para ser usado como injerto óseo. Sus propiedades mecánicas (así como su estructura trabecular natural) hacen que el Nukbone® tenga una resistencia a la compresión ligeramente menor que el hueso humano. Además, los resultados muestran una porosidad adecuada de parte del Nukbone® para la angiogénesis, proliferación y migración celular. Se realizaron las pruebas físicas y mecánicas de acuerdo a las normas internacionales, satisfactoriamente. Con los resultados obtenidos en las pruebas de compresión, macrodureza superficial y Brunauer-Emmett-Teller, se concluye que el Nukbone® tiene las propiedades mecánicas apropiadas para su uso como xenoinjerto óseo.

II. Objetivos

El objetivo, de este trabajo es hacer una aportación a la caracterización físico-mecánica del injerto de hueso Nukbone®, desarrollado en el Instituto de Investigaciones en Materiales (IIM) de la Universidad Nacional Autónoma de México, a fin de ir estableciendo sus posibilidades y limitaciones para su aplicación en seres humanos.

Objetivos particulares

- Obtener el Módulo de Young, el esfuerzo y deformación máximos del Nukbone®, mediante la prueba de compresión.
- Determinar el área superficial, el tamaño y la forma de los poros del xenoinjerto óseo Nukbone®, mediante la prueba de adsorción de N₂ BET.
- Determinar la dureza superficial del Nukbone® mediante la prueba de dureza Rockwell T.

* Revisar Glosario

III. Hipótesis

El xenoinjerto de hueso bovino Nukbone® tiene características físicas y mecánicas que hacen posible su utilización como injerto óseo en el cuerpo humano.

IV. Introducción

Existen muchos antecedentes históricos referentes al uso de materiales en la medicina para la reparación de tejido perdido o lesionado. Con el desarrollo de los primeros polímeros durante el siglo XX, se manufacturaron suturas quirúrgicas de origen natural y sintético, capaces de ser degradadas y absorbidas por el organismo. [1]

La interacción de varias disciplinas llevó a la fusión y conceptualización de lo que actualmente conocemos como Ciencia de Materiales. Los materiales ahora se evalúan de modo más completo, especialmente en el campo de los biomateriales, a partir de su interacción con el medio. En este contexto, después de varios niveles de especialización, surgen áreas del conocimiento específico enfocadas a evaluar la biocompatibilidad* de los materiales con fines de regeneración tisular. [1]

La necesidad de contar con información precisa acerca de las propiedades mecánicas del hueso surge conjuntamente con la de diseñar prótesis, desarrollar materiales que lo puedan sustituir, evaluar su deterioro con la edad y los padecimientos, así como para definir procedimientos terapéuticos.[2]

Con el objetivo de mejorar el diseño de prótesis y desarrollar implantes* y sustitutos óseos más eficientes, en las últimas décadas se ha incrementado la investigación enfocada a la caracterización del comportamiento biomecánico y metabólico del hueso. [2]

V. Antecedentes Teóricos

1. Biomateriales

Desde hace varios siglos se han usado materiales que están en contacto directo con el cuerpo humano, como reemplazo de alguna parte faltante o dañada, como remedio a algún tipo de patología o simplemente como accesorio o adorno. En este contexto, un material pasa a ser biomaterial cuando presenta biocompatibilidad, es decir, no es tóxico* ni genotóxico* hacia el cuerpo y posee otro tipo de propiedades que los hace aptos para su uso en contacto con el cuerpo humano.

* Revisar Glosario

En términos médicos, un biomaterial es un compuesto farmacológicamente inerte diseñado para ser implantado o incorporado dentro de un sistema vivo, con el objeto de sustituir o regenerar tejidos vivos y sus funciones [3]; ya que éstos son usados en el cuerpo como implantes o grupo de implantes que tendrán una función en particular, es importante tener en cuenta que no deberán incitar una respuesta negativa del cuerpo y que deberán ser estables o presentar una descomposición controlada. [4]*

Desde la Segunda Guerra Mundial, alrededor de los años sesentas del siglo pasado, unos pocos cirujanos comenzaron a emplear polímeros y metales comerciales para fabricar implantes y componentes de algunos dispositivos médicos, y así darles una aplicación clínica. Sin embargo, se tuvieron muchos fracasos, lo que llevó a la búsqueda de la ayuda de otros profesionales como físicos, biólogos e ingenieros en materiales. [5]

La Ciencia de los Biomateriales es una rama de la ciencia de materiales y se basa en las propiedades físico químicas de los materiales y su comportamiento cuando se encuentran en el organismo, por lo que el estudio de la interacción entre el material y el medio biológico es fundamental para el desarrollo de esta ciencia. [6]

Por su origen, los biomateriales se pueden clasificar en sintéticos o naturales. Por su composición química, los biomateriales pueden ser metales, polímeros, cerámicos y compuestos. [5,7]

Es importante determinar las propiedades físicas, químicas, médicas y biológicas de un material para conocer su posible comportamiento, su biocompatibilidad y si es apto para su utilización. A continuación, se presentan algunas de las pruebas pertinentes para comprobarlo [6]:

- Pruebas físicas: peso, color, olor, tamaño, forma, densidad, carga eléctrica, carga magnética, porosidad, etc.
- Pruebas mecánicas: Resistencia a la flexión, compresión, tensión, impacto, dureza, desgaste, fatiga, etc.
- Pruebas químicas: Composición elemental y molecular, corrosión, degradación, esterilización, tipo de enlace químico, etc.
- Pruebas *In Vitro*: Citotoxicidad, genotoxicidad, mutagenicidad, hemocompatibilidad, adhesión celular, etc.
- Pruebas *In Vivo*: Pruebas preclínicas (animales) y pruebas clínicas (humanos).

Dado que dentro del cuerpo humano se pueden tener distintas condiciones, lo que se espera de un biomaterial no es lo mismo en todas las zonas del cuerpo, por lo que el diseño de la prótesis o el implante es muy importante, por ejemplo, no se requieren las mismas propiedades mecánicas ni químicas de una prótesis dental, que de una rodilla o del apoyo para la sanación de un fémur. [7]

* Revisar Glosario

Los biomateriales, según su grado de desarrollo a través del tiempo y su compatibilidad con el cuerpo humano, que ha ido mejorando con la Ciencia de los Biomateriales, se pueden dividir en tres generaciones: [6]

- Biomateriales de primera generación

No estaban diseñados para interactuar con el medio biológico, su principal función era reemplazar algún tejido tratando de lograr una funcionalidad lo más parecido a la natural. Se buscaba que fueran totalmente inertes, es decir que el organismo los tolerara por largos periodos de tiempo sin ver alguna afección. [6]

- Biomateriales de segunda generación

Su principal función es reparar el tejido, y para esta generación ya no se buscan biomateriales inertes, sino bioactivos y biodegradables. Los materiales bioactivos reaccionan químicamente con los tejidos, formando enlaces interfaciales; los cuáles se utilizan para implantes dentales y ortopédicos. Los materiales bioreabsorbibles o biodegradables se diseñan para degradarse paulatinamente y ser reemplazados por el tejido del huésped. Se usan en las suturas reabsorbibles y en la reconstrucción ósea. [6]

- Biomateriales de tercera generación

Sus propiedades superficiales son diseñadas para estar en contacto directamente con el tejido vivo y tener una reacción favorable. Su objetivo principal es la regeneración del tejido vivo. [6]

Esta última generación nota dos vías de aproximación para la reparación del cuerpo humano: la aproximación biónica* que puede utilizar biomateriales de primera y segunda generación como recubrimientos y protección inerte en el cuerpo, y la parte de medicina regenerativa, con terapia celular en la ingeniería de tejidos y biomateriales de tercera generación. Así, la evolución de los biomateriales ha logrado un avance de sus objetivos principales: primero sustituyendo, después reparando y finalmente regenerando. [6]

* Revisar Glosario

El éxito clínico de los materiales bioinertes, bioactivos y bio-reabsorbibles ha sido fundamental para las necesidades médicas de la población. Sin embargo, los análisis posteriores en prótesis óseas y válvulas del corazón artificiales muestran que entre un 33% y 50% de éstas prótesis fracasan en un periodo de 10 a 25 años y los pacientes requieren cirugías de revisión. Lo que conlleva a riesgos mayores para el paciente y una recuperación mucho más lenta. [8]

Por estas razones, es momento de considerar un cambio hacia un método orientado a la reparación y regeneración de tejidos, lo que da entrada a una nueva ciencia: la ingeniería de tejidos.

El objetivo de la Ingeniería de Tejidos es el desarrollo de compuestos biológicos y biomateriales implantables, con la intención de reparar, mantener o mejorar la función de órganos y tejidos, utilizando biomateriales de tercera generación para la elaboración de andamios*. [6]

2. Hueso

El hueso es un tipo de tejido conectivo especializado, característico por su rigidez y dureza, comparado con otros tejidos del cuerpo, debido a las sales minerales que forman su estructura. Además es un material autorreparable, capaz de adaptar su masa, forma y propiedades a los cambios en los requerimientos mecánicos y metabólicos de cada individuo. [9]

El conjunto de hueso conforma el sistema esquelético, que sirve de soporte al organismo y permite su locomoción, además de proteger los órganos (como el cerebro, los pulmones y el corazón) y de conducir el sonido a través de los huesecillos del oído medio. Por si esto fuera poco, en el sistema esquelético se produce la sangre del organismo y se almacenan las sustancias químicas necesarios para el buen funcionamiento del mismo. [10]

Se sabe que entre 60 y 70 % de la composición del hueso es mineral y el resto es materia orgánica; este contenido orgánico es principalmente colágena (90 a 95%). [11]

Macroscópicamente, el hueso está organizado en dos tipos de tejidos: el hueso cortical o compacto, que se encuentra en la parte exterior y es muy poco poroso, formado por laminillas llamadas osteonas y soporta las cargas de flexión; y el hueso esponjoso o trabecular, que se encuentra en la parte interna y es poroso, por lo que soporta fuerzas de carga de compresión repetitivas, y es el que se utiliza para los implantes debido a su porosidad. [2, 11]

* Revisar Glosario

En la siguiente imagen se observa la matriz ósea de una vértebra de hueso porcino, donde se puede diferenciar claramente como pasa de una estructura cortical en su exterior a una trabecular o esponjosa en su interior.

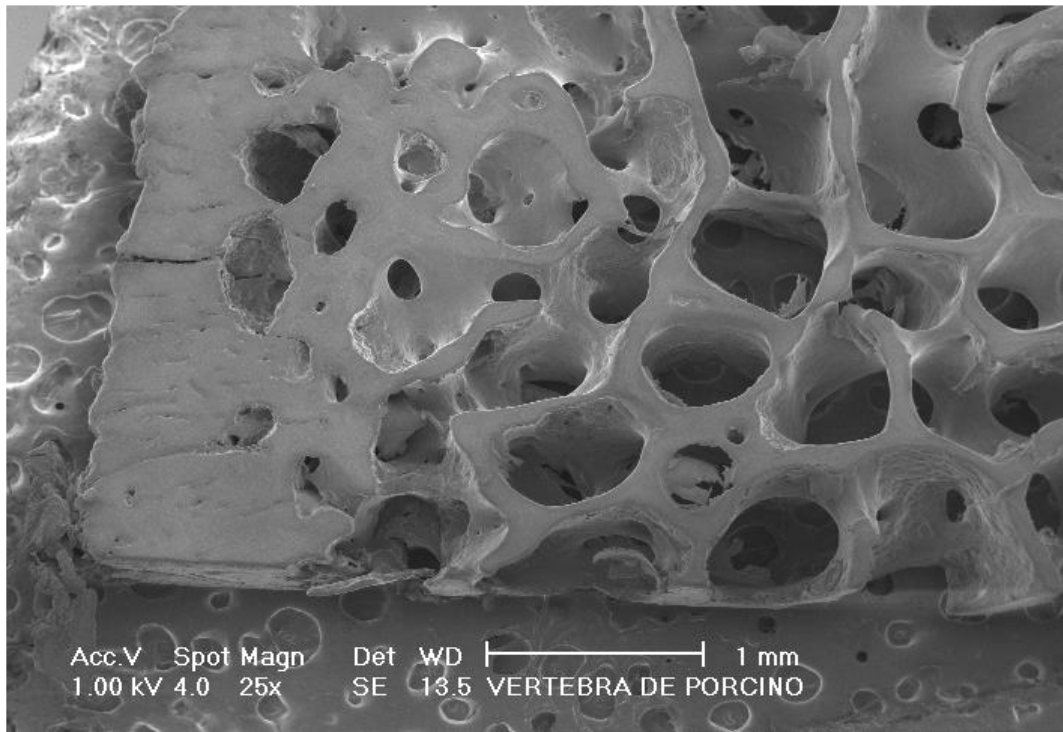


Fig. 1 Imagen obtenida por microscopía electrónica de barrido (SEM) de una vértebra de porcino, donde se nota la diferenciación de hueso cortical (izq.) y hueso esponjoso (der.) [2]

Los humanos tenemos 206 huesos que forman el Sistema Esquelético u Óseo, que junto con los tendones, ligamentos y músculos forman el Sistema Músculo-Esquelético, que da sostén y movimiento al cuerpo. [12]

Los huesos contienen el 99% del calcio en el organismo y cumplen 5 funciones principales:

- Sostén estructural
- Movimiento
- Homeostasis iónica
- Transmisión de sonido
- Protección de los órganos vitales [13]

La porosidad en el hueso humano varía entre 70-80% en el hueso esponjoso y 2-3% en el cortical (10-12% en algunas enfermedades o en algunas zonas óseas), en adultos jóvenes sanos. Hay varios estudios que relacionan la porosidad del hueso con su resistencia y módulo elástico, sin embargo, se sigue debatiendo la relación exacta con estos valores. [14]

El hueso es el segundo material más implantado durante procedimientos quirúrgicos en seres humanos, siendo el primero la transfusión sanguínea, con una cantidad de 600,000 injertos óseos implantados anualmente (2009). A pesar de que el mercado para reemplazos óseos sintéticos es mayor a 1 billón de dólares, las ventas por injerto óseo son menores a la mitad de esta cantidad. Existen reportes de injerto autólogo de hueso desde la época de los faraones en Egipto, sin embargo, el estudio científico moderno de los injertos inició en el siglo XIX. Desde entonces, las indicaciones, metodología y ciencia de injertos óseos a pacientes con seudartrosis* y pérdida ósea se han establecido y afinado, desarrollándose nuevos métodos para cultivar y tratar los injertos. [15]

3. Injertos

Un injerto es un tejido u órgano que luego de ser separado de su origen se implanta en otro lugar del organismo del donante, de otra persona o de un miembro de otra especie. Una vez implantado se puede rehabilitar y se mantiene vital gracias a los tejidos vivos del receptor. [6]

Según su origen, los injertos se pueden clasificar de la siguiente forma [6]:

- **Autoinjerto:** Proviene del mismo individuo
- **Isoinjerto:** Proviene de individuos genéticamente idénticos
- **Alloinjerto u homoinjerto:** Proviene de individuos de la misma especie
- **Xenoinjerto o heteroinjerto:** Proviene de individuos de distinta especie

Y según su composición se pueden organizar en dos grandes grupos [16]:

- **Simple:** Constituidos por un tejido único
- **Compuestos:** Constituidos por más de un tejido

El medio biológico constituye un medio agresivo para los biomateriales, en este medio los metales se corroen, los polímeros se degradan y las cerámicas envejecen. Estos efectos pueden tener consecuencias sobre el material, donde el medio biológico puede modificarlo hasta convertirlo en inadecuado para su función, o en el tejido, donde las reacciones químicas del proceso de desgaste del material pueden desencadenar reacciones de intolerancia. [16]

* Revisar Glosario

Es por eso que en la actualidad los biomateriales han sido un nuevo concepto de biofuncionalidad y biomateriales bioactivos, más que de tipo inerte. Se espera que promuevan una interacción positiva con los implantes fisiológicos y con cierta actividad biológica en áreas particulares, siempre cuidando aspectos como las propiedades mecánicas. Es por esta razón que la Ciencia de los Biomateriales ha investigado el uso de injertos de tejido vivo. [16,17]

4. Injerto óseo

La pérdida ósea de un paciente puede deberse a enfermedades infecciosas, enfermedades neoplásicas, consecuencias de un traumatismo o secundario a un desgaste crónico. Como parte del tratamiento para éstas complicaciones se utilizan injertos óseos. Cada tipo de injerto presenta características específicas, propiedades mecánicas, osteoconducción, osteoinducción y estructura. Además, los injertos requieren de manejos especiales y requieren de preparaciones distintas. [15]

Los injertos de hueso se recomiendan en circunstancias variadas, por ejemplo:

- 1.- Para mejorar la cicatrización, uniones retardadas, seudartrosis, osteotomía* y artrodesis* de las articulaciones, mediante la simulación de la formación temprana del puente calloso*.
- 2.- Para cerrar defectos importantes en fracturas multifragmentadas mediante el establecimiento de continuidad de los segmentos de hueso y relleno de defectos corticales, simulando y mejorando la formación temprana de callo óseo.
- 3.- Para reemplazar segmentos corticales enteros perdidos por fracturas fragmentadas o alguna escisión* debido a una neoplasia*.
- 4.- Para llenar cavidades o defectos de espesor parcial resultando de la escisión de quistes o tumores. [18]

* Revisar Glosario

Los injertos de hueso funcionan como una fuente de osteogénesis* y pueden servir como soporte mecánico. La formación rápida del callo óseo es importante cuando la fractura de fragmentación crea una situación en la que el hueso no puede soportar ningún peso compartido con el implante, en estas circunstancias el callo puede estabilizar la fractura lo suficiente para aliviar al implante de estas fuerzas y así minimizar la posibilidad de fallo prematuro o aflojamiento del implante. Cuando se coloca en grandes déficits que resultan de trauma o resección de hueso neoplásico, los injertos de hueso cortical pueden servir como un punto de soporte de peso o contrafuerte que resisten las fuerzas de soporte de peso, de nuevo ahorrando el implante de algunas de estas cargas. [18, 19]

