



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES ZARAGOZA**

**CARRERA CIRUJANO DENTISTA**

**EFFECTO DE LA SEPARACIÓN DE ESTRUCTURAS EN MODELOS  
FOTOELÁSTICOS MANDIBULARES PARA EL ANÁLISIS DE LA  
DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS**

**TESIS**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE**

**CIRUJANO DENTISTA**

**PRESENTA:**

**JULIO CÉSAR JARAMILLO ESTRELLA**

**DIRECTORA DE TESIS**

**DRA. MIRIAM MARÍN MIRANDA**

**ASESORES DE TESIS**

**DRA. MARÍA LILIA ADRIANA JUÁREZ LÓPEZ**

**DRA. ANA MARÍA WINTERGERST LAVÍN**

**CIUDAD DE MÉXICO 2023**



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.

# Índice

<b>Agradecimientos</b> .....	3
<b>Introducción</b> .....	4
<b>Antecedentes</b> .....	5
<b>Marco teórico</b> .....	10
Anatomía .....	10
Huesos sistema estomatognático .....	10
Maxilar .....	10
Mandíbula .....	10
Hueso temporal .....	10
Músculos de la masticación .....	11
Articulación temporomandibular .....	12
Oclusión ideal .....	15
Curvas de compensación .....	19
Llaves de la Oclusión .....	20
Contactos dentarios funcionales óptimos .....	21
Fotoelasticidad .....	22
Biomecánica .....	23
Cinemática .....	23
Dinámica .....	24
Estática .....	24
Biomecánica de los tejidos .....	27
<b>Hipótesis</b> .....	33
Objetivo general .....	34
Objetivos específicos .....	34
Variables .....	35
<b>Material y Métodos</b> .....	37
Método .....	38
<b>Resultados</b> .....	52
<b>Discusión</b> .....	62
<b>Conclusión</b> .....	66
<b>Referencias Bibliográficas</b> .....	67

## **Agradecimientos**

Por el financiamiento al proyecto PAPIME PE206820

## Introducción

La anatomía es indispensable para la comprensión de la función del cuerpo humano, sin embargo, representa todo un reto para el alumno que la cursa en la licenciatura por lo extenso de su contenido y la complejidad de abstracción de cómo funcionan algunas estructuras por lo que requiere una adecuada técnica de estudio para su comprensión. La manera en que los alumnos alcanzan el aprendizaje varía de acuerdo con la forma de aprendizaje, la tecnología de la información disponible y el acceso a la misma.

A lo largo de la historia la odontología se ha apoyado de otras áreas para poder generar nuevos conocimientos. En el siguiente trabajo se aplicará la biomecánica para conocer cómo las fuerzas de la masticación se distribuyen en algunas estructuras del sistema estomatognático haciendo uso de la fotoelasticidad.

La fotoelasticidad es una rama de la física que se encarga de estudiar las tensiones provocadas por la aplicación de fuerzas. Se analizará cómo se distribuyen las fuerzas de la masticación en estructuras como los son dientes y huesos en una oclusión ideal, por medio de un modelo anátomo-fisiológico generado para tales fines.

El objetivo de esta investigación es crear varios modelos anátomo-fisiológicos en los que se puedan recrear estructuras anatómicas (estructuras óseas, músculos, dientes, ligamento periodontal y articulación temporomandibular), variando el diseño de estos modelos, para aplicar fuerzas que simulen las ejercidas por los músculos de la masticación y observar con ayuda de la fotoelasticidad como se distribuyen dichas fuerzas en dientes y estructuras óseas en una oclusión "ideal". Con ellos se busca comprender la distribución de fuerzas a partir de las tensiones producidas y así facilitar el aprendizaje de los fenómenos de la biomecánica en odontología, por lo que es necesario determinar si la separación de las estructuras en los modelos tiene alguna repercusión en la información que pueden expresar y así poder recomendar el uso didáctico del que se acerque más a la realidad.

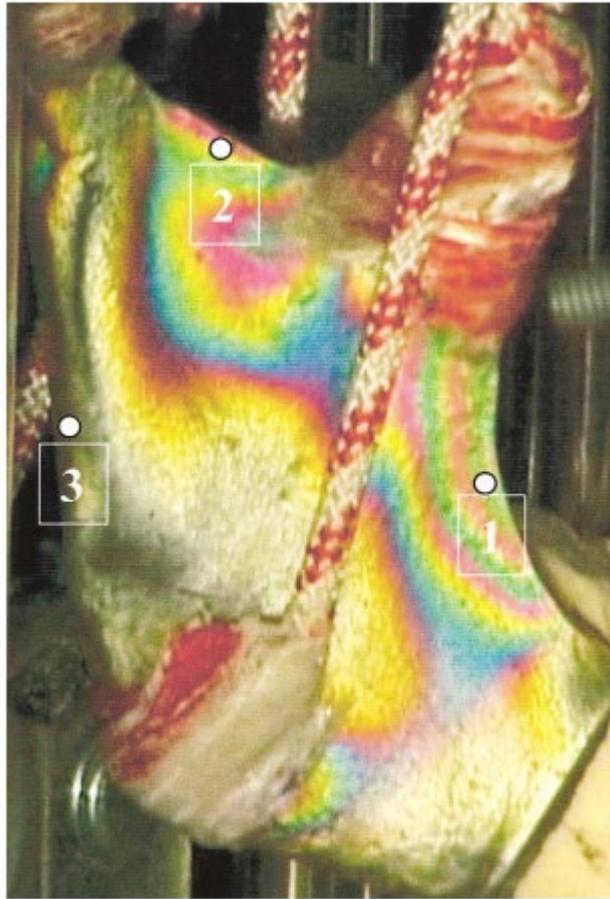
## Antecedentes

Hipócrates (460-377 a.C.) considerado el padre de la anatomía fue el primero en utilizar la palabra *anatémnein*, esta palabra significa cortar o separar. Con la finalidad del aprendizaje de estructuras anatómicas se han utilizado cadáveres, modelos anatómicos, modelos creados en computadora e ilustraciones, cada uno con ventajas y desventajas, ya que los alumnos tienen diferentes canales de percepción de la realidad. De acuerdo con Escobar (**Escobar 2010**) los principales canales a través de los cuales el aprendiz adquiere el conocimiento son por medios visuales, auditivo y kinestésico.<sup>1,2</sup>

Tanto para profesores como para alumnos es de gran importancia el uso de modelos anatómicos y cadáveres, ya que estos ayudan a determinar en planos de tercera dimensión donde se encuentran las estructuras anatómicas. Dichos modelos resuelven el aprendizaje de forma y posición de las estructuras, el problema surge al cuestionarse qué ocurre en algunas estructuras cuando estas son sometidas a determinadas fuerzas mecánicas, al momento de cumplir con sus funciones fisiológicas. Para poder apreciar lo que ocurre durante estos fenómenos se ha recurrido a la implementación de la fotoelasticidad.<sup>3,4</sup>

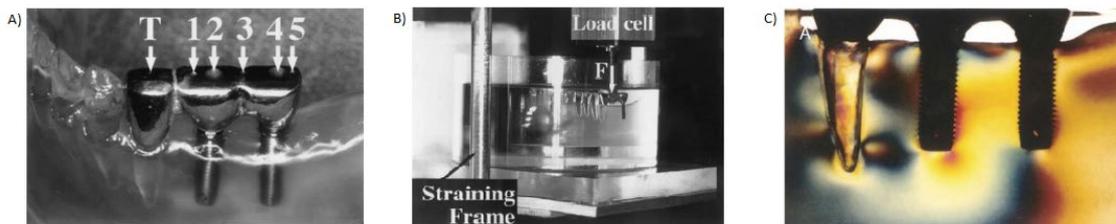
En odontología se han realizado diversos estudios y ensayos por medio de la técnica fotoelasticidad. La fotoelasticidad es un método experimental de la mecánica que permite el análisis y la descripción de la distribución de esfuerzos en materiales birrefringentes sometidos a cargas aplicadas a diferentes estructuras las cuales a partir de un polariscopio se permite la observación de franjas isocromáticas que son zonas geométricas visibles que marcan las principales zonas de tensiones denominándose a este fenómeno fotoelasticidad bidimensional.<sup>5</sup>

En el área maxilofacial Meyer (**Meyer 2002**) ha experimentado con la fotoelasticidad para observar los patrones de tensión que se producen durante la masticación en el cóndilo y rama de la mandíbula, el estudio se realizó para demostrar si las cargas de la masticación afectan directamente a la articulación temporomandibular. En los resultados del estudio se comprobó que el modelo mandibular actúa como una palanca de tercer grado y que es la articulación quien recibe parte de la carga de la masticación(Figura 1).<sup>6</sup>



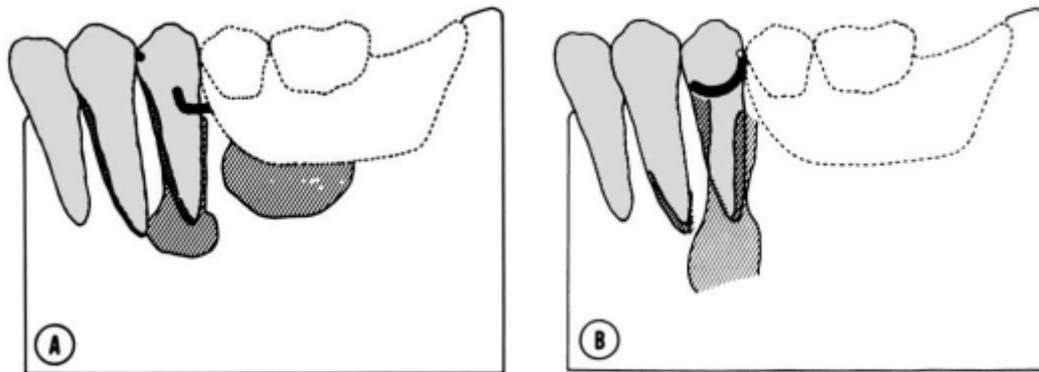
**Figura 1.** Tensiones en la rama producidas porque la mandíbula actúa como palanca de tercer grado <sup>6</sup>

Ochiai 2003 menciona que una de las ramas de la odontología que más utiliza la fotoelasticidad es la implantología. La técnica de fotoelasticidad se empleó para observar cómo se distribuyen las tensiones alrededor de la raíz de un premolar y diferentes implantes que funcionan de pilares para una prótesis fija de tres unidades (Figura 2) al ejercer una fuerza similar a la de la masticación.<sup>7</sup>



**Figura 2.** A) Implantes en modelo mandibular B) Modelo sometido a una carga C) Modelo visto a través del polariscopio <sup>7</sup>

Otra de las aplicaciones importantes de la fotoelasticidad es en el área de prótesis ya que se han realizado ensayos como el de Thompson (**Thompson et al. 2004**) que han analizado como las cargas en prótesis removible pueden variar sobre el eje longitudinal de dientes que soportan ganchos o topes oclusales y como la modificación de forma o lugar de estos cambia la distribución y transferencias de las cargas oclusales a través de los dientes y hueso (Figura 3).<sup>8</sup>



**Figura 3.** Esquema representando la diferencia en la distribución de esfuerzos al modificar la forma del gancho en una prótesis parcial removible.<sup>8</sup>

En la mayoría de los estudios realizados se enfocan en determinadas áreas dejando de lado otras estructuras importantes que pueden influir en los resultados de las pruebas. De los ensayos más completos se encontró el de Nogueira (**Nogueira et al. 2013**) trabajo en el que replicó cráneo y mandíbula en resina fotoelástica. El ensayo se realizó para poder comparar cómo actúan las fuerzas oclusales sobre una prótesis removible colocada sobre implantes, donde se tienen implantes totalmente verticales y en un segundo modelo donde los implantes se encuentran ligeramente inclinados (Figura 4). Al observar la distribución de tensiones sobre los diferentes modelos se aprecia como las tensiones se distribuyen hacia apical en donde los implantes son verticales y en el modelo con implantes ligeramente inclinados se distribuyen las tensiones alrededor de todo el implante.<sup>9</sup>

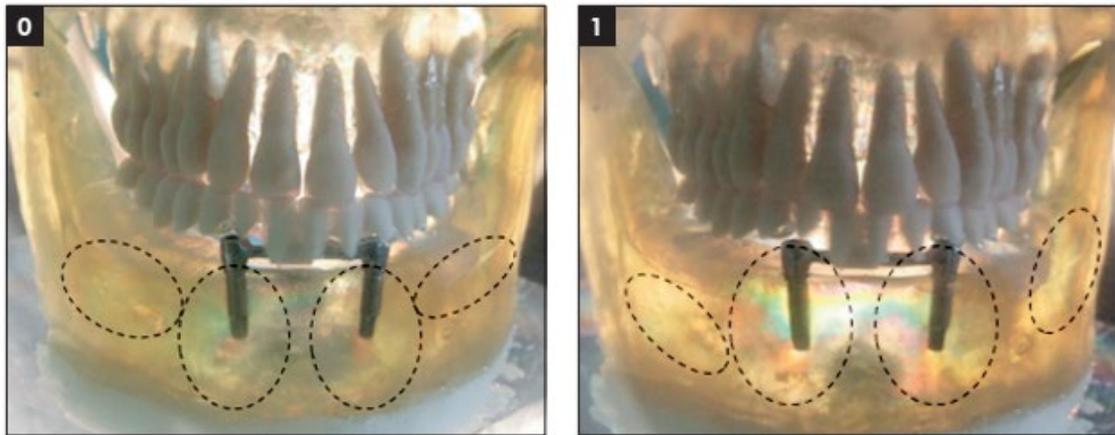
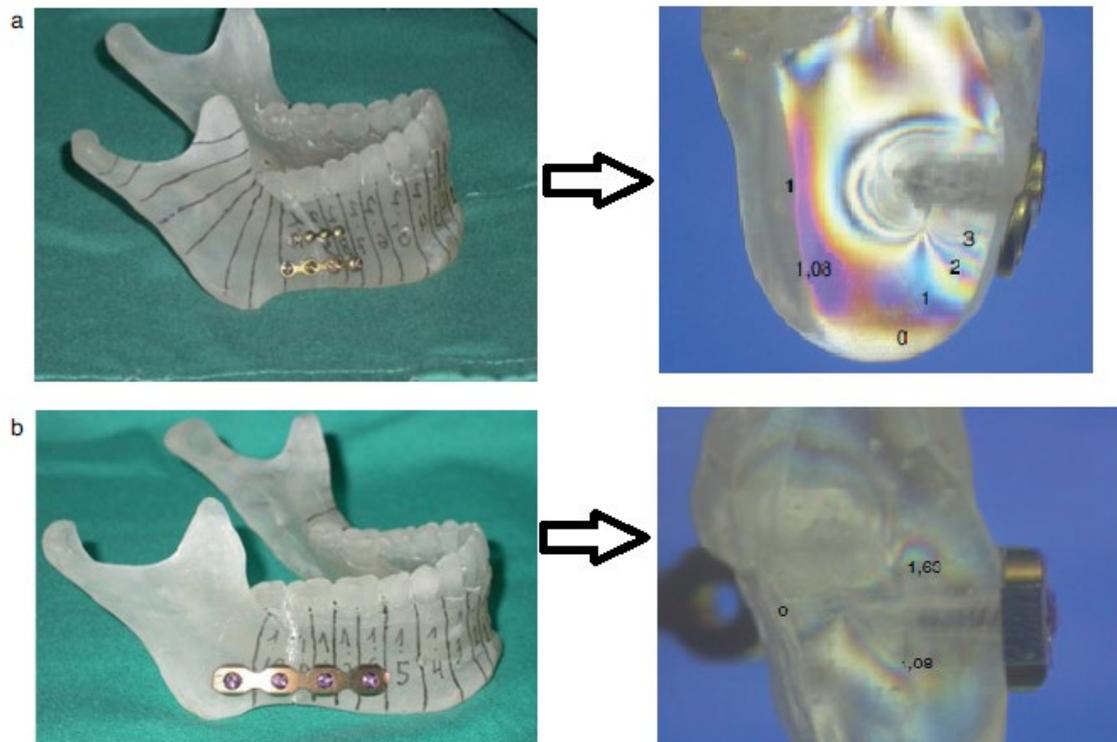


Figura 4. Distribución de esfuerzos en implantes dentales<sup>9</sup>

Otro de los estudios dónde se consideran más estructuras anatómicas es el estudio de Cebrián-Carretero (**Cebrián-Carretero et al. 2013**) donde se busca la aplicación de la fotoelasticidad en la osteosíntesis. En dicho estudio se menciona la dificultad de recrear algunas estructuras anatómicas, el modelo fotoelástico que presentan fue a partir de la copia de un cráneo humano. Se replicó mandíbula y dientes formando una sola estructura y se imitaron las fuerzas de los músculos masticadores con cadenas de ortodoncia. Al realizar las pruebas de fuerzas aplicadas a la mandíbula, permitió observar franjas isocromáticas más intensas donde se colocaron tornillos convencionales y franjas isocromáticas tenues en donde se colocó tornillo tipo look mostrado en la figura 5.<sup>10</sup>

De tal forma, puede observarse la aplicación de una técnica física en la observación del funcionamiento biomecánico del sistema estomatognático y que se han empleado distintos modelos en la investigación odontológica.



