

UNIVERSIDAD DEL VALLE
FACULTA DE INGENIERÍA
Departamento de Ingeniería Mecánica



TESIS DE MAESTRIA
Influencia Mecánica del Radio de Curvatura
Sagital en la Fosa Glenoidea, para Diseño
personalizado de Prótesis ATM, Evaluado
Mediante Elementos Finitos

Presentado por:
Manuel Mejia Rodríguez

Director
Dr. José Jaime García

Codirectores
Dr. Octavio Andrés González
Dr. Jhon Jairo Osorio
Dr. Carlos Gutiérrez

Cali-Colombia 2023

TITULO

Influencia mecánica del radio de curvatura sagital en la fosa glenoidea, para diseño personalizado de prótesis ATM, evaluado mediante elementos finitos.

AUTOR

Manuel Mejía Rodríguez. Instrumentador Quirúrgico, Fundación Universitaria de Ciencias de la Salud. Ingeniero Biomédico, Escuela Colombiana de Carreras Industriales.

DIRECTOR DE TESIS:

José Jaime García. Ingeniero Mecánico de la Universidad del Valle, Magíster y PhD en Mecánica de la Universidad Estatal de Michigan, Estados Unidos, profesor titular, director del Grupo de Investigación de Biomecánica y coordinador del Laboratorio de Biomecánica de la Universidad del Valle.

CODIRECTORES DE TESIS:

Octavio Andrés González. Ingeniero Mecánico y de Manufactura, Universidad Autónoma de Manizales. Magíster y PhD en Ingeniería Mecánica y de Materiales, Universidad Politécnica de Valencia. Profesor Asociado en la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander (UIS). Miembro del Grupo de Investigación en Corrosión - GIC, Grupo GIEMA Equipo Legato y Fundación de Investigaciones Científicas y Tecnológica de Materiales - FORISTOM, Énfasis mecánica sólido computacional, Métodos Numéricos y Análisis Estructural por el Método de Elementos Finitos.

Jhon Jairo Osorio. Odontólogo, Universidad Autónoma de Manizales. Especialista en Cirugía Oral y Maxilo Facial, Universidad Nacional de Colombia. Jefe del Servicio de Cirugía Maxilo Facial del Hospital Universitario del Valle, Docente Asociado de Pregrado y Postgrados de la Facultad de Medicina y

Odontología Universidad del Valle. Experiencia en cirugía reconstructiva aloprotésica de la Articulación Temporo Mandibular.

Carlos Gutiérrez. Odontólogo, Universidad del Valle. Especialista en Cirugía Oral y Maxilo Facial, Universidad Nacional de Colombia. Jefe del Servicio de Cirugía Maxilo Facial del Hospital Universitario del Valle, presidente Clínica Cirugía Maxilofacial Cali, Docente Asociado de Pregrado y Postgrados de la Facultad de Medicina y Odontología Universidad del Valle. Miembro de la asociación Colombiana de Cirugía Oral y Maxilo Facial ACCOMF, International Association of oral and Maxilofacial Surgeon IAOMS. Experiencia en cirugía reconstructiva aloprotésica de la Articulación Temporo Mandibular.

DEDICADO A:

Quiero dedicarle este logro a mi hijo, quien llegó a este mundo, en el mismo momento en que estás ideas perturbaban mi mente, a mi señora quien entrego sus días, cuidando a mi hijo para que yo pueda pensar y concentrarme en los cálculos, para mi madre quien desde pequeño dejo que mi curiosidad fuese explorada y que desde el cielo me cuida protege y guía, para mi tía Ivon quien me enseñó con valor la pasión para defender las ideas con criterio y argumentos, y por último para mi hermano quién espero esto lo inspire para que siga luchando por sus sueños.

DECLARACION DE CONFLICTO DE INTERES

Yo **MANUEL ALEJANDRO MEJIA RODRIGUEZ**, identificado con CC. **1014193863** de Bogotá declaro que soy el CEO y gerente general de la compañía **3D Medical Innovation** con NIT 901088619-5 empresa legalmente constituida en Colombia, dedicada al diseño, planeación y fabricación de implantes a la medida; entiendo las posibles situaciones causales de conflicto de interés y doy fe que ninguna de las ideas aquí plasmadas han sido llevadas o materializadas para uso clínico o quirúrgico ni tampoco han beneficiado a la compañía económicamente en el pasado o en el transcurso de la misma.



