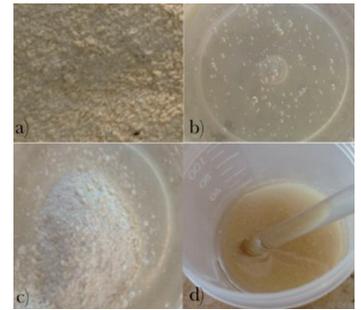


Caracterización mecánica de material compuesto enfocado hacia aplicaciones maxilofaciales

Mechanical characterization of composite material focused on maxillofacial applications



Pablo Moreno-Garibaldi¹, Juan-Alfonso Beltrán-Fernández¹, Luis-Héctor Hernández-Gómez¹, Francisco López-Saucedo², Noemi Corro-Valdez¹, Adolfo López-Liévano¹

¹ Instituto Politécnico Nacional. ESIME-SEPI. Unidad profesional "Adolfo López Mateos". Edif. 5. Colonia Lindavista - 07738 México D.F. (México).

² Instituto Mexicano del Seguro Social. Hospital de Especialidades Centro Médico Nacional la Raza. Delegación Azcapotzalco - 02990 México D.F. (México).

DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/8100> | Recibido: 05/07/2016 • Evaluado: 12/7/2016 • Aceptado: 07/11/2016

ABSTRACT

• The importance of mechanical testing in research of new materials capable of being used as replacement elements for maxillofacial structure are essential, and has the objective to guarantee its proper structural operation once implanted; that is why, this paper focuses on get the mechanical properties in bending and compression of a new composite material based on Isophthalic resin, bone, hydroxyapatite and stainless steel. The information obtained is used in a virtual and static assembly, whose components are: the section of prosthesis and condyle, the remaining mandibular bone structure and fixing screws. In this assembly, the mechanical properties of the elements are independent, in order to obtain real and relevant data of it's behavior, in other words, determine from the mechanical point of view, if it can be used in the manufacture of maxillofacial prosthesis.

• **Keywords:** Composite material, Prosthesis, Jaw, Mechanical properties, FEM.

RESUMEN

La importancia de las pruebas mecánicas en la investigación de nuevos materiales capaces de ser utilizados como elementos de remplazo para la estructura maxilofacial son imprescindibles, y tienen el objetivo de garantizar su correcto funcionamiento estructural una vez implantados; es por ello por lo que el presente trabajo se enfoca en la obtención de las propiedades mecánicas en flexión y compresión de un nuevo material compuesto a base de resina isoftálica, hueso, hidroxiapatita y acero inoxidable; información que es usada en un ensamble virtual y estático, cuyos componentes son: la prótesis de rama y cóndilo, la estructura ósea mandibular restante y los elementos de sujeción (tornillos). En dicho ensamble se contemplan de manera independiente las propiedades mecánicas de los materiales de cada uno de los elementos que lo conforman, con la finalidad de obtener datos reales y relevantes de su comportamiento, y de esta forma determinar desde el punto de vista mecánico, si puede ser usado en la manufactura de prótesis maxilofaciales.

Palabras clave: Material compuesto, prótesis, maxilar, propiedades mecánicas, MEF.

1. INTRODUCCIÓN

Actualmente en el mundo en general, debido a las condiciones de vida y al ritmo acelerado de la misma, cada vez son más

frecuentes los daños por traumatismos que involucran al sistema óseo, los cuales pueden ser del tipo congénito, degenerativos o por fractura.

Un lugar muy vulnerable a sufrir cualquiera de los daños anteriores es el maxilar, y su reconstrucción resulta un procedimiento muy complejo que involucra un alto riesgo, acompañado por costos elevados en materiales, equipo médico y personal capacitado. Por tal razón, estas reconstrucciones al principio se enfocaron únicamente después de la ablación de cánceres oro-faríngeos u óseos, pero debido a que se ha probado su seguridad por la experiencia obtenida a través de su uso frecuente, su uso es cada vez más común en defectos derivados del tratamiento de patologías.