El hueso nuevo que se forma en o alrededor de un injerto puede ser originado por el injerto (directamente de osteoblastos* o células osteoprogenitoras que sobreviven a la transferencia). En el mejor de los casos, la supervivencia de las células de los injertos se estima en 10% cuando se utiliza un injerto esponjoso autógeno fresco y manejado en condiciones óptimas. La segunda forma en la que el injerto de hueso puede funcionar como una fuente de osteogénesis es por el reclutamiento de células mesenquimales* u osteoprogenitoras pleuropotenciales de la zona, que a su vez se diferencian en cartílago y hueso, células que forman, un proceso llamado osteoinducción*. Una tercera función osteogénica de los injertos es la osteoconducción*, el proceso tridimensional de crecimiento de capilares que brotan, tejido perivascular, y células osteoprogenitoras del lecho receptor en la estructura de un injerto. [18, 19]

El injerto actúa como un andamio o plantilla para la formación de nuevo hueso, y luego se somete a diversos grados de resorción osteoclástica* y sustitución (sustitución progresiva) por hueso huésped. [18]

Los injertos de hueso esponjoso tienen muchas ventajas como morfología y propiedades mecánicas muy similares, osteoinducción temprana, y la vascularización temprana. El hueso esponjoso autógeno es el único injerto de hueso que se aplica de manera segura en las zonas contaminadas. La invasión vascular y osteoconducción ocurren mucho más lentamente en los injertos corticales, pero estos injertos tienen la ventaja de ofrecer una cierta estabilidad inmediata a la zona. Son propensos a la retención en las zonas infectadas. [18]

* Revisar Glosario

La pérdida ósea en un paciente puede deberse a enfermedades infecciosas, enfermedades neoplásicas, traumatismos o como efecto secundario de un desgaste crónico. Como parte del tratamiento a estas patologías se utilizan injertos óseos, cada tipo de injerto presenta características específicas, fuerza, osteoinducción y estructuras concretas. [15]

La introducción de las placas metálicas para fijar una fractura ósea tiene más de 100 años de antigüedad. En los años 20's se empezó a utilizar el acero inoxidable 18-8 que presentaba una mayor resistencia a la corrosión. Los implantes metálicos se han empleado debido a la resistencia a la corrosión de algunas aleaciones y su función estructural (propiedades mecánicas). Sin embargo, a pesar de los grandes avances en la investigación y desarrollo de implantes metálicos, después de algunos años de su colocación, la corrosión es inevitable, lo que conlleva al paso de elementos y compuestos tóxicos al tejido biológico. [16, 17]

Los pacientes que sufren pérdida ósea representan un alto nivel de complejidad para los médicos tratantes, por lo que se procura no realizar intervenciones quirúrgicas innecesarias, ya que representan focos de infección y un mayor gasto metabólico para el paciente que trata de reparar la herida. [15]

Debido a lo sencillo que es disponer de ellos, el bajo índice de contagio de enfermedades y la ausencia de riesgo de infección, se prefiere el autoinjerto para utilizar en pacientes con pérdida ósea. Usualmente se toma hueso esponjoso o cortical de sitios donadores, como la cresta iliaca y la porción distal del radio. Sin embargo, el riesgo que implica la doble cirugía, además de la limitación de la cantidad de tejido son grandes problemas para esta solución. [15]

Los injertos de hueso esponjoso facilitan y aceleran la curación por osteoinducción y osteoconducción, ya que cuentan con las características esenciales de un material de implante (resistencia mecánica, osteoblastos vivos, etc.). Las consideraciones para elegir el tipo de injerto óseo o sustituto incluyen características, capacidad, disponibilidad, morbilidad del paciente, factores inmunológicos, transmisión de enfermedades y costo. [18]

Es muy importante la decisión de un médico en la elección del tipo de injerto a usar, dependiendo del paciente y sus condiciones, pero siempre teniendo en cuenta lo que el injerto puede proveer:

Eventualmente, todos los tejidos serán sustituidos por tejidos del hospedero por un proceso conocido como invasión y sustitución. La función estructural del injerto óseo, aunado a la técnica de fijación, influye en la incorporación del injerto considerablemente y puede tomar años a un injerto incorporarse o ser rechazado. [15]

Las células mesenquimales, osteoprogenitoras y capilares, ya sea de la médula ósea, del periostio, del endostio o de tejidos circundantes, crecen a través de la estructura porosa del injerto óseo. Estas mismas células, estimuladas por sustancias locales, se diferencian en osteoblastos, produciendo osteoide* mineralizado que se deposita en la matriz ósea o estructura sintética. Por otro lado, los precursores de osteoclastos son reclutados del sistema circulatorio y se diferencian para facilitar la remodelación del injerto hacia hueso. [15, 19]

Existen injertos óseos frescos y preservados. Se puede transferir inmediatamente del sitio donante al receptor y se considera injerto fresco. En los injertos preservados se incluyen huesos de cadáveres preparados especialmente, decalcificados, deshidratados y congelados, irradiados o estériles. En una tercera categoría se encuentran los reemplazos óseos sintéticos que consisten en cerámicas como fosfato tricálcico o hidroxiapatita, polímeros y compuestos. [15]

Algunas influencias sistémicas y factores locales, por ejemplo, las citosinas* sistémicas, mediadores de inflamación y factores de crecimiento, Estas señales atraen y reclutan células mesenquimales indiferenciadas a osteoblastos, induciendo a su vez la degradación ósea, facilitando la integración de los injertos. [20]

5. Nukbone®

El Nukbone® es un material desarrollado en el IIM de la UNAM, que es propuesto como xenoinjerto de tejido óseo de la matriz ósea proveniente de hueso de bovino, constituida por cristales nanométricos de hidroxiapatita $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ depositados sobre colágena tipo I, una composición que se mantiene en todos los mamíferos. [21]

Al hueso poroso al que se le retira toda la materia orgánica superficial, quedando únicamente conformado por la matriz ósea se le conoce como anorgánico o descelularizado y un 20% de colágena dentro de las trabéculas. El Nukbone®, está formado de hidroxiapatita y colágena tipo 1 y tiene una estructura porosa adecuada, cumple con los requisitos de ser biocompatible. El hueso anorgánico tiene una alta cohesividad y fuerza estructural, además de elevada disponibilidad en tiempo y cantidad, y su único inconveniente es que sólo puede ayudar a la curación del tejido óseo por osteoconducción. [21, 22]

Para que el Nukbone® pueda utilizarse adecuadamente como injerto óseo, se eliminan las proteínas del hueso esponjoso y se maquinan con diferentes geometrías, de acuerdo a las necesidades de cada paciente. [23, 24]

* Revisar Glosario

6. Caracterización Físico-Mecánica

La caracterización de un material se logra mediante algunas técnicas especializadas para conocer sus propiedades y tener una aproximación a su comportamiento bajo ciertas condiciones, para cualquier biomaterial que se encuentra en el proceso de diseño e investigación, estas pruebas pueden ayudar a replicarlas lo más exactamente posible. Para el Nukbone® esto puede ayudar a predecir su comportamiento una vez colocado dentro del cuerpo. [7, 17]

En el caso del hueso, por sus características y las funciones estructurales que lleva a cabo en el cuerpo humano, la prueba de compresión es fundamental. Si bien en el caso de un injerto óseo no se espera el mismo comportamiento ni las propiedades que tiene el hueso en sí, interesa mucho conocer su comportamiento ante la prueba de compresión y toda la información que dicho ensayo pueda arrojar. [15, 17]

El ordenamiento de las trabéculas que forman el hueso, además de su contenido de colágena, juegan un papel muy importante en la respuesta mecánica. Así mismo se espera un comportamiento similar en el Nukbone®, aunque se sabe que la cantidad de colágena que contiene es estable, alrededor de un 20%. [6, 15]

Por otro lado, una de las características principales de los injertos de origen óseo, además de su composición, es su morfología, muy similar al hueso natural, conservando su estructura trabecular y porosa, manteniendo en cierta forma, interconexión y tamaño, favoreciendo así la osteoinducción. [18]

a. Compresión

Los estudios de propiedades mecánicas del hueso se han orientado en la determinación de éstas bajo diversas condiciones de carga, adaptando los mismos métodos empleados para estudiar los metales, cerámicos y otros materiales. Estos métodos se basan en principios mecánicos fundamentales. El hueso es un material viscoelástico, cuya organización varía de individuo a individuo y puede ser modificada en forma importante con el envejecimiento, la actividad física y la enfermedad; a diferencia de los materiales compuestos de la ingeniería, el hueso tiene un componente estructural fibroso (colágeno) en su matriz. [2, 9]

El hueso al ser un material biológico puede variar mucho en sus características, incluso al tratarse de huesos simétricos del mismo animal, así que sus propiedades mecánicas son determinadas por varios factores importantes, como densidad aparente, densidad del mineral, ordenamiento trabecular y localización; todo esto hace que no existan pruebas físicas o mecánicas ideales para su caracterización, por lo que se adaptan los métodos utilizados para estudiar materiales clásicos en la ciencia de materiales, como metales, polímeros o cerámicos. [2, 9]

Se conoce que la prueba predilecta para la caracterización mecánica de un material es la de tensión, sin embargo, muchos materiales tienen mayor resistencia a la compresión, los cerámicos son un buen ejemplo de esto; además, por su comportamiento al ser moldeados y así alcanzar la geometría necesaria para este tipo de ensayos, tienden a presentar fracturas e imperfecciones. Por estas razones y el comportamiento mecánico de la mayoría de los huesos de los vertebrados (soportar cargas en compresión), el hueso y los materiales que pretenden reemplazarlo a cierto grado, pueden ser caracterizados con la prueba de compresión incluso mejor que con la de tensión. [14, 15, 17]

Dos conceptos importantes para las pruebas mecánicas son:

- a) Esfuerzo, la carga aplicada sobre la superficie del material.
- b) Deformación, la diferencia entre longitud final e inicial, dividida entre la longitud inicial.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad \text{Ec.(1)}$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad \text{Ec.(2)}$$

La prueba de compresión de un material se puede representar a partir de graficar su comportamiento según estas dos variables (esfuerzo y deformación). Cuando la carga es aplicada, se tiene una primera respuesta elástica que se comporta como una recta, lo que significa que el material podrá regresar a sus condiciones iniciales al dejar de aplicarse las cargas externas. Al llegar al límite elástico, donde se localiza la fuerza de cedencia, comienza la deformación plástica, lo que indica que el material cambió su geometría de forma permanente, en cierto punto se nota que la curva empieza a decaer después de un esfuerzo máximo, debido a un ensanchamiento de la probeta (abarrilamiento), que provoca una disminución del esfuerzo interno. Hasta llegar al punto de fractura, donde el material ya no puede deformarse más y falla. [14, 17]

A partir de esta premisa se puede aplicar la ley de Hooke para materiales elásticos:

$$\sigma = E\varepsilon \quad \text{Ec.(3)}$$

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad \text{Ec.(4)}$$

Donde E representa una constante de proporcionalidad que relaciona las propiedades elásticas del material, llamada módulo de Young o módulo de elasticidad, lo que gráficamente representa la pendiente de la parte elástica, en la gráfica de esfuerzo- deformación.

Su punto de fractura, o de esfuerzo y deformación máximos, son otros puntos de gran interés para conocer las características del material bajo ciertas consideraciones de carga, que pueden estudiarse con la misma gráfica. [14]

En la siguiente figura se muestra una curva característica de una prueba de compresión en un material, donde se mide la deformación de la probeta expuesta a la prueba y el esfuerzo interno al que se somete durante la prueba. Se nota el esfuerzo de cedencia, donde la deformación comienza su etapa plástica y la caída de la curva hasta llegar a la fractura.

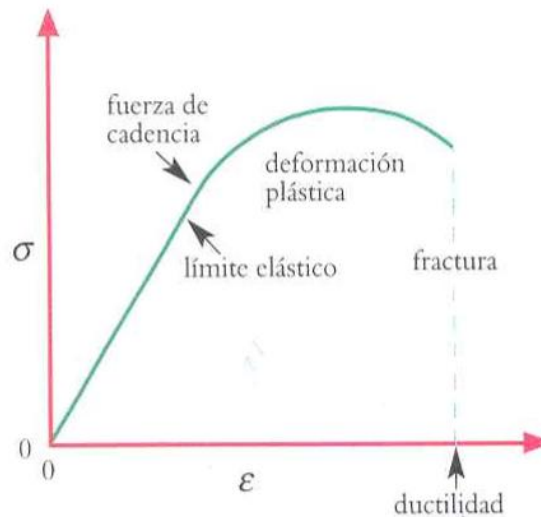


Fig. 2 Gráfica esfuerzo-deformación, resultado idealizado de una prueba de compresión. [17]

En el caso del Nukbone®, al tener una conformación mineral en su mayoría, se espera un comportamiento similar a un material cerámico, es decir, muy poca o nula deformación plástica, al tratarse de un material duro pero frágil, se puede predecir un comportamiento puramente elástico, seguido de su fractura.

Es importante mencionar, aunque puede pasar por obvio, que el hueso y los materiales con su misma geometría, son anisotrópicos, es decir que la resistencia a las fuerzas externas y por ende el módulo de Young cambia al variar la dirección de las fuerzas aplicadas, no es regular en todas direcciones, debido a su morfología trabecular tan aleatoria. Sin embargo, la mayor función del hueso mecánicamente hablando, es la de soporte estructural, sustentando cargas, sobre todo de compresión. [9]

Existen normas internacionales que rigen las características de las pruebas de compresión, de Sociedad Americana de Pruebas en Materiales (ASTM), indican que para este tipo de prueba de compresión las dimensiones de las probetas deben de ser el doble la medida de la longitud que de su diámetro; aunque no son precisas para este tipo de materiales, no existen otras que se asemejen más, por lo que se puede hacer una adaptación en sus propiedades, en este caso, para el estudio del Nukbone®, los ensayos se basaron en estudios previos practicados al hueso humano. [17, 25]

Cabe señalar, que más allá de ser la caracterización de un material, su comportamiento ante ciertas sollicitaciones externas, independientemente de la geometría, Nukbone® es un injerto que se extrae de tejido vivo y mantiene su morfología, lo que genera un comportamiento aún más parecido al hueso natural, que si solo tuviéramos matriz de hidroxiapatita con 20% de colágena, que es el porcentaje que contiene el Nukbone®, ubicado dentro de las trabéculas. [21, 23]

En el siguiente esquema se observa una representación de una prueba de compresión antes de iniciar y después del efecto de abarrilamiento.

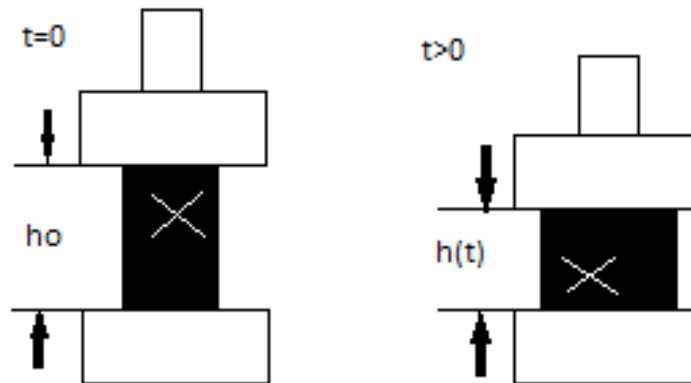


Fig. 3. Representación de una prueba de compresión, antes y después de iniciar la prueba.

Las probetas utilizadas para las pruebas de compresión deben ser cilíndricas o en forma de prisma cuadrangular, planas de ambas bases y completamente paralelas, de lo contrario los datos sensados no serán exactos. [14, 17]

b. Dureza

En general, para caracterizar la resistencia mecánica de los materiales, se requieren conocer ciertas pruebas:

- a) La fuerza última, ya sea en torsión, compresión o tensión, hasta llegar a un punto de fractura.
- b) La ductilidad, antes de la fractura, la capacidad de un material para deformarse.
- c) Tenacidad o la energía requerida para llevar a la fractura a un material.
- d) La dureza, que es la resistencia de un material a ser penetrado. [9, 14]

La dureza en el campo de la ingeniería, se define como la resistencia de un material a ser rayado o penetrado por otro. En términos generales su medición tiene que ver con la resistencia de un material a la deformación plástica localizada. [26]

La dureza puede dar indirectamente una correlación con alguna otra propiedad del material, como resistencia a la abrasión o al desgaste, entre otras, teniendo en cuenta la funcionalidad del material. [26]

En ortopedia, sobre todo en la detección de enfermedades relacionadas con los huesos, la dureza de los huesos, es fundamental para la detección de osteoartrosis* y es un criterio fundamental para la posible realización de una artroplastía* en caso de necesitarla. [26]

Se analizó la posibilidad de hacer diferentes pruebas de dureza (micro μ y nanodureza n), sin embargo es de mayor interés el comportamiento del material (Nukbone®) a nivel macro, es decir, al ser poroso y tener una morfología de trabéculas, es posible caer en varios errores de medición, con los indentadores que miden dureza nano o micro, se corre el riesgo de caer en un poro y tener una medición errónea, o medir justo en la parte media de una trabécula, logrando el efecto viga y así medir una dureza equivocada del material. Con el diámetro de un indentador de macrodureza, se puede medir el comportamiento del material en su conjunto y sin riesgo de caer en mediciones parciales. Sin embargo, se corre el riesgo de encontrar zonas con densidad trabecular diversa (con más o menos poros), que seguramente se traducirá en un crecimiento de la desviación estándar en el resultado de las muestras.

En el caso del Nukbone® la dureza dará una aproximación a su resistencia al desgaste, para poder compararla con otros injertos o con el hueso humano mismo.

i. Dureza Rockwell

Este método para obtener la dureza de un material, se determina en función de la penetración del material por un penetrador bajo una carga estática, se caracteriza por tener cargas bajas e indentadores pequeños. [27]

La magnitud de la dureza se obtiene directamente de un indicador en el que la máquina muestra el valor obtenido, dado por la profundidad de penetración del indentador, que puede ser una bola de acero de 0.2mm (1/16 de pulgada) de diámetro o un cono de diamante con un ángulo de 120°. [27]

Inicialmente, se aplica una precarga, causando una penetración inicial que mantiene el indentador en posición, en este momento se debe calibrar el indicador de la máquina en cero para empezar a sensar. [27]

* Revisar Glosario

Se aplica la carga adicional haciendo que el material se deforme plásticamente, resultando una penetración total B , se retira la carga adicional, lo que regresa el indentador a la posición final C debido a su recuperación elástica. La dureza Rockwell se lee en el indicador de la máquina una vez que la carga principal se retira. [27]

En la siguiente imagen se muestra un ensayo de dureza Rockwell dividido en sus diferentes pasos:

- 1.- Colocación de la probeta de ensayo.
- 2.- Aplicación de la precarga.
- 3.- Aplicación de la carga total.
- 4.- Retiro de la carga y medida final.