11/10/2023 Cali -Colombia

Contenido

INTRODUCCIÓN	8
Objetivos específicos.....	11
MARCO TEÓRICO	12
Historia y antecedentes.....	12
Anatomía de la articulación temporomandibular	13
Músculos de la mandíbula	14
Mecánica Articular	16
Trastornos de la articulación Temporomandibular.....	23
Tratamientos para los trastornos Temporomandibulares.....	24
Abordajes de la articulación temporomandibular por métodos teórico-numéricos.....	24
Abordajes de la articulación temporomandibular por el método de los elementos finitos.	26
Propiedades mecánicas de los materiales.....	27
Representación geométrica de la ATM	31
Vectores de fuerza musculares.	33
Historia y desarrollo de los reemplazos articulares Temporomandibulares.....	36
La prótesis Temporo mandibular o ATM.....	39
MATERIALES Y METODOS.....	45
Selección de la muestra de estudio y criterios de inclusión y exclusión.	45
Paciente #1POA (Plano Oclusal Alto):.....	45
Paciente #2POB (Plano oclusal bajo):.....	47
Obtención de imágenes anatómicas a partir de TAC	48
Método de adquisición de imágenes:.....	48
Protocolo de adquisición de imágenes:	48
Modelo CAD del complejo maxilomandibular a nivel del ATM.	48
Diseño y modelado 3D de la prótesis ATM personalizada basado en las variables anatómicas de interés.....	50
Angulo entre plano oclusal y plano de Frankfort:	50
Ejes globales y planos de valor.....	51
Determinación del eje de rotación instantáneo (ERI).	52
Centro cinemático protésico sobre TAC de pacientes.	56
Diseño de radio de curvatura sagital a nivel de la fosa Glenoidea.	59
Diseño de cóndilo mandibular protésico.....	62
BIOMECANICOS.....	62
Diseño de implante protésico fosa glenoidea	65
Diseño de placa condilar protésica.....	65
Construcción de modelos biomecánicos de Elementos Finitos.....	67

Modelos constitutivos	67
Representación vectorial de músculos	69
Condiciones de borde.....	74
Restricciones espaciales:	74
Carga aplicada:	75
Condiciones de contacto:	75
Propiedades de la Malla F.E.M	76
Proceso de Simulación FEM.....	77
RESULTADOS	80
RESULTADOS PACIENTE #1POA	82
Grupo II: Estado de esfuerzos sobre superficie de contacto.....	82
Magnitud de esfuerzos sobre superficie articular en implante glenoideo.....	83
Desplazamientos sagitales de la cabeza condilar protésica Grupo II paciente #1POA.....	84
RESULTADOS PACIENTE #2POB	86
Grupo II: Estado de esfuerzos sobre superficie de contacto.....	86
Magnitud de esfuerzos sobre superficie articular en implante glenoideo.....	87
Desplazamientos sagitales de la cabeza condilar protésica Grupo II paciente #2POB.....	88
ESFUERZOS Y DESPLAZAMIENTOS EN FUNCION DE LOS GRUPOS DE ESTUDIO.....	90
Paciente #1POA.....	90
Paciente #2POB.....	92
DISCUSION.....	94
PACIENTE #1 POA.....	95
PACIENTE #2 POB.....	95
GENERALIDADES.....	96
BIBLIOGRAFIA	100
ANEXOS.....	113

RESUMEN

Introducción: El diseño personalizado de prótesis temporomandibulares con herramientas CAD-CAM y su fabricación con tecnologías aditivas 3D o CNC permite ajustes en el radio de curvatura sagital de la prótesis en la fosa glenoidea. Estos modelos protésicos personalizados no se clasifican en los tipos autorizados por la FDA, lo que implica que el diseño de la prótesis queda a cargo de la experiencia o criterios del ingeniero a cargo. Por defecto, la mayoría de los diseños personalizados se realizan bajo el concepto de bisagra rotatoria que solo permite la rotación mandibular y restringen la traslación. El presente trabajo de investigación utilizó el método de los elementos finitos (FEM) para analizar la influencia mecánica del radio de curvatura sagital en una prótesis de la articulación temporomandibular. Se examinaron los efectos de factores como el plano oclusal, la orientación personalizada de las fuerzas musculares, la ubicación del centro de giro, la forma de la superficie de contacto y el ángulo de carga en los esfuerzos de la prótesis a nivel de la superficie articular.