Los principales defectos de la mandíbula son a causa de la extirpación de tumores, al daño dejado en el rostro del paciente por una notable deformidad o también porque no funciona apropiadamente para masticar, comer y hablar. Tales defectos son generalmente reconstruidos usando injertos de hueso [1,2,3] o materiales artificiales [4].

Un injerto, es hueso trasplantado de un área del esqueleto a otra, el cual se puede clasificar en tres tipos dependiendo de la fuente de donde es extraído; los injertos obtenidos del propio cuerpo del paciente son conocidos como autoinjertos y son los más utilizados en la actualidad, mientras que los provienen del cuerpo humano de un donador son conocidos como alo-injertos, por último, cuando el material de hueso es obtenido de otras especies tales como cerdo o vaca, son conocidos como xeno-injertos, pero los dos últimos conllevan ciertos riesgos como son principalmente transmisión de enfermedades virales o algún rechazo inmunológico.

Por otro lado, una prótesis facial es la alternativa eficiente cuando las demandas estéticas y funcionales no pueden ser solucionadas quirúrgicamente [5] y su funcionalidad depende de los materiales usados en su fabricación y de la aceptación que tenga el paciente a la misma [6].

Debido a que los materiales alo-plásticos pueden ser usados como alternativas de tejidos autógenos en casos seleccionados, tienen ciertas ventajas, como lo son: el evitar el proceso de recolección del injerto, la ausencia de un donante apropiado para la región y su ilimitada provisión. En particular, los implantes han sido usados como sustitutos de injertos de hueso con mucho éxito, sobre todo en reconstrucciones en la base de la órbita ocular, craneoplastia y maxilofaciales [7], sin embargo, en su mayoría se encuentran disponibles en el mercado en medidas estándar, por ejemplo las placas de osteosíntesis, las cuales no respetan la mor-

fología del paciente y tienen que ser dobladas o cortadas por los cirujanos hasta adaptarlas a la superficie deseada, lo cual resulta un problema.

Hoy en día, en nuestro país no existen especialistas en el área de ingeniería que proporcionen soluciones para la regeneración maxilofacial, por esta razón el abordar esta área resulta un parteaguas que puede tomarse como base de nuevas investigaciones en el área. El presente trabajo es realizado en conjunto con el Hospital de especialidades del Instituto Mexicano del Seguro Social, Unidad la Raza, de la mano de un Cirujano maxilofacial, el cual se comienza a desarrollar gracias a la necesidad de incluir un nuevo material en el diseño y manufactura de una prótesis de rama y cóndilo mandibular, para un paciente con hipoplasia y anquilosis temporomandibular bilateral [8], que sea capaz de soportar los esfuerzos a los que la región está expuesta, por lo que se propone el uso de un material compuesto a base de resina isoftálica, hueso, hidroxiapatita y acero inoxidable como refuerzo, siendo estos en su mayoría materiales biocompatibles que han sido usados en numerosas ocasiones como sustitutos de hueso, un buen grado de biocompatibilidad es esperado, aunado a esto, se han comenzado a realizar estudios clínicos al material compuesto y de acuerdo con los resultados preliminares de biocompatibilidad, el material no es citotóxico y estimula el crecimiento de células mononucleares [9], por lo que puede ser considerado como una opción para el remplazo de tejidos duros. Tomando en consideración lo hasta aquí mencionado, este trabajo involucra únicamente la caracterización mecánica de dicho material y su validación como opción totalmente viable desde el punto de vista estructural para la manufactura de prótesis maxilofaciales personalizadas, que respeten la morfología del paciente, ayudándolo en su correcta integración a la sociedad.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

Con la finalidad de obtener las propiedades mecánicas del material compuesto, se toman como referencia las normas para ensayo de materiales compuestos en flexión (ASTM C 1341-00) y compresión (ASTM C1358-96, 2000) [10]. Estos métodos de prueba son usados para el desarrollo de un nuevo material, control de calidad y especificaciones en flexión y compresión, en donde el proceso de fabricación de las probetas o especímenes puede ser por medio de moldeo directo o cortado de placas.