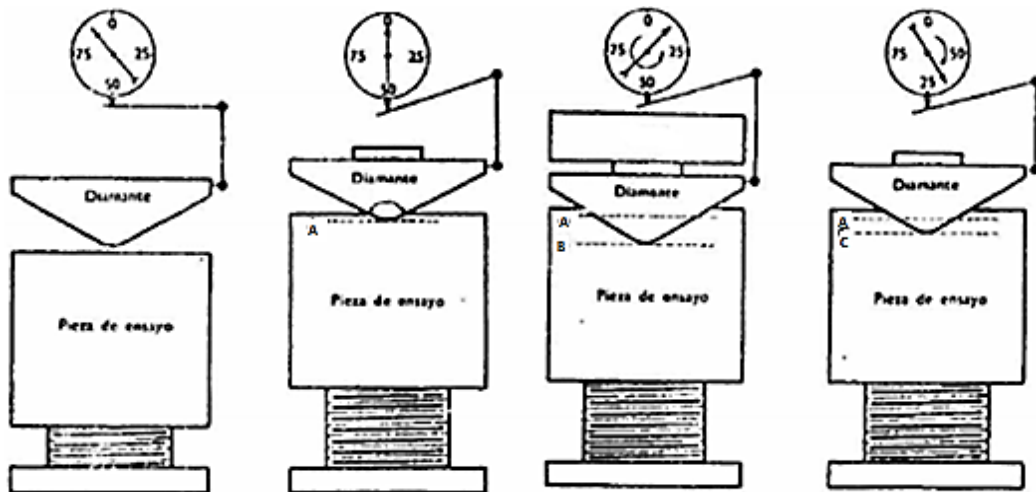


Fig.4 Representación del proceso de la prueba de dureza Rockwell sobre una pieza de ensayo. [27]

Se pueden lograr 15 combinaciones de penetradores y cargas o escalas distintas, que se identifican con letras: A, B, C, D, etc. [27]

Para tener una lectura correcta de la prueba, la cara donde se mida la dureza debe estar lisa y plana, la carga debe actuar perpendicularmente a la probeta, que debe permanecer inmóvil durante el ensayo. Así mismo, la altura total de la muestra debe ser por lo menos 10 veces la altura de la penetración por el indentador. [27]

El valor final de la dureza debe resultar del promedio de por lo menos 3 mediciones, que deben realizarse por lo menos con 3mm de distancia una de la otra. [27]

ii. Dureza Rockwell Superficial

La dureza Rockwell superficial es una extensión del método original, con el mismo equipo e indentador se aplican cargas menores, una inicial de 3 kg y cargas adicionales entre 12 y 42 kg. [27]

Con el indentador en forma de cono de diamante se pueden estudiar piezas muy delgadas, o alguna pieza que haya sido recubierta con algún material, como los aceros nitrurados o cementados. Con el indentador en forma de esfera se pueden ensayar muestras como aceros blandos y bronces. [27]

La escala de la máquina se divide en 100 partes iguales, cada una mide una penetración de 0.001mm. En este caso las combinaciones entre indentadores y la carga aplicada se diferencian con subíndices, con el valor de la carga aplicada y las letras *N*, *T*, *W*, *X* e *Y*. La escala *N* reemplaza las pruebas *A*, *C* y *D* del método estándar, mientras que la *T* se utiliza en materiales indicados para escalas *B*, *F* y *G* y los materiales muy blandos se estudian con las escalas *W*, *Y* y *X*. [27]

c. Adsorción de Nitrógeno, BET (Brunauer-Emmett-Teller)

Es importante el estudio de la superficie de los materiales, podemos conocer la textura, la porosidad y el área superficial, entre otras propiedades. Las superficies, al contrario de la estructura de los sólidos, no son homogéneas en cuanto a sus arreglos atómicos (aunque esto no siempre se respeta en su totalidad dentro de los sólidos), como se podría predecir idealmente, ya que tienen muchos defectos debido al proceso de crecimiento de los cristales o a los procesos sufridos después de su formación. [7, 29]

Cuando una molécula de gas golpea un sólido y queda fijada en la superficie, se dice que fue adsorbida* y al proceso inverso se le llama desorción*. Medir la cantidad de gas adsorbido en un sólido a una temperatura dada, se puede determinar midiendo la presión del gas desorbido. Experimentalmente, es necesario que la superficie se encuentre completamente limpia, por lo que el sólido se calienta al alto vacío. Alternativamente, se puede bombardear la superficie con iones o romper el cristal en alto vacío, generando así una superficie limpia. Posteriormente, el sólido se introduce en un recipiente con una cantidad de gas conocida hasta que alcance el equilibrio de presiones. [7]

* Revisar Glosario

Repitiendo el experimento a distintas presiones se obtienen datos de la cantidad de gas adsorbido a una misma temperatura, estos datos corresponden a la curva Isoterma* de adsorción, característica de cada tipo de poro. Esta curva relaciona las presiones a la que se somete el gas (abscisas) con la cantidad de gas adsorbido (ordenadas), que puede ser medido con molaridad relativa (moles adsorbidos/masa del gas adsorbido) o bien, volumen relativo (volumen del gas adsorbido/masa del gas adsorbido). [7, 30]

$$v = \frac{V}{m} = \frac{nRT}{mP} = \frac{RT}{P} \frac{n}{m} \quad \text{Ec.(5)}$$

A cierta presión, llamada presión de vapor, cualquier pequeño aumento en la cantidad de gas producirá su condensación, lo que aumentaría considerablemente el volumen del gas adsorbido sin cambiar la presión. [7]

Según la International Union of Pure and Applied Chemistry (IUPAC), las Isotermas en términos generales pueden clasificarse en 5 categorías.

- 1) La llamada isoterma Langmuir que se presenta cuando el gas adsorbido aumenta con la presión, hasta alcanzar un límite, correspondiente a una monocapa. Característico de un proceso únicamente de quimisorción.
- 2) Característico de una adsorción física en multicapa, el ascenso inicial acelerado que se observa en la gráfica corresponde a la formación de la primera capa, seguido de una segunda capa de moléculas adsorbidas, proceso que se repite mientras aumenta la presión.
- 3) Corresponde también a una adsorción física en multicapas, donde la constante de equilibrio de formación de la primera capa es igual a la de las siguientes, por lo que no se observa la diferencia entre las distintas capas.
- 4) y 5) Adsorción en multicapas sobre materiales porosos. Se observa una meseta (zona de saturación) y un ciclo de histéresis* (diferenciación entre la curva de adsorción y desorción), debido a la condensación irregular de los poros de forma de capilar (o cuello de botella), que se caracterizan por tener un diámetro variable. [29]

En la siguiente imagen se muestran las 5 formas diferentes en las que se pueden presentar las isotermas en la prueba de adsorción de nitrógeno BET, dependiendo del tipo y tamaño de poro de la muestra a estudiar.

* Revisar Glosario

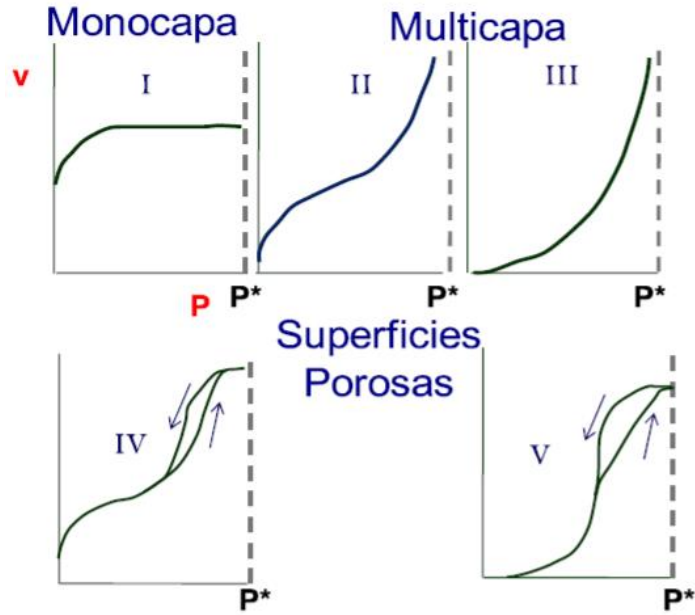


Fig.5 Tipos de Isotherma de adsorción de gases. [29]

Cuando el material estudiado tiene poros con forma de cuello de botella o capilar, en el proceso de adsorción, el poro queda taponado cuando los átomos del gas no pueden pasar por el radio r_a , empieza a aparecer condensación, pero con el aumento en la presión logra vencer el tapón, se iguala la presión en todo el poro y vuelve a observarse condensación, lo que seguirá ocurriendo hasta que el poro esté completamente lleno. [7, 30]

En el siguiente diagrama se muestra la forma de los poros capilares de forma esquemática:

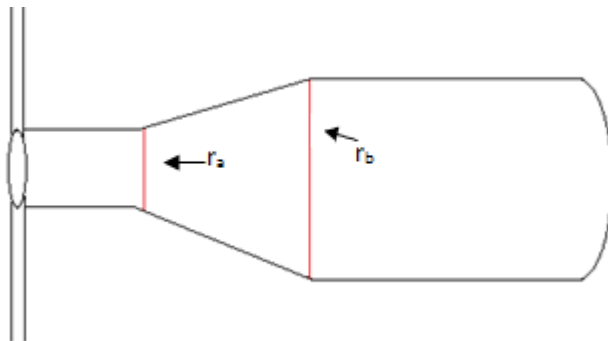


Fig.6 Idealización de un poro capilar

Sin embargo, el proceso de desorción es diferente, lo que provoca la histéresis. El poro se vacía hasta el radio r_a , a esta presión el poro de radio r_b debería de estar vacío, ya que su radio es mayor, como se explica en las siguientes ecuaciones:

Idealizando el poro como dos cilindros con una región intermedia, el volumen de cada sección se calcula:

$$V = \pi r^2 h \quad \text{Ec.(6)}$$

De la ecuación 5, despejando la presión:

$$P = \frac{RTn}{V} \quad \text{Ec.(7)}$$

Sustituyendo la ecuación 6 en la 7:

$$P = \frac{RTn}{\pi r^2 h} \quad \text{Ec.(8)}$$

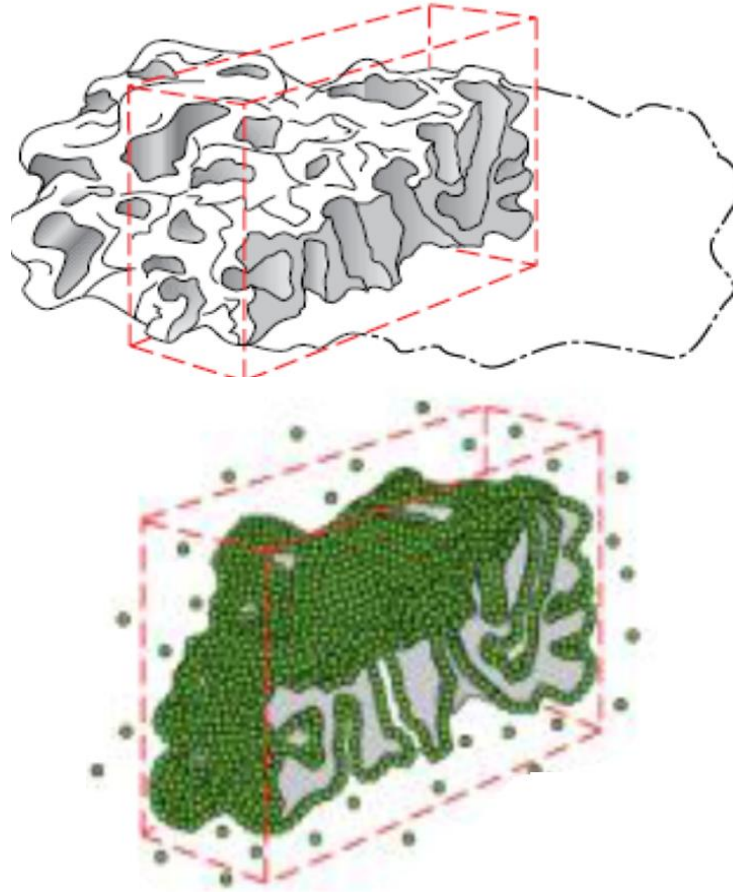
En la ecuación 8 se observa que la presión de adsorción (y desorción) es inversamente proporcional que la medida del radio del poro:

$$r_a < r_b \rightarrow P_a > P_b \quad \text{Ec.(9)}$$

Así que hasta que la presión exterior disminuya al valor apropiado se dará el vaciado del capilar de golpe. [30]

Según la teoría de Brunauer-Emmett-Teller (BET), el área superficial de un material poroso se puede medir usando la isoterma de adsorción, generalmente usando nitrógeno, por su baja reactividad con la mayoría de los sólidos. [7]

En las siguientes imágenes se muestra el funcionamiento de este método, que se puede resumir en 4 pasos a nivel microscópico.



*Fig. 7 Imagen magnificada de un corte transversal de un sólido poroso, mismo que es limpiado con calor y vacío para eliminar impurezas (sup.).
Fig.8 Formación de monocapa de N_2 , cubriendo el área superficial del Material, con un 20% de saturación aproximada (inf.). [31]*

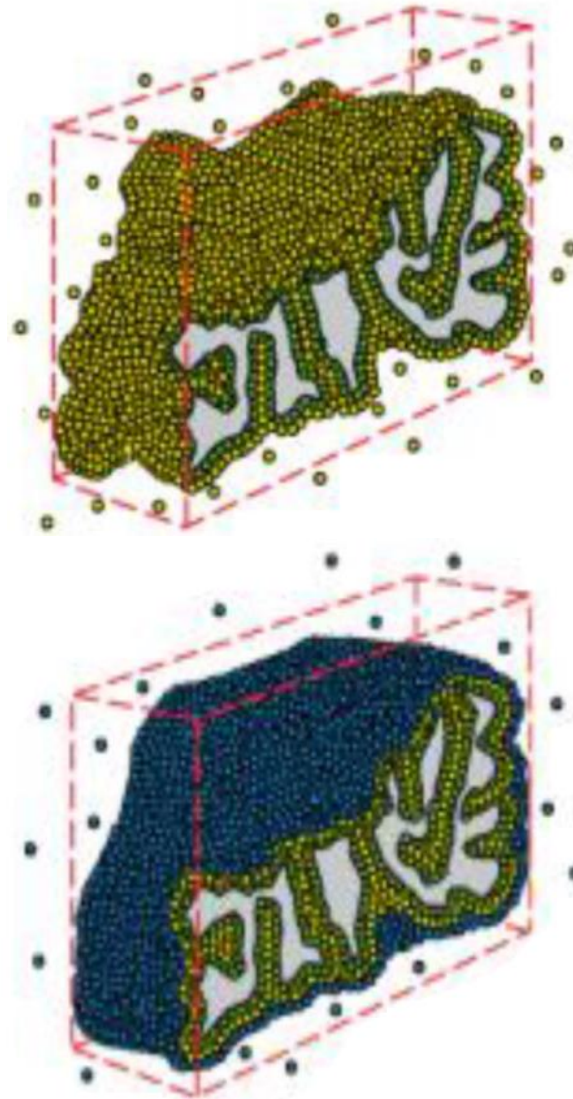


Fig.9 Etapa de multicapa (adsorción) de N_2 , a un 70% de saturación, empieza a observarse el fenómeno de condensación capilar (sup.).

Fig.10 Llenado completo de los poros, sobresaturación de N_2 , empieza el proceso de desorción (inf.). [31]

Gracias al proceso de condensación en capilares, en el método BET, se puede saber según la presión de N_2 medida, la cantidad de gas que entra en los poros y el tamaño de los mismos. [7]

Diversos autores han clasificado distintos tipos de poro según su tamaño, delimitando sus límites entre un tamaño y otro por sus propiedades físicas y químicas o a límites específicos de una técnica o campo de estudio. [29]

VI. Desarrollo Experimental

1. Pruebas de Compresión

En la máquina de pruebas universales Shimadzu® del Laboratorio de Pruebas Mecánicas, en el IIM de la UNAM, se realizaron las pruebas de resistencia a la compresión. Con 5 probetas cilíndricas de aproximadamente 1.5cm de diámetro y 3cm de altura, se aplicó una velocidad de carga de 1mm/min hasta apreciar un agrietamiento considerable para asegurar que la probeta había fallado.

Las probetas de estos estudios fueron donadas por Biocriss SA de CV, con las medidas requeridas para su correcta aplicación, las cuales se especifican en la siguiente tabla.

Tab.1 Medidas de las probetas utilizadas, aproximadamente 15mm de diámetro y 30mm de altura.

Probeta	Ø [mm]	h [mm]
1	15.11	29.99
2	14.76	29.6
3	14.91	29.53
4	15.1	29.82
5	14.94	29.9

Antes de realizar las pruebas, se corroboró que ambas bases de cada probeta estuvieran planas y paralelas, para así obtener una medición exacta.

En las siguientes imágenes se muestran las probetas de Nukbone® utilizadas para el ensayo de compresión, la máquina Shimadzu® donde se realizó el ensayo y la realización de la prueba en una de las probetas.

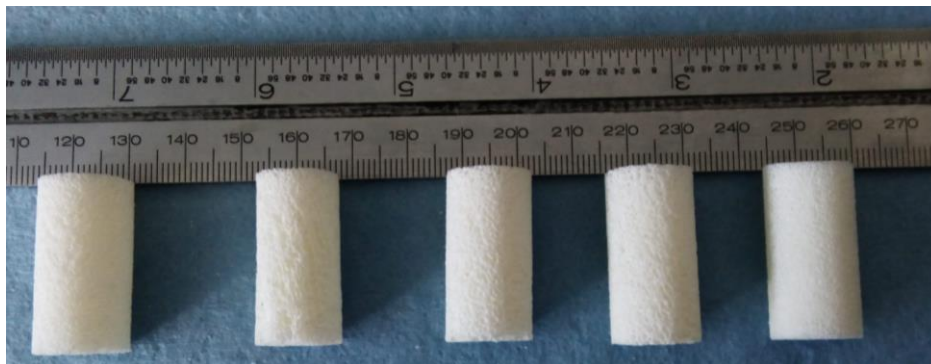


Fig.11 Probetas de Nukbone® con las medidas estándar para la prueba de compresión.