Materiales y métodos: Se realizó la reconstrucción tridimensional de la articulación Temporo mandibular de dos pacientes. El primero con indicación de cirugía ortognática, con mordida clase II y plano oclusal alto. El otro con absorción ósea condilar, con mordida clase II y plano oclusal bajo. Se diseñaron prótesis temporomandibulares con diferentes radios de curvatura sagital a nivel de la bisagra rotatoria en función del plano oclusal, la orientación personalizada de los músculos, el ángulo de Claire y la dirección de la fuerza de carga a nivel del segundo molar izquierdo. Posteriormente, utilizando el FEM se evaluaron los esfuerzos mecánicos y la traslación cinemática, basados en las condiciones de contorno, restricciones propias de la articulación, propiedades mecánicas óseas, y de tejidos blandos.

Resultados: El diseño con el radio de curvatura semicircular restringió los desplazamientos sagitales de la cabeza condilar protésica e incrementó los esfuerzos sobre la superficie articular. En contraste, los diseños con radios de curvatura elípticos mejoraron la traslación del componente condilar protésico en un 45% y redujeron los esfuerzos de Von Mises y los esfuerzos principales mínimos en un 50% con respecto al diseño semicircular. Por tanto, estos implantes se acercaron a una condición funcional más anatómica.

Palabras clave: Diseño de prótesis ATM, Esfuerzos mecánicos prótesis ATM, Cinemática prótesis ATM.

INTRODUCCIÓN

La articulación temporomandibular (ATM) es una de las más complejas del sistema articular, ya que proporciona dos movimientos principales: rotación y traslación. La fuerza de reacción en la articulación es función de las superficies de contacto, la relación entre los músculos y el tejido óseo y la inclinación del plano oclusal. Las principales funciones de la ATM son apoyar los procesos de comunicación y de alimentación, de allí su importancia en la evolución y supervivencia del ser humano (Alomar, 2006).

Alrededor del 30 % de la población presenta en algún momento de su vida desórdenes temporomandibulares, los cuales son ocasionados principalmente por luxaciones del disco articular y en proporciones menores por luxaciones óseas, tumores, artritis reumatoidea, fracturas irreparables de la cabeza condilar y anquilosis bilateral. Solo un porcentaje menor al 1 % (Widmark, 1997) se somete a procedimientos quirúrgicos como artroscopia, discopexias y artroplastias articulares para corregir principalmente síntomas de dolor crónico, imposibilidad de dieta alimenticia y arco de apertura bucal disminuidos.

La prótesis de la ATM se utiliza para reconstruir mecánicamente la articulación, su objetivo es reducir el dolor crónico, evitar la luxación recidiva en arcada y mejorar los ángulos de abertura mandibular para comer y para hablar (Van Loon V. , 2000) . Está compuesta por una placa de titanio, con una superficie en espejo o ultra pulida de cromo cobalto que permite un movimiento relativo controlado entre la fosa glenoidea de polietileno de ultra alto peso molecular.

Entre 1960 y 1990, se fabricaron implantes ATM con diferentes biomateriales como Polimetilmetacrilato (PMMA) (Christensen, 1963), metal (Ramos As, 2015), y vitek proplast-teflón. Estos implantes fueron retirados del mercado ya que inducían deterioro masivo en las articulaciones (Mercuri LG, 1996) .En consecuencia, la tendencia actual se orienta a realizar implantes a la medida del paciente por medio de herramienta CAD/CAM con biomateriales como el polietileno, titanio y cromo cobalto.

Desde el año 2000 se usan dos tipos de prótesis a la medida (Figura 1). En primer lugar, la TMJ concept (Techmedical, Ventura, California, USA) que cuenta con permiso de la Federal Drug Administración (F.D.A) desde 1999 y alrededor de 20 años de seguimiento clínico con estudios de supervivencia del 98% a 10 años (Speculand B, 2000). En segundo lugar, la prótesis Walter Lorenz (Biomet Jacksonville, FL, USA) que cuenta con permiso de la FDA desde 1995 y

alrededor de 25 años de seguimiento clínico y estudios de supervivencia con más de 96% a 10 años (Leandro LF, 2013).