2.1. COMPOSICIÓN DEL MATERIAL COMPUESTO

Un material compuesto está formado de dos o más materiales, uno insoluble en otro, en la cual, el componente en mayor cantidad es la matriz, mientras que él o los componentes refuerzo puede ser una cerámica, vidrio-cerámica, vidrio, metal o cualquier material natural orgánico. Estos materiales son combinados para formar un nuevo material de ingeniería, que describe ciertas propiedades o comportamiento que no poseen individualmente los materiales que lo constituyen.

El material propuesto se denomina "90-10", debido a la composición de su matriz (90 % resina isoftálica y 10 % tejido óseo humano (hueso) e hidroxiapatita sintética en igual cantidad). La figura 1, muestra todos los materiales que constituyen la matriz; en su sección "a" se ilustra la mezcla hueso-hidroxiapatita, mientras que la resina isoftálica pura se observa en el apartado "b", después estos tres constituyentes se unen formando una mezcla heterogénea, vaciando el hueso y la hidroxiapatita sobre la resina (sección "c") para posteriormente ser mezclados con un agitador hasta tener una mezcla uniforme; por último, se agrega el catalizador que es el encargado de acelerar el proceso de curado de

la resina. Todo esto se hace en un recipiente amplio que permita tener baja profundidad en la mezcla para facilitar la expulsión de burbujas de aire, este proceso tarda aproximadamente cinco



Fig. 1: Mezcla de resina-hueso-hidroxiapatita

minutos hasta homogeneizar el producto.

Por otro lado, el componente de refuerzo es alambre de acero inoxidable calibre 18, que se une a la matriz para formar finalmente el material compuesto que se propone, quedando su composición de manera general como se indica en la tabla 1.

Matriz			Refuerzo
Resina isoftálica	Hueso	Hidroxiapatita	Alambre de acero inox.
77.93 %	10.38 %	10.38 %	1.3 %

Tabla 1: Porcentaje de materiales

Para el proceso de fabricación de las probetas se toma en consideración el volumen y la forma de las mismas según las normas ASTM correspondientes y con estos datos se manufacturan los moldes, en los que después se colocan los alambres de acero inoxidable a lo largo de su eje longitudinal y repartidos equidistantemente con respecto a su sección transversal, y por último se inyecta por los verederos la matriz previamente preparada, al finalizar el proceso de curado se retiran las probetas y se elimina la mazarota.

2.2. PRUEBA MECÁNICA

Para realizar las pruebas, se utilizó la máquina de ensayos universales, ubicada en la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME) Unidad Ticoman, perteneciente al Instituto Politécnico Nacional, cuyas características son:

Marca: Shimadzu
 Tipo: SFL-100kNAG
 Capacidad: 100kN/10 ton.

Antes de iniciar la prueba, la máquina se configura y se programa según el ensayo a realizar (compresión o flexión a cuatro puntos) de acuerdo con las indicaciones de la norma correspondiente, después de esto, se colocan las probetas en el lugar indicado y se comienza el ensayo como lo muestra la figura 2, para el caso de flexión y compresión respectivamente.

Los apartados a, b y c de la figura 2 involucran tres momentos importantes durante el desarrollo de la prueba de flexión a cuatro puntos, el primero cuando el actuador ubicado en la parte superior se encuentra inmóvil permitiendo apenas el contacto de los cuatro puntos de la máquina sobre el espécimen sin que este último sufra