Fig. 12 Probeta de Nukbone® en medio de la realización de la prueba de compresión (izquierda), Fig. 13 La máquina Shimadzu® del Laboratorio de Pruebas Mecánicas del IIM (derecha).

2. Prueba de Dureza

Cortando transversalmente las mismas 5 probetas que se utilizaron para la prueba de compresión, se obtuvieron probetas de 1 cm de altura de cada una. Las pruebas se realizaron en diversas zonas de las probetas, siguiendo lo estipulado por las normas. [32]

En la máquina de dureza superficial Rockwell superficial del laboratorio del Centro de Ingeniería de Superficies y Acabados (CENISA) del Posgrado de la Facultad de Ingeniería de la UNAM, se realizaron los ensayos de dureza respectivos, con una precarga de 15kg y un indentador de 1/16 pulgada, que agrega 3kg, parámetros que representan una dureza superficial Rockwell 15N.

En la siguiente imagen se observa una de las probetas de Nukbone® después de haber medido dureza Rockwell en su superficie.



Fig.14 Probeta de Nukbone® después de realizar la prueba de dureza en el laboratorio CENISA.

3. BET

Se realizó con el equipo Autosorb-1 de Quantachrome Instruments® en el Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico (CCADET) de la UNAM. En una muestra cúbica de 473.5 mg con un volumen de 125 mm³ (5x5x5mm).

En la siguiente imagen se muestra el equipo de adsorción de N₂ del CCADET donde se realizó la prueba BET en el Nukbone®.



Fig.15 Equipo Probeta Autosorb-1 de Quantachrome Instruments® del CCADET de la UNAM. [7]

La muestra se limpió a una temperatura de 77.3K, para posteriormente empezar la prueba con nitrógeno líquido, con una sección de área transversal de 16.2 Å/molécula. Se realizaron 19 adsorciones a una temperatura de 20°C durante 327.9 min.

VII. Presentación y Discusión de Resultados

1. Análisis de Resultados

1.1 Prueba de Compresión

Durante la realización de la prueba, se notaron diferentes tipos de fracturas en las probetas, algunas involucraron muchas trabéculas a la vez formando una fractura grande y visible, mientras que otras involucraban a las trabéculas superiores solamente, pulverizándolas.

En la siguiente imagen se muestran los resultados de la primera prueba de compresión realizada sobre las probetas de Nukbone®, obtenido directamente del software Trapezium®. En la gráfica esfuerzo-deformación se muestra una meseta inicial, debido a que los cilindros de la máquina Shimadzu® ya están en movimiento y censando desplazamiento, sin embargo no han tocado aún la probeta para empezar a comprimirla. Posteriormente, cuando la deformación se muestra aproximadamente con un valor de 0.05 se empieza a sensar datos de esfuerzo interno en la probeta, cuando la máquina empieza a comprimir el cilindro de Nukbone®. Después de que el esfuerzo sensado alcanzará los 22 MPa se nota un cambio de pendiente en la gráfica, que inicia a ser curva, lo que se puede entender como la deformación plástica del material, hasta llegar a un esfuerzo máximo y la prueba se detuvo inmediatamente con un descenso abrupto en la curva, cuando la probeta se fracturó.

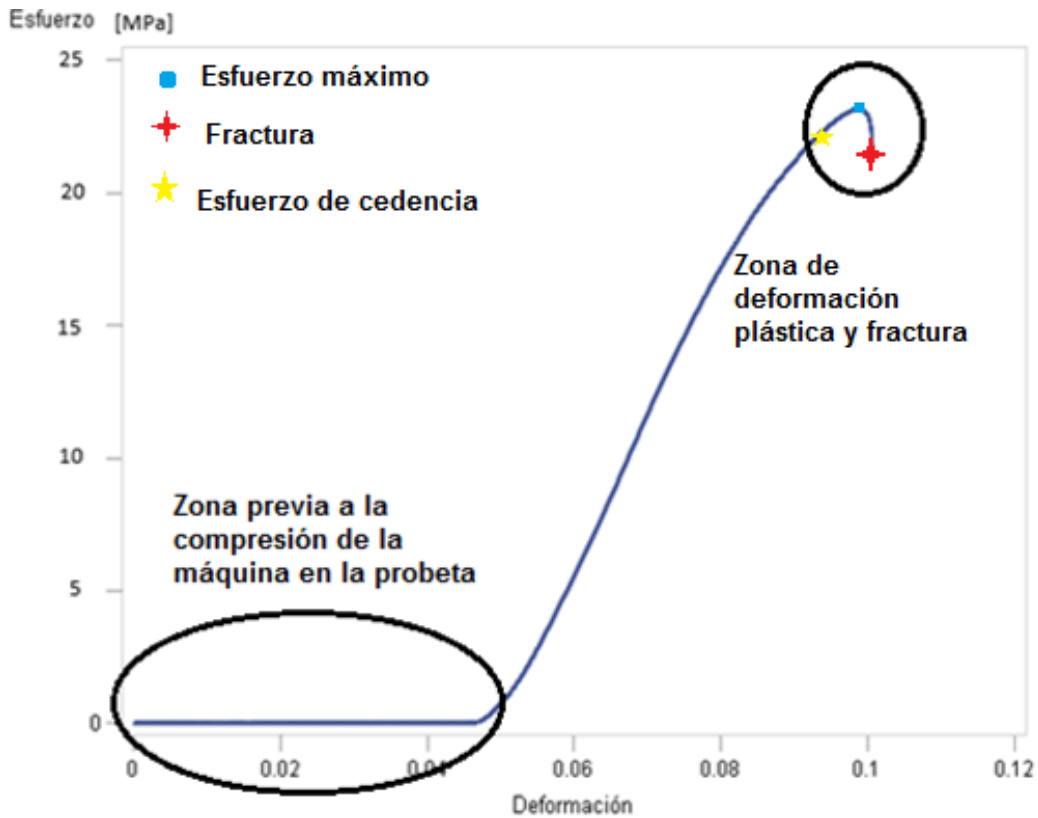


Fig.16 Gráfica de las prueba de compresión, esfuerzo-deformación obtenidas directamente del software Trapezium®: prueba 1.

En la siguiente figura se observa la probeta 1, donde se nota una fractura bastante grande, involucrando a un gran número de trabéculas a lo largo de la probeta y la prueba se detuvo inmediatamente después de que se presentó dicha fractura. Las unidades se mantienen como las muestra directamente el software Trapezium®, con deformación medida en porcentaje (%) y esfuerzo en megapascales (N/mm²).



Fig.17 Probeta 1 después de la prueba de compresión, se nota una gran fractura, que involucra a muchas trabéculas.

En la siguiente imagen se observa la prueba 3, con un inicio de la prueba donde no hay datos sensados debido a que los cilindros de la máquina universal aún no tocaban la probeta.

Sin embargo se nota un comportamiento distinto al llegar al esfuerzo máximo del material, después de una caída grande en la curva, debido a una fractura inicial, la gráfica empieza fluctuar, subiendo y bajando el esfuerzo medido mientras sigue avanzando la deformación. Este fenómeno se explicó posteriormente al observar la probeta que se estudió en dicha prueba, notándose pulverizada en las trabéculas superiores y con ninguna fractura visible, lo que se interpretó como que las trabéculas directamente inferiores soportan la carga de compresión una vez que las trabéculas superiores fallaron, más allá de un comportamiento plástico del material.

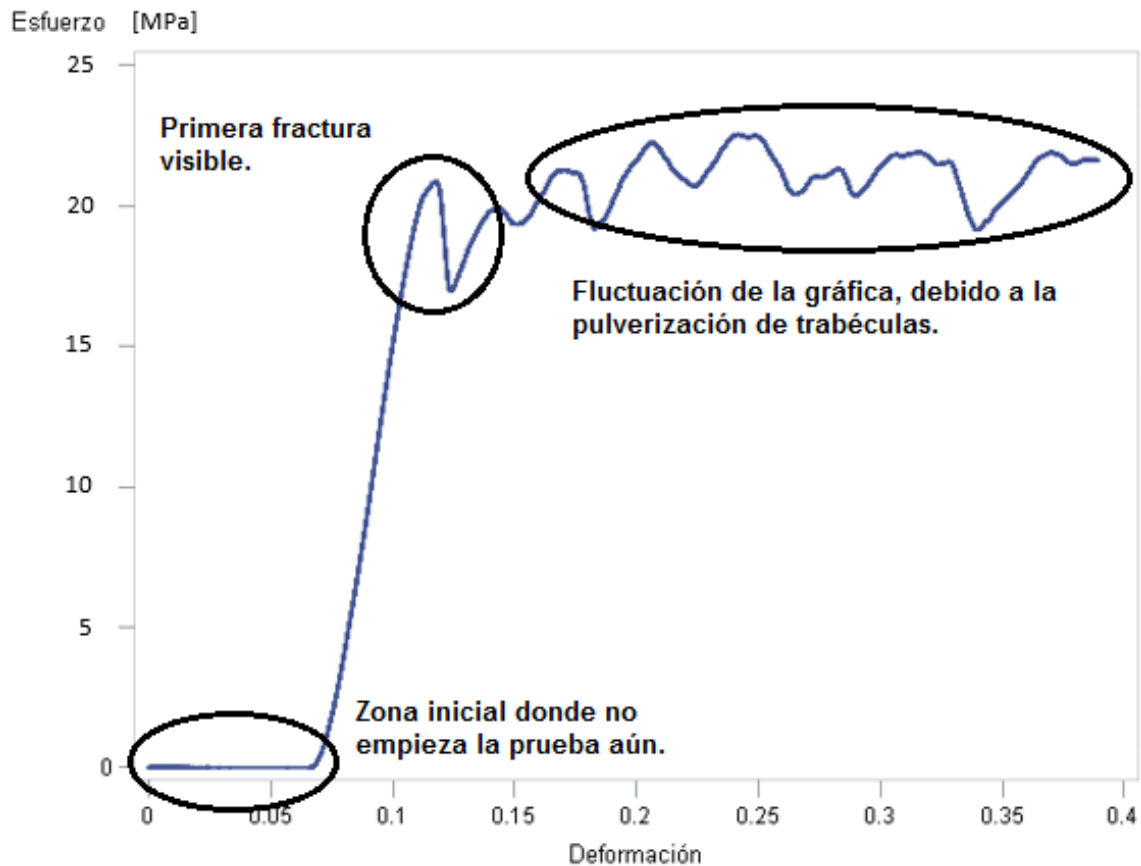


Fig.18 Gráfica obtenida de la probeta 3, de la prueba de compresión.

Prueba 3, donde las trabéculas superiores fallan ante la carga aplicada y empiezan a "pulverizarse", haciendo que las siguientes trabéculas inferiores soporten la carga de compresión hasta pulverizarse, este paso se repite más veces, por ello la forma senoidal que se observa en la gráfica que midió el software.

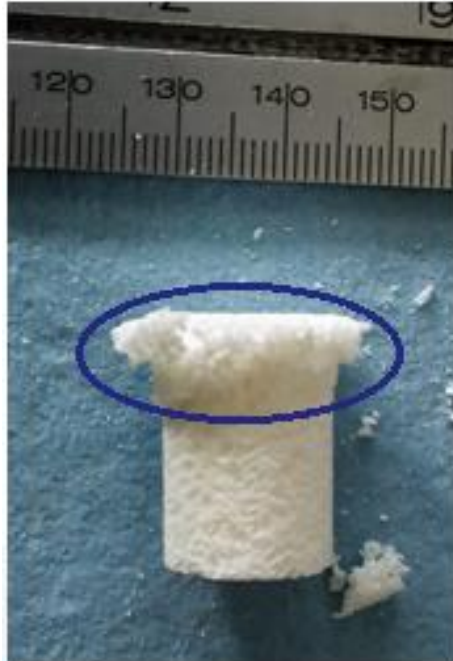


Fig. 19 Probeta 3 después de la prueba de compresión, se nota una "pulverización" de las trabéculas superiores, mientras que las inferiores parecen no haber sufrido cambio (izquierda).

Como se explicó anteriormente, el comportamiento esperado por parte del Nukbone®, es solamente elástico, así que se centró el estudio de las pruebas de compresión solo en la zona elástica, eliminando los datos que se obtuvieron después de la primera fractura, en cada una de las gráficas obtenidas del software Trapezium®. Además de la recta inicial donde no hacía contacto la máquina con la probeta y no se sensaron datos.

En la siguiente imagen se observa la gráfica de los datos obtenidos de la prueba 1 después del ajuste, donde solo se muestra la parte elástica de la deformación, realizado con el software de estadística SAS®. Aún con la unidades reportadas directamente por el software Trapezium®. Además se realizó la transformación de unidades correspondiente para obtener la deformación $\left(\frac{\Delta L}{L_0}\right)$.

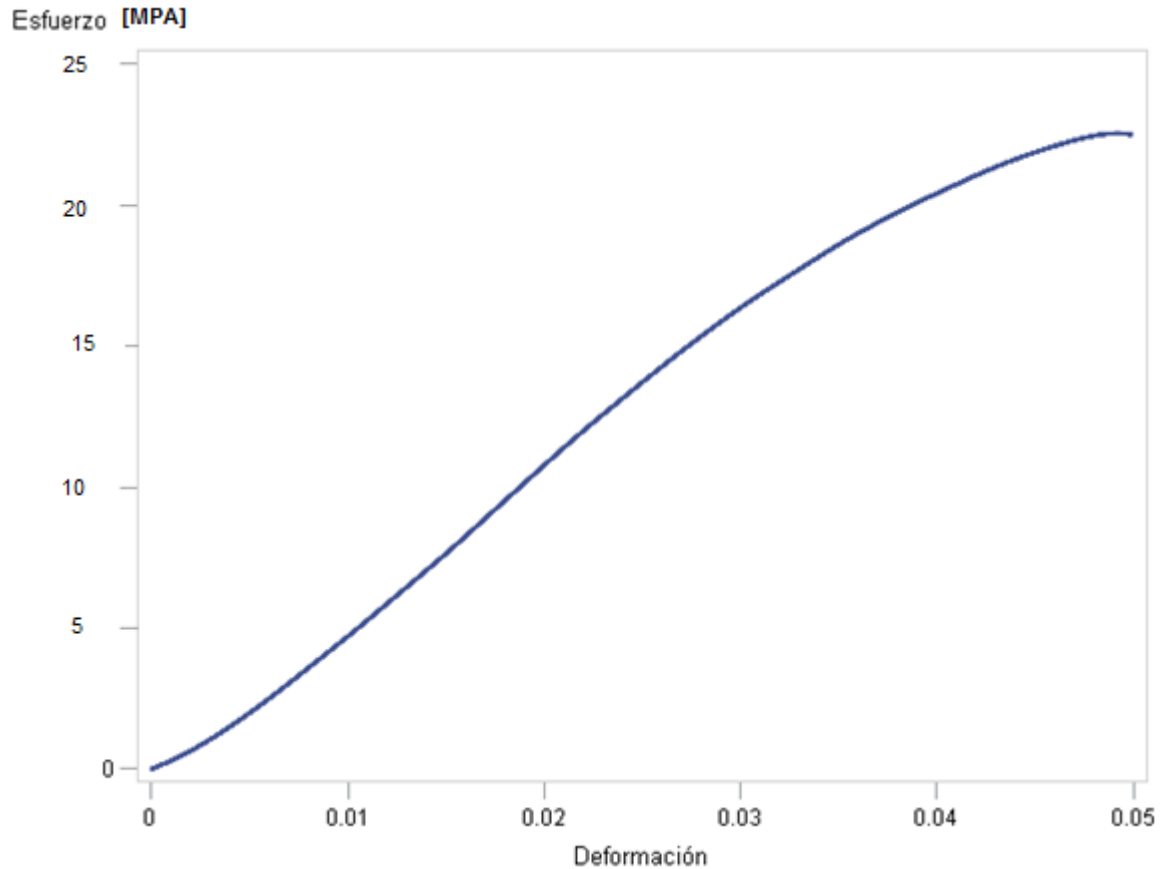


Fig.20 Gráfica de la prueba 1, únicamente con los datos correspondientes a la deformación elástica.

Posteriormente con el mismo software SAS®, se hizo una regresión lineal de los datos, obteniendo así una recta con 98.61% de confianza de acuerdo a los datos obtenidos experimentalmente. En la misma regresión se obtuvo la pendiente de la recta, lo cual, según la Ley de Hooke representa el Módulo de Young (E) del Nukbone®.

En la siguiente imagen se muestra la regresión lineal obtenida de la prueba 1, con ayuda del software SAS®, sobrepuesta sobre los puntos obtenidos experimentalmente.