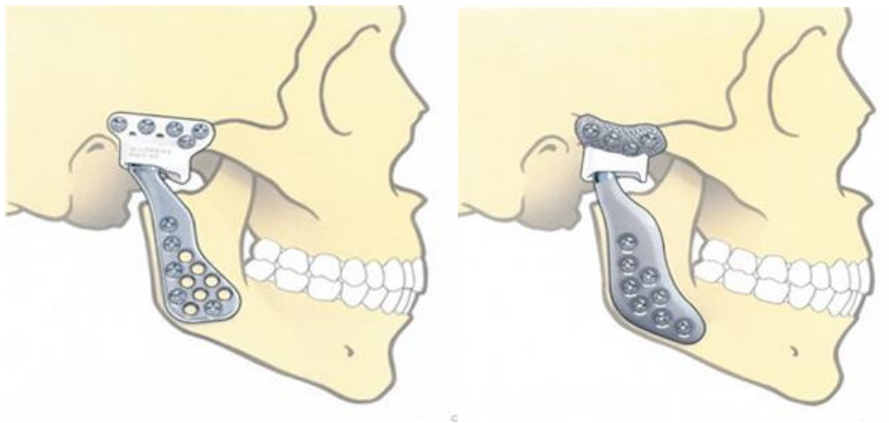


Figura 1 Izquierda: Diseño prótesis Walter Lorenz, Derecha: Diseño de Prótesis TMJ concepts, fuente de (Komistec, 1996)

Con el advenimiento de la impresión 3D y la digitalización de imágenes médicas, han salido al mercado nuevas prótesis ATM personalizadas respaldadas por diferentes grupos de investigación. Estos nuevos implantes están basados en la prótesis de TMJ concepts o Walter Lorenz, pero incorporan variantes con base en recomendaciones de experimentados cirujanos e ingenieros (Philip, 2019). En estos diseños, las modificaciones de la superficie de contacto entre el cóndilo y la fosa protésica no son reportadas en la mayoría de los casos, lo que dificulta el análisis de los resultados clínicos y mecánicos de estos implantes.

Específicamente, los diseños de la superficie articular protésica están basados en el principio de bisagra pura con una parte cóncava (cabeza condilar protésica) y una convexa (fosa glenoidea protésica). En consecuencia, estos diseños no permiten la traslación del cóndilo protésico en apertura bucal (Komistec, 1996) ni tienen en cuenta las propiedades musculares propias de cada paciente, ni el centro de giro protésico, ni mucho menos el ángulo del plano oclusal respecto al plano de Frankfort.

Diferentes estudios han corroborado la influencia de los músculos oclusores de la mandíbula, el ángulo anatómico (32°) formado entre la eminencia glenoidea y el plano oclusal ATM (Claire E, 2011) (Nickel JC, 1989), la determinación del centro de giro protésico (Van Loon., 1999) y las variaciones anatómicas como importantes predictores de la magnitud y dirección de las fuerzas sobre la articulación ATM (Haskell B, 1986),

Es así como este estudio se orienta a determinar el radio de curvatura óptimo sagital de la prótesis ATM a la altura de la fosa glenoidea, en función de las características musculares propias de cada paciente, el ángulo entre la eminencia articular y el plano oclusal del paciente y el centro cinemático protésico (Figura 2). De esta manera se busca mejorar los rangos de traslación dorso caudal del implante que optimicen los arcos de movimiento postquirúrgico y reduzcan los esfuerzos normales y cortantes de la articulación protésica de la ATM. La meta es formular recomendaciones para el diseño de la articulación que aumenten la vida de las prótesis articulares y disminuyan el número de intervenciones quirúrgicas tempranas y los costos gubernamentales asociados.