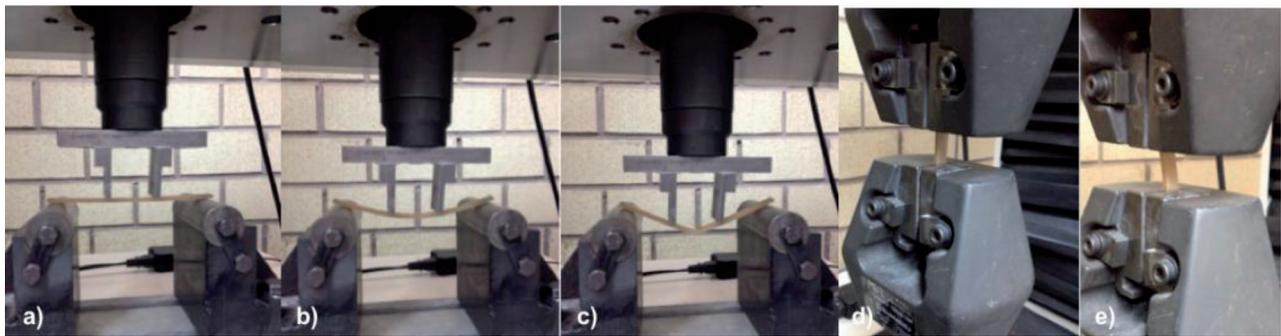


Fig. 2: Evolución en el desarrollo de las pruebas mecánicas

deformación alguna; el segundo cuando el actuador avanza de manera descendente ocasionando que el elemento comience su fase de flexión hasta llegar al momento tres que es punto de quiebre, instante en el cual, la prueba llega a su fin. Por otro lado, los apartados d y e comprenden la prueba de compresión, la cual de manera similar es ejecutada; aquí el actuador ubicado en la parte superior avanza de manera descendente comprimiendo la probeta en su sección transversal con respecto a su eje longitudinal, hasta llegar a su falla por compresión.

Para el caso del análisis a flexión se prueban un total diez especímenes, según los requerimientos de la norma para los propósitos de estimación promedio del material, cantidad también limitada por el costo y la disponibilidad del material, sin embargo, este número es suficiente, pues un número mayor de probetas solo sirve para estimar la forma y distribución de los esfuerzos, algo no requerido por este estudio. Por otro lado, para el caso del ensayo a compresión solo se requieren cinco especímenes para el mismo fin.

2.3. ANÁLISIS NUMÉRICO DE MATERIAL APLICADO A MAXILAR

La densidad en el tejido óseo y la anatomía de la mandíbula varían de una persona a otra, por tal motivo, el modelado de la mandíbula para este caso en particular se basa en la tomografía axial computarizada (TAC) del paciente citado previamente, el cual describe asimetría facial y un crecimiento deficitario en la rama izquierda, aunado a esto, para poder idealizar el modelo, se realiza la medición de la distribución de hueso cortical directamente de la tomografía en la región propuesta para el implante, obteniéndose un valor promedio de 2 mm, dato que es apoyado por el estudio de la densidad de hueso alveolar realizado por Cavallaro J. [11]. Tomando en consideración lo anterior, se modelan cada uno de los elementos involucrados en el ensamble con ayuda del programa CATIA®, después se realiza el ensamble de manera virtual entre la prótesis, parte del maxilar inferior y los elementos de sujeción, aplicando las propiedades mecánicas correspondientes a cada uno de los elementos de manera independiente, y por último, se somete a una simulación con ayuda del programa ANSYS®, para conocer la distribución de los esfuerzos y sus valores máximos.

Es importante recalcar que la estabilidad primaria que alcanza el implante es esencialmente mecánica y se consigue en el quirófano al momento de su colocación en el hueso de soporte, y se ve

influenciada por diversos factores, siendo principalmente los relativos al paciente, como son la densidad y la disponibilidad ósea, pero también a otros como el diseño del implante y la técnica quirúrgica empleada en la conformación del lecho del implante [12,13], lo cual debe de ser considerado desde el diseño, por lo que se decide que el ensamble entre la prótesis y el hueso del maxilar, se realiza por medio de cuatro tornillos corticales perpendiculares entre si, dos de manera lateral de 2.3 mm x 10 mm y dos en la parte posterior de 2.3 mm x 26 mm, con la finalidad de tener mayor estabilidad.

Por otro lado, las propiedades mecánicas de los materiales utilizadas en el modelo numérico se encuentran contenidas en la tabla 2. Es importante resaltar que "con el desarrollo de técnicas como la tomografía axial computarizada (TAC), en aquellas zonas en las que el hueso esponjoso se pueda considerar con un comportamiento isótropo, se pueden determinar sus propiedades mecánicas directamente a partir de la densidad obtenida en imágenes radiográficas. Aunque se trata de una simplificación de la situación real, ya que el módulo de elasticidad del hueso no depende únicamente de la densidad, es un método muy utilizado debido a su simplicidad y economía. Además, se trata de un método no destructivo y continuo, lo que resulta muy adecuado para introducir las propiedades del material en modelos numéricos"[14], y en cuanto al hueso cortical debido a su compleja arquitectura se ha supuesto isotropía [15].