**Figura 5.** Diferencias en la distribución de esfuerzos en dos tipos de tornillos para cirugía <sup>10</sup>

## **Marco teórico**

### **Anatomía**

#### **Huesos sistema estomatognático**

Se compone principalmente de maxilar, mandíbula y hueso temporal. Los maxilares y la mandíbula sostienen los dientes, y el hueso temporal se articula con la mandíbula. <sup>11</sup>

#### **Maxilar**

En el desarrollo embrionario los huesos maxilares se fusionan en la sutura palatina media y constituyen la mayor parte del esqueleto facial superior. El borde del maxilar se extiende hacia arriba para formar el suelo de la cavidad nasal, así como el de las órbitas. En la parte inferior los huesos maxilares forman el paladar y las crestas alveolares que se articulan con los dientes. Se considera que los maxilares son una parte fija del cráneo y constituyen el componente estacionario del sistema masticatorio. <sup>12</sup>

#### **Mandíbula**

La mandíbula es un hueso en forma de herradura que sostiene los dientes inferiores y forma el esqueleto facial inferior. Está suspendida y unida al maxilar mediante músculos, ligamentos y tejidos blandos que le proporcionan la movilidad necesaria para su función con el maxilar. La parte superior de la mandíbula consta del espacio alveolar y los dientes. El cuerpo de la mandíbula se extiende en dirección posteroinferior para formar el ángulo mandibular y en dirección posterosuperior para formar la rama ascendente, misma que está formada por la lámina vertical del hueso que se extiende hacia arriba en forma de dos apófisis. La anterior llamada coronoides y la posterior llamada cóndilo. <sup>11,12</sup>

#### **Hueso temporal**

El cóndilo mandibular se articula en la base del cráneo con la porción escamosa del hueso temporal. Esta porción está formada por una fosa mandibular en la que se sitúa el cóndilo y que recibe el nombre de fosa glenoidea o articular. <sup>13</sup>

## **Músculos de la masticación**

Los músculos esqueléticos están constituidos por numerosas fibras formadas por miofibrillas que a su vez se componen por filamentos de miosina y actina siendo las responsables de la contracción muscular. Existen cuatro pares de músculos que forman el grupo de los músculos de la masticación; masetero, temporal, pterigoideo medial y el pterigoideo lateral.<sup>14,15</sup>

### **Pterigoideo lateral**

El músculo pterigoideo lateral tiene dos orígenes: un fascículo cuya inserción se origina en la superficie de la lámina externa de la apófisis pterigoides y el fascículo superior que comienza en el ala mayor del esfenoides. La inserción se realiza en la cara anterior del cuello del cóndilo. Además, algunas fibras se insertan directamente en la cápsula articular y en el borde anterior del disco. El fascículo superior se activa solamente en determinados movimientos de cierre, mientras que la cabeza inferior se activa sólo en los movimientos de apertura y protrusión.<sup>13,15</sup>

### **Masetero**

El músculo masetero se extiende desde el arco cigomático hasta la rama ascendente y el cuerpo de la mandíbula. La inserción de este músculo es amplia y se extiende desde la región del segundo molar en la cara externa de la mandíbula, hasta la cara posterior externa de la rama ascendente. El músculo masetero está cubierto parcialmente por el músculo cutáneo del cuello y por el músculo risorio.<sup>16</sup>

### **Pterigoideo medial**

El músculo pterigoideo medial se origina de la superficie interna de la lámina lateral de la apófisis pterigoides y del hueso palatino. Se inserta en la cara interna del ángulo de la mandíbula y en la rama ascendente por encima del agujero

mandibular. Las funciones principales de este músculo son la elevación y el desplazamiento lateral de la mandíbula.<sup>13</sup>

## **Temporal**

El músculo temporal tiene forma de abanico y se origina en la fosa temporal. Al pasar por el arco cigomático forma un tendón que se inserta en el borde anterior y en la cara mesial de la apófisis coronoides de la mandíbula y a todo lo largo del borde anterior de la rama ascendente. Las fibras anteriores se extienden por el borde anterior de la rama ascendente. El músculo temporal consta de tres componentes que se comportan como tres partes diferentes. El temporal es el posicionador principal de la mandíbula en el movimiento de cierre. La parte posterior se activa en la retrusión de la mandíbula y la parte anterior al apretar los dientes. La parte anterior puede actuar sinérgicamente con el masetero en el movimiento de cierre, mientras que la parte posterior actúa como antagonista del masetero en la retrusión.<sup>16</sup>

## **Articulación temporomandibular**

La articulación temporomandibular es considerada de las más complejas debido al tipo de movimientos que realiza. Se considera gínglimo-artrodial ya que esta provee movimiento de bisagra o rotación en un plano (articulación gínglimoide) y al mismo tiempo proporciona movimiento deslizante (articulación artrodial).<sup>15</sup>

Los huesos que componen a dicha articulación son la porción anterior de la fosa mandibular (glenoidea) la eminencia articular del hueso temporal y la apófisis condilar de la mandíbula (cóndilo) entre estos huesos se encuentra el disco articular que también forma parte de la articulación.<sup>13,14</sup>

## **Cavidad glenoidea**

La cavidad glenoidea es una depresión oval alargada que se encuentra en el hueso temporal por delante del conducto auditivo externo. La forma de la cavidad

glenoidea se adapta, aunque no a la perfección, a las caras posterior y superior del cóndilo. <sup>13 14</sup>

### **Cóndilo Mandibular**

Este se ubica dentro de la cavidad glenoidea del hueso temporal, es una eminencia con un eje mayor que guarda la misma dirección que el de la cavidad glenoidea del hueso temporal. Este es perpendicular a la rama ascendente de la mandíbula. <sup>14,15</sup>

### **Capsula Articular**

La articulación temporomandibular se encuentra encerrada dentro de una capsula cuyas fibras están ordenadas de arriba hacia abajo. En la parte superior insertadas en el borde anterior del tubérculo articular y en los bordes de la fosa mandibular alcanzando la zona de la sutura petrotimpánica, medialmente en la base de la espina del hueso esfenoides y lateralmente en el tubérculo cigomático anterior y la raíz longitudinal de la apófisis cigomática. <sup>13-15</sup>

### **Disco articular**

El disco articular está formado por un tejido conjuntivo fibroso y denso derivado de la mesénquima sin vasos sanguíneos o fibras nerviosas por lo que el cartílago se nutre por difusión. En adultos tiene un diámetro antero-posterior de 14.46 mm, un diámetro transversal de 20.08 mm, su espesor en la zona posterior es de 3.29 mm, en la zona media es de 1.60 mm y en la zona anterior de 2.39 mm. La zona media carece de nervios e irrigación debido a las fuerzas ejercidas durante la masticación. <sup>13,14,16</sup>

El disco tiene forma cóncava-convexa en su cara superior y cóncava en la parte inferior. El comportamiento supra discal es móvil libre y deslizante mientras que el infra discal efectúa el movimiento de rotación. El disco se une al cóndilo a través de dos ligamentos colaterales llamados discales. El ligamento discal lateral une el extremo lateral del disco articular al polo lateral del proceso condilar. El ligamento discal colateral une el extremo medial al proceso condilar.

En la zona anterior del disco articular se insertan fibras musculares del pterigoideo lateral. <sup>14,15</sup>

## **Ligamentos**

En cualquier articulación son de gran importancia los ligamentos para evitar algún daño a las estructuras ya que estos actúan como guías para restringir ciertos movimientos mientras se permiten otros (movimientos funcionales). Si los movimientos de la articulación funcionan constantemente contra los ligamentos la longitud de estos puede alterarse. Los ligamentos tienen escasa distensión y por tanto cuando sucede esto se suelen elongar. Esto puede dar lugar a cambios de la biomecánica articular. <sup>13,14</sup>

### **Ligamento temporomandibular**

Este es externo grueso y triangular; refuerza la parte lateral de la capsula articular y cubre la cara lateral de la articulación. Se inserta superiormente por su base en el tubérculo cigomático anterior y en la parte vecina del borde lateral de la fosa mandibular. En la fase inicial del movimiento de apertura la parte anterior del ligamento se pone tensa debido a que su inserción en el cuello de la mandíbula se desplaza hacia atrás y por tanto el cóndilo solo podrá moverse hacia delante y abajo deslizándose sobre el disco y el tubérculo articular. Cuando la apertura es máxima el ligamento llega a relajarse al mismo tiempo que el ligamento esfenomandibular se tensa. El ligamento lateral actúa como suspensorio de la mandíbula en los movimientos moderados de la apertura o movimientos de bisagra. <sup>14,15</sup>

### **Ligamento esfenomandibular**

Ligamento accesorio de la ATM tiene su origen en la espina del esfenoides y se extiende hacia abajo hasta una pequeña prominencia ósea situada en la superficie media de la rama de la mandíbula que se denomina espina de Spix.

<sup>14,15</sup>

## Ligamento estilomandibular

Ligamento accesorio que se origina en la apófisis estiloideas; se extiende hacia abajo y hacia adelante hasta el ángulo y borde posterior de la rama de la mandíbula. Se tensa cuando existe protrusión de la mandíbula, pero está relajado cuando la boca se encuentra abierta. Así, limita los movimientos de protrusión excesiva de la mandíbula.<sup>14</sup>

## Oclusión ideal

La oclusión ideal es aquella en la que existe armonía entre la oclusión dental y la posición de los cóndilos dentro de la cavidad glenoidea teniendo una íntima relación pero que debe estar en armonía. En la oclusión dentaria se deben tener en cuenta varios aspectos para que ésta se lleve de manera adecuada. Intervienen factores como lo son; la forma de los dientes y el tamaño y forma de la arcada. En este tipo de oclusión lo primordial es que exista un contacto armónico entre dientes. La posición de la articulación temporomandibular va a depender de los hábitos, desarrollo y genética. Pero para que ésta sea ideal y estable con la oclusión dentaria la posición mandibular en que los cóndilos se deben encontrar es lo más superior posterior y medialmente posible respecto a la cavidad glenoidea del hueso temporal.<sup>17,18,19</sup>

## Oclusión de los dientes

La alineación y la oclusión de los dientes son de gran importancia en la función masticatoria ya que las actividades básicas de la masticación deglución y fonación en gran manera dependen no sólo de la posición de los dientes en las arcadas dentarias sino también de la relación de los dientes con sus antagonistas. La posición de los dientes no es dada al azar sino puede cambiar por diversos factores como la anchura de la arcada y tamaño de los dientes. También influyen en ello diversas fuerzas de control como las que crean los tejidos blandos circundantes.<sup>13</sup>

## **Alineación dentaria intraarcada**

La alineación intraarcada se refiere a la relación de los dientes entre sí dentro de la arcada. El plano de oclusión es el que se forma si se trazara una línea a través de todas las puntas de las cúspides bucales y los bordes incisales de los dientes inferiores y después se ampliara con un plano que abarcara las puntas de las cúspides linguales y continuara a través de la arcada incluyendo las puntas de las cúspides bucales y linguales del lado opuesto.<sup>19</sup>

Los planos oclusales de las arcadas dentales se curvan de un modo que permite el máximo aprovechamiento de los contactos dentales durante la masticación. La curvatura del plano oclusal se debe principalmente al hecho de que los dientes se localizan en las arcadas con un grado de inclinación variable. En sentido axial y mesiodistal se puede apreciar la angulación de los dientes respecto del hueso alveolar si se trazan líneas siguiendo el eje longitudinal de las raíces en dirección oclusal a través de las coronas.

En la mandíbula tanto los dientes anteriores como los posteriores tienen una inclinación hacia mesial. En el maxilar los dientes anteriores generalmente presentan una inclinación en sentido mesial y los molares posteriores tienen una inclinación en sentido distal.<sup>12</sup>

Las superficies oclusales de los dientes están formadas por numerosas cúspides fisuras y surcos. Las superficies oclusales de los dientes posteriores pueden dividirse en varias áreas. El área del diente que se encuentra entre las puntas de las cúspides bucal y lingual de los dientes posteriores se denomina tabla oclusal. Las principales fuerzas de masticación se aplican en esta área.<sup>20</sup>

Las zonas interna y externa de los dientes consisten en planos inclinados que van desde las puntas de las cúspides hasta las áreas de la fosa central o el contorno de las superficies lingual o labial de los dientes. Estos planos inclinados se denominan vertientes internas y externas.<sup>21</sup>

## **Movimiento mandibular de protrusión**

Se realiza cuando la mandíbula se desplaza de atrás hacia adelante desde la posición de máxima intercuspidad. Todo contacto de un área dentaria con un diente antagonista durante el movimiento de protrusión se considera un contacto de protrusión. Los contactos de protrusión normales se producen en los dientes anteriores entre los bordes incisivos y labiales de los incisivos mandibulares y las áreas de la fosa lingual y los bordes incisivos maxilares. Éstas se consideran las vertientes guía de los dientes anteriores.<sup>22</sup>

En los dientes posteriores el movimiento de protrusión consigue que las cúspides céntricas mandibulares se deslicen de atrás hacia adelante sobre las superficies oclusales de los dientes maxilares. Se realizan contactos de protrusión posteriores entre las vertientes distales de las cúspides linguales maxilares y las vertientes mesiales de las fosas y las crestas marginales antagonistas. También pueden producirse contactos de protrusión posteriores entre las vertientes mesiales de las cúspides bucales mandibulares y las vertientes distales de las fosas y las crestas marginales antagonistas.<sup>21</sup>

## **Movimiento mandibular de laterotrusión**

En el movimiento mandibular lateral los dientes posteriores mandibulares derecho e izquierdo se desplazan sobre los dientes antagonistas en distintas direcciones. Los dientes posteriores del lado izquierdo durante un movimiento lateral del mismo lado producen contactos en dos áreas inclinadas. Uno de ellos se produce entre las vertientes internas de las cúspides bucales maxilares y las vertientes externas de las cúspides bucales mandibulares. El otro se da entre las vertientes externas de las cúspides linguales maxilares y las vertientes internas de las cúspides linguales mandibulares. Estos dos contactos se conocen como laterotrusión o contacto de trabajo.<sup>20</sup>

Durante el mismo movimiento lateral izquierdo los dientes posteriores derechos mandibulares se desplazan en una dirección medial sobre los dientes opuestos. Los posibles lugares de contacto oclusal se encuentran entre las vertientes

internas de las cúspides linguales maxilares y las internas de las cúspides bucales mandibulares. Se denominan contactos de mediotrusión.<sup>20</sup>

### **Fisiología de la Oclusión**

La oclusión está íntimamente relacionada con la biomecánica de los movimientos mandibulares. A la hora de hablar de oclusión es necesario conocer también la des-oclusión fisiológica, que se da a partir de lo siguiente.

1. Apertura de la boca por acción muscular y gravitacional.
2. Inclinação y curvatura de las eminencias articulares.
3. La sobremordida horizontal y vertical de los incisivos y caninos.