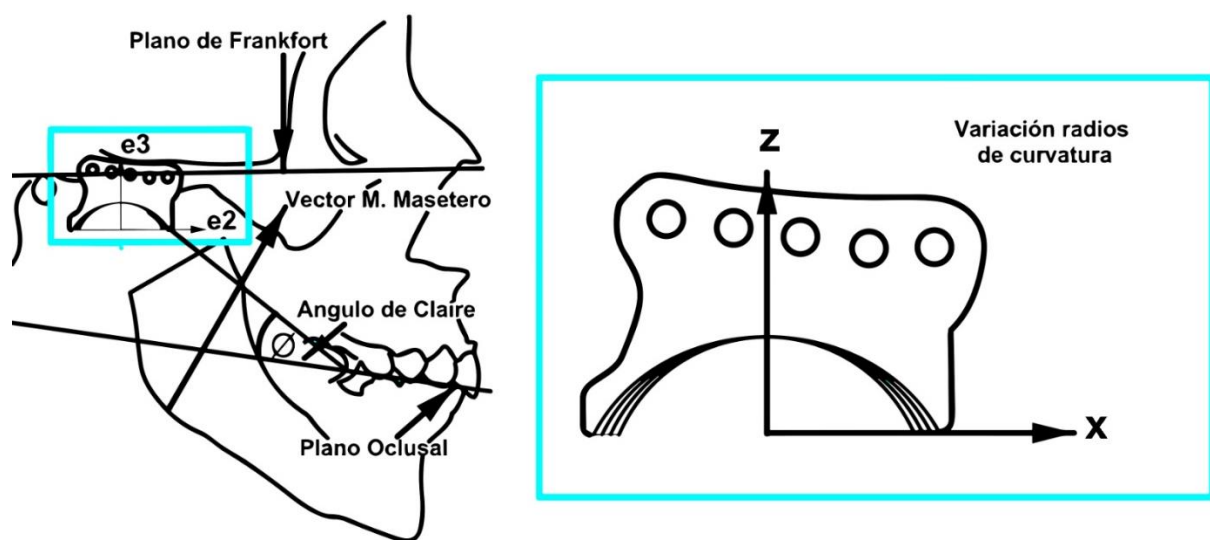


Figura 2 Relaciones anatómicas, variables y constantes que influyen el diseño de los radios de curvatura en la prótesis ATM, Fuente Autor

Objetivo general

Evaluar por medio del método de elementos finitos, la influencia mecánica del radio de curvatura sagital en la fosa glenoidea de una prótesis ATM en función del plano oclusal, la altura sagital del ATM, la orientación personalizada de los músculos oclusales, el ángulo de carga del bolo alimenticio y el centro cinemático articular.

Objetivos específicos.

Para poder cumplir el propósito principal de la investigación de maestría se plantean los siguientes objetivos específicos:

1. Desarrollar el modelo tridimensional de la geometría ósea a partir de la segmentación de las imágenes médicas.
2. Determinar el plano oclusal del paciente a partir de 3 puntos de control, el vector de fuerzas del músculo masetero superficial y el centro cinemático protésico bajo un marco de referencia definido.
3. Diseñar el modelo CAD del implante personalizado ATM.
4. Implementar el modelo de elementos finitos (generación de malla, propiedades del material, condiciones de contorno, cargas y convergencia de malla)
5. Presentar los estados de esfuerzo del implante protésico ATM, sobre diferentes diseños de radios de curvatura sagital a nivel de la superficie articular protésica.
6. Establecer recomendaciones para el diseño de la superficie articular de implantes personalizados en la articulación ATM.

MARCO TEÓRICO

Historia y antecedentes

La articulación temporomandibular ATM es considerada una de las más complejas del cuerpo humano. La armonía de su movimiento es el resultado de su estructura, las fuerzas musculares involucradas y el plano oclusal del individuo. En conjunto, la ATM determina y regula las actividades de supervivencia, como comer, deglutir y actividades de comunicación como el habla y algunas expresiones faciales. Así, su uso ha estado ligado a la evolución misma de la civilización humana (Alomar X, 2007).

Una falange de la mano descubierta en la boca de una momia del año 4500 AC es considerado el implante maxilofacial más antiguo (Bechelli, 1991). Ya en la edad media (470 D.C -1640 D.C) el islámico Abulcasis, considerado como uno de los padres de la cirugía moderna, describió en forma detallada la técnica y el instrumental para fijar los dientes caídos a los alveolos.

A mediados del Siglo XIX el Dr. Hllihen (1810-1857), considerado el padre de la cirugía bucal y maxilo facial, propuso teóricamente la corrección de las mordidas anómalas con la modificación de las estructuras óseas, Cien años más tarde se conocería este procedimiento como cirugía ortognática (Aziz SR, 2004) . El siglo XIX se caracterizó por una educación formal en la universidad, la evidencia clínica de los tratamientos odontológicos, y las primeras formas de implantología en el área (Bartee Bk, 1995) .