Antes de realizar el estudio, se especifica el lugar de aplicación de cargas y restricciones en el ensamble basado en el momento estructural crítico, el cual se efectúa en el maxilar inferior al momento de la masticación, específicamente cuando se aplica la mayor fuerza de mordida por los músculos de cierre de la boca. Tomando en consideración lo anterior, la fuerza promedio ejercida en dicha estructura según lo que diferentes investigaciones han delimitado, se encuentra en el rango de 114 N (11.62 Kgf) en niños con dentición mixta y mordida cruzada, hasta valores promedio de 727 N (74.15 Kgf) en hombres adultos sanos [18], y aunque existen otros autores que reportan una fuerza de mordida promedio de 1024 N en hombres adultos jóvenes con dentición natural completa (n=56), estos cuentan con una desviación estándar de 410 N [19], por lo que la primera referencia (727 N) se encuentra en este rango de valores, y es la que se toma como dato para la ejecución del análisis, tomando en consideración que para este

caso en específico el paciente describe asimetría facial y un crecimiento deficitario de rama izquierda. La fuerza es aplicada en dirección de las fibras del músculo Masetero, partiendo

Propiedad	Hueso [16]		Material compuesto		Titanio [17]
	Cortical	Trabecular	Compresión	Flexión	
E (GPa)	14	1.37	2.099	5.5287	116
m	0.3		0.3		0.34
S _y (MPa)			53.8	68.79	965

Tabla 2: Propiedades mecánicas de los materiales en el ensamble

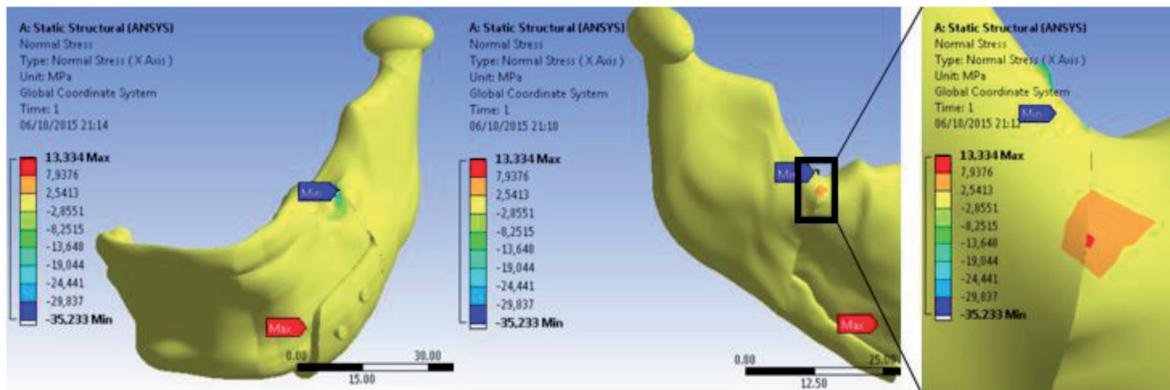


Figura 3: Ubicación del esfuerzo normal máximo y mínimo en prótesis de material compuesto y vista a detalle

del arco de la mandíbula hacia el arco cigomático y la apófisis coronoides aproximadamente a 23° con respecto a la vertical y con dirección hacia el frente del maxilar, justo en la zona donde se ubica el músculo Masetero, Temporal y Pterigoideo interno (músculos de cierre). Por otro lado, se aplican restricciones de movimiento en el cóndilo, debido a que se ancla con la fosa condilar al momento de la oclusión, y en los molares ya que deben encajar en los surcos de los molares opuestos en ese mismo momento. Para finalizar el proceso de preparación del modelo antes de realizar el análisis, se genera el mallado del mismo, el cual se conforma por 369294 nodos y 255399 elementos.