Esfuerzo [MPa]

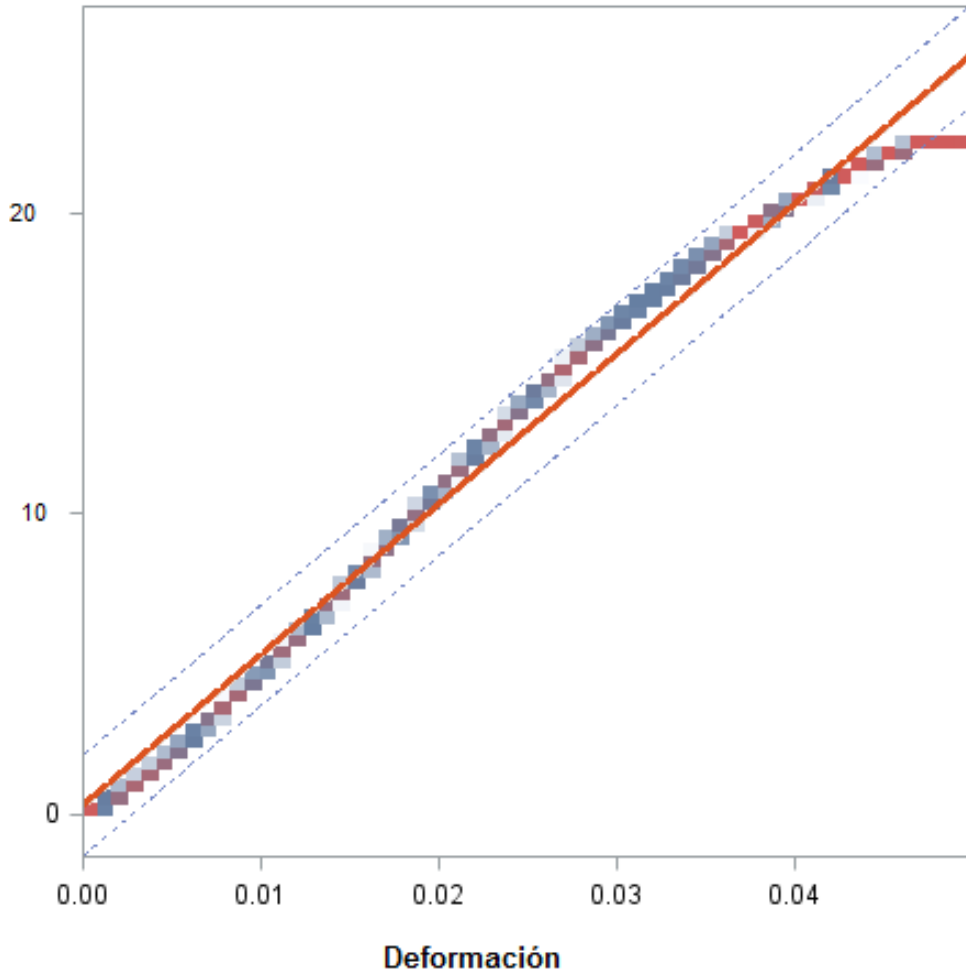


Fig.21 Gráfica de la regresión lineal de la prueba1, obtenida con el software SAS®.

Después de repetir este mismo procedimiento con las 5 pruebas de compresión realizadas en la probetas de Nukbone®, se obtuvo el Módulo de Young, el esfuerzo y la deformación máximos de cada probeta, mostrando los resultados en la siguiente tabla.

Tab.2 Recopilación de los datos obtenidos en las pruebas de compresión:
Módulo de Young, esfuerzo máximo y deformación máxima.

Prueba	Módulo de Young (E) [MPa]	Esfuerzo máximo ($\sigma_{M\acute{a}x}$) [MPa]	Deformación máx. [%]
1	500.281	22.502	4.989
2	339.399	20.218	7.028
3	502.399	19.929	4.452
4	473.269	24.328	5.96
5	394.076	17.925	5.21

Se decidió eliminar la prueba 2, la que más alejada estaba de los parámetros del resto de los ensayos, en el Módulo de Young y en la deformación máxima.

En la siguiente imagen se muestran los resultados de las 4 pruebas de compresión con resultados consistentes, se observan dos curvaturas en todas las gráficas, una en su parte inicial y otra en la final. En el inicio de las pruebas la curva se debe a que las probetas no tienen bases completamente paralelas y planas, por lo que los cabezales de la máquina universal no hacen contacto completo con la probeta y empieza a sensar los datos de la compresión. La curva de la última parte de todas las gráficas puede deberse al inicio de una deformación plástica justo antes de fracturarse la probeta.

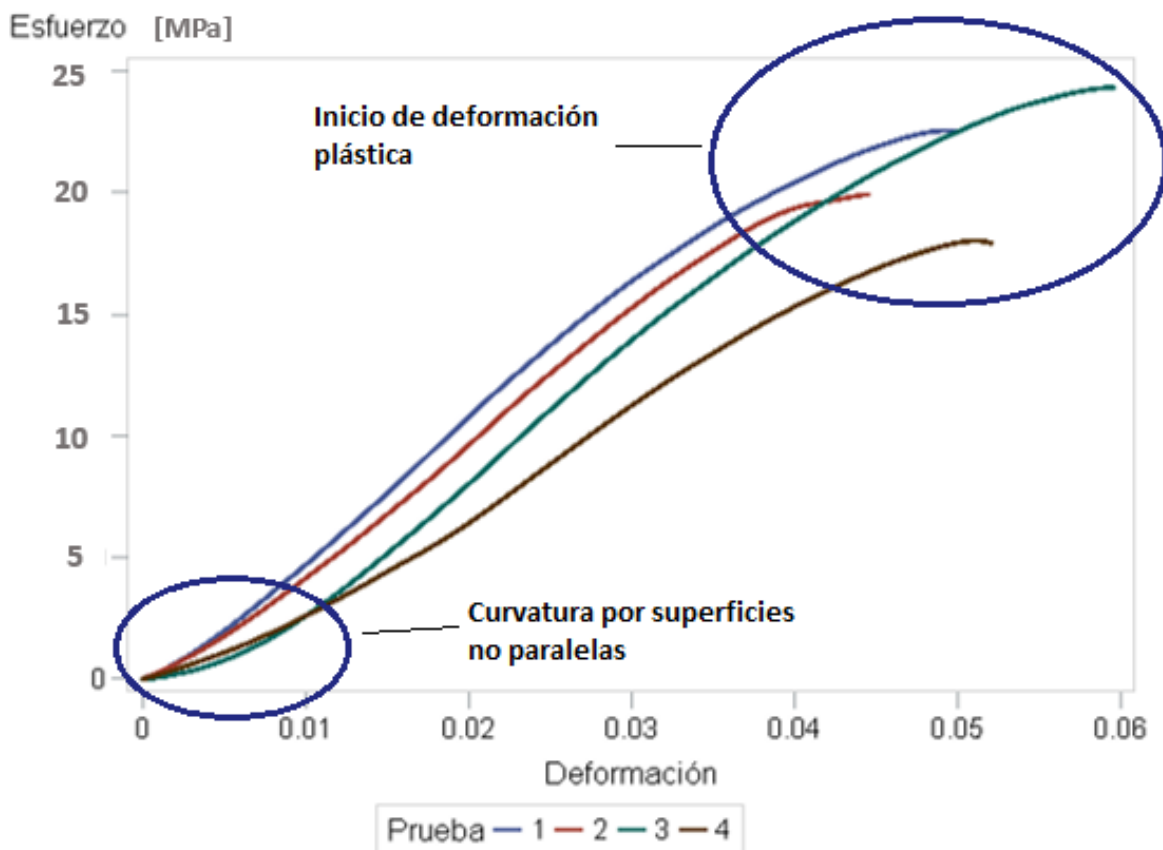


Fig.22 Sección elástica de las 4 pruebas de compresión, representadas en el mismo plano.

En cada una de las 4 pruebas se realizó un ajuste lineal, para obtener la pendiente de la gráfica y así tener el módulo de Young experimental (E), así mismo se obtuvo el esfuerzo máximo antes de la fractura ($\sigma_{Máx}$) y la deformación máxima de cada probeta. En la siguiente tabla se observan dichos resultados, su promedio y un Módulo de Young de hueso esponjoso reportado en la bibliografía.

Tab.3 Recopilación de los datos obtenidos en las pruebas de compresión: Módulo de Young, esfuerzo máximo y deformación máxima, comparados con la bibliografía. [2]

Prueba	Módulo de Young (E) [MPa]	Esfuerzo máximo ($\sigma_{M\acute{a}x}$) [MPa]	Deformación máx. [%]
1	500.281	22.502	4.989
2	502.399	19.929	4.452
3	473.269	24.328	5.96
4	394.076	17.925	5.21
Promedio	467.506	21.171	5.15
Hueso Esponjoso	640.25		

Puede observarse en estas 4 pruebas de compresión un comportamiento muy similar, al menos en su parte lineal, donde se observa la deformación elástica de las probetas. Con una deformación y esfuerzo máximos con una desviación estándar de 12.13% y 13.3% respectivamente, mientras que el Módulo de Young con 10.85%, calculado con la siguiente fórmula:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{N}} \quad \text{Ec(10) [32]}$$

Comparando el valor del módulo de Young de Nukbone® con los reportados del hueso con el hueso esponjoso sin rehidratar, se encontró que el valor experimental es menor al encontrado en un hueso humano sin descellularizar, es decir con la colágena superficial completa, lo que lo dota de una mayor resistencia a la compresión. Este resultado es consistente con la cantidad de colágena contenida en el Nukbone®.

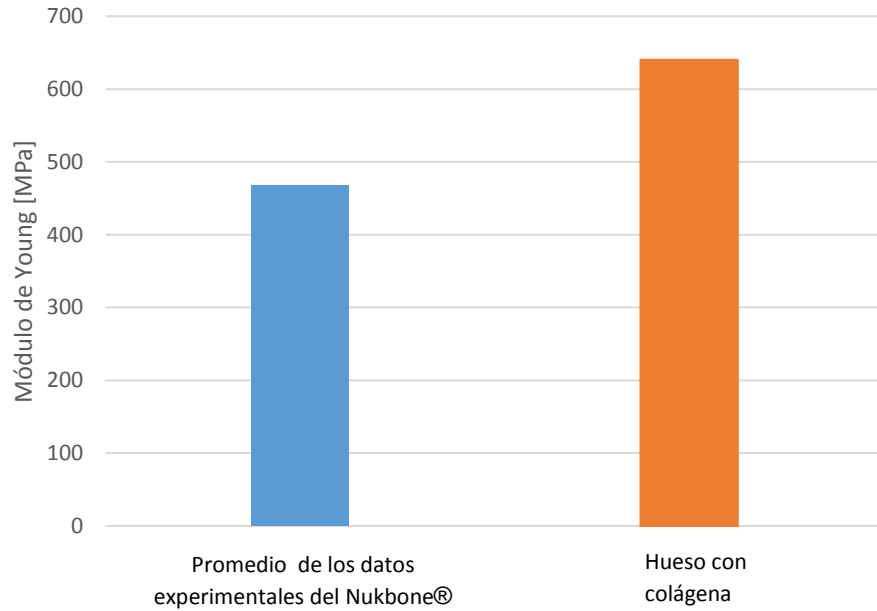


Fig.23 Comparación del módulo de Young del Nukbone® obtenido experimentalmente comparado con los datos obtenidos en la bibliografía. [2]

I.2 Prueba de Dureza

Contrario a lo que se podría esperar con un material tan irregular, la dureza superficial que se encontró en el Nukbone® fue muy consistente en la mayoría de las zonas donde se notaba una densidad trabecular constante. Se presentan a continuación, los datos de 3 de las probetas a las que se le practicó esta prueba.

En la siguiente tabla se muestra las 10 muestras tomadas de cada probeta, eliminando los datos menor y mayor de cada una, se calculó el promedio de todas las medidas de dureza.

Tab.4 Datos obtenidos en la prueba de dureza Rockwell superficial 15N.

Prueba	Probeta		
	1	2	3
1	70	83	80
2	50	68	81
3	68	73	73
4	80	78	68
5	78	21	76
6	75	64	69
7	70	72	80
8	66	72	71.5
9	69	72	69
10	76	70	69.5
Promedio	71.5	70.8125	73.5
	71.937		

En la bibliografía, para materiales cerámicos las escalas de dureza que se utilizan con mayor frecuencia son Vickers y Knoop, por lo que se hizo la conversión de la dureza Rockwell superficial a estas dos escalas. [33]

Tab.5 Equivalencias de dureza en diferentes escalas, en áreas con densidad de trabéculas constante. [33]

Dureza	
HR _{15N}	71.937
Vickers	159.801
Knoop	173.617

Después de una exhaustiva búsqueda, no se encontraron otros estudios de macrodureza en hueso humano, injertos o materiales similares, sin embargo existen varios estudios reportados en la bibliografía de medición de microdureza de huesos corticales y esponjosos, de personas de diferente edad, con distintas enfermedades, en zonas específicas de múltiples huesos y preservados de forma distinta. [13, 14, 34]

Se procedió a transformar los resultados obtenidos experimentalmente a términos de microdureza, para poder comparar los resultados con la literatura, utilizando la siguiente fórmula [35]:

$$\mu HV [GPa] = 0.009807 HV \quad Ec(11)$$

Con lo que el dato experimental obtenido, queda en microdureza de la siguiente forma:

$$\mu HV = 1.567 [GPa]$$

Con los resultados encontrados en la literatura se concluye que no existe una prueba similar realizadas anteriormente, ya que las pruebas hechas en hueso esponjoso fresco reportan datos de microdureza significativamente más altos 9-28 GPa [14, 34], mientras que se han hecho pruebas en hueso cortical descelularizado, obteniendo datos menores al obtenido con el Nukbone®, entre 0.28 y 0.65 GPa [14, 25]. No hay pruebas de dureza reportadas en la naturaleza, donde se estudie hueso esponjoso descelularizado.

1.3 BET

Con este método se determinó el área superficial del material, así como su volumen específico, datos que directamente entrega la máquina:

Tab.6 Datos obtenidos en el ensayo BET, área superficial y volumen específico de la muestra.

BET	
Área específica	5.396 m ² /g
Volumen específico (para poros más chicos de 12ÅØ)	1.599E-3 cm ³ /g

En la siguiente gráfica, obtenida directamente de la máquina Autosorb-1, se puede observar como la adsorción es diferente a la desorción, mostrando un ciclo de histéresis, concluyendo que la muestra tiene poros en forma de cuello de botella y algunas moléculas adsorbidas no pueden salir al final de la prueba. Observándose una isoterma de tipo 2. [29]

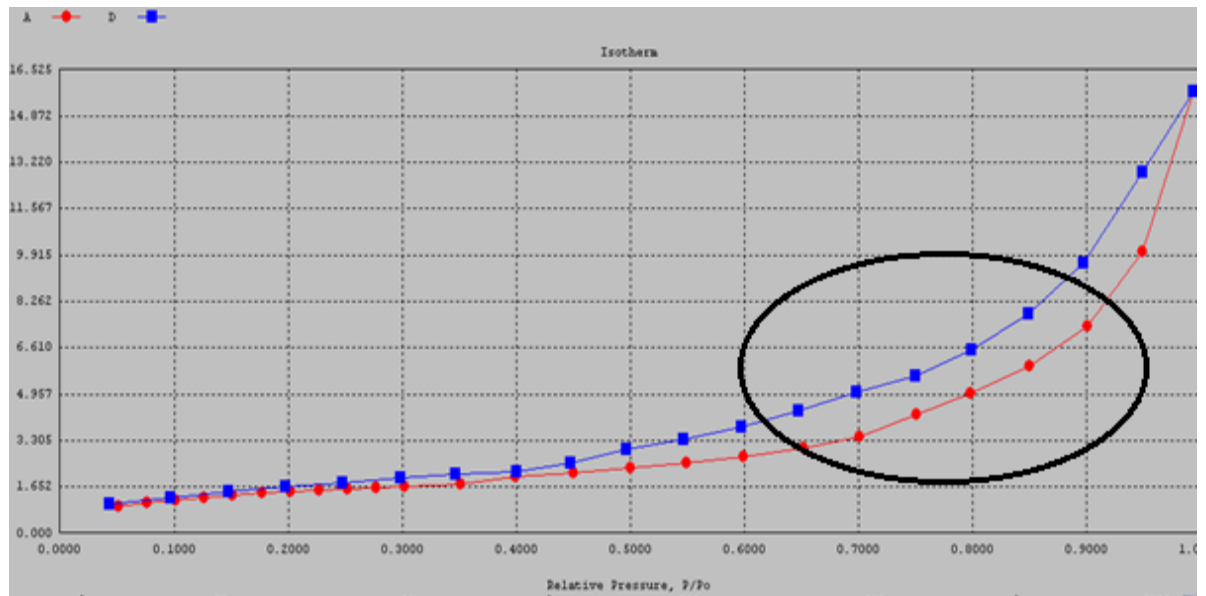


Fig.24 Gráficas de adsorción y desorción de hidrógeno en el Nukbone®.

De la máquina de adsorción de N₂, también se obtuvo la siguiente gráfica, que muestra la densidad de poros (eje Y), según su tamaño (eje X), donde se observa una meseta para los poros que miden entre 100-300 Å, lo que significa un mayor número de poros en el Nukbone® de estos diámetros. Tamaño de poro no visible sin la ayuda de un microscopio.

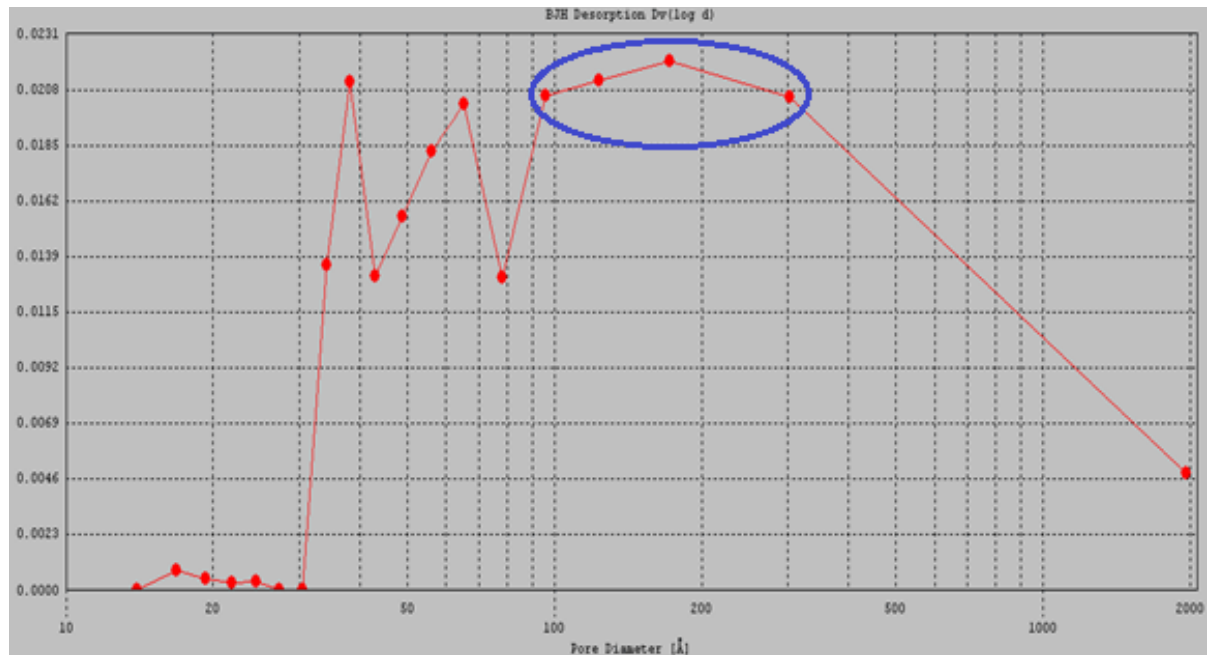


Fig.25 Gráfica del número de poros encontrados en el Nukbone®, según el tamaño de su diámetro en Å.