En un movimiento donde la mandíbula se proyecta hacia adelante los incisivos se tocan en varios puntos y los caninos superiores pueden tocar las cúspides vestibulares de los primeros premolares inferiores dando como resultado la desoclusión de los dientes anteriores.<sup>23</sup>

En movimientos de lateralidad solo los caninos hacen contacto. En movimientos laterales protrusivos los laterales pueden hacer contacto ocasionando la desoclusión del segmento anterior y posterior.<sup>20</sup>

En una oclusión céntrica los molares y premolares protegen a los incisivos y caninos de traumatismos. En un movimiento protrusivo los incisivos protegen a los caninos premolares y molares y en los movimientos de lateralidad los caninos protegen a los incisivos premolares y molares.<sup>20</sup>

Estos conceptos dan origen a los objetivos básicos de la oclusión orgánica que son:

1. Evitar fracturas en los dientes.
2. Preservar la salud pulpar.
3. Evitar lesiones del periodonto.

## **Relación céntrica**

La relación céntrica es aquella en la cual la posición del eje intercondilar se encuentra en una posición posterior superior y medial. Gracias a que la posición es dada por ligamentos y músculos la mandíbula se puede abrir hasta 2.5 cm girado sobre el eje intercondilar sin presentar traslación. <sup>21</sup>

## **Oclusión céntrica**

Esta posición se encuentra determinada por la máxima intercuspidad de los dientes; es la posición vertical y horizontal de la mandíbula en la cual los dientes superiores e inferiores logran la mayor intercuspidad o contacto. También es una relación diente a diente guiada por la relación de las superficies oclusales. Esta posición está sujeta a cambios por alteraciones en las superficies oclusales.  
<sup>21</sup>

## **Plano de oclusión**

Este plano es imaginario puesto que las cúspides no están colocadas sobre el mismo. Únicamente se puede considerar como referencia para conocer la orientación de los dientes y es modificable dentro de ciertos límites.<sup>22</sup>

## **Curvas de compensación**

Las curvas de compensación tratan de nivelar una leve discrepancia óseo dental, y estas son las curvas de Spee y de Wilson. <sup>15</sup>

### **Curva anteroposterior o de Spee.**

Es una curva unilateral en dirección anteroposterior que pasa por las cúspides de los molares y crestas incisales de los dientes y se halla dentro de los planos sagitales.<sup>15</sup>

## **Curva transversa o de Wilson.**

Está formada por las inclinaciones normales de las cúspides de los premolares inferiores. Dicha curva depende del plano de oclusión de los ángulos de la eminencia articular y del plano eje orbitario (Frankfort).<sup>15</sup>

## **Dimensión vertical**

Los dientes naturales en oclusión normal mantienen una dimensión vertical, misma que se reduce a medida que los dientes se desgastan con el uso y se altera totalmente cuando se pierden parcial o totalmente.<sup>15</sup>

## **Llaves de la Oclusión**

Cuando la oclusión normal se desarrolla en las etapas denominadas dentición primaria mixta y secundaria va teniendo ciertas características específicas en cada una de ellas hasta establecer lo que se denomina “Llaves de la oclusión” descritas a continuación:<sup>23</sup>

1. Relación molar. Esta se basa en la clase I de Angle.
2. Angulación coronal (mesiodistal). La porción gingival del eje axial de cada diente es distal a la porción oclusal del mismo. El grado de inclinación varía en cada uno de los dientes.
3. Inclinación coronal (bucolingual). Esta presenta las siguientes características;
  - Anteriores superiores, la porción oclusal del eje axial es hacia labial.
  - Anteriores inferiores, la porción oclusal del eje axial es hacia lingual
  - Posteriores superiores, ligera inclinación hacia vestibular.
  - Posteriores inferiores, la inclinación lingual aumenta progresivamente.
4. Rotaciones. Los dientes deben ser libres de rotaciones no deseadas pues los dientes anteriores por tener su diámetro bucolingual menor que el mesiodistal al estar rotados ocupan menos espacio dentro de los arcos dentarios a diferencia de los posteriores que al estar rotados ocupan más espacio que en posición normal.

5. Puntos de contacto ajustados. Estos impiden que los dientes se desplacen con fuerzas leves.

6. Curva de Spee. Esta no debe ser más profunda de 1.5 mm. En condiciones normales esta puede presentarse de tres formas;

- Curva de Spee profunda se presenta como resultado de un área limitada para el acomodo funcional de los dientes.
- Curva de Spee plana se considera más receptiva a una oclusión normal.
- Curva de Spee inversa se presenta como resultado de un espacio excesivo para la colocación de los dientes.<sup>23</sup>

Cualquier alteración durante el desarrollo de la oclusión o el establecimiento de las llaves de la oclusión tendrá como resultado el establecimiento de una maloclusión.<sup>24</sup>

### **Contactos dentarios funcionales óptimos**

El contacto oclusal influye de gran manera en el control muscular de la posición mandibular. Cuando el cierre de la mandíbula en la posición músculo esquelética estable crea una situación oclusal inestable el sistema neuromuscular rápidamente realiza una readaptación con una acción muscular apropiada para establecer una posición mandibular que produzca una situación oclusal más estable. Así la posición músculo esquelética estable de las articulaciones sólo puede mantenerse cuando está en armonía con una situación oclusal estable. La situación oclusal estable debe permitir un funcionamiento eficaz y al mismo tiempo reducir al mínimo las lesiones de cualquiera de los componentes del sistema masticatorio. La musculatura es capaz de aplicar en los dientes una fuerza muy superior a la necesaria para su función. Por lo que es importante establecer situaciones oclusales que puedan aceptar fuerzas intensas con una probabilidad mínima de causar lesiones y que al mismo tiempo sean eficientes funcionalmente.<sup>20</sup>

Algunas de las cúspides de los molares y premolares actúan como topes verticales en el cierre mandibular y se denominan cúspides de soporte céntricas activas o funcionales. Otras cúspides actúan como filos cortantes durante la

masticación; se denominan cúspides de guía o de desgarrar. Al examinar la posición de las cúspides de soporte con respecto al eje longitudinal en los dientes posteriores se observa que algunas están ubicadas vestíbulo-lingualmente cerca del centro del diámetro radicular. Esta relación cuspídea parece ser la más ventajosa puesto que sitúa las fuerzas oclusales verticales directamente sobre la raíz. La relación dinámica de los dientes no se limita al movimiento de un solo plano. Al patrón tridimensional, que en realidad es la suma de los movimientos cuspídeos en los tres planos del movimiento, se les ha denominado compás oclusal cuspídeo; tiene elevaciones y depresiones que varían para una misma cúspide y para las diferentes cúspides según sea su posición con relación a los centros de rotación mandibulares.<sup>25</sup>

## Fotoelasticidad

La fotoelasticidad es una técnica que permite el análisis de la distribución de esfuerzos en materiales birrefringentes sometidos a carga. La birrefringencia o doble refracción es una propiedad de ciertos cuerpos de desdoblar un rayo de luz incidente en dos rayos linealmente polarizados de forma perpendicular entre sí como si el material tuviera dos fuentes de refracción distintos.<sup>26</sup>

En un polariscopio la polarización se consigue mediante una combinación de un filtro de polarización y una placa de cuarto de onda que genera luz polarizada. Esta luz polarizada atravesará el modelo a estudiar. Detrás del modelo se encuentra una segunda placa de cuarto de onda (en posición cruzada respecto a la primera) combinada con un segundo filtro de polarización mostrado en la figura 6.<sup>4</sup>

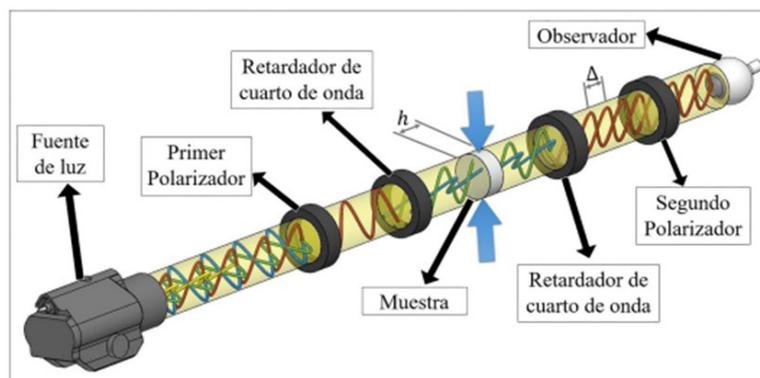


Figura 6. Esquema del funcionamiento de un polariscopio. <sup>4</sup>

El fenómeno es observado en modelos realizados en resina cristal con propiedades birrefringentes a través de un polariscopio donde al aplicar una carga se reflejan franjas de color llamadas franjas isocromáticas e isóclinas y representan como el material se deforma.

Los patrones de las franjas isocromáticas describen la diferencia de las tensiones principales y los patrones de las franjas isóclinas describen su dirección. Se dice que tienen un comportamiento isotrópico aquellos materiales que poseen propiedades físicas homogéneas es decir que la carga se distribuye simétricamente en toda la estructura.<sup>27</sup>

La fotoelasticidad puede observarse de forma bidimensional o tridimensional en modelos que son geoméricamente regulares o no. También es posible asemejar las tensiones que recibirá un cuerpo de forma indirecta por medio de un modelo que posea la misma geometría.<sup>4,28</sup>

## **Biomecánica**

Es la ciencia encargada de estudiar el aparato locomotor de los seres vivos donde se engloban los conceptos de anatomía, fisiología muscular, fisiología ósea, fisiología articular, mecánica y cinesiología (movimientos musculares).<sup>29</sup>

La mecánica se divide en tres ramas: la cinemática, dinámica y estática, a continuación, se describen.

### **Cinemática**

Ciencia que estudia los movimientos lineales y angulares sin considerar las fuerzas que producen estos movimientos. El movimiento lineal es un desplazamiento rectilíneo y el movimiento angular es la rotación de un sólido alrededor de un eje.<sup>31,30</sup>

## Dinámica

Se refiere a la segunda ley de Newton. Se centra en la relación entre las fuerzas externas (ej. gravedad) e internas (ej. movimiento muscular) y el movimiento que producen.<sup>30</sup>

## Estática

Estudio de un cuerpo que puede caracterizarse por un estado de reposo y de equilibrio estático según la primera ley de Newton.<sup>31</sup>

Las leyes del movimiento de Isaac Newton (1687) permiten explicar la relación existente entre las fuerzas y sus efectos sobre el aparato locomotor.

1. Primera ley; “Todo cuerpo sigue en reposo a menos que sobre él actúe una fuerza externa”. Un cuerpo en movimiento continúa moviéndose con velocidad constante a menos que sobre él actúe una fuerza externa.
2. Segunda ley; “La aceleración de un cuerpo tiene la misma dirección que la fuerza externa neta que actúa sobre él”. Es proporcional a la fuerza externa neta según:  $F = m a$  donde  $m$  es la masa del cuerpo. La fuerza neta que actúa sobre un cuerpo también llamada fuerza resultante es el vector suma de todas las fuerzas que actúan sobre él  $\sum F = m a$
3. Tercera ley; “Las fuerzas siempre actúan por pares iguales y opuestos”. Si el cuerpo A ejerce una fuerza  $F_{A,B}$  sobre el cuerpo B éste ejerce una fuerza igual pero opuesta  $F_{B,A}$  sobre el cuerpo A.  $F_{A,B} = - F_{B,A}$ .<sup>32</sup>

## Conceptos fundamentales para comprender la mecánica

Sólido: cuerpo que se caracteriza por tener forma y dimensiones. Son de dos tipos indeformables y deformables.

Indeformable: En este tipo de sólidos la distancia entre dos puntos del cuerpo permanece constante aplicándole cualquier tipo de estrés mecánico.

Deformable: En este tipo de sólidos la distancia entre dos puntos puede cambiar, ya sea alejándose o acercándose, dependiendo del tipo de carga que se le aplique (compresión, tensión, cizallamiento y torsión)

Fuerza: Acción capaz de provocar una aceleración sobre un cuerpo. Se puede medir ya sea por su desplazamiento o deformación. Cuando a una fuerza se le da dirección y sentido se representa por un vector.

El estrés mecánico que puede experimentar un cuerpo se representa como una fuerza aplicada sobre una unidad de área de un objeto o material y se representa con el símbolo sigma  $\Sigma$ . La unidad más utilizada para representarlo es el Pascal (Pa).

Deformación: Es la relación entre el incremento de longitud respecto a la longitud original del cuerpo. Es representada por épsilon ( $\epsilon$ ).

Si a un cuerpo con un área de sección A se le aplica una fuerza F el estrés en una sección transversal dentro del cuerpo será:

$$\Sigma = F/A$$

Si aplicamos una fuerza sobre el cuerpo, esta causará una deformación que se define como:

Si es una fuerza compresiva  $1_c$  será menor que  $1_0$ , y si es tensión  $1_t$ , será mayor que  $1_0$ . Al ser una relación no tiene dimensiones y por tanto no tiene unidades.

Por ejemplo, en un objeto que bajo la acción de una fuerza en tensión se alarga al 101% de su longitud original la deformación es 1% o 0,01, o 10.000 u.<sup>32</sup>

Curva de estrés-deformación: Cuando se aplica una fuerza a un material y se aumenta de forma progresiva da como resultado una curva donde se pueden observar dos constantes que van a representar la elasticidad y plasticidad del material. En la cual, si se retira la fuerza y el material regresa a su forma original se denominará región de elasticidad o región elástica, pero si este no regresa a su forma se le denomina región plástica. El punto en el que cambia de la región elástica a la plástica se denomina punto de cesión o cedencia. Si la fuerza que se ejerce en el material llega al límite donde el material se rompe se encontrará en el punto de fractura.<sup>33</sup>

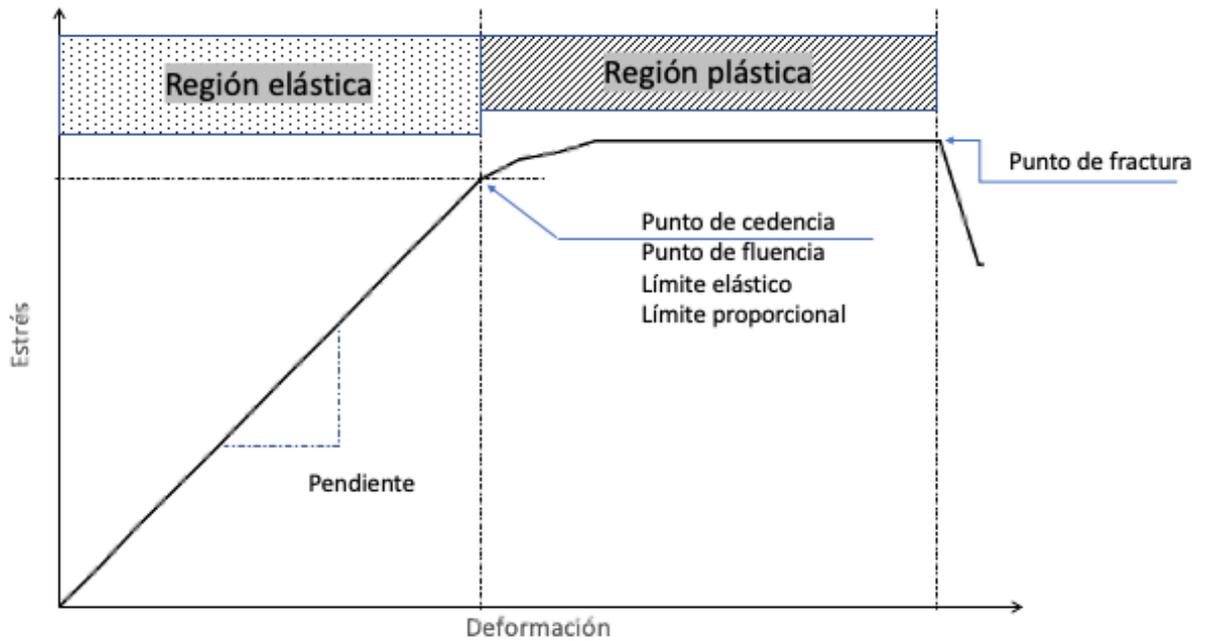


Figura 7. Gráfico estrés-deformación Modificado de Hamil 2017 <sup>34</sup>

El estrés sobre un cuerpo se puede subdividir en los siguientes tipos de carga, compresión, tensión, cizallamiento y torsión.<sup>34</sup>

- Compresión: se debe a la acción de dos fuerzas donde los vectores se dirigen hacia el mismo cuerpo provocando ensanchamiento y acortamiento
- Tensión: Es el mecanismo inverso a la compresión; se refiere a la fuerza que aplicada a un cuerpo de formas opuestas tiende a alargar y adelgazar el cuerpo.
- Cizallamiento: se define como un tipo de fuerza resultante de dos fuerzas iguales y paralelas que actúan en sentidos contrarios y con tendencia a separar un cuerpo en dos partes deslizantes provocando un corte.
- Torsión: es la acción de dos pares opuestos cuyos planos son perpendiculares al eje geométrico de un cuerpo. <sup>34</sup>

## **Biomecánica de los tejidos**

Todos los tejidos que componen al aparato locomotor como huesos, cartílagos, músculos y tendones, tejido conectivo, vasos y nervios se encuentran sometidos a fuerzas mecánicas como presión y tracción; que van a causar deformación lo cual determina la disposición de las células y la arquitectura interna de las estructuras anatómicas.<sup>20</sup>

### **Hueso**

El hueso es un biomaterial viscoelástico que le da al cuerpo las funciones de soporte, sostén, protección, formación de células sanguíneas, almacenamiento y función de palanca para producir movimiento. Tiene diferentes niveles de organización; el primero es el colágeno y la hidroxiapatita, el segundo es la formación de laminillas en disposición concéntrica para formar osteonas y el tercero es macroscópico donde se encuentra el hueso organizado ya sea en hueso esponjoso o hueso cortical. El hueso tiene la capacidad de deformarse y regresar a su estado original cuando se le aplica alguna fuerza y es más resistente a la compresión que a la tracción. De forma dinámica soporta la fuerza que ejercen los músculos y de forma estática el hueso soporta la gravedad.<sup>20</sup>

### **Cartílago**

Es un biomaterial con alta flexibilidad, viscoelástico y anisotrópico. Histológicamente va a estar dispuesto en 4 zonas de colágena que debido a su composición estructural le confiere grandes propiedades mecánicas y su contenido en proteoglicanos que al someterse a altas presiones va a actuar como un amortiguador.<sup>20</sup>

El cartílago se va a encontrar presurizado dentro de la cápsula articular a dos atmósferas de presión oncótica e hidrostática. Al aplicar una presión sobre el cartílago él condón actuará como una bomba circulando el líquido tisular que se encuentra dentro hacia el exterior actuando como si fuera una esponja.<sup>29</sup>