	Esfuerzo normal	Esfuerzo principal	Von Mises	Deformación total
Máximo compresión	13,334 MPa	18,106 MPa	11,536 MPa	10,414 e-2 mm
Máximo flexión	14,225 MPa	29,201 MPa	18,542 MPa	6,15 e-2 mm

Tabla 3: Resultados de las pruebas basadas en el método del elemento finito

3. RESULTADOS

Durante el desarrollo de las pruebas mecánicas bajo compresión y flexión, la maquina registra la fuerza aplicada y el desplazamiento sobre los elementos, información que sirve para calcular las propiedades mecánicas del material en las dos modalidades de estudio. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 2, en las columnas de material compuesto.

De acuerdo con el material propuesto para la manufactura de la prótesis y según las normas ASTM utilizadas para la obtención de sus propiedades mecánicas, se considera a este material como frágil, con valores muy bajos de deformación en la zona elástica y prácticamente sin comportamiento plástico; por tal razón es necesario considerar la teoría del esfuerzo normal máximo, en la cual, la falla ocurre cuando el esfuerzo principal máximo excede el esfuerzo último del material.

La figura 3 muestra el resultado del esfuerzo normal cuando se contemplan las propiedades del material obtenidas por el ensayo a compresión.

Por tratarse de un material compuesto, es importante considerar el esfuerzo principal máximo, cuyo resultado de forma similar se ubica prácticamente en la misma zona de acción del esfuerzo normal máximo, con un valor de 18.1 MPa. Aunado a esto, el valor de la energía de distorsión Von Mises, reportado es de 11.5 MPa, mientras que la deformación en el ensamble a causa de la acción de la mordida promedio en hombres adultos sanos, tiene un valor de 0.104 mm, situado en el lugar de acción de los músculos de cierre de la boca, justo en el ángulo del maxilar.

Por otro lado, contemplando las propiedades obtenidas por el ensayo a flexión, para el caso del esfuerzo normal se obtiene un valor máximo de 14.225 MPa, actuando en la prótesis y el hueso del maxilar, justo en el lugar observado en la figura 3, de mismo

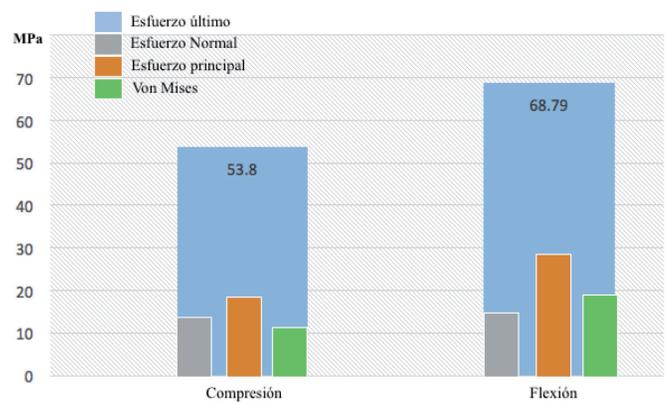


Figura 4: Comparación de los resultados MEF contra el esfuerzo último del material en compresión y flexión

modo, el esfuerzo principal máximo se ubica en 29,2 MPa, mientras que el valor de Von Mises es de 18.5 MPa. Para finalizar, el valor máximo de las deformaciones es 0,0615 mm.

Por último, se exhibe en la tabla 3, el compendio de los valores máximos de los principales análisis realizados al ensamble prótesis-hueso-tornillería del maxilar inferior, con propiedades en compresión y flexión.

Como se aprecia en los resultados mostrados por la tabla 3, los valores máximos alcanzados en las simulaciones por elemento finito son bajos, comparados con el esfuerzo último del material obtenido por el análisis experimental (tabla 2). Pero con el propósito de tener una visualización más clara del efecto de los esfuerzos obtenidos sobre la resistencia del material se muestra la figura 4.