Gracias a estos resultados se concluyó que la prueba BET no sirve para medir poros más grandes de 2000\AA (2nm), solamente sirve para medir los poros muy pequeños en la superficie de la muestra. Estos poros, para el fin de la osteogénesis y angiogénesis no son significativos, como lo son los macroporos (no confundir con la clasificación de IUPAC) más grandes de $100\ \mu\text{m}$.

En la siguiente imagen se observa el tamaño de poro del Nukbone®, tomada con microscopía electrónica de barrido con electrones secundarios a $5\ \text{kV}$, en una probeta 20mm^2 , sin ningún tipo de recubrimiento y colocada en porta muestras con cintas de carbón. [7]

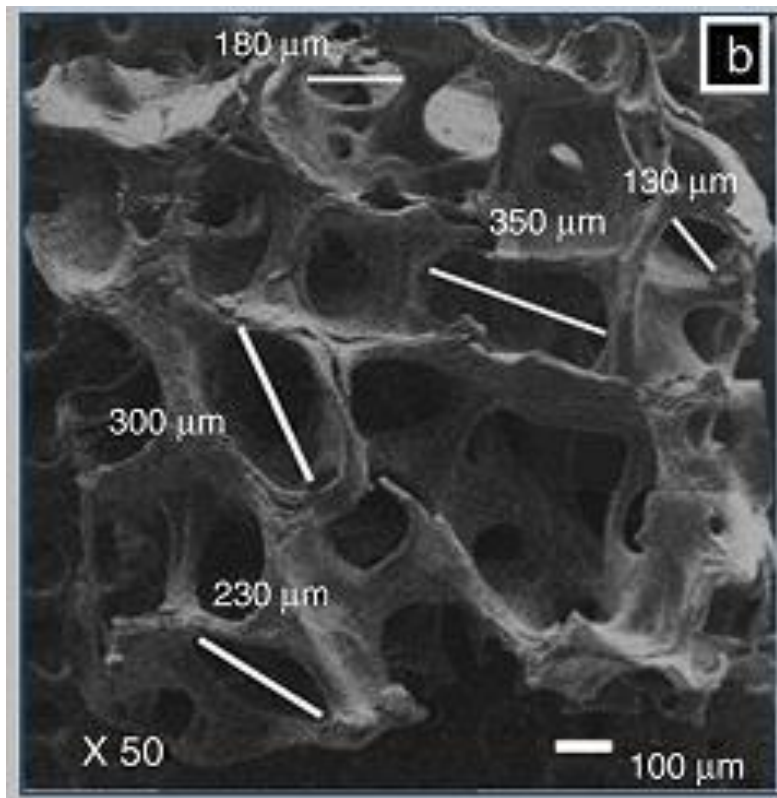


Fig.26 Imagen del tamaño de poro del Nukbone®, tomada en MEB a 50X. [7]

Se puede visualizar la morfología del Nukbone® y se observan diversos tamaños de poro de entre $180\text{-}350\ \mu\text{m}$, siendo el tamaño ideal de poro para favorecer la angiogénesis, proliferación y migración celular en ingeniería de tejido óseo $325\ \mu\text{m}$ [30], resulta evidente de ello que el tamaño de poro varía y que los tamaños de poros son superiores a los que pueden detectarse mediante la prueba BET.

VIII. Observaciones y Conclusiones

Los resultados de la prueba de compresión fueron muy consistentes, los resultados de la deformación máxima tuvieron una desviación estándar de 12.13%, el esfuerzo máximo ($\sigma_{M\acute{a}x}$) de 13.31% y el módulo de Young (E) de 10.85%. Es un 25.83% menor que el mismo estudio realizado en un hueso esponjoso sin descelularizar.

No existe una prueba de compresión reportada con anterioridad sobre un hueso esponjoso descelularizado, con colágena superficial. Por lo que estos resultados se pueden tomar como referente para estudios posteriores en sólidos similares.

Se demostró que la prueba de macrodureza superficial Rockwell N, puede ser una manera adecuada de determinar la dureza de materiales tan porosos como el hueso esponjoso.

No existen pruebas de dureza realizadas en hueso esponjoso sin colágena superficial, reportadas en la bibliografía.

Se obtuvieron datos para el Nukbone® de volumen de poros, tamaño promedio del diámetro y la densidad del tamaño de poro, para poros menores de 2000 Å, además del área superficial, con la prueba de adsorción de Nitrógeno, BET. El tamaño de poro medido por BET podría tener una relación con la adhesión de células, cuando se utiliza como injerto.

Para fines de estudio de angiogénesis, proliferación y migración celular en biomateriales, el tamaño de poro que puede ser medido por la prueba BET no es suficientemente grande.

Los poros presentan una amplia variedad de formas y diámetros (0.25-2mm), interconectándose entre ellos, lo que representa la estructura óptima para la adhesión y proliferación celular, mientras que su estructura puede guiar la formación de vasos sanguíneos dentro del injerto, ya que se necesitan poros interconectados de al menos 150µm, cualidad que el Nukbone® cumple perfectamente.

El Nukbone® demuestra, a partir de los resultados de las pruebas propuestas y realizadas en este trabajo, ser un material apropiado para promover el crecimiento óseo regenerativo.

A pesar de que el hueso humano es un material muy estudiado, no existe una técnica establecida ni normas para las pruebas mecánicas que nos permitan entender su funcionamiento por completo. Al entender su comportamiento se puede usar como base para diseñar nuevos materiales con baja densidad, alta resistencia y estructura sumamente eficiente.

IX. Referencias Bibliográficas

- [1] Lizarde, MA., *Sustituto de tejidos: de los biomateriales a la ingeniería tisular*. Revista de la Real Academia de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales (Esp.). Vol 101, pp 227-249 (2007).
- [2] Cerrud, SM., Narváez, CMY., Muñoz, GV., Schouwenaars, R., *Modelado del Comportamiento Mecánico del Hueso (análisis de los efectos del grado de hidratación)*, Ingeniería Mecánica, Tecnología y Desarrollo, SOMIM, Vol. 1, No. 5, pp 228-232, (2005).
- [3] Bellido, ADA., "Los biomateriales". ALEPH ZERO 46. Octubre – Diciembre(2007).
- [4] Helsen, JA., Missirlis, Y., *Biomaterials A Tantalus*, Ed Springer, EU (2010).
- [5] Buddy, DR., *Biomaterials Science, An Introduction to Materials in Medicine*, Ed Elsevier In., 2° edición, China (2004).
- [6] Piña, BMC., Canul VDE., *Diccionario de Términos Usados en Biomateriales y Técnicas Relacionadas*, Biocriss, UNAM (2009).
- [7] Leon, MBH., *Caracterización Físico-Química de las Membranas de Colágena de Origen Óseo*, UNAM, Posgrado en Ciencias Odontológicas y de la Salud, (Septiembre 2013).
- [8] Vallejo, GJC., *Biomateriales y Hueso*, Elsevier, pp 59-60, España (2013).
- [9] Jiménez QJC., *Propiedades Mecánicas del Hueso Esponjoso Porcino en Pruebas de Tracción*, Ingeniero Mecánico, Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Ingeniería (2008).
- [10] Sears, FW., Zemansky, MW., Young, HD., Freedman RA., *Física Universitaria*, Addison Wesley Longman, Vol.1, p. 274, México (1998).
- [11] Miles, AW., Tanner, KE., *Stain Measurement in Biomechanics*, Chapman Hall, p. 58-59, Londres (1992).
- [12] Weller, BF., *Diccionario Enciclopédico de Ciencias de la Salud*, McGraw-Hill Interamericana (1997).
- [13] Weaver, J.K., *The Microscopic Hardness of Bone*, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 48-A, No. 2, Marzo, Albuquerque, Nuevo Mexico (1966).
- [14] Bankoff, ADP., *Biomechanical Characteristics of the Bone*, University of Campinas, Brazil, Human Musculoskeletal Biomechanics, (2012).
- [15] Benavides, JC., *Efecto del Tiempo de Rehidratación del Aoinjerto Óseo Liofilizado Corticoesponjoso Tras Someterlo a Pruebas de Compresión Mecánica*, Especialidad en Ortopedia, Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Medicina, Hospital General del Estado de Sonora Dr. Ernesto Ramos Bours (2015).
- [16] Ramírez, HJM., *Estudio del Mecanismo de Corrosión en un Biomaterial Base Magnesio*, Maestría en Ingeniería, Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Química (2013).

- [17] Presbítero, EG., *Pruebas mecánicas en implantes*, Materiales Avanzados, Núm. 7:21-26 (2006).
- [18] Donald L. Piermattei., *Brinker, Piermattei, and Flo's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair* (Fourth Edition). W B Saunders Company (2006).
- [19] Andrades P., Sepúlveda S., Wisnia P., *Injertos*, Apuntes de Cirugía Plástica, Universidad de Chile (2014).
- [20] Mundy, GR., *Cytokines and Growth Factors in the Regulation of bone Remodelling*, Journal of Bone and Mineral Research, No 8 (1993).
- [21] Piña, BMC., Murguía AN., Palmar BR., Lima E. *Caracterización de hueso de bovino anorgánico: Nukbone*. Acta Ortopédica Mexicana 20(4): 150-155 (2006).
- [22] Montalvo-Javé E., Mendoza BG., Valderrama TA., Piña BMC., Montalvo-Arenas C., Rojas MF., León MB., García PM., Jaime LA., Albores SJ., Tapia-Jurado J., *Absorbale bioprosthesis for the treatment of bile duct injury in an experimental model*, International Journal of Surgery, 20: 163-169 (2015).
- [23] Rodríguez, FN., Rodríguez, HAG., Enríquez, JJ., Alcántara, QLE., Fuentes, ML., Piña, BMC., Zepeda, RA., Ambrosio, JR., *Nukbone® promotes proliferation and osteoblastic differentiation of mesenchymal stem cells from human amniotic membrane*, Biochemical and Biophysical Research Communications 434: 676-680 (2013).
- [24] Cueva del Castillo, JF., Osuna, JF., Elizondo, F., Pérez, O., Pérez, A., Hernández, S., Mejía, C., *Aplicación de xenoimplante para el tratamiento de defectos óseos, tumores benignos, pseudoartrosis y artrodesis. (Reporte preliminar)*, Acta Ortopédica Mexicana 21(1): 31-36 (2007).
- [25] Cowin, Stephen C., *Bone Mechanics Handbook*, Boca Raton (2001).
- [26] Bayer, H., *Hardness Testing*, ASM International (1987).
- [27] Hecker, R., Vicente, D. *Apuntes de Dureza*. Conocimiento de los Materiales. Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de la Pampa.
- [28] Benavente, GD., *Modelización y Estimación de la Durabilidad de Materiales Pétreos Porosos Frente a la Cristalización de Sales*, Tesis Doctoral, Alicante España (2002).
- [29] IUPAC, *Recommendations*, Pure Appl Chem, 1994, Vol.66: 1973.
- [30] Murphy, CM., Haugh, MG., O'Brien, F., *The Effect of Mean Pore Size on Cell Attachment, Proliferation and Migration in Collagen-Glycosaminoglycan Scaffolds for Bone Tissue Engineering*, Biomaterials, Vol. 31, pp. 461-466. (2010).
- [31] Lowell, S., Shields, J., Rhomas, M., Thommes, M., *Characterization of Porous Solids and Powders: Surface Area, Pore Size and Density, by Lowell, 4th Edition*. Springer (2006).
- [32] Ross, SM., *Introductory Statics*, Elsevier Inc., Segunda Edición, California EUA (2005).
- [33] ASTM, *Standard Hardness Conversion Tables for Metals, E381-84, 1984, 3.01*

- [34] Zysset, P.K., *Indendtation of Bone Tissue: a Short Review*, Bone Quality Seminars: Ultrastructure, 20: 1049-1055, International Osteoporosis Foundation and National Osteoporosis Foundation, April (2009).
- [35] Annual Book of ASTM Standards, E 384-99, ASTM: 1999, 3.01.
- [36] Masson, *Diccionario Terminológico de Ciencias Médicas*, Ediciones Científicas y Técnicas S.A., 13° Edición (1992).
- [37] Clayton, T., *Taber's Diccionario Médico Enciclopédico*, El Manual Moderno S.A. de C.V. (1997)
- [38] Farlex and Partners, *Medical Dictrionary*, (2009).
- [39] Weller, BF., *Diccionario Enciclopédico de Ciencias de la Salud*, McGraw-Hill Interamericana (1997).
- [40] *Miller-Kane Encyclopedia and Dictionary of Medicine, Nursing, and Allied Health*, 7° Edición (2003).
- [41] Mundy, GR., *Cytokines and Growth Factors in the Regulation of bone Remodelling*, Journal of Bone and Mineral Research, No 8 (1993).

X. Apéndices

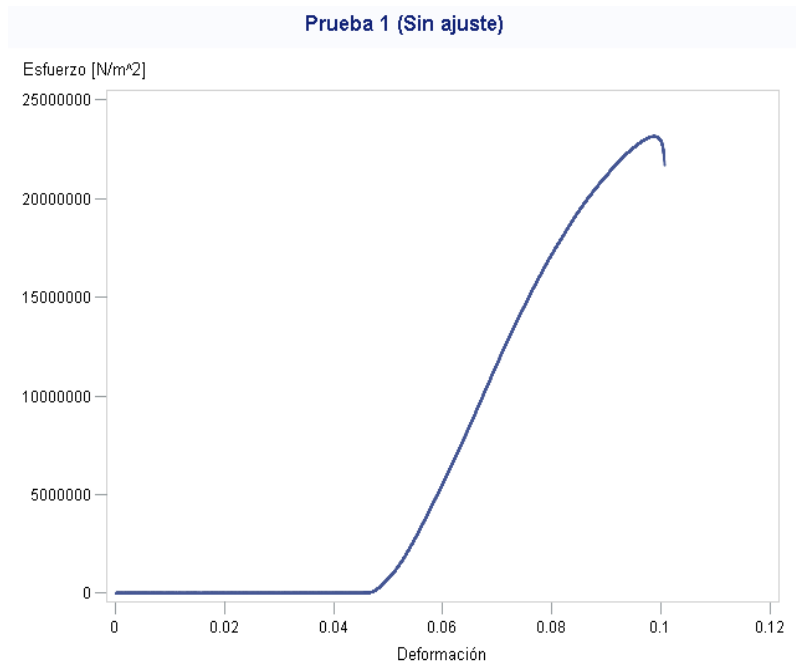
Ensayo de Dureza Rockwell

	Scale Symbol	Indenter Type (Ball dimensions indicate diameter.)	Preliminary Force N (kgf)	Total Force N (kgf)	Typical Applications
Regular Rockwell Scales	A	Spheroconical Diamond	98.07 (10)	588.4 (60)	Cemented carbides, thin steel, and shallow case hardened steel.
	B	Ball - 1.588 mm (1/16 in.)	98.07 (10)	980.7 (100)	Copper alloys, soft steels, aluminum alloys, malleable iron, etc.
	C	Spheroconical Diamond	98.07 (10)	1471 (150)	Steel, hard cast irons, pearlitic malleable iron, titanium, deep case hardened steel, and other materials harder than HRB 100.
	D	Spheroconical Diamond	98.07 (10)	980.7 (100)	Thin steel and medium case hardened steel, and pearlitic malleable iron
	E	Ball - 3.175 mm (1/8 in.)	98.07 (10)	980.7 (100)	Cast iron, aluminum and magnesium alloys, and bearing metals
	F	Ball - 1.588 mm (1/16 in.)	98.07 (10)	588.4 (60)	Annealed copper alloys, and thin soft sheet metals.
	G	Ball - 1.588 mm (1/16 in.)	98.07 (10)	1471 (150)	Malleable irons, copper-nickel-zinc and cupro-nickel alloys
	H	Ball - 3.175 mm (1/8 in.)	98.07 (10)	588.4 (60)	Aluminum, zinc, and lead.
	K	Ball - 3.175 mm (1/8 in.)	98.07 (10)	1471 (150)	Bearing metals and other very soft or thin materials. Use smallest ball and heaviest load that does not give anvil effect.
	L	Ball - 6.350 mm (1/4 in.)	98.07 (10)	588.4 (60)	
	M	Ball - 6.350 mm (1/4 in.)	98.07 (10)	980.7 (100)	
	P	Ball - 6.350 mm (1/4 in.)	98.07 (10)	1471 (150)	
	R	Ball - 12.70 mm (1/2 in.)	98.07 (10)	588.4 (60)	
	S	Ball - 12.70 mm (1/2 in.)	98.07 (10)	980.7 (100)	
V	Ball - 12.70 mm (1/2 in.)	98.07 (10)	1471 (150)		
Superficial Rockwell Scales	15N	Spheroconical Diamond	29.42 (3)	147.1 (15)	Similar to A, C and D scales, but for thinner gage material or case depth.
	30N	Spheroconical Diamond	29.42 (3)	294.2 (30)	
	45N	Spheroconical Diamond	29.42 (3)	441.3 (45)	
	15T	Ball - 1.588 mm (1/16 in.)	29.42 (3)	147.1 (15)	Similar to B, F and G scales, but for thinner gage material.
	30T	Ball - 1.588 mm (1/16 in.)	29.42 (3)	294.2 (30)	
	45T	Ball - 1.588 mm (1/16 in.)	29.42 (3)	441.3 (45)	
	15W	Ball - 3.175 mm (1/8 in.)	29.42 (3)	147.1 (15)	Very soft material.
	30W	Ball - 3.175 mm (1/8 in.)	29.42 (3)	294.2 (30)	
	45W	Ball - 3.175 mm (1/8 in.)	29.42 (3)	441.3 (45)	
	15X	Ball - 6.350 mm (1/4 in.)	29.42 (3)	147.1 (15)	
	30X	Ball - 6.350 mm (1/4 in.)	29.42 (3)	294.2 (30)	
	45X	Ball - 6.350 mm (1/4 in.)	29.42 (3)	441.3 (45)	
	15Y	Ball - 12.70 mm (1/2 in.)	29.42 (3)	147.1 (15)	
	30Y	Ball - 12.70 mm (1/2 in.)	29.42 (3)	294.2 (30)	
45Y	Ball - 12.70 mm (1/2 in.)	29.42 (3)	441.3 (45)		