## **Cápsula articular**

La articulación sinovial se compone de tejido denso revestido por una sinovia que es una membrana adiposa que segrega líquido sinovial. Es un órgano que permite el deslizamiento. La inserción de la cápsula es una estructura especializada rica en colágena tipo II. Generalmente se encuentra reforzada por ligamentos. La orientación estructural de las fibras, las propiedades elásticas y la colágena junto a la proporción entre ellas le brindaran sus características mecánicas.<sup>20</sup>

## **Músculos**

La musculatura esquelética le da al aparato locomotor la capacidad de moverse y sostenerse. Histológicamente el músculo se compone de células alargadas y multinucleadas que varían de longitud dependiendo del músculo al que pertenezcan. Dentro de la fibra muscular se encuentran miofibrillas que se dividen en miles de zonas cilíndricas. Las sarcómeras se encuentran constituidas de millones de miofilamentos compuestos de una proteína llamada miosina que provocan la contracción mecánica. Las contracciones musculares serán de la misma magnitud tanto al origen como la inserción. El músculo se encuentra jerarquizado en su arquitectura. La unión de sarcómeras da origen a las miofibrillas; estas a su vez forman fibras y la unión de estas fibras originan los fascículos musculares.<sup>20</sup>

## **Tendón**

Son fibras de lámina conjuntiva que unen el musculo al hueso con forma de cordón circular o plano. De comportamiento viscoelástico ofrece alta resistencia a la tensión permitiendo concentrar y transmitir la fuerza del músculo a un solo punto del hueso por medio de túneles osteofibrosos. El tendón contiene capas llamadas vainas sinoviales que lo lubrican permitiéndole un deslizamiento con poca resistencia. El tendón a pesar de su flexibilidad es considerado inextensible ya que su alargamiento en fase elástica es máximo del 4% de su longitud soportando de 400 a 1800 la fuerza que genera la parte contráctil.<sup>20,29</sup>

## **Articulación**

Estructura que permite el movimiento de dos o más estructuras óseas. Existen diferentes tipos de articulaciones fibrosas, cartilaginosas y sinoviales. Estas últimas tienen la ventaja de ser poco propensas a la fatiga.<sup>20</sup>

## **Líquido sinovial**

Líquido muy viscoso que forma una película que permite la lubricación entre estructuras con alta concentración de ácido hialurónico que mejora el deslizamiento del cartílago; su viscosidad dependerá de temperatura y pH.<sup>20</sup>

## **Ligamentos**

Son bandas de tejido conectivo, colágeno, elastina y fibras de reticulina que unen y dan estabilidad a los huesos. A menudo se unen a la cápsula articular de forma intra o extra-articular con función propioceptiva que asegura protección a la articulación.<sup>20, 29</sup>

## **Dientes**

Los dientes son estructuras rígidas unidas al hueso mediante una articulación tipo gónfosis única en su tipo unidas por medio del cemento radicular y ligamento periodontal diseñado para tener una capa exterior dura y un núcleo interno más tenaz. Se encuentran formados en su mayor parte por dentina, la corona cubierta por esmalte y la raíz por cemento contando el diente con una cavidad que contiene tejido conjuntivo laxo.

El esmalte está organizado en forma anisotrópica. Sus prismas están dispuestos perpendicular y paralelamente con un módulo de elasticidad entre 70 y 120 GPa y la dentina dispuesta en túbulos que dependiendo de la orientación le confieren una resistencia de 106 MPa.<sup>35 36</sup>

## **Ligamento periodontal**

El ligamento periodontal es un tejido conjuntivo denso fibroso que articula el diente al hueso mediante fibras de colágeno y de oxitalano. El grosor del ligamento va de 0.1 a 0.4 mm de espesor. Su función es dar soporte al diente y ayudar a amortiguar las cargas generadas por la masticación. Cuenta con dos tipos de fibras; de dolor y propioceptoras. La importancia de éstas es el control de la fuerza durante la masticación ya que al contar con receptores de presión mandan información al sistema nervioso central para el control del sistema de masticación.<sup>37</sup>

## **Biomecánica de la masticación**

Uno de los principales objetivos de la masticación es el comenzar la digestión de los alimentos. Para ello es necesaria la participación de los músculos maseteros, temporales y pterigoideo interno y externo principalmente. Se realizan tres movimientos que son la incisión, el aplastamiento y la trituración. La fuerza que ejercen los músculos durante estos movimientos va a ser variada dependiendo de lo que se esté masticando, pero en promedio la fuerza en un humano joven es de 45kg / molar.<sup>38</sup>

## **Modelos didácticos para la enseñanza de la anatomía**

Uno de los retos para los docentes es la enseñanza de la anatomía humana, ya que el docente debe hacer que sus alumnos se apropien del conocimiento. Una forma de realizarlo es a través de diferentes herramientas didácticas en donde van a existir diferentes métodos para el aprendizaje, por ejemplo, en la parte teórica existe la anatomía descriptiva, la anatomía topográfica y la anatomía funcional, sin embargo, de forma práctica se ha recurrido al uso de cadáveres y diferentes materiales como modelos anatómicos, modelos hechos por computadora y fotografías; siendo estos de gran ayuda para facilitar el aprendizaje a estudiantes del área de la salud.<sup>39 40</sup>

## **Fotoelasticidad aplicada a la enseñanza y su perspectiva en la odontología**

El uso de modelos fotoelásticos se ha validado como herramienta en la enseñanza de la ingeniería en materias como la mecánica de sólidos por la aportación en el aprendizaje de la distribución de los esfuerzos. Aunque para el área de la salud no existen reportes de su uso para la enseñanza. Existe su uso para la investigación donde se ha reportado el tipo de modelos que se han creado en los que se puede observar la evolución en su desarrollo y como se ha tratado de acercarse a la realidad clínica. Algunos de ellos han sido:

- Modelos con una geometría 2D.<sup>41</sup>
- Modelos cúbicos, rectangulares y con forma de arco mandibular donde se introducen los dientes.<sup>42</sup>
- Modelos con la forma de dientes o arcadas de una sola pieza es decir sin la separación de los dientes o ligamento.<sup>43</sup>
- Modelos de cráneo y mandíbula.<sup>9</sup>

## Planteamiento del problema

En odontología se recurre a modelos anatómicos para facilitar el aprendizaje. Incluso con las nuevas tecnologías modelos electrónicos e interactivos ilustran estructuras óseas musculares y articulares. Dichos modelos no se aplican para la comprensión de la biomecánica de la masticación o del movimiento óseo-dental, ya que no permiten analizar la distribución de cargas en huesos y dientes. La fotoelasticidad se ha utilizado en otras disciplinas como una técnica que puede ilustrar las cargas aplicadas en modelos y la distribución de esfuerzos generados. En odontología se ha aplicado esta técnica para analizar secciones anatómicas específicas y se han diseñado modelos 3D para estudiar implantes entre otros, sin embargo, hasta el momento pocos modelos consideran las estructuras óseas, dentales y periodontales de forma independiente pero articuladas entre sí .

No existe claridad sobre la repercusión que puede tener sí en un modelo las estructuras se fabrican juntas o se separan los dientes, el ligamento periodontal y el hueso, para estudiar la distribución de cargas al activar una fuerza que simule a los músculos de la masticación. Sin embargo, a nivel anatomía, biomecánica y fisiología se conoce la importancia y función que desempeña cada estructura, por lo tanto, es fácil imaginar que podría reproducirse un modelo mucho más cercano a la realidad, si éste considerara estructuras anatómicas de forma independiente articuladas entre sí. Lo que podría ayudar a comprender como se expresan las fuerzas aplicadas y distribución los esfuerzos en el aparato masticatorio.

Lo anterior genera la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuál es la diferencia en la distribución de esfuerzos en modelos fotoelásticos con estructuras mandibulares juntas (dientes, ligamento periodontal y hueso fusionados formando una sola estructura) y al separar las estructuras anatómicas (dientes, ligamento periodontal y hueso independientes pero articulados entre sí)?

## **Hipótesis**

Existe diferencia en la distribución de esfuerzos en los tres diferentes modelos fotoelásticos mandibulares al ser sometidos a las fuerzas que simulan los músculos de la masticación.

# Objetivos

## Objetivo general

Diseñar y elaborar tres diferentes modelos fotoelásticos mandibulares para observar las diferencias en la distribución de esfuerzos.

## Objetivos específicos

- Reproducir un modelo fotoelástico mandibular dentado de una sola pieza (modelo "A" una sola estructura), para el análisis de la distribución de esfuerzos.
- Reproducir un modelo fotoelástico mandibular dentado en el que los dientes estén representados como una estructura separada del hueso, pero articulados entre sí, (modelo "B" dos estructuras), para el análisis de la distribución de esfuerzos.
- Reproducir un modelo fotoelástico mandibular dentado articulado (modelo "C" estructuras independientes) en el que el hueso, los dientes y el ligamento periodontal estén representados como estructuras separadas entre sí, pero articuladas, para el análisis de la distribución de esfuerzos.
- Simular las tensiones provocadas por los músculos de la masticación por medio de cadenas de ortodoncia.
- Observar las tensiones que se producen por las fuerzas oclusales aplicadas en la zona anterior, premolar y molar, por medio de un polariscopio para generar evidencia fotográfica.
- Comparar los resultados obtenidos de los tres modelos para determinar si existe diferencia en la expresión de la concentración de esfuerzos.

**Tipo de estudio:** Observacional, prolectivo, transversal y comparativo

## Variables

*Variable dependiente*

Distribución de esfuerzos identificada a través del fenómeno de fotoelasticidad

*Variable independiente*

Modelo fotoelástico

### Operacionalización de variables

Tipo	Variable	Definición	Operacionalización de las variables	Tipo de variable
Dependiente	Distribución de esfuerzos a través del uso de la fotoelasticidad	Esfuerzos distribuidos a través de un cuerpo reflejado por la presencia de líneas isocromáticas	Presencia o ausencia de isocromas  Escala de color y grosor de líneas isocromáticas	Nominal, Dicotómica  Ordinal Niveles bajo, medio y alto

Tipo	Variable	Definición	Operacionalización de las variables	Tipo de variable
Independiente	Modelo anatómo-fisiológico	Representación esquelética-dental de la mandíbula	A)Modelo mandibular anatómo-fisiológico con dientes y	Cualitativa nominal

			<p>hueso fusionados</p> <p>B)Modelo mandibular anátomo-fisiológico con dientes y hueso separados articulados entre si</p> <p>C)Modelo mandibular anátomo-fisiológico con dientes, ligamento periodontal y hueso articulados entre si</p>	
--	--	--	--	--

## Material y Métodos

Cráneo y mandíbula humano

Dientes prefabricados de acrílico (Cráneomex®)

Cera rosa toda estación (Filenes®)

Platina de Fox (sin marca)

Alcohol 96°

Resina epóxica cristal (Epolyglas® AWS 520)

Resina poliéster insaturada ortoftálica (Poliformas® PP70)

Silicón para moldes (Smooth on rebound® 25)

Fibra de vidrio tejida (Poliformas®)

Desmoldante (Smooth on®)

Bomba de vacío (Felisa®)

Cámara de vacío sin marca

Alambre de ortodoncia calibre 28

Polariscopio sin marca

Tornillos 1/2

Micromotor (Strong®)

Cadenas de ortodoncia (ultra power continuo®)

Motor de banco con mantas para pulir

Palillos

Jeringas de 60 mililitros

báscula digital gramera (sin marca)

Segueta

Ligas

Vernier

Cúter

báscula con capacidad de 3 kg

Plastilina

Brocha

Taladro (Makita®)

Gasas

Monómero y polímero (Nic Tone®)

## Método

El método de la fotoelasticidad se basa en la propiedad de materiales birrefringentes que, cuando se observan a través de una luz polarizada muestran diversos patrones de colores. Este fenómeno es el resultado de la refracción que la luz polarizada sufre cuando está en contacto con las deformaciones internas resultantes del estado de tensiones en el material.

### Elaboración de los dientes

Se pulieron las coronas y raíces de los dientes (figura 8) (dientes cráneomex®) con mantas y blanco de España en un motor de banco (figura 9), una vez pulidos y abrigantados se elaboró un molde de silicón (Smooth on rebound® 25) a partir de los dientes este molde se dividió en dos partes, una parte para las coronas y otra parte para las raíces.



Figura 8. Dientes prefabricados. Fuente directa.



Figura 9. Pulido de dientes. Fuente directa.

Se les colocó un palillo de dientes en el ápice de cada raíz pegado con cianocrilato (Kola Loka®) para que estos funcionarán en la inyección de la resina cristal. Para la elaboración del molde, se mezclaron 200 gramos de silicón (rebaund 25). Se realizó un recipiente con cera toda estación (Filenes®) para contener los dientes y el silicón. El siguiente paso fue verter el silicón hasta que llegara a una altura dentro del recipiente de 3 cm. Se metió a la cámara de vacío

hecha a partir de una olla exprés con una tapa de acrílico de un centímetro de espesor (figura 10) y con ayuda de una bomba de vacío quirúrgica (general Electric®) se aplicó una fuerza de vacío de -15 kpa por 20 minutos y se dejó reposar el silicón por 70 minutos para dejar que vulcanizara parcialmente y permitiera colocar los dientes de la parte de la raíz hasta la altura de la corona.

Ya con todos los dientes colocados se dejó vulcanizar por 24 horas. El siguiente paso fue colocar una capa de desmoldante sobre el molde y dientes. Se mezclaron nuevamente 200 gramos de silicón en partes iguales A y B (Smooth on rebound® 25) para cubrir las coronas de los dientes; también se introdujo a la cámara de vacío por 20 minutos y se dejó reposar por 24 horas. Pasadas las 24 horas el molde quedó listo para elaborar las copias de dientes necesarias.



**Figura 10.** Bomba de vacío. Fuente directa.

Una vez obtenidos los moldes se procedió a mezclar 20 gramos de resina cristal (AWS 520 Epolyglas) y 10 gramos de catalizador (AWS 520 Epolyglas®) en un vaso desechable,

Posteriormente se vertió el material dentro de una jeringa de 60 mililitros con un catéter calibre 14 para inyectarlo dentro del molde de cada diente. Ya que se llenó cada diente se procedió a llevar el molde a la cámara de vacío por 20 minutos para eliminar las burbujas que se formaron durante la mezcla del material. Pasado este tiempo se sacó el molde de la cámara y se dejó reposar por 48 horas para la completa polimerización de los dientes. Posteriormente se sacaron los dientes del molde y se eliminaron los excedentes de material que se encontraban en el lugar de los palillos.

### **Elaboración de oclusión ideal en cráneo y mandíbula**

Una vez obtenidos los dientes en resina cristal se procedió a elaborar el cráneo y mandíbula que funcionaron de base para elaborar la oclusión ideal, para ello se recurrió a un cráneo y mandíbula humanos. Al cráneo se le eliminó toda la zona alveolar (figura 11 y 12) del maxilar para dar espacio a los nuevos dientes elaborados con resina cristal (AWS 520 Epolyglas®).



**Figura 11.** Corte de zona alveolar. Fuente directa.



**Figura 12.** Cráneo sin la zona alveolar. Fuente directa.

Para la mandíbula se elaboró un molde de alginato en un recipiente de 20 cm de diámetro por 17 cm de profundidad (figura 13). Se colocaron en la mandíbula cilindros de plastilina en la zona de la sínfisis mentoniana y ángulo mandibular; que funcionaron para la entrada de resina, como salida de aire y exceso de material. Dentro del recipiente usado para la copia de la mandíbula se realizó un bardeado con plastilina, de forma que el material de impresión fuera más delgado. Se procedió a mezclar alginato (Tulip®) con un incremento de 25% de agua a lo indicado por el fabricante, para que el alginato quedará más líquido de lo normal y poder verter más fácilmente. Con la finalidad de obtener una mezcla totalmente homogénea el alginato se mezcló con ayuda de un taladro (Bosch®) y una punta de batidora, ya mezclado el material se vertió en el recipiente y se dejó gelificar por 20 minutos.



**Figura 13.** Recipiente para elaboración de molde. Fuente directa.

Para poder sacar la mandíbula se cortó el alginato con un cúter. Una vez fuera del molde se prepararon 100 gramos de resina cristal por 50 gramos de catalizador realizando la mezcla con un abatelenguas de plástico. Ya mezclado el material se vertió de forma directa dentro del molde y se dejaron pasar 48 horas para su completa polimerización. Una vez que se obtuvo la copia de la mandíbula, se le eliminó con ayuda de una sierra de mano toda la zona alveolar de los dientes.

Al tener el cráneo y mandíbula totalmente desdentados (figura 14) y sin la zona alveolar se procedió a crear rodillos de cera (Filenes®) tanto en maxilar como mandíbula. Mismos que sirvieron para enfilear los dientes elaborados en resina cristal. Para ello se tomó en cuenta la curva de Spee, la curva de Wilson, inclinación de molares inferiores y superiores hacia la parte medial, relación molar y canina de Angle I y una máxima intercuspidad entre dientes superiores y dientes inferiores (figura 15).