4. DISCUSIÓN

Según los resultados del análisis numérico correspondientes a la acción de la mordida promedio en hombres adultos sanos sobre la prótesis, y contemplando las propiedades del material en compresión, los valores máximos de los esfuerzos obtenidos se encuentran muy por debajo del esfuerzo de último del material (53.8 MPa) y no llegan ni al 50 % de su valor; para ser más específico, los valores se encuentran en el orden de 0.25 S_{uc} para el esfuerzo normal, mientras que para el esfuerzo principal máximo es de tan solo 0.33 S_{uc} . Por otro lado, para el análisis que contempla el ma-

terial a flexión cuyo esfuerzo último se encuentra en 68.79 MPa, se alcanza un esfuerzo normal de $0.2 S_{ur}$ mientras que el esfuerzo principal máximo se ubica en tan solo $0.42 S_{ur}$.

El material propuesto en el presente trabajo, es pensado en primera instancia para la sustitución del tejido óseo del maxilar, pero tras analizar los resultados que involucran las propiedades mecánicas del material obtenidas por los ensayos de compresión y flexión mostradas por la tabla 2, y comparándolas con algunos materiales biomédicos utilizados para la sustitución de tejido óseo como el TI-6Al-4V que describe un módulo de elasticidad de entre 15-30 GPa y un esfuerzo último de 70-150 MPa, la Hidroxiapatita (HA) con un módulo elástico de 95 GPa y un esfuerzo último de 50 MPa, y por último el polimetilmetacrilato (PMMA) que describe un módulo elástico que va de 0.6 a 2.55 GPa y un esfuerzo último de 23 a 59 MPa [20,21], por lo que se puede inferir que el material no solo es apto mecánicamente para ser usado en la región del maxilar, sino que también su uso se puede extender a otras partes de la estructura ósea del cuerpo humano. Todo esto se puede inferir con la ayuda del análisis MEF, el cual se ha convertido en una potente herramienta cuando se desea obtener el comportamiento mecánico de un material aplicado a una geometría, por lo que no es coincidencia que muchos investigadores hayan empleado modelos virtuales de huesos o prótesis como planeación quirúrgica, demostrando con su uso frecuente la efectividad y funcionalidad de este tipo de herramienta [22].

Como se mencionó al inicio solo se ha verificado la respuesta celular en presencia del material compuesto mediante cultivos celulares, utilizando para este efecto, células mononucleares de sangre periférica humana, específicamente, linfocitos y monocitos, dando como resultado que el material no es citotóxico y estimula el crecimiento de células mononucleares [9], sin embargo, para tener más pruebas de la biocompatibilidad del material, se realizará un estudio histopatológico que supone implantar el mismo en organismos vivos y medir el número de células por campo, fibroblastos, macrófagos, células gigantes, osteoclastos, osteoblastos.

5. CONCLUSIONES

Concentrando la información obtenida de las pruebas realizadas en la máquina de ensayos universales que describen el comportamiento mecánico del material compuesto, y superponiendo los resultados en el análisis del método del elemento finito que corresponde a la zona de aplicación del material, se obtiene una visualización más clara de la magnitud de los esfuerzos derivados de la mordida, llegando con estos al resultado esperado, que involucra al material apto estructuralmente para ser usado en la región planteada, bajo las cargas de la mordida promedio en hombres adultos sanos, siendo de esta manera, una opción viable para ser usado como material de remplazo de tejidos duros del maxilar e incluso otras estructuras óseas, lo que ayuda de manera contundente a tomar decisiones en el diseño de las geometrías para la solución de casos especiales y personalizados, ya que el material tiene la ventaja de ser adaptado por moldeo a conveniencia, respetando la morfología del paciente, y ayudándolo en su correcta integración a la sociedad.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Wei FC, Seah CS, Tsai YC, et al. "Fibula osteoseptocutaneous flap for reconstruction of composite mandibular defects". *Plast Reconstr Surg*. 1994. 93:294-304.
- [2] Urken ML, Bridger AG, Zur KB, et al. "The scapular osteofasciocutaneous