En el siglo XX la cirugía maxilofacial exploró biomateriales para la corrección facial de soldados mutilados en batalla, y sentó las bases de la cirugía ortognática, implantología, y microcirugía (Pérez, 2002). La historia moderna reconoce varios instantes de suma importancia para la especialidad como el uso de injertos costocondrales para la reconstrucción quirúrgica del ATM (Gillies HD, 1920), las primeras osteomias sagitales de rama mandibular a cargo del Dr. Trauner y colaboradores en 1955 (Trauner R, 1955) y por último la colocación de tejidos de interposición entre la eminencia condilar y la fosa glenoidea para tratar un paciente con anquilosis articular severa (Kazanjian, 1955).

Anatomía de la articulación temporomandibular

La ATM es una articulación de tipo diartrosis. Epistemológicamente se considera una articulación ginglymoartrodial, donde ginglyo significa bisagra uniaxial y artrodia el deslizamiento entre superficies (Alomar X, 2007). El complejo ATM está compuesto por las dos articulaciones temporomandibulares derecha e izquierda, que funcionan como una sola en cuanto al movimiento se refiere, ya que una depende de la otra, de aquí la complejidad de su estudio.

La articulación temporomandibular (Figura 3) la conforman 3 estructuras anatómicas: la primera es la porción escamosa del hueso temporal en la zona inferior del cráneo llamada fosa glenoidea, la segunda es la cabeza condilar de la mandíbula y la tercera es el disco articular que se encuentra en medio del cóndilo y la fosa glenoidea. Este disco es un fibrocartílago que divide el espacio articular en un compartimiento superior e inferior. Su principal función es deformarse localmente para aumentar la superficie de contacto entre el cóndilo y la fosa glenoidea, compensando así la incongruencia mecánica entre estas estructuras, (Rees, 1954) (Francesco, 2007).

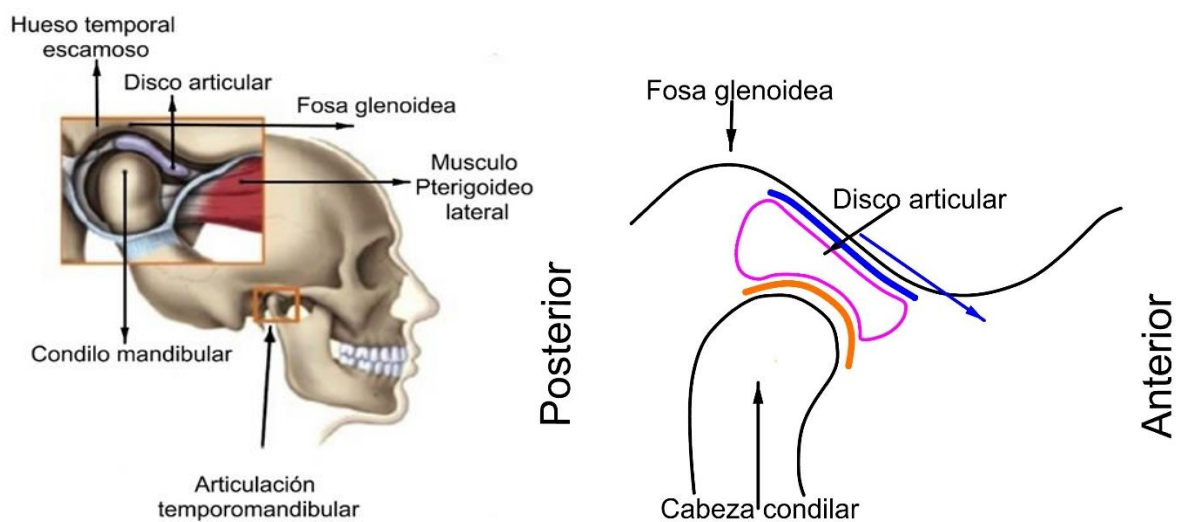


Figura 3 Representación Sagital derecha de la articulación ATM, junto con los compartimientos, superior (color azul) e inferior (color naranja) fuente (Hylander, 2014), adaptado por el autor.

En la articulación ATM, contenido por la capsula articular, se encuentra el líquido sinovial que entrega nutrientes a estructuras avasculares como las superficies articulares además de que funciona como un lubricante natural (Sridhar, 2011) (Francesco, 2007). Los movimientos

mandibulares no solo están condicionados por el disco articular, líquido sinovial y las estructuras propias e internas de la articulación ATM (Figura 4) sino también por estructuras externas como grupos musculares, faciales, la morfología ósea, el plano oclusal y el ángulo entre la fosa glenoidea y dicho plano oclusal. Todas estas estructuras se complementan para garantizar arcos de movimientos mandibulares amplios, exentos de dolor y controlados a voluntad.