También se reconstruyeron con cera toda estación las partes faltantes como: el hueso vómer, calota y apófisis estiloides.



**Figura 14.** Cráneo sin dientes. Fuente directa.



**Figura 15.** Cráneo con dientes en oclusión ideal. Fuente directa.

### **Elaboración de moldes**

Una vez que se obtuvo el modelo de cráneo en oclusión ideal se procedió a elaborar los moldes de cráneo, maxilar, calota y mandíbula. Para el molde del cráneo lo primero que se hizo fue cortar la calota y el maxilar, esto sirvió para evitar retenciones.

Para la copia del maxilar se colocó en un recipiente elaborado con acetato (figura 16 y 17) y se procedió a mezclar 150 gramos de silicón parte A (Smooth on rebound® 25) y 150 gramos de silicón parte B (Smooth on rebound® 25) mezclando vigorosamente el material. Ya mezclado el silicón se llevó directamente al recipiente que contiene el maxilar. Posteriormente se llevó el recipiente a la cámara de vacío (olla exprés) y se le aplicó una fuerza de vacío de -15 kpa con la bomba quirúrgica (General Electric®) por 20 minutos para eliminar burbujas del silicón.



**Figura 16.** Recipiente para molde de maxilar. Fuente directa.



**Figura 17.** Recipiente con silicón. Fuente directa.

Para la copia del cráneo se colocó un bardeado de plastilina en el cráneo que funcionó para separar el molde en dos partes. una vez preparado el cráneo se realizó un molde de silicón, pero a diferencia del molde del maxilar que se realizó vertiendo el material, en este caso se hizo a partir de capas de silicón con ayuda de una brocha (figura 18 y 19) se fue agregando por capas el silicón en la parte superior del cráneo, esperando 7 horas entre capa y capa para su completa vulcanización. Se colocaron un total de 20 capas; posteriormente se eliminó la plastilina que ayudo a separar el molde en dos partes y se procedió a realizar el molde de la parte inferior del cráneo.

Una vez obtenido el molde de silicón se le aplicaron varias capas de resina poliéster insaturada ortoftálica (PP70 poliformas®) y tela de fibra de vidrio (poliformas®) para elaborar una estructura rígida que contuviera los moldes y así evitar la deformación del silicón. Se dejó polimerizar la resina con la fibra de vidrio por 48 horas. Ya polimerizado se procedió a cortar los excedentes de fibra de vidrio con esmeriladora (Makita®) y disco de corte delgado para metal. Con ayuda de un taladro se realizaron agujeros alrededor de la fibra de vidrio que sirvieron para atornillar las dos partes del molde.



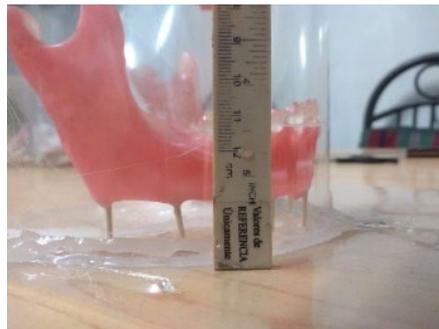
**Figura 18.** Silicon preparado. Fuente directa.



**Figura 19.** Cráneo con silicón. Fuente directa.

Para la calota también se realizó la elaboración del molde con silicón en capas dividiendo la calota con bardeado de plastilina que divide la calota en una parte superior y una inferior. A la calota se le colocó en la parte más superior un cilindro de plastilina que sirvió para la entrada de material y salida de aire; se realizó el molde con 20 capas de silicón. Ya vulcanizado se le elaboró una capa de resina y fibra de vidrio que ayudara a mantener la forma original del molde. Se cortaron los excedentes de fibra de vidrio con esmeriladora y disco de corte delgado, lo siguiente fue crear con un taladro agujeros todo alrededor de la fibra de vidrio que sirvieron para atornillar la parte superior e inferior del molde.

Para el molde de la mandíbula se realizó un recipiente con acetato de acuerdo con la forma de esta (figura 20). Se le colocaron a la mandíbula palillos de dientes en toda la parte inferior que sirvieron para de entrada y salida de resina y aire. Ya preparada la mandíbula se llevó al recipiente y se mezcló silicón parte A y parte B en partes iguales y se vertió el material en el recipiente con la mandíbula dentro.



**Figura 20.** Mandíbula dentro del recipiente. Fuente directa.

Una vez vulcanizado el silicón se procedió a realizar una guía de yeso blananieves que mantendrá la forma original del molde. Ya que se obtuvo el molde de la mandíbula se procedió a cortar el molde para sacar la mandíbula cortando la parte inferior del molde para poder sacarla por ahí mismo. Ya estando

vacío el molde se mezclaron 100 gramos de resina cristal y 50 gramos de catalizador y se vertió el material dentro del molde con la guía de yeso y se dejó polimerizar por 48 horas.

Una vez polimerizada la copia mandibular se sacó del molde y se eliminaron con micromotor (strong®) los excedentes de material respetando la anatomía. Se usó lija de agua No. 200, 600 y 1000 para pulir la mandíbula; una vez pulida se abrigó con blanco España, mantas y motor de banco, lo anterior para lograr un modelo totalmente transparente que permitiera observar mejor el fenómeno de la fotoelasticidad.

Para la ubicación de las inserciones musculares se agregaron puntos con resina fluida (Ivoclar®) que funcionaron como referencias de las inserciones de los músculos maseteros, temporales, y pterigoideo interno (figura 21).



**Figura 21.** Puntos de referencia para la inserción de músculos. Fuente directa.

Se le agregaron dos cilindros de plástico con grosor de 3 milímetros en el ángulo mandibular para la entrada de material. Una vez preparada la mandíbula se mezclaron 100 gramos silicón en partes iguales A y B para elaborar el molde definitivo, se colocaron 20 capas de silicón esperando entre capa y capa 7 horas de vulcanización, una vez que se obtuvo el molde en silicón se procedió a realizar las guías que mantuvieron la forma original del molde con monómero y polímero (Nic Tone®) (figura 22). Se realizó una guía para la parte superior de la mandíbula que mantuvo la forma original de la oclusión y otra guía para la parte inferior, posteriormente se cortó el molde con cúter para obtener una parte

superior y una parte inferior. El corte se realizó a través de la parte anterior de la mandíbula y cuerpo de esta, ya cortado se procedió a sacar el modelo original



**Figura 22.** Molde con guías. Fuente directa.

Lo siguiente fue realizar el cráneo, para lo que se mezclaron 200 gramos de resina cristal con 100 gramos de catalizador, se vertió el material dentro del molde y se llevó a la cámara de vacío por 20 minutos, se dejó polimerizar por 48 horas; una vez polimerizado se sacó del molde. Para la calota se mezclaron 200 gramos de resina cristal con 100 gramos de catalizador), se vertió el material dentro del molde y se llevó a la cámara de vacío por 20 minutos y se deja polimerizar por 48 horas. Para el maxilar se mezclaron 60 gramos de resina cristal con 30 gramos de catalizador. Se vertió el material dentro del molde y se llevó a la cámara de vacío por 20 minutos; se dejó polimerizar por 48 horas.

Una vez obtenido el cráneo, calota y maxilar. se pegó la calota (figura 23) y el maxilar con resina cristal y se dejó polimerizar por 48 horas, una vez polimerizado se procedió a realizar agujeros en el arco cigomático y en la región del suelo de la fosa del temporal y cara profunda de la fascia temporal, dónde se fijaron con resina cristal y alambres de ortodoncia calibre 28 con forma de gancho que representan los orígenes de cada fascículo muscular.



**Figura 23.** Modelo de cráneo. Fuente directa.

## **Elaboración del disco articular**

Para la elaboración del disco se usó el modelo mandibular que tiene los puntos de resina fluida. Se prepararon 20 gramos de silicón y se mezcló parte A y parte B por igual, se agregó el silicón en las cavidades glenoideas y se colocó encima la mandíbula colocando los cóndilos dentro de las cavidades glenoideas, usando una liga de 10 cm se articuló la mandíbula con el maxilar en máxima intercuspidad para que se liberara el espacio que ocupa el disco articular, se dejó vulcanizar el silicón por 12 horas. una vez vulcanizado se obtuvo el cráneo que sirvió de base para las tres mandíbulas a comparar.

## **Elaboración de los modelos mandibulares A, B y C.**

**Elaboración de mandíbula A** (figura 24). Para esta mandíbula se realizaron los ganchos de alambre de ortodoncia calibre 28, incluyendo estos alambres en los puntos de referencia que se elaboraron con la resina fluida y que quedaron marcados en la parte interna del molde de silicón. Posteriormente se unió la parte superior y la parte inferior del molde mandibular con sus respectivas guías de acrílico y se unieron con ayuda de ligas que permitieron mantener la parte superior e inferior del molde juntas. Ya preparado el molde se mezclaron 100 gramos de resina cristal y 50 de catalizador; se vertieron dentro del molde y se llevó a la cámara de vacío por 20 minutos, se dejó polimerizar por 48 horas.



**Figura 24.** Mandíbula A. Fuente directa.

**Elaboración mandíbula B** (Figura 25). Para elaborar este segundo modelo lo primero fue elaborar una copia de dientes en resina cristal. Una vez que se obtuvieron los dientes después de 48 horas de polimerización se llevaron directo al molde mandibular, se colocaron los dientes en el sitio que le correspondía a

cada uno, se fijaron también alambres de ortodoncia en los puntos de referencia de las inserciones de los músculos, se unieron la parte inferior y superior con sus guías unidos mediante ligas y se prepararon 100 gramos de resina cristal y 50 gramos de catalizador. Se mezcló el material con abate lenguas plástico, se vertió el material dentro del molde y se llevó a la cámara de vacío por 20 minutos para la eliminar las burbujas, pasando los 20 minutos se dejó polimerizar por 48 horas.



**Figura 25.** Mandíbula B. Fuente directa.

**Elaboración mandíbula C** (figura 26). Para la elaboración de esta mandíbula primero se elaboraron copias de los dientes en resina cristal. Una vez que se obtuvieron los dientes, se pegaron con plastilina de la parte de la corona en una superficie plana con la parte coronal hacia abajo, posteriormente se prepararon 20 gramos de silicón (Smoot on rebound® 25). Una vez mezcladas las partes A y B del silicón se les untó a las raíces de los dientes; esta fina capa de silicón sirvió para simular el ligamento periodontal, este se dejó vulcanizar por 12 horas. Una vez vulcanizado se quitó el exceso de silicón de las coronas y se llevaron los dientes al molde y se fijaron alambres de ortodoncia calibre 28 en los puntos marcados con resina fluida. Se unieron la parte superior e inferior de los moldes con sus respectivas guías unidas mediante ligas. Ya listo el molde se mezclaron 100 gramos de resina cristal con 50 gramos de catalizador, se vertió la resina dentro del molde y se llevó a la cámara de vacío por 20 minutos y se dejó polimerizar por 48 horas.

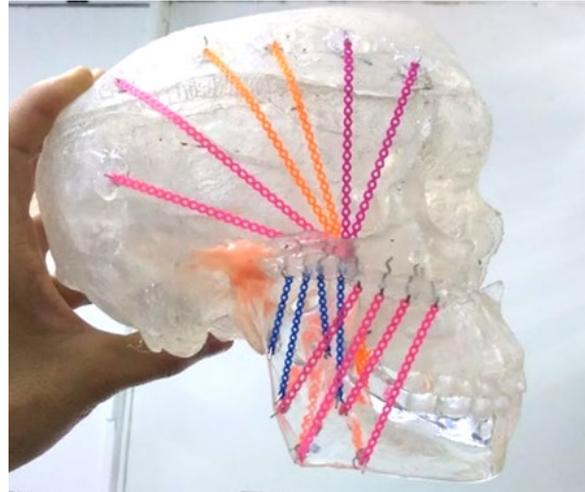


Figura 26. Mandíbula C. Fuente directa.

### **Articulado de modelos mandibulares A, B y C con el cráneo**

Una vez que se obtuvo el cráneo completo y las tres mandíbulas se procedió a articular la mandíbula A con el cráneo mediante el uso de cadenas de ortodoncia (ultra power® continuo) con ayuda de los alambres de ortodoncia que van de los puntos de origen a inserción de cada fascículo muscular de los músculos temporales, maseteros y pterigoideo interno. Para esto, se cortaron las cadenas con una longitud que van del origen a la inserción. Posteriormente cada cadena ya colocada en su lugar fueron estiradas dos eslabones para que ejerzan una fuerza que simule la generada por los músculos de la masticación Figura 27. La fuerza que ejercieron las cadenas que simularon el haz anterior del músculo temporal de lado izquierdo y derecho fue de 14 onzas, haz medio lado izquierdo y derecho 14 onzas, haz posterior lado izquierdo y derecho 20 onzas. Del músculo pterigoideo interno haz profundo lado izquierdo y derecho 11.5 onzas, el haz superficial lado izquierdo y derecho 9 onzas y el músculo masetero haz profundo lado izquierdo y derecho 60 onzas y el haz superficial lado izquierdo y derecho 48 onzas. las fuerzas de estas cadenas fueron medidas con un dinamómetro.

Para los modelos mandibulares B y C se realizaron los mismos pasos que para el modelo A. antes mencionado.



**Figura 27.** Cráneo articulado. Fuente directa

### **Evidencia fotográfica y Escala de franjas isocromáticas**

Con la finalidad de establecer la diferencia que existe entre los modelos en cuanto a la distribución de esfuerzos generados a partir de la tensión de las ligas que representa la acción muscular, los tres modelos mandibulares fueron sometidos a las cargas y se fotografiaron dentro del polariscopio en distintos ángulos. Posteriormente se observaron las fotografías comparando la presencia de líneas isocromas con la escala presente a continuación:

**Tabla 1.** Escala con respecto a la literatura <sup>(8-10)</sup>

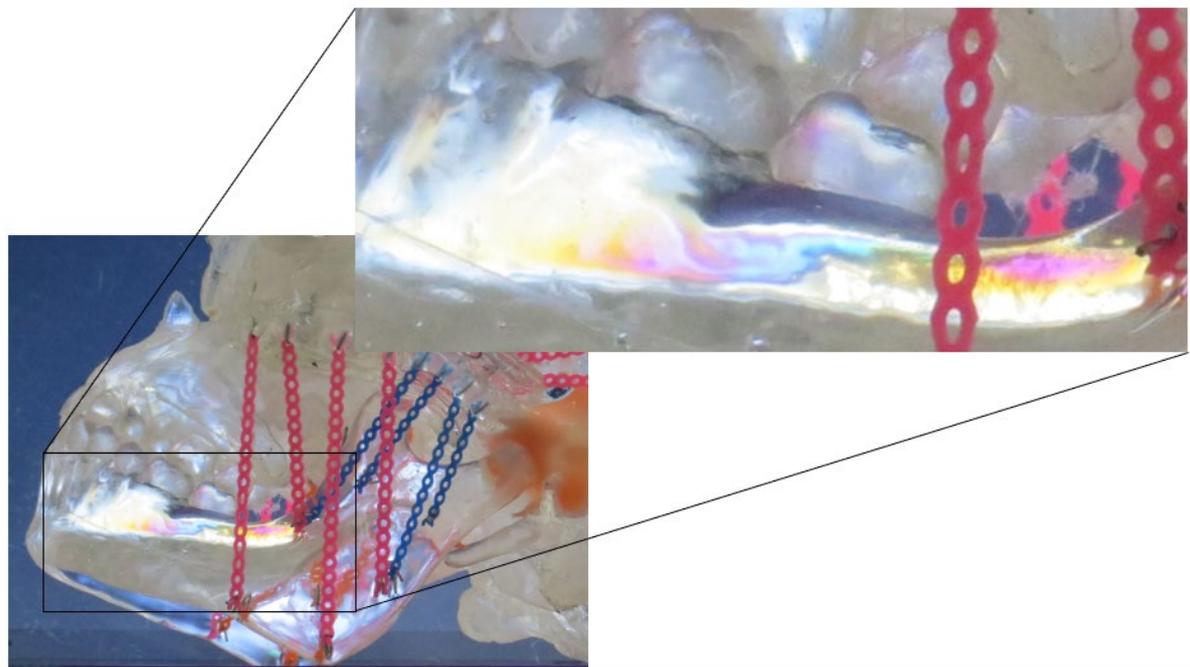
Cebrián-Carrete-ro, 2012		Pereira, 2018		Pellizzer, 2010		Resina AWS 520	
Isocroma	Escala (N)	Isocroma	Escala (N)		Nivel		
Negro	0	Negro	0		Bajo		0
Gris	0,28	Gris	0,28				
Blanco	0,45	Blanco	0,45				
Amarillo claro	0,6	Amarillo claro	0,6				
Naranja	0,8	Naranja	0,79				
		Rojo pálido	0,9				
Rojo-azul (transición)	1	Rojo-azul (transición)	1		Medio		1
Azul oscuro	1,08	Azul oscuro	1,06				
		Azul-verde	1,2				
Verde-amarillo	1,22	Verde-amarillo	1,38				
Naranja	1,39	Naranja	1,62				
Rosa-rojo	1,63	Rosa-rojo	1,81				
Rosa (transición)	2	Rojo-verde (transición)	2		Aalto		2
Verde	2,4	Verde	2,33				
Verde-amarillo	2,7	Verde-amarillo	2,5				
		Rojo	2,67				
Amarillo (transición)	3	Rojo-verde (transición)	3				3
		Verde	3,1				
		Rosa	3,6				
	4	Rosa-verde (transición)	4				

**Figura 28.** Escala de referencia para la resina AWS 520<sup>44</sup>

## Resultados

Los modelos fueron observados en el polariscopio para verificar que no existieran tensiones residuales a causa del proceso de fabricación, para asegurar que cualquier tensión presente posterior a las tensiones se debiera a las mismas.