- flap: a 12-year experience". *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 2001. 127:862-9.
- [3] Jewer DD, Boyd JB, Manktelow RT, et al. "Orofacial and mandibular reconstruction with the iliac crest free flap: a review of 60 cases and a new method of classification". *Plast Reconstr Surg*. 1989. 84:391-403.
- [4] Schoning H, Emshoff R. "Primary temporary AO plate reconstruction of the mandible". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1998. 86:667-725.
- [5] Scolozzi P, Jaques B. "Treatment of midfacial defects using prostheses supported by ITI dental implants". *Plast Reconstr Surg*. 2004. 114: 1395-1404.
- [6] Hooper SM, Westcott T, Evans PL, et al. "Implant supported facial prostheses provided by a maxillofacial unit in a U.K. regional hospital: longevity and patient opinions". *J Prosthodont*. 2005. 14:32-28.
- [7] Breitbart A, Ablaza V. "Implant materials". En C. H. Thorne (Ed.), *Grabb and Smith's Plastic Surgery*. 2007. (pp. 58-65).
- [8] Moreno P. "Diseño y manufactura de una prótesis de maxilar inferior para pacientes con anquilosis temporomandibular lateral". Tesis de Maestría. Instituto Politécnico Nacional. 2014.
- [9] Camacho N. "Diseño y producción de una prótesis maxilofacial para un caso clínico específico". Estancia Posdoctoral. Instituto Politécnico Nacional. 2015.
- [10] ASTM. Standard test method for flexural properties of continuous fiber reinforced advanced ceramic composites. ASTM C 1341-00, United States, 2000.
- [11] Cavallaro J Jr, Greenstein B, Greenstein G. "Clinical methodologies for achieving primary dental implant stability: the effects of alveolar bone density". *J Am Dent Assoc*. 2009; 140(11):1366-72.
- [12] Glauser R, Sennerby L, Meredith N, et al. "Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants". *Clinical Oral Implants Research*. August 2004. Vol.15-4. p.428-434. DOI: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01036.x>
- [13] Brizuela A, et al. "Determinación de la estabilidad de implantes de uso odontológico mediante análisis de armónicos". *DYNA*. 2016. 4. 459-464
- [14] Rincón E. et al. "Caracterización mecánica del material óseo". *Revista de ciencia, tecnología y medio ambiente. Volumen II. Universidad Alfonso X el Sabio*. 2004.
- [15] Comité científico AVINENT implant system S.L. et al. "Análisis mecánico mediante simulación numérica". (n.d.). http://www.avinent.com/public/adjunts/documentacion_14_Propiedades_mecánicas-Análisis.pdf
- [16] Ao J, Li T, Liu Y, et al. "Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: Finite element analysis". *Comput. Biol. Med*. 2010. Doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.compbiomed.2009.10.007>.
- [17] Vallet M, Munuera L. "Biomateriales aquí y ahora". Dykinson, Madrid. 2000.
- [18] Alfaro PE, et al. "Fuerza de mordida: su importancia en la masticación, su medición y sus condicionantes clínicos". Parte ii [versión electrónica] *Revista ADM*. 2011. 3, 108-113.
- [19] M. Watanabe M, Takahashi N, Takada H. "Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion". *International Congress Series*. 2005. Volume 1284, pp. 21-27.
- [20] Cheung H, Ho M, Lau, K, et al. "Natural fiber reinforced composites for bioengineering and environmental engineering applications". *Composites Part B: Engineering*. 2009. 40(7), 655- 663. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.compositesb.2009.04.014>
- [21] Ramakrishna S, Mayer J, Wintermantel E, et al. "Biomedical applications of polymer composite materials: A review," *Composites Science and Technology*. 2001. 61, 1189-1224.
- [22] ROCES-GARCIA, Jorge, ALVAREZ-CUERO, Rafael, ALONSO-GONZALEZ, Jorge et al. VTO3D: METHODOLOGY FOR ASSESSING THE INTERNAL STRESS OF BONES AFTER VIRTUAL SURGERIES. *DYNA*, Enero 2016, vol. 91, no. 1, p.76-81. DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/7592>

AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo se ha desarrollado gracias a la colaboración de la ESIME Unidad Ticoman del IPN, pues permitieron la realización de las pruebas para la obtención de las propiedades mecánicas del material compuesto en su laboratorio de ensayo de materiales.