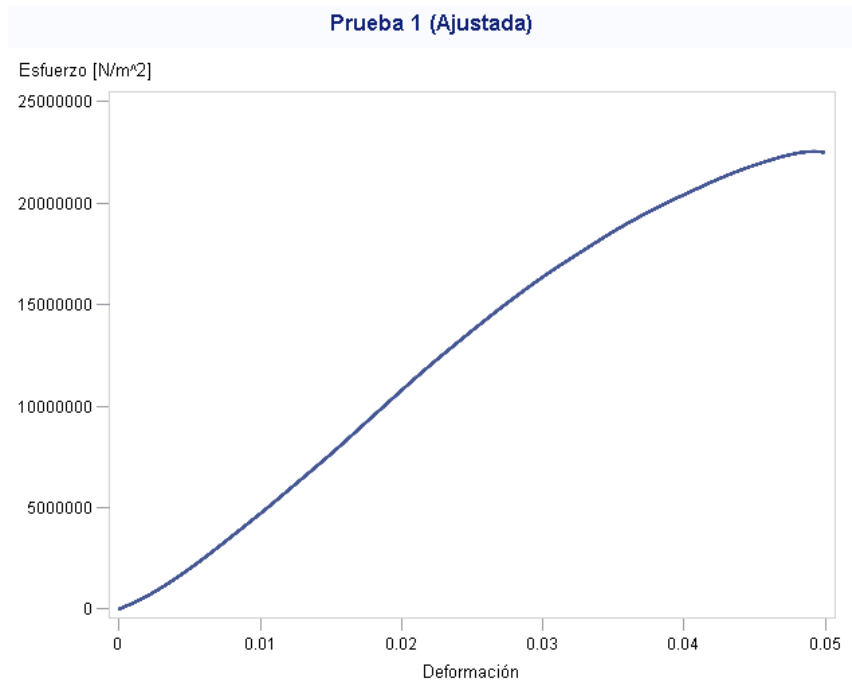
Escala de dureza Rockwell con sus correspondientes cargas, tipo de indentador y aplicaciones típicas. [28]

Obtención del Módulo de Young en la Prueba de Compresión

Prueba 1



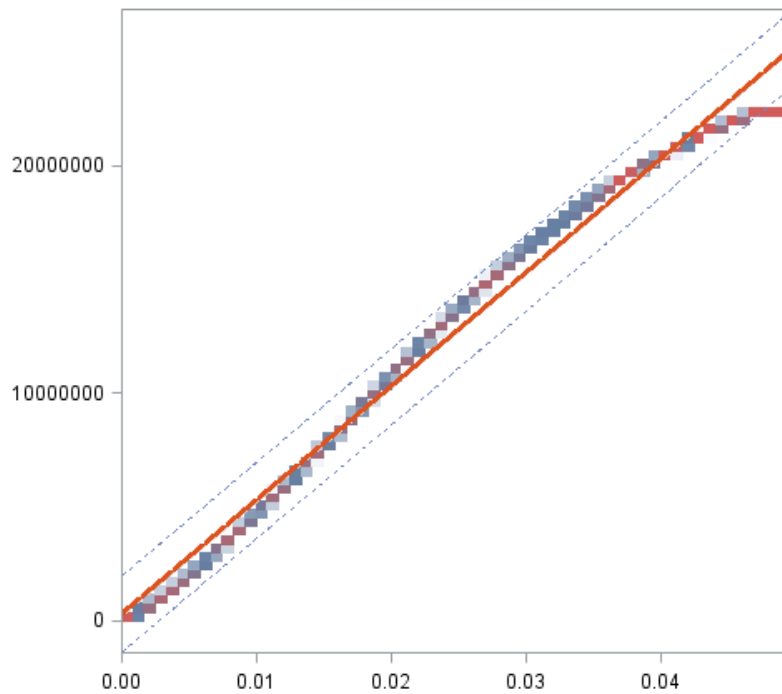
Gráfica de esfuerzo vs deformación, obtenida directamente de la máquina, en la prueba 1 del ensayo de compresión.



Prueba 1, ajustada después de haber eliminado la sección anterior a que la probeta sea tocada por los cabezales de la máquina y posterior a que se fracture por primera vez, quedando solo la parte elástica del material.

Regresión Lineal

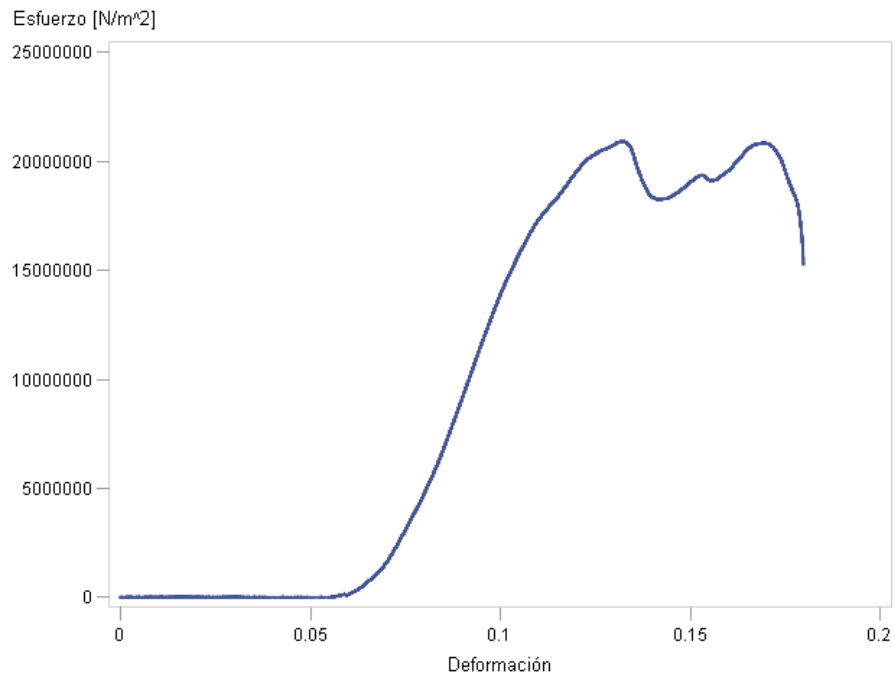
Prueba 1



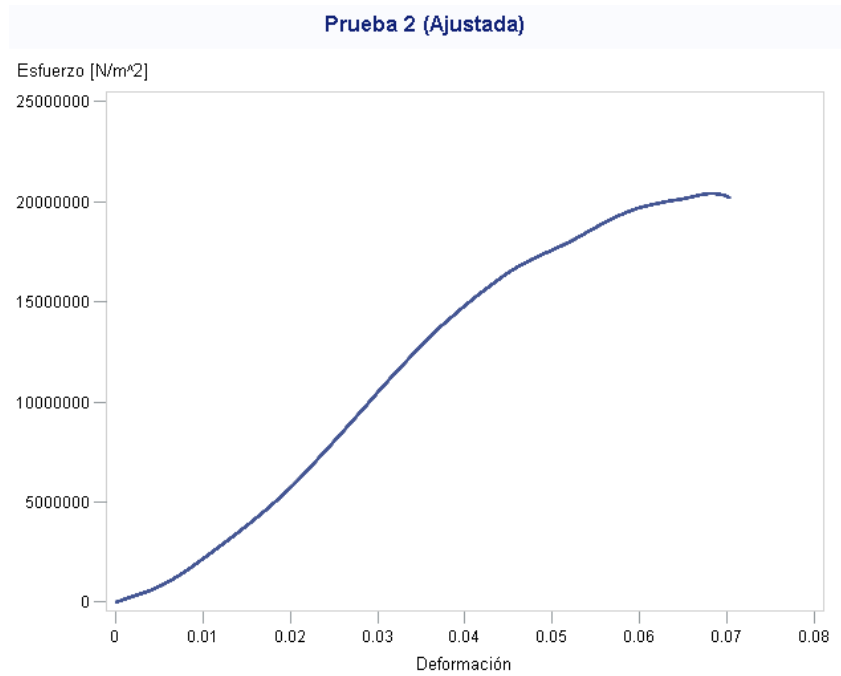
Ajuste lineal aplicado a la gráfica de la prueba 1 después del primer ajuste, se realizó con el software SAS®, con un 98.61% de confianza.

Prueba 2

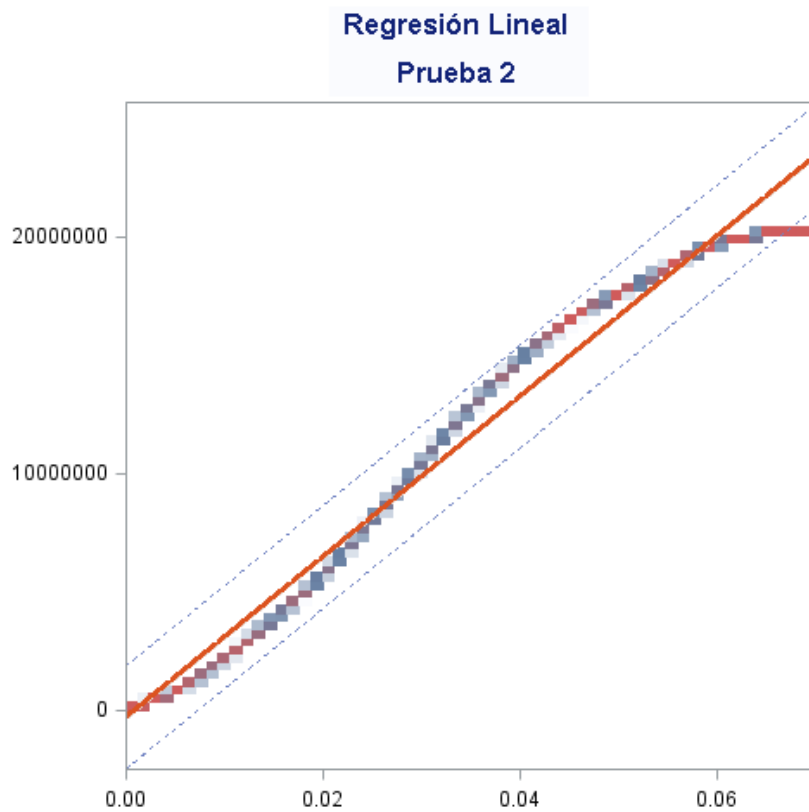
Prueba 2 (Sin ajuste)



Prueba de compresión 2 antes de ajustes.

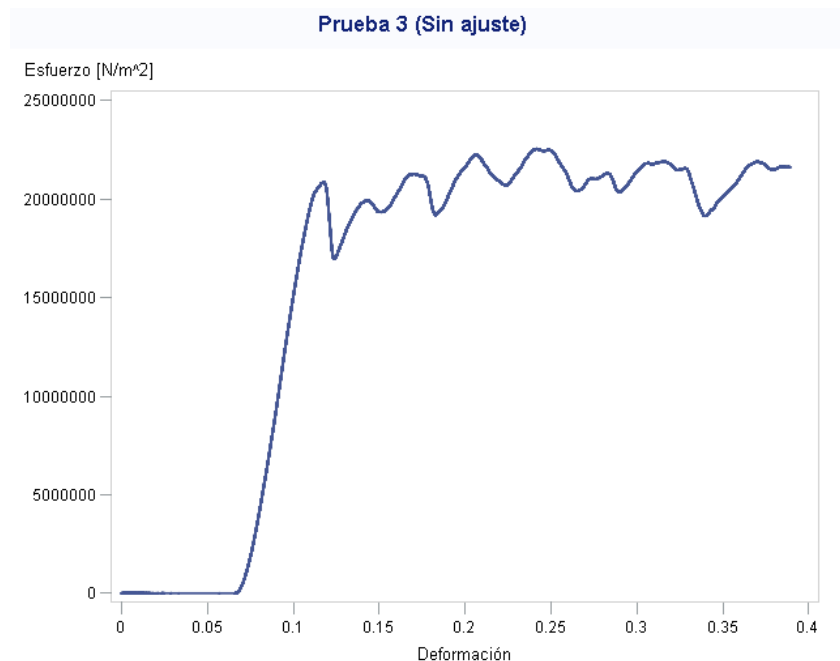


Parte elástica de la prueba 2 y con ajuste de unidades.

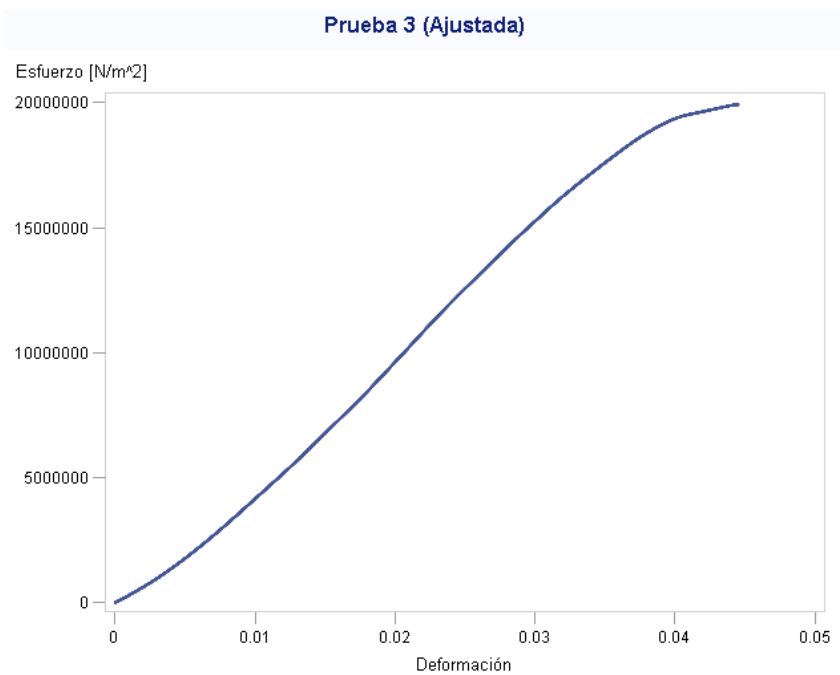


Ajuste lineal de la prueba 2, 97.47% de confianza.

Prueba 3

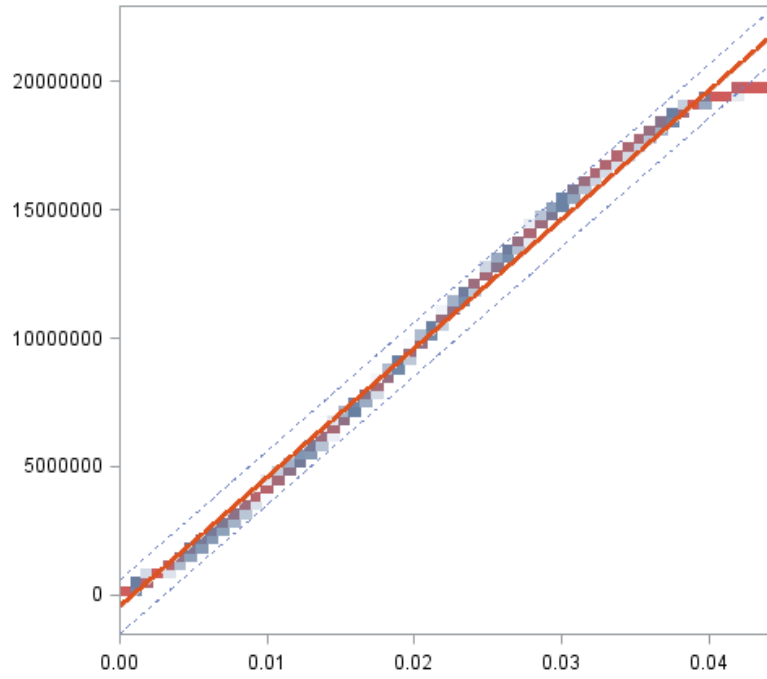


Gráfica de la prueba 3, donde se observan un número muy alto de pequeñas fracturas en las trabéculas durante la prueba.



Parte elástica de la prueba 3 y con ajuste de unidades.

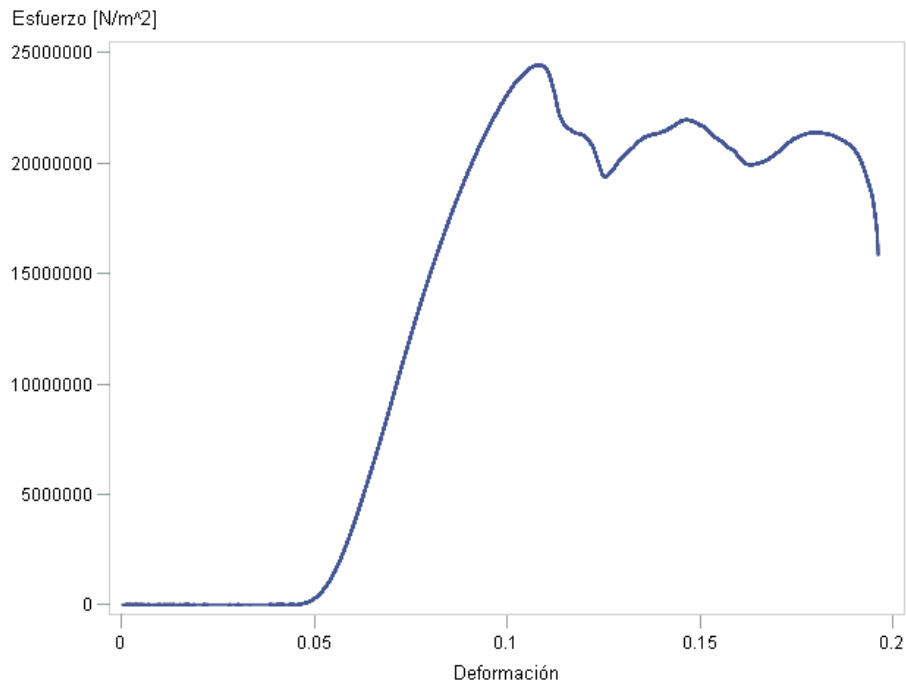
**Regresión Lineal
Prueba 3**



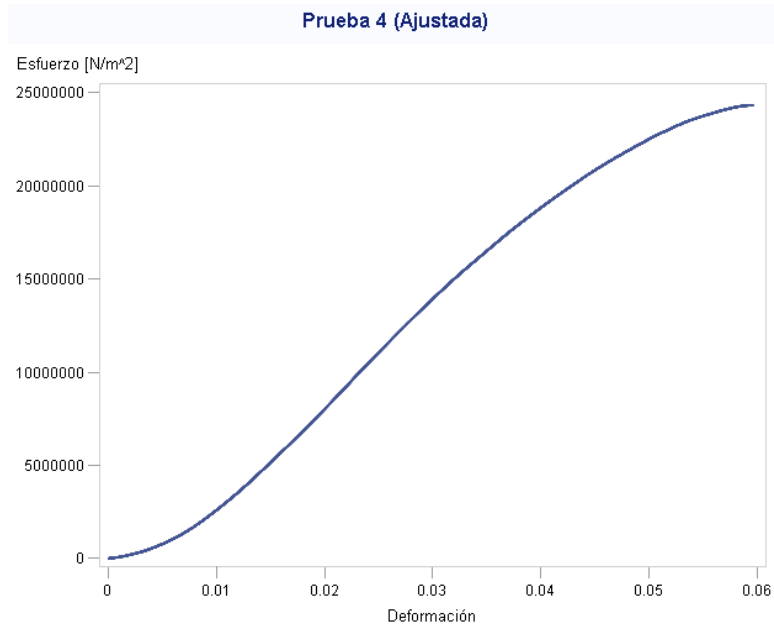
Ajuste lineal de la prueba 3, 99.32% de confianza.