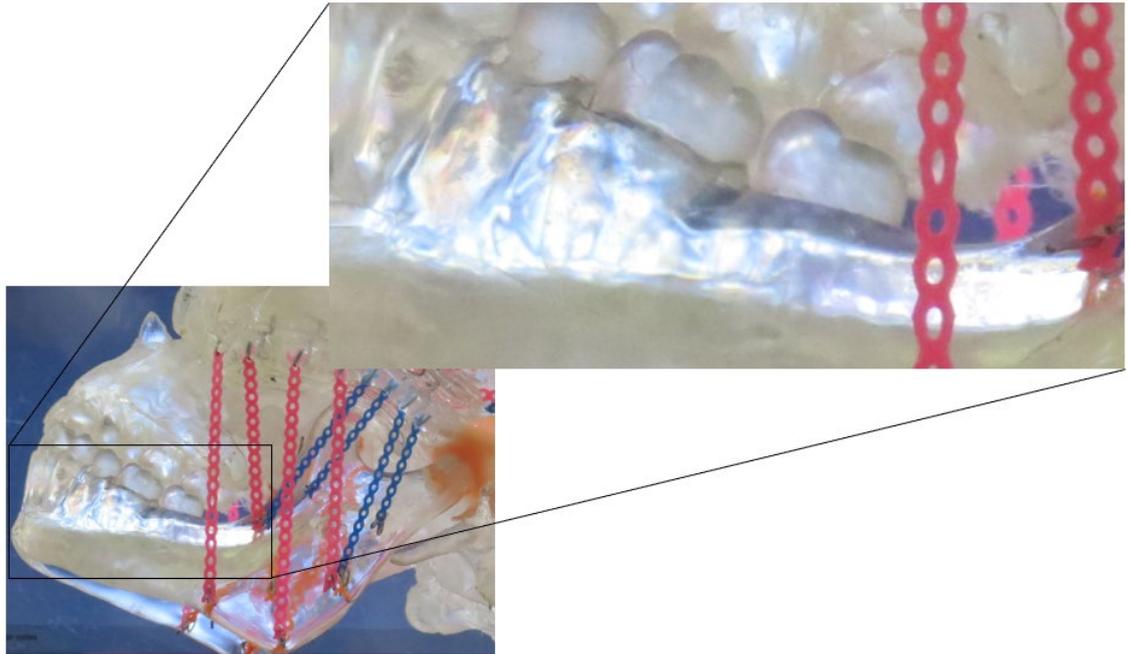
Los modelos en principio fueron montados en el cráneo con las ligas sin tensión es decir solo colocando en el gancho con el largo suficiente para que se sostuviera la mandíbula en su posición a lo que llamamos “tensión de sostén” al encontrarse articulados en una oclusión cercana a lo ideal en teoría esperaríamos que no se presentaran isocromas lo que indicaría que la tensión es mínima y es absorbida por el material de forma uniforme. A continuación, se presenta el registro fotográfico de los tres modelos con tensión de sostén.



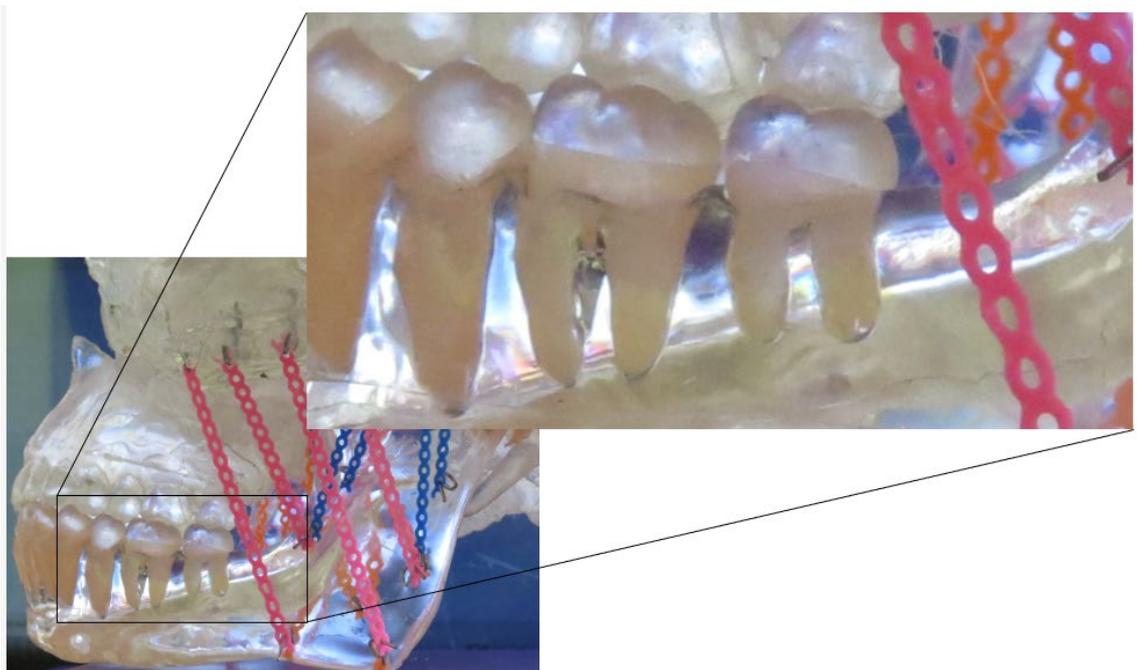
**Figura 29.** Modelo mandibular A con tensiones de sostén aplicadas. Fuente directa.

Se puede observar en la figura 29 del modelo A la presencia de isocromas debajo de los premolares y molares hasta el ángulo interno mandibular isocromas que indican tensiones concentradas en dicha zona.

En el modelo B (Figura. 30) la presencia de isocromas se reduce, únicamente alrededor de la raíz del 2do premolar y raíz mesial del 1er. molar puede apreciarse un ligero cambio de color.



**Figura 30.** Modelo mandibular B con tensiones de sostén aplicadas. Fuente directa.



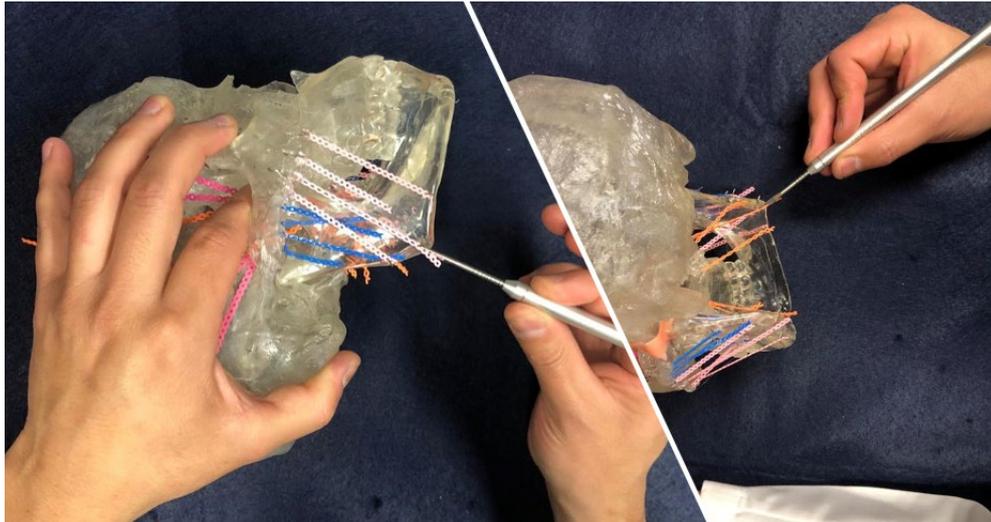
**Figura 31.** Modelo mandibular C con tensiones de sostén aplicadas. Fuente directa.

prácticamente no se presenta en el ángulo interno y ligeramente en el ápice de las raíces del primer molar y tercio medio de las del 2º se alcanza a apreciar una pequeña zona de color. (Figura. 31) Lo que podría indicar que se distribuyeron y absorbieron en el modelo C, solo hasta este nivel.

Posteriormente los modelos fueron sometidos a mayor tensión en las ligas; el valor aproximado de la tensión de las ligas que representan la tensión muscular se midió con un extensómetro o dinamómetro de ortodoncia (Figura. 32 y 33) La escala en onzas, dando los siguientes mediciones por grupos musculares contemplando lado izquierdo y lado derecho; músculos temporales 48 onzas, maseteros 108 y pterigoideos internos 41 onzas dando un total de 197 onzas siendo el equivalente a 5584.86 gramos, que representa un tercio de la fuerza promedio que ejercen los músculos de la masticación, cabe destacar que no se igualaron dichas fuerzas en los modelos fotoelásticos debido a que la resina no posee las mismas propiedades físicas y mecánicas que los dientes y huesos reales, sin embargo es una representación gráfica en la que se potencia el efecto visual con mucho menos fuerza, si bien la magnitud no es la real la dirección y ubicación de la distribución de los esfuerzos si representa la realidad clínica .

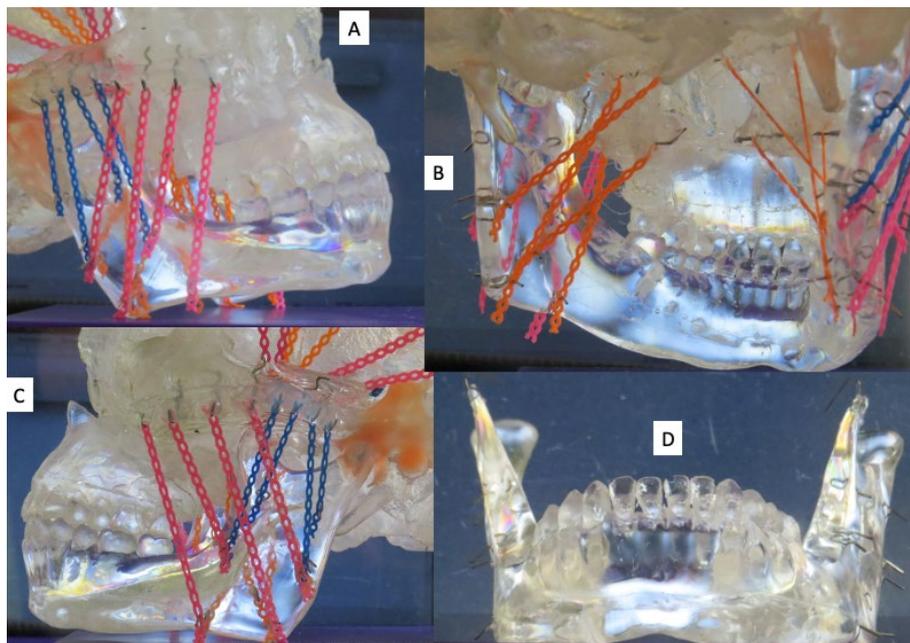


**Figura 32.** Extensómetro o dinamómetro de ortodoncia. Fuente directa.



**Figura 33.** Medición de la tensión las ligas con extensómetro. Fuente directa.

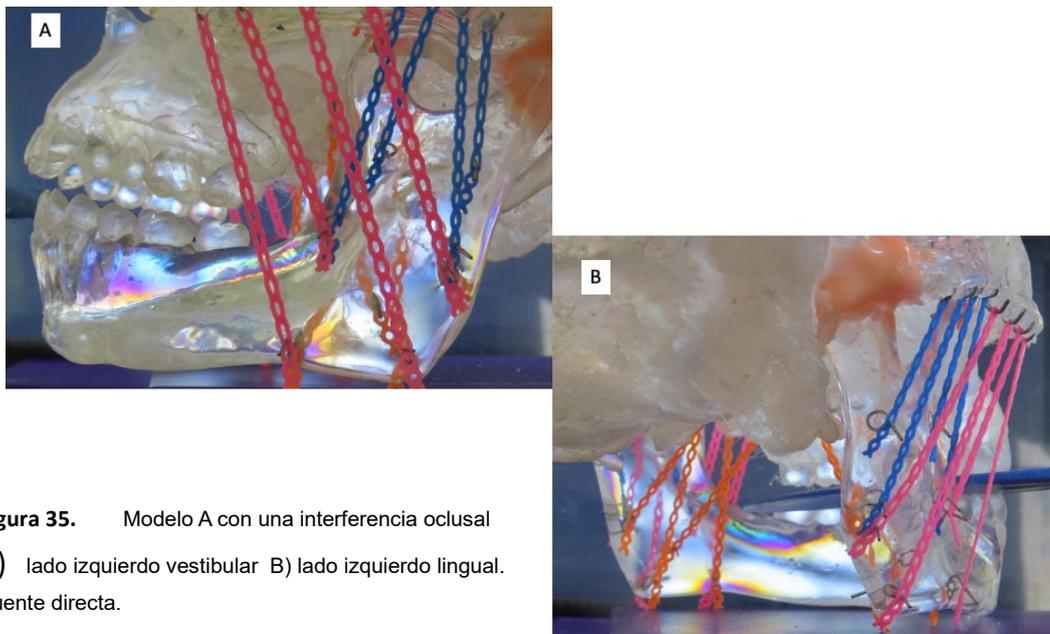
En el modelo A (Figura. 34) la tensión de las ligas aumento la concentración de los esfuerzos a lo largo de toda la mandíbula (Figura. 34 A,B,C) también en el maxilar superior. (Figura. 34 A,B,C) Al retirar la mandíbula del cráneo (Figura. 34 D) el modelo expresa esfuerzos residuales es decir que no se borraron al eliminar



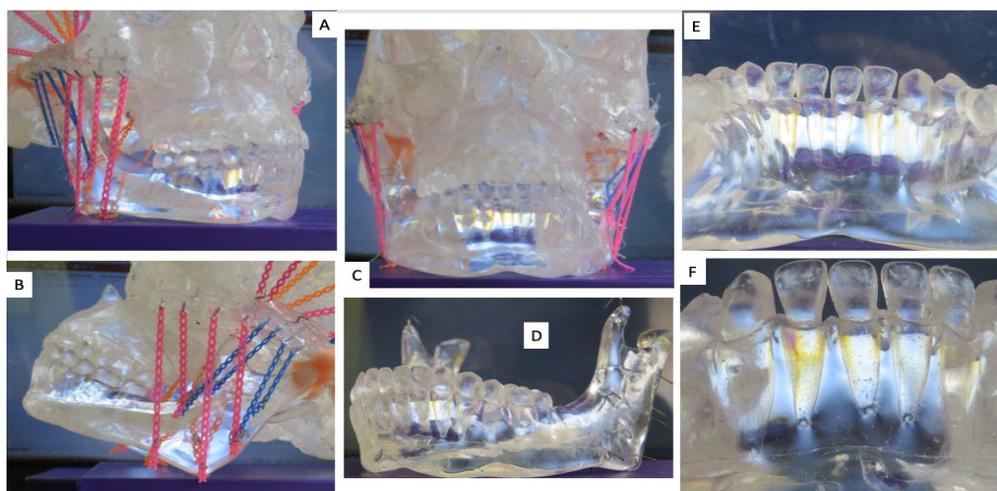
**Figura 34.** Modelo A sometido a mayor tensión en las ligas. Fuente directa.

la tensión, tanto en el ángulo mandibular interno como en la apófisis coronoides; lo que indica mayor deformación interna de la estructura del material por lo que la recuperación es más lenta, es decir que en algún punto después de cierto tiempo el material se recupera y ya no se observan estas tensiones.