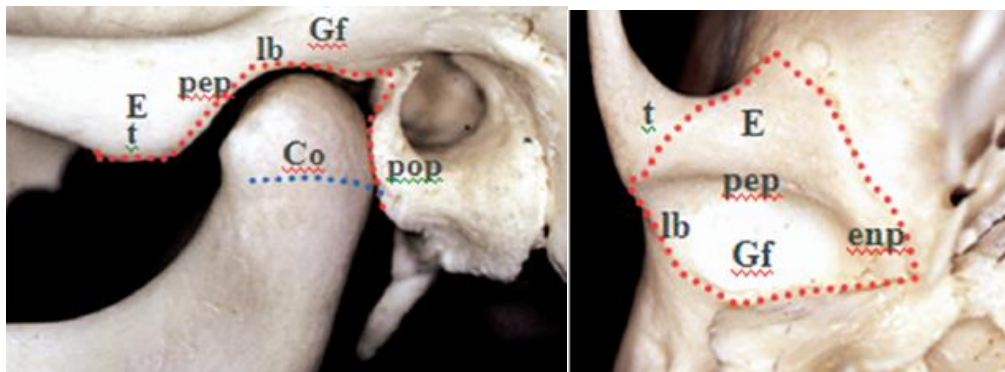


Figura 4 Izq: representación sagital izquierda de la articulación ATM, Co: Cóndilo mandibular, pop: proceso postglenoidal, Gf: fosa glenoidea, lb: borde lateral de la fosa mandibular, Pep planopreglenoideo, E: eminencia articular. t: tubérculo articular Der: Representación axial de ATM derecho, tomado de (Alomar X, 2007)

Músculos de la mandíbula

La cinemática de la articulación ATM se activa con grupos musculares insertados en porciones óseas estratégicas que maximizan y optimizan la fuerza resultante y el gasto energético. Este grupo de músculos son simétricos respecto a la línea media facial, y pueden ser divididos en tres subgrupos funcionales (Hylander, 2014):

1. Los músculos oclusores permiten el cierre de la mandíbula comprimiendo así el cóndilo sobre la fosa glenoidea
2. Los músculos depresores permiten la apertura de la mandíbula
3. El músculo transportador permite la traslación de los cóndilos mandibulares sobre las eminencias articulares glenoideas.

Los tres músculos oclusores que permiten el cierre bucal son (figura 5):

- Musculo Masetero (superficial y profundo)
- Musculo Temporal (porción anterior, medial y posterior)
- Musculo Pterigoideo medial

Se ha demostrado que los músculos trabajan colectivamente y se complementan con contracciones simultaneas. Se sabe que la unidad motora recluta parcialmente las fibras musculares y controla la fuerza (Weijjs A, 1984) dependiendo de las demandas del movimiento y de la resistencia del bolo alimenticio (Phanachet I, 2002).

Como músculos antagonistas de los oclusores se encuentran los músculos depresores, que a diferencia del anterior grupo permite el movimiento de abertura mandibular. Cuando estos músculos son activados ocurre simultáneamente una desactivación progresiva de los oclusores. La apertura bucal máxima se encuentra alrededor de los 5 cm medidos a nivel incisal. Está limitada por los tejidos blandos y la longitud de los músculos. Distinguimos tres músculos depresores principales (Figura 5):

- Musculo Pterigoideo lateral.
- Musculo Digástrico (vientre anterior y vientre posterior)
- Musculo Milohioideo.