Prueba 4

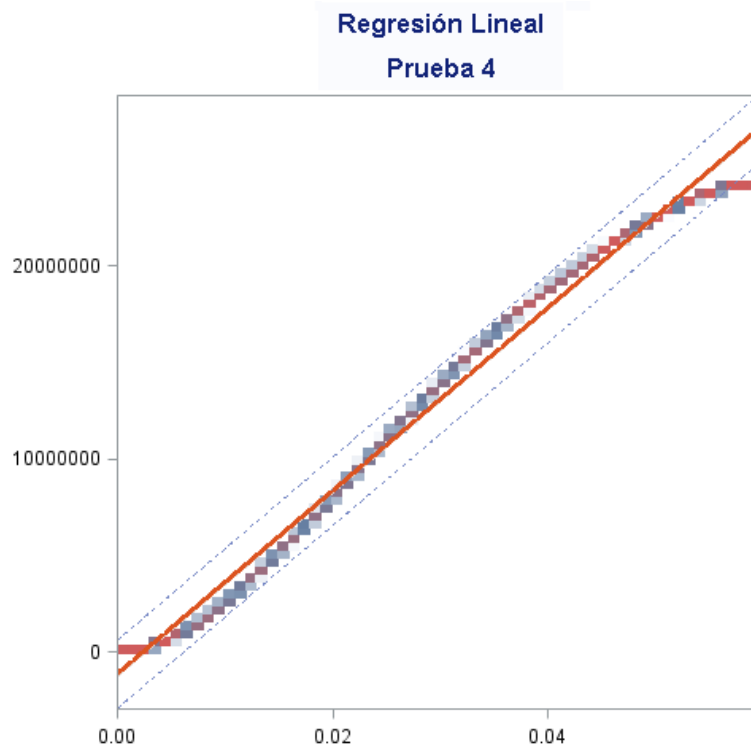
Prueba 4 (Sin ajuste)



Prueba de compresión 4 antes de ajustes.

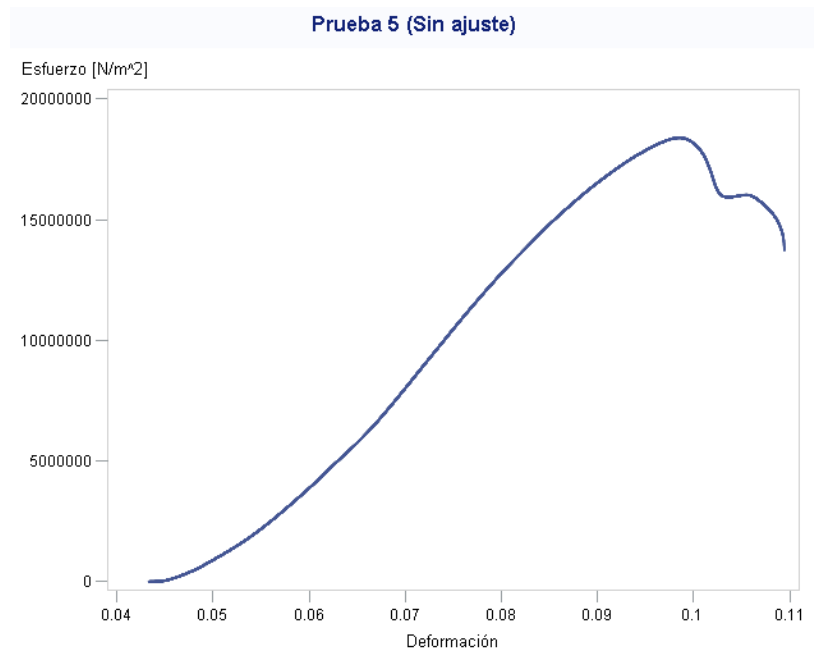


Parte elástica de la prueba 4 y con ajuste de unidades.

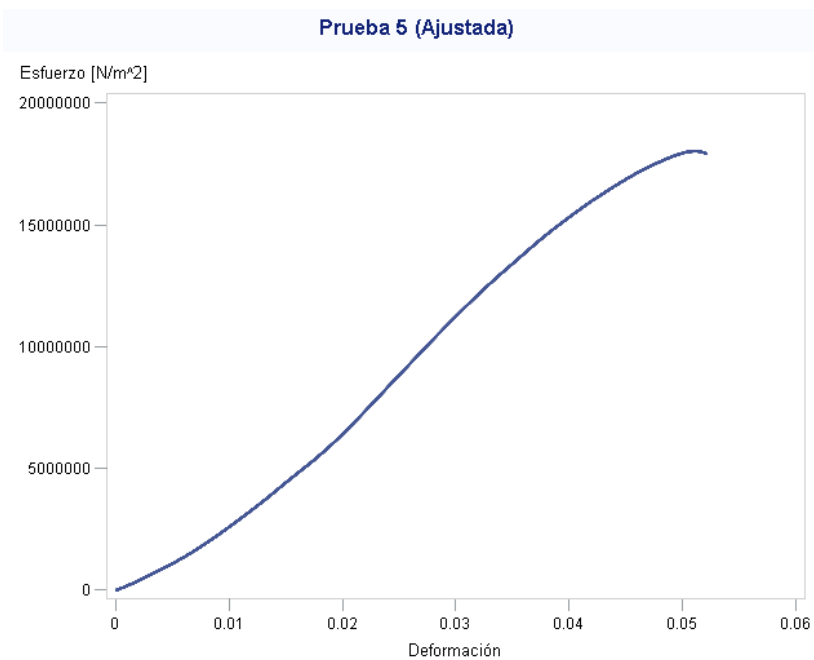


Ajuste lineal de la prueba 4, 98.79% de confianza.

Prueba 5

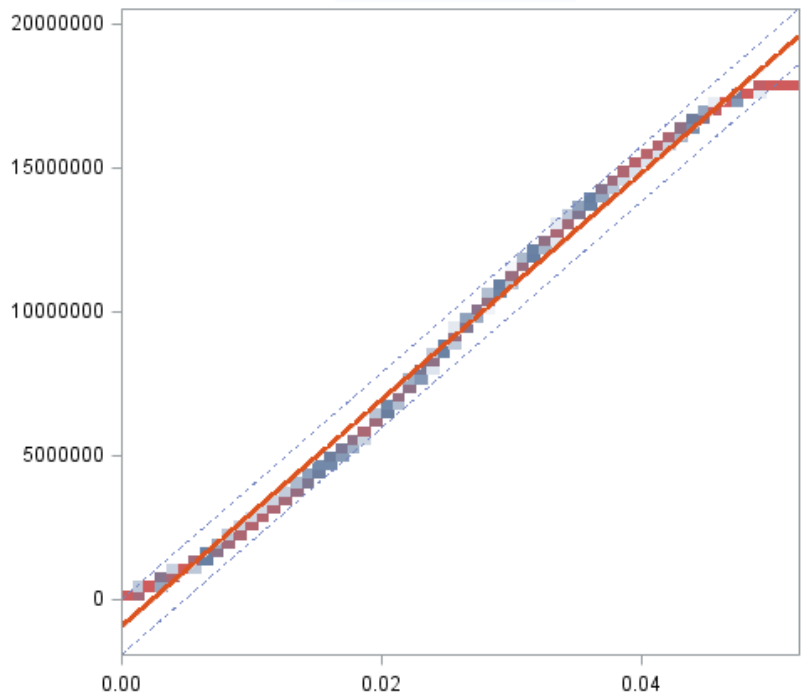


Prueba de compresión 5 antes de ajustes.



Parte elástica de la prueba 5 y con ajuste de unidades.

Regresión Lineal Prueba 5



Ajuste lineal de la prueba 5, 99.32% de confianza.

Glosario

- **Absorción:** (Lt. *absorptio*) 1. Penetración de un líquido en la estructura interna de un sólido y su retención en el interior de este. [36] 2. Captación de líquidos por sólidos, o de gases por sólidos o líquidos. [37]
- **Adsorbato:** Cualquier cosa (o sustancia) que se adsorbe. [37]
- **Adsorción:** (Lt. *ad*, a + *sorbere*, chupar) 1. Adherencia de una sustancia líquida o gaseosa a la superficie de un sólido. 2. Fijación de una sustancia a la superficie de otro material. [37]
- **Angiogénesis:** (Gr. *angeion*, vaso + *genos*, producir + *sis*, acción) Proceso fisiológico que consiste en la formación de vasos sanguíneos nuevos a partir de los vasos sanguíneos preexistentes. [37]
- **Aloinjerto:** Injerto proveniente de algún individuo de la misma especie, también llamado homoinjerto. [6]
- **Andamio:** 1. Marco o elemento estructural que mantiene las células o tejidos juntos. 2. Soporte, natural o artificial, que mantiene el contorno del tejido. [38]
- **Angiogénesis:** Formación de nuevos vasos sanguíneos. [6]
- **Artrodesis:** (Gr. *arthron*, articulación + *desis*, unión). Inmovilización quirúrgica de una articulación; anquilosis artificial. [37]
- **Artroplastía:** (Gr. *arthron*, articulación + *plassein*, formar.) Procedimiento quirúrgico para dar nueva forma o reconstruir una articulación enferma. Puede usarse para aliviar el dolor, permitir la función normal o corregir un defecto articular del desarrollo hereditario. Quizá sea necesario utilizar una articulación artificial. [37]
- **Autoinjerto:** Injerto proveniente del mismo individuo. [6]
- **Biocompatibilidad:** Capacidad de un material para desarrollar una respuesta adecuada en el huésped en una aplicación específica. [38]
- **Biónica:** Estudio científico de las funciones, características y fenómenos que se observan en el mundo vivo; aplicación de los conocimientos adquiridos en esta ciencia a sistemas vivos. [39]
- **Citosina:** Base pirimidínica que se encuentra en los ácidos nucleicos. [39]
- **Desorción:** Proceso contrario a la adsorción.
- **Escisión:** (Lt. *scissio*, corte + *onis*, división). 1. Extirpación de un tejido u órgano. 2. División, disociación, fisuración o desdoblamiento de un órgano o tejido mediante incisión. [36]
- **Genotóxico:** (Gr. *gennan*, producir + *toxikon*, veneno) Tóxico al material genético de las células. [37]
 - **Genotóxico, daño.** Lesión a los cromosomas celulares. Puede ser determinada señalando el número de micronúcleos en los tejidos blancos. Cuando se divide una célula con material genético dañado, permanecen en el citoplasma fragmentos de cromosomas y micronúcleos. [37]
- **Histéresis:** Tendencia de un material a conservar una de sus propiedades, en ausencia del estímulo que la ha generado. [40]
- **Homeostasis:** Tendencia de los sistemas biológicos a mantener su estabilidad mientras se ajustan en forma continua a condiciones óptimas para la supervivencia. [39]

- **Implante:** (Lt. *in-*, dentro + *plantare*, plantar). Lo que se implanta, como una pieza de tejido, un diente, un medicamento, o un tubo... También se incluyen materiales plásticos, líquidos o sólidos usados para aumentar tejidos o para rellenar áreas traumática o quirúrgicamente. Las articulaciones artificiales son un ejemplo de implante. [37]

- **Inerte:** (Lt. *iners*, no hábil, ocioso). 1. No activo, perezoso. 2. En química, que no tiene tendencia o capacidad, o muy poca, para reaccionar con otras sustancias químicas. [37]

- **Integración estructural:** es la fuerza estructural del material injertado en compresión y resistencia a la torsión. [18]

- **Isoinjerto:** Injerto proveniente de un individuo genéticamente idéntico. [6]

- **Isoterma:** Relación en el equilibrio entre la cantidad de gas adsorbido y la presión del gas a temperatura constante. [12]

- **Neoplasia:** (Gr. *neos*, nuevo + *plassein* formar) totalmente controlada por los sistemas reguladores del organismo y tienen un carácter a veces progresivo. [36]

- **Neoplastia:** (Gr. *neos*, nuevo + *plassein*, formar) Formación o reparación quirúrgica de partes. [37]

- **Osteoartritis, Osteoartrosis:** (Gr. *osteon*, hueso + *athron*, articulación + *itis*, inflamación) 1. Enfermedad crónica que afecta las articulaciones, en especial las que soportan peso. Caracterizada por la destrucción de cartílago articular, crecimiento excesivo del hueso con formación de labiado y osteófitos y deterioro de la función.

Esta enfermedad es una consecuencia casi inevitable del envejecimiento y es causa mayor de incapacidad crónica intensa, con afectación de cerca de 10% de la población mayor de 60 años de edad. [37]

- **Osteoblastos:** (Gr. *osteon*, hueso + *blastos*, germen) Célula que se desarrolla en el interior del hueso y que contribuye directamente a la producción del tejido óseo. Los osteoblastos son células grandes, ovaladas, de citoplasma basófilo y núcleo excéntrico, reunidos en grupos de 10-12. [41]

- **Osteocitos:** Un cierto número de osteoblastos quedan atrapados en las lagunas de la matriz, pasando a ser osteocitos. Los osteocitos están interconectados por un sistema de canaliculos aunque ya no excretan materiales de la matriz. Los osteocitos pasan por varias fases de maduración hasta que quedan completamente rodeados por la matriz y se mantienen en un estado de aparente reposo. La fase formativa es la que tiene lugar cuando todavía mantienen una actividad osteoblástica quedando atrapados en un tejido parcialmente osteoide. La fase de resorción corresponde a un periodo de la vida del osteocito en la que es capaz de resorber la matriz ósea del borde de la laguna (fase osteolítica) y, finalmente, en la fase degenerativa y fragmentación del núcleo los osteocitos probablemente mueren. Se desconoce la causa de degeneración de osteocitos. [6]

- **Osteoclastos:** (Gr. *osteon*, hueso + *klastos*, roto) Célula grande multinuclear de la médula ósea, cuya función es la reabsorción del tejido óseo. [41]

- **Osteoconducción:** una matriz bioactiva que provee el marco adecuado para crecimiento óseo. Ésta matriz provee soporte y facilita el crecimiento fibrovascular, migración de células progenitoras del hospedero hacia el andamiaje, unión de osteoblastos y eventualmente formación de nuevo hueso. Ésta habilidad depende del contacto directo con las superficies óseas. [18]

- **Osteogénesis:** (Gr. *osteon*, hueso + *gennan*, producir) 1. Proceso por el cual un injerto con células osteogénicas que cuentan con la maquinaria para sintetizar osteoblastos o células progenitoras capaces de sobrevivir el proceso de trasplantarlo y producir hueso nuevo. [18] 2. Formación y desarrollo de hueso que se lleva a cabo en tejido conjuntivo o en cartílago [37]

- **Osteoide:** (Gr. *osteon*, hueso + *eoides*, semejante) 1. Tejido preóseo; tejido óseo de formación reciente, no calcificado aún. 2. Formación ósea que suele presentarse a edades avanzadas en la vecindad a las articulaciones. [41]
- **Osteoinducción:** Es el proceso por el cual se da la diferenciación de células progenitoras a células productoras de hueso, en un medio con factores de crecimiento necesarios. [18]
- **Osteointegración:** Es la capacidad del injerto para integrarse y unirse al hueso del hospedero. [18]
- **Osteotomía:** (Gr. *osteon*, hueso + *tome*, incisión) Operación para cortar a través del hueso. [37]
- **Puente calloso:** (Lt. *callus*, piel endurecida + *pons*, puente) 1. El tejido óseo entre los extremos de un hueso fracturado que es sustituido finalmente por hueso verdadero en el proceso de cicatrización. [28] 2. Proceso de tejido que conecta dos o más partes. 3. Banda estrecha de tejido. [36]
- **Seudoartrosis:** (Gr. *pseudes*, falso + *arthron*, articulación + *osis*, estado) Falsa articulación que se desarrolla después de una fractura que no se consolidó. [37]
- **Tóxico:** (Gr. *toxikon*, veneno) Pertenece a un veneno, similar a él o causado por el mismo. [37]
 - **Tóxica, sustancia.** Cualquier sustancia que puede causar lesión aguda o crónica al cuerpo del ser humano, o que se piensa que es factible que cause alguna enfermedad o lesión bajo algunas condiciones. [37]
- **Trabécula:** (Lt. *trabeculae*, pequeño haz) 1. Cordón fibroso de tejido conjuntivo que sirve fibra de sostén para formar un tabique que se extiende en un órgano desde su pared o cápsula. 2. Armazón de tejido óseo que constituye la estructura esponjosa del hueso. [37]
- **Xenoinjerto:** Injerto proveniente de un individuo de distinta especie. [6]