Se colocó un objeto que provocara una interferencia oclusal unilateral, con la finalidad de generar aún mayor tensión, pero de forma irregular, el modelo efectivamente acentúa las tensiones ya presentes en toda la mandíbula, elevando la tensión a nivel alto en el ángulo mandibular interno del lado contrario a la interferencia, lo que se observa por la presencia del color verde. (Figura. 35 A y B)



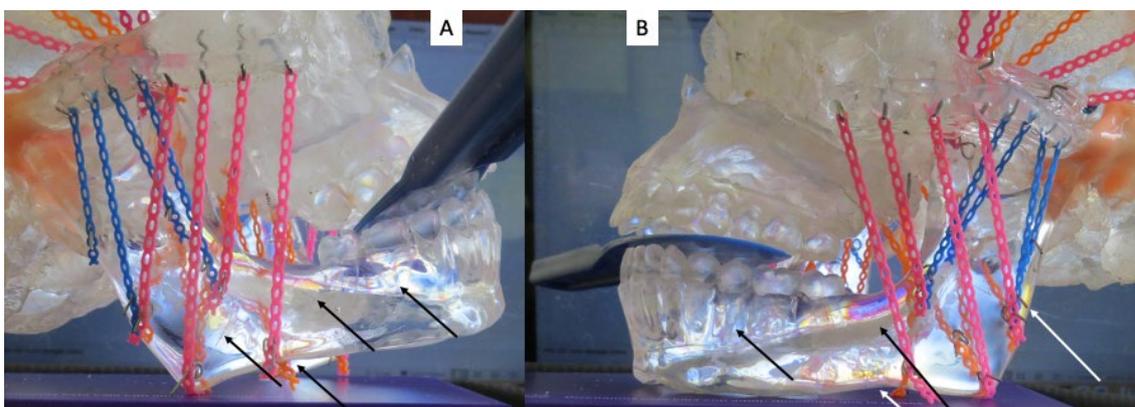
**Figura 35.** Modelo A con una interferencia oclusal  
 A) lado izquierdo vestibular B) lado izquierdo lingual.  
 Fuente directa.



**Figura 36.** Modelo mandibular B con mayores tensiones aplicadas. Fuente directa.

Modelo B, mandíbula y dientes como estructuras independientes pero articuladas entre sí, vista izquierda y derecha. (Figura. 36 A y B) Se presentan tensiones solo

alrededor de las raíces de forma homogénea tanto de lado izquierdo como de lado derecho y el ángulo mandibular interno, pero todas las tensiones que se observa que disminuyó a intensidad baja; ya que los colores que se presentan van del amarillo pálido al blanco y en algunos casos azul, lo que corresponde en la escala baja (blanco-amarillo) muy pocas zonas presentan color rosa. Se observa claramente la silueta de las raíces puesto que en esa zona la tensión se concentra recordando que en este modelo no se presenta ligamento periodontal, pero si son estructuras independientes. (Figura. 36 C) También se observa que al retirar la mandíbula del modelo las tensiones



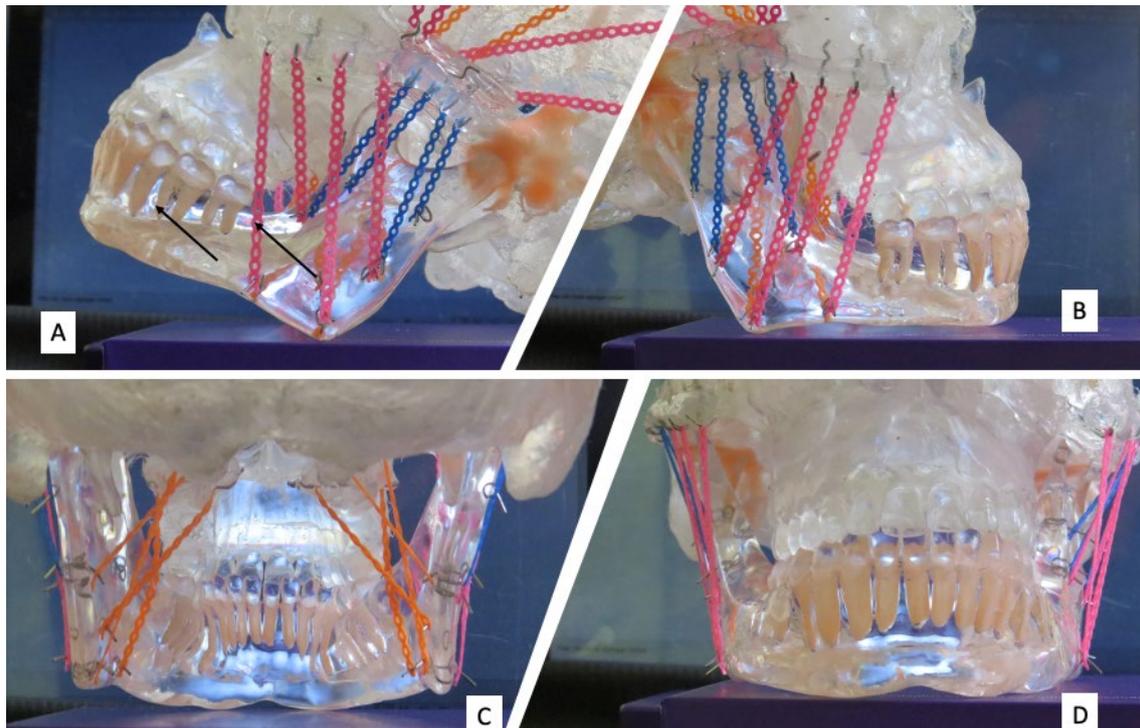
**Figura 37.** Modelo mandibular C con tensiones aplicadas Fuente directa.

permanecen en el límite de las raíces y muy sutiles a nivel del cuello del cóndilo. (Figura. 36 D) La zona de incisivos fue una de las que tardo más en eliminar la tensión residual. (Figura. 36 E y F)

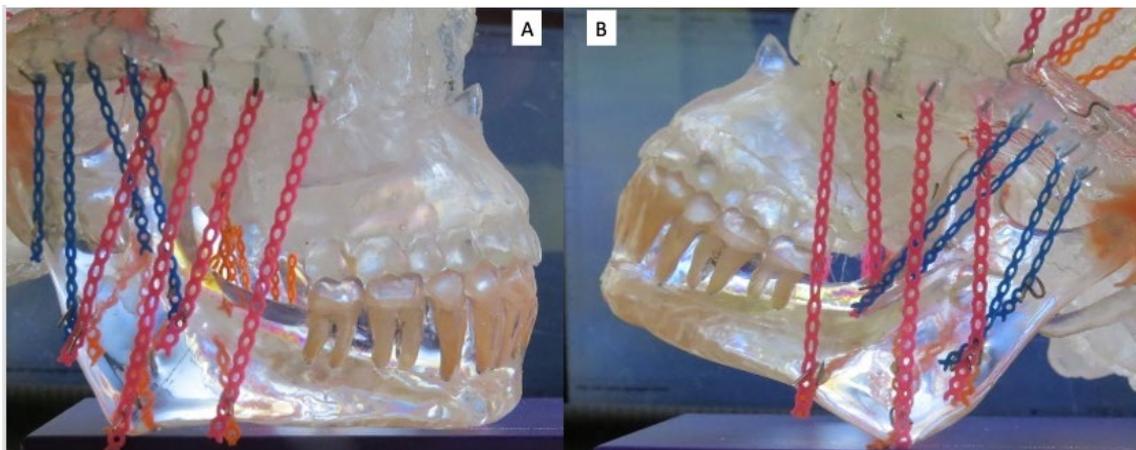
Por otro lado, al agregar una interferencia oclusal (Figura. 37) las tensiones aumentan a un grado medio, con colores agrupados amarillo-rosa-azul, presentes en el ángulo mandibular del lado contrario a la interferencia, mientras que en el lado de la interferencia no llega al color azul. Pero en ambos lados la silueta de las raíces de los dientes posteriores de ambos lados se acentúa, con la presencia no solo de amarillo sino también en rosa, las flechas indican la presencia de tensiones en más zonas.

En el modelo C, mandíbula con dientes, ligamento periodontal y hueso por separado, pero articulados entre sí, (Figura. 38) vista derecha e izquierda. Donde puede observarse solo un par de zonas donde se llegan a apreciar pequeñas franjas isocromáticas en la zona del ápice mesial del primer molar de lado izquierdo y en la zona retromolar inferior del mismo lado (Figura. 38 A). Por

lo demás el modelo refleja mucho mejor la articulación cercana a lo ideal donde todas las cargas se neutralizan (Figura. 38 B,C,D).



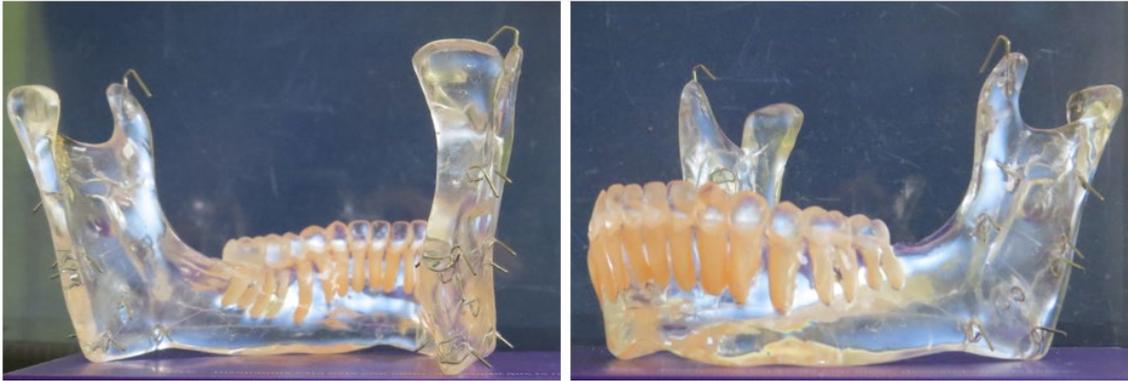
**Figura 38.** Modelo mandibular C con tensiones aplicadas Fuente directa.



**Figura 39.** Modelo mandibular C con aumento en la tensión de las ligas. Fuente directa.

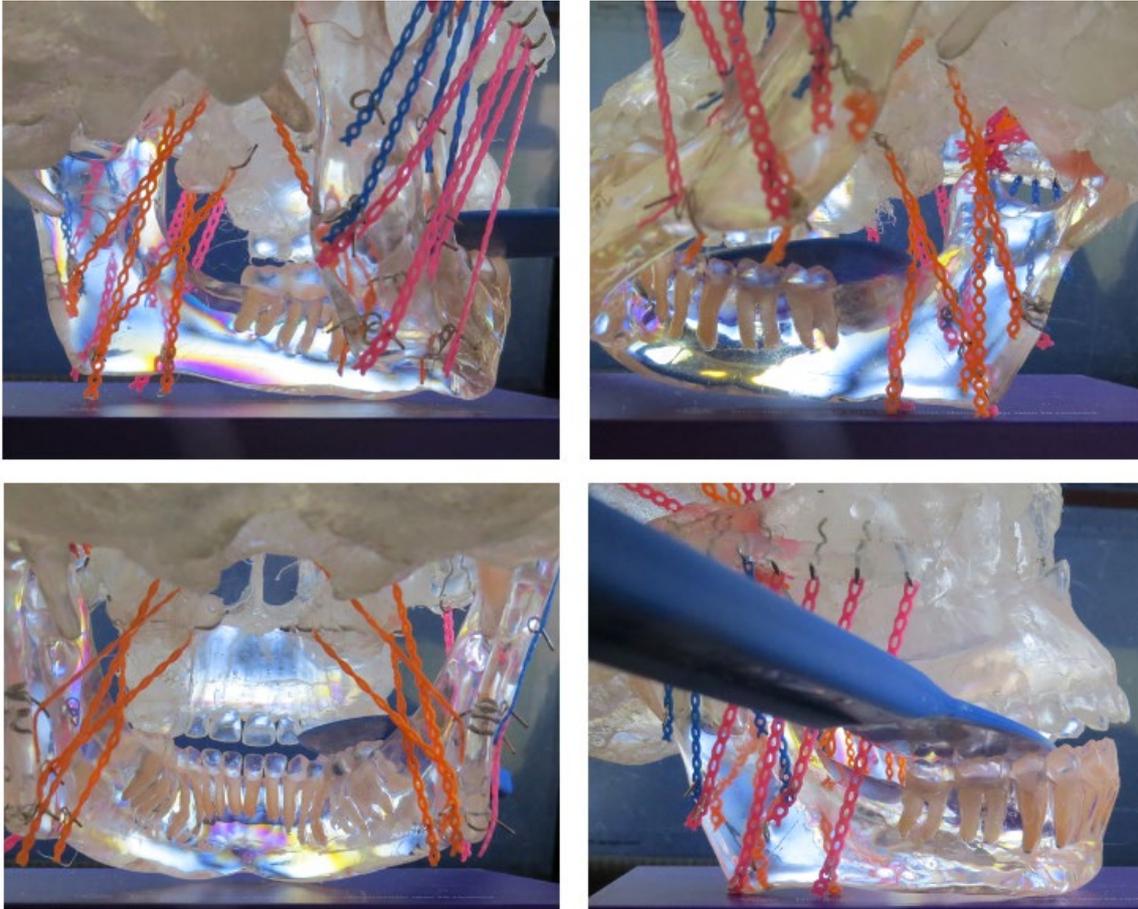
En este mismo modelo (C) al aumentar la tensión de las ligas se presentan isocromas de tensión en nivel bajo en la zona del ángulo mandibular interno, siendo aparentemente más difusas que en los modelos A y B. Vista derecha e izquierda, alrededor de las raíces de algunos dientes presentan un halo en color blanco no son claras ya que no se definen los colores antecedente y precedente

de la escala (azul o amarillo), por lo que lo más probable es que sea solo reflejo de la luz de la foto y no propiamente una Isocroma, como es claro en los otros casos o bien el color blanco que antecede la escala baja donde comienza la deformación interna de la estructura del material por lo que no tendría valor o se consideraría cero. Dicho modelo al eliminar las tensiones de las ligas no presenta tensión residual, la elimina prácticamente de inmediato. (Figura 40)



**Figura 40.** Modelo mandibular C fuera del cráneo. Fuente directa.

Este modelo al colocar una interferencia oclusal manifiesta más clara e intensamente las distribución y concentración de tensiones desde todas las vistas sin lugar a duda del origen, dirección y magnitud, ya que los colores presentes son mucho más nítidos y sin difusión. (Figura 41)



**Figura 41.** Modelo mandibular C con interferencia oclusal unilateral. Fuente directa.

Por otro lado, con este modelo pudo realizarse la prueba al desmontar un par de piezas dentales y volver a ocluirlo con las ligas con la mínima tensión, se puede observar que con la misma tensión el modelo distribuye de forma distinta las cargas oclusales, lo que no puede realizarse en los otros modelos al no presentar la representación del ligamento periodontal.

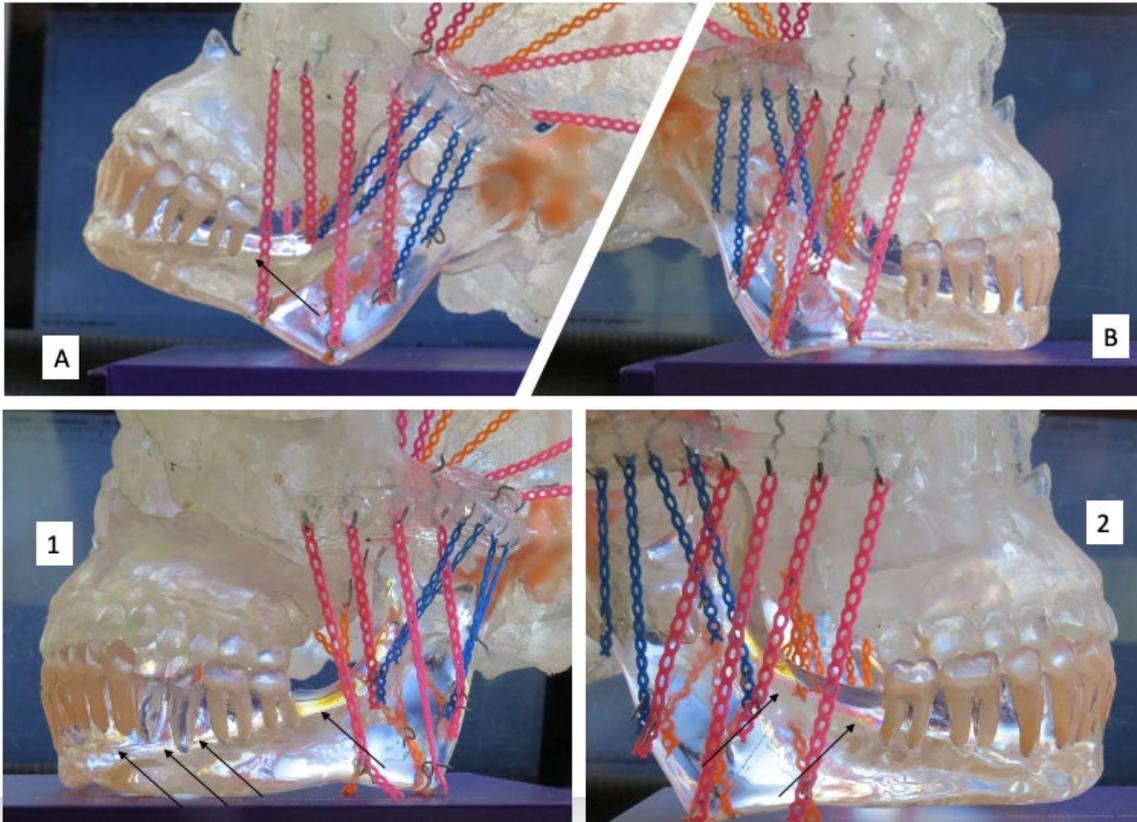


Figura 42. Comparación del modelo C con dentadura completa (A y B) e incompleta(1 y 2). Fuente directa.

## Discusión

El propósito del uso de la fotoelasticidad en odontología en este trabajo ha sido observar de forma cualitativa y semi cuantitativa las deformaciones y concentración de esfuerzos que se forman a partir de las fuerzas que generan los músculos de la masticación en distintas estructuras como dientes y huesos, Algunos autores han realizado estudios con diferentes objetivos haciendo uso de este método experimental.

Aunque la revisión bibliográfica demuestra un éxito en los resultados de trabajos ya realizados, estos resultados podrían ser susceptibles a cambios debido a que en la mayoría de los trabajos no consideran la importancia o relevancia de otras estructuras anatómicas que pueden interferir en dichos resultados. Por ejemplo, en el estudio realizado por Meyer 2002 <sup>6</sup> se observa la distribución de esfuerzos en la parte posterior de la rama de la mandíbula al ser sometido a una carga oclusal, pero si comparamos este con el modelo C presente en este trabajo existen diferencias en el resultado ya que en este estudio se contempla al disco articular y ligamento periodontal como estructuras que absorben parte de las fuerzas que generan los músculos de la masticación obteniendo como resultado distribución de esfuerzos nulos en la parte posterior de la rama de la mandíbula.

Uno de los hallazgos más importantes encontrados en el presente trabajo fue la de incluir el ligamento periodontal en la mandíbula C como otra estructura que participa al amortiguar las cargas producidas por los músculos de la masticación. Sin embargo, en un estudio realizado por Ochiai 2003 <sup>7</sup> donde estudió la distribución de esfuerzos en prótesis fija, usando como pilares un diente y dos implantes. En dicho estudio se describe que en el diente que fue usado como pilar existe una concentración de esfuerzos en el área apical. El modelo de dicho estudio no considera al ligamento periodontal como parte de la estructura. En el presente estudio en el modelo C se considera la importancia del ligamento periodontal en la absorción de las cargas por lo que en el estudio antes

mencionado si se considerara el ligamento periodontal muy probablemente se modificarían sus resultados.

En estudios como los de Thompson et al. 2004<sup>8</sup> y Cebrián-Carretero et al. 2012<sup>10</sup> donde se trabajó con modelos que asemejan a nuestros modelos A y B. Cebrián-Carretero comparó la distribución de esfuerzos de dos tipos de mini-tornillos para cirugía, en un modelo mandibular de una sola estructura con los dientes, similar a nuestro modelo A. Thompson manejó un modelo mandibular con implantes incluidos y un diente pilar por separado (modelo B) . Si en las pruebas realizadas hubieran tomado el ligamento periodontal y los dientes como estructuras independientes como en nuestro modelo C, los resultados probablemente hubieran sido diferentes por la absorción de cargas a través del ligamento.

De la literatura que se revisó, uno de los trabajos más completos es el estudio de Nogueira 2013<sup>9</sup> ya que en su trabajo también contempla base de cráneo y maxilar, superando al modelo A ya que incluye más estructuras, se asemeja al modelo B por tener las estructuras separadas del hueso y asemejando en cuanto a estructuras a nuestro modelo C, sin embargo, no contempla ni ligamento ni disco articular.

De tal forma, no se encontró un modelo que se asemeje más al modelo C, ningún modelo experimental actual incluye: ligamento periodontal, disco articular y que se contemple todo el cráneo. Se ha mencionado anteriormente que estas estructuras son de vital importancia ya que cumplen la función de amortiguar las cargas que producen los músculos de la masticación.

El objetivo de este trabajo ha sido comparar si existe una diferencia en la distribución de esfuerzos producidos por las cadenas de ortodoncia que simulan la fuerza de los músculos de la masticación al estar activas en tres diferentes modelos con número de estructuras anatómicas diferentes. La diferencia en los resultados en los tres modelos mandibulares con cadenas activas permite cuestionar los resultados que han obtenido otros autores en sus estudios, a pesar de que los objetivos de dichos estudios sean diferentes. La importancia de este trabajo es el haber obtenido el modelo C, que sirva de base para realizar

nuevos ensayos o replicar los trabajos de otros autores antes mencionados y verificar si existe diferencia en cuanto a los resultados que se pudieran obtener.

En distintas disciplinas de odontología se puede hacer uso del modelo mandibular C, ya que se pueden realizar ensayos como por ejemplo en ortodoncia donde podríamos observar hacia dónde se dirigen las fuerzas que se aplican en los dientes y hueso al utilizar diferentes aparatos ortopédicos y de ortodoncia. Otro uso que se le podría dar es en prótesis ya que, por ejemplo, cuando se coloca una prótesis fija de tres unidades donde dos dientes soportan la carga oclusal de tres dientes nos permitiría observar hacia dónde se distribuyen las cargas oclusales en los dientes pilares.

Los resultados del presente estudio coinciden con la revisión de Marin-Miranda et al. 2022 <sup>45</sup> donde se contemplaron algunos estudios que incluyen modelos con más estructuras anatómicas, lo que nos permite corroborar la importancia de haber integrado el ligamento periodontal en el modelo C para demostrar modificación en la absorción de cargas en otras estructuras como dientes y huesos.

En cuanto a la enseñanza en el área de odontología también tiene grandes ventajas el uso del modelo mandibular C debido a que, a un estudiante que está en plena formación se le puede ayudar a la comprensión de varios temas de interés, uno de los principales es que el modelo al ser de un material transparente permite al estudiante observar la íntima relación que guardan algunas estructuras anatómicas del sistema estomatognático. Otro de los usos que se le pueden dar al modelo es la de realizar cualquier tipo de restauración ya sean resinas, amalgamas, coronas, incrustaciones, entre otras y crear un punto de contacto prematuro, llevar el modelo a un polariscopio y que éste permita al estudiante de odontología observar que ocurre si se deja un punto que interfiera en la oclusión. En este aspecto, conforme al trabajo elaborado por Marin-Miranda et al. 2021 <sup>44</sup>, los modelos confeccionados para demostrar las diferencias en cuanto a la distribución de esfuerzos dependiendo del número de estructuras, nos da un claro ejemplo del uso didáctico que se le puede dar a este material para su uso en el aula con estudiantes que se encuentran en plena formación en el área de odontología y mostrarles de principio la importancia estructuras como

el ligamento periodontal y como éste ayuda a absorber las fuerzas que se ejercen durante la masticación.

## **Conclusión**

Se logró crear tres tipos de modelos mandibulares con diferentes características en cuanto a número de estructuras, articulados entre sí con la representación muscular.

Se confirmó la hipótesis establecida, ya que existen diferencias en la distribución de esfuerzos en los modelos mandibulares fotoelásticos A, B y C al ser sometidos a las fuerzas que simulan los músculos de la masticación. El modelo C en que las estructuras se encuentran separadas permite observar la importancia del ligamento periodontal, ya que ayuda a absorber y distribuir de forma homogénea las fuerzas de masticación. Por tanto, este modelo se acerca mucho más a la realidad clínica que otros modelos elaborados por diversos autores.

Por otro lado, se demostró que es el modelo más didáctico y versátil.

## Referencias Bibliográficas

- <sup>1</sup>Collipal Larre Erika, Silva Mella Héctor. Estudio de la Anatomía en Cadáver y Modelos Anatómicos: Impresión de los Estudiantes. *Int. J. Morphol.* 2011 Dic ; 29 ( 4 ): 1181-1185.
- <sup>2</sup>Escobar, Raúl. Competencias Básicas. Comunicación en equipos interdisciplinarios una propuesta metodológica y estrategia de aula. *Memorias congreso iberoamericano de educación*; 2010 : 1-11.
- <sup>3</sup>Inzunza Oscar, Caro Iván, Mondragón Germán, Baeza Felipe, Burdiles Álvaro, Salgado Guillermo. Impresiones 3D, Nueva Tecnología que Apoya la Docencia Anatómica. *Int. J. Morphol.* 2015 Sep ; 33( 3 ): 1176-1182.
- <sup>4</sup>Urango, J.C. Carmen, G. Briñez, J.C. Restrepo-Martínez A. Validación del uso de fotoelasticidad como herramienta para los cursos de Mecánica de Sólidos. *Revista EIA.* 2017 ; 14 (28): 117-131.
- <sup>5</sup>Fernandes, C., Glantz, P., Svensson, S. & Bergmark, A. (2003). Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. *Dental Materials*; 19 (2): 106-117.
- <sup>6</sup>Meyer Christophe. Jean-Luc Kahn. Philippe Boutemi. Astrid Wilk. Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.*2002; vol.30 :160-169.
- <sup>7</sup>Ochiai KT.; Ozawa S; Angelo A. Caputo; Russell D. Nishimura. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and non segmented abutments. *The journal of prosthetic dentistry.* 2003; vol. 89 (number 5) : 495-502.
- <sup>8</sup>Wayne D. Thompson. James Kratochvil. Angelo A. Caputo. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures. *The journal of prosthetic dentistry.*2004; vol. 91 (number 2): 105-113.
- <sup>9</sup>Nogueira Pigozzo M, Cruz Laganá Dalva; Newton Sesma, Glais Ferrari de Souza; Alvaro Luiz Ichi. Photoelastic stress analysis in mandibular bone surrounding bar-clip overdenture implants. *Braz Oral Res.* 2013; Vol. 28 (1) : : 117-131.
- <sup>10</sup>Cebrián-Carretero José Luis, Sánchez-Burgos Rocío, Carrascal-Morillo María Teresa, Vincent-Fraile Germán, Ortiz de Artiñano Fernando, Burgueño-García Miguel. Comparación biomecánica entre los sistemas convencionales y uni-lock en osteosíntesis del ángulo mandibular: Estudio fotoelástico. *Rev Esp Cirug Oral y Maxilofac .* 2012 ; 34( 1 ): 1-7.
- <sup>11</sup>Fuentes S.R., Lara G.S., Corpus, Anatomía Humana General. México: Editorial Trillas; 1997.
- <sup>12</sup>Sobotta. Atlas de Anatomía Humana. Tomo I. Cabeza, Cuello y Miembros Superiores: Editorial Panamericana; 2006.
- <sup>13</sup>Okeson, Jeffrey P. Oclusión y afecciones temporomandibulares. 6ta. Ed. España: Editorial Elsevier; 2008.
- <sup>14</sup>Suárez Nieto, C. and Gil-Carcedo, L. Tratado De Otorrinolaringología Y Cirugía De Cabeza Y Cuello. 2nd ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2007.
- <sup>15</sup>Velayos, J. Anatomía De La Cabeza Para Odontólogos. 2nd ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2011.
- <sup>16</sup>Nelson J. Stanley. Wheeler. Anatomía, Fisiología y Oclusión Dental. España. 9a edición: Elsevier; 2010.
- <sup>17</sup>Dawson P. Evaluación, diagnóstico y tratamiento de los problemas oclusales. 3rd ed. Barcelona [etc.]: Masson-Salvat; 1995.
- <sup>18</sup>Campos A. Rehabilitación Oral y Oclusal. Madrid España: Ediciones Harcourt; 2000.
- <sup>19</sup>Apodaca Lugo A. Fundamentos de la oclusión. 1ra Ed. México: Instituto Politécnico Nacional; 2004
- <sup>20</sup>McNeill C. Fundamentos Científicos y Aplicaciones Prácticas de la Oclusión. 1ª ed. Barcelona: Quintessence; 2005
- <sup>21</sup>Dos Santos, José. Gnatología, Principios y Conceptos. Caracas: Editorial Amolca; 1992.
- <sup>22</sup>Ash-Ramfjord, Oclusión Funcional: ed. Interamericana, México;1984.
- <sup>23</sup>End Eugen. "Physiological Occlusion of Human Dentition, Diagnosis & Treatment". 1a edition Verlag Neuer Merkur GmbH : Múnich ; 2006.
- <sup>24</sup>Espinoza de la Sierra, Tratado de Gnatología. Ed. IPSO AOC: México; 1983
- <sup>25</sup>Díaz Gómez Silvia María, Hidalgo Hidalgo Siomara, Gómez Meriño Mercedes, Nápoles González Isidro de Jesús, Tan Suárez Norys. Oclusión dentaria. Reflexiones más que conjeturas. *AMC.* 2008 abr; 12(2): 132-139.
- <sup>26</sup>Fernandes, C., Glantz, P., Svensson, S. & Bergmark, A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. *Dental Materials.* 2003 ; 19(2) : 106-117.

- 
- <sup>27</sup>Alsiya, S., Lekshmi, C., Priya, B. & Mehta, R. Image Processing Algorithm for Fringe Analysis in Photoelasticity. *Scholars Journal of Engineering and Technology*. 2016; 4(7): 325-328.
- <sup>28</sup>Jaimés M., Duque de Miranda Chaves Netto H., Olate S., Mazzonetto R., Albergaria Barbosa J.R. Análisis fotoelástico descriptivo de dos diferentes diseños de implantes endoóseos sometidos a carga de compresión vertical. *Avances en Periodoncia [Internet]*. 2009 Dic ; 21(3): 135-140.
- <sup>29</sup>Nordin M, Frankel V, Anzures M, Sánchez Fragoso F. Bases biomecánicas del sistema musculoesquelético. 4th ed. España: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2013.
- <sup>30</sup>Hamill J, Knutz K, Derric T. Biomecánica. Bases del movimiento humano, 4.ª. 4th ed. España: ELSEVIER; 2017.
- <sup>31</sup>Dufour M, Pillu M. Biomecánica funcional. Miembros, cabeza, tronco. 2nd ed. España: ELSEVIER; 2018
- <sup>32</sup>Tipler P, Mosca G. Física para la ciencia y la tecnología. 5th ed. Barcelona: Reverté; 2010.
- <sup>33</sup>Miralles Marrero R, Miralles Rull I, Puig Cunillera M. Biomecánica clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor. 2nd ed. Barcelona: Elsevier Masson; 2008.
- <sup>34</sup>Hamill J, Knutz K, Derric T. Biomecánica. Bases del movimiento humano, 4.ª. 4th ed. España: ELSEVIER; 2017
- <sup>35</sup>Rivera C A . comportamiento mecánico del esmalte dental. Medellín; universidad eafit escuela de ingeniería. 2012.
- <sup>36</sup>Fuentes Fuentes Mª V. Propiedades mecánicas de la dentina humana. *Av Odontostomatol*. 2004; 20( 2 ): 79-83.
- <sup>37</sup>Eley B. M.. Periodoncia. España. 6ta edición: Elsevier; 2010
- <sup>38</sup>Ricard. Tratado de Osteopatía Craneal. Articulación temporomandibular. Análisis y tratamiento ortodóntico. segunda edición editorial Panamericana España; 2005
- <sup>39</sup>Pellón Arcaya M., Mansilla Sepúlveda Juan, San Martín Cantero Daniel. Desafíos para la Transposición Didáctica y Conocimiento Didáctico del Contenido en Docentes de Anatomía: Obstáculos y Proyecciones. *Int. J. Morphol.* 2009 Sep ; 27( 3 ): 743-750.
- <sup>40</sup>Ávila Forero, Juan Sebastián. Diseño de material didáctico para la enseñanza de anatomía. 2016 :1015-1030
- <sup>41</sup>Butzke L, Herbstrith R, Gonçalves E, Grossi M. Cavity configuration: Photoelastic analysis of concentration and distribution of stress. *Acta Odontológica Venez*. 2007;45(4):1–7.
- <sup>42</sup>Maia LGM, Gomes VL, dos Santos-Pinto A, Lopes Júnior I, Gandini Jr. LG. Qualitative photoelastic study of the force system produced by retraction T-springs with different preactivations. *Dental Press J Orthod* 2010;15(4):103–116.
- <sup>43</sup>Pereira R, Giorgi MCC, Lins RBE, Dias Theobaldo J, Lima DANL, Marchi GM, et al. Physical and photoelastic properties of bulk-fill and conventional composites. *Clin Cosmet Investig Dent* 2018; 10: 287–296.
- <sup>44</sup>Marín-Miranda M, Juárez-López L, Espinosa-Bautista A. Modelos fotoelásticos aplicados a la restauración dental. *Rev Cient Odontol (Lima)*. 2021;9(4): e084.DOI: 10.21142/2523-2754-0904-2021-084
- <sup>45</sup>Marín-Miranda, M., Wintergerst, A. M., Moreno-Vargas, Y. A., Juárez-López, M., & Tavera-Ruiz, C. Photoelasticity for Stress Concentration Analysis in Dentistry and Medicine. *Materials (Basel, Switzerland)* 2022;15(19): 6819. <https://doi.org/10.3390/ma15196819>