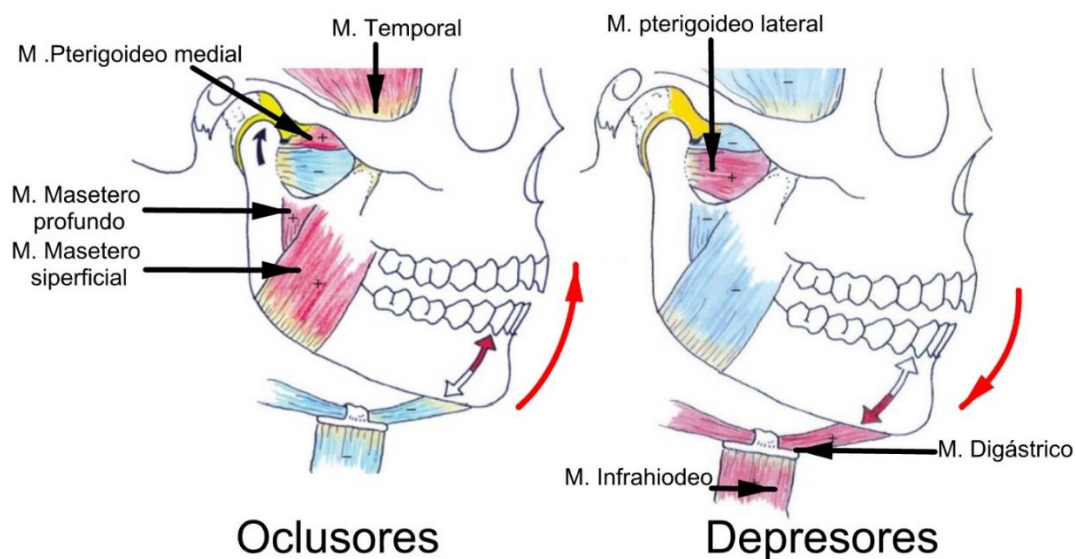


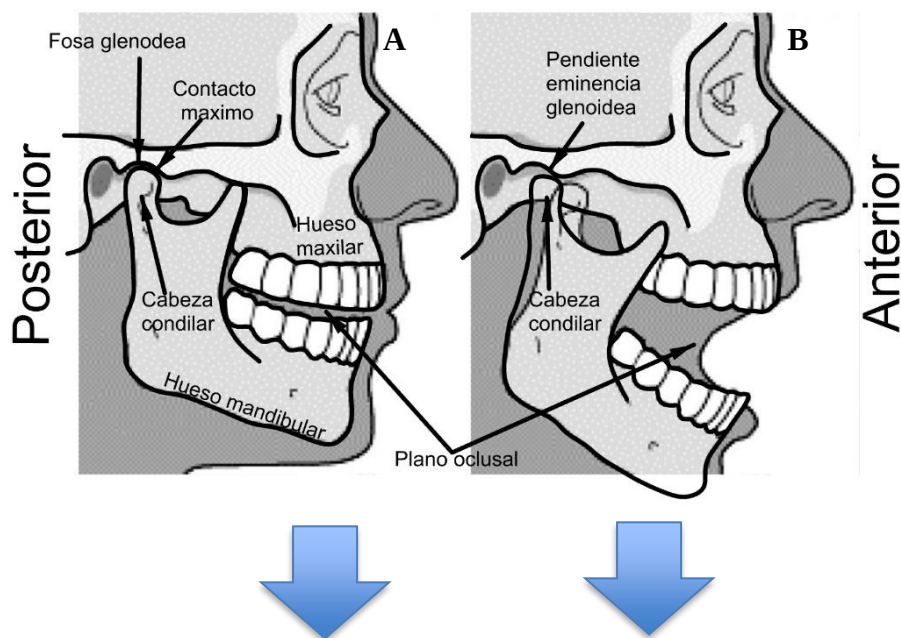
Figura 5 Representación sagital de músculos oclusores y depresores que intervienen en el cierre y abertura activa de la mandíbula, fuente (Dawaon P, 2007) adaptado por el autor.

Mecánica Articular

La articulación temporomandibular funciona bajo la acción sincronizada de los músculos y estructuras óseas que en conjunto garantizan los dos movimientos principales de la ATM: la traslación (o deslizamiento) y la rotación, las cuales describen la cinemática de la articulación.

La abertura de la boca comienza con la traslación sagital de la mandíbula hacia adelante en el compartimiento superior del disco articular. Simultáneamente, la rotación se genera en el compartimiento inferior, con un centro de giro en los polos medios de ambos cóndilos articulares (Hylander, 2014).

Durante la contracción de los músculos oclusores, el plano oclusal se mantiene en contacto máximo y la cabeza condilar en posición céntrica, comprimiendo el disco articular sobre la fosa glenoidea (Figura 6 A). Posteriormente, con la apertura bucal, los movimientos de traslación y rotación se ejecutan simultáneamente para permitir que la cabeza condilar se desplace hasta la eminencia glenoidea (Figura 6 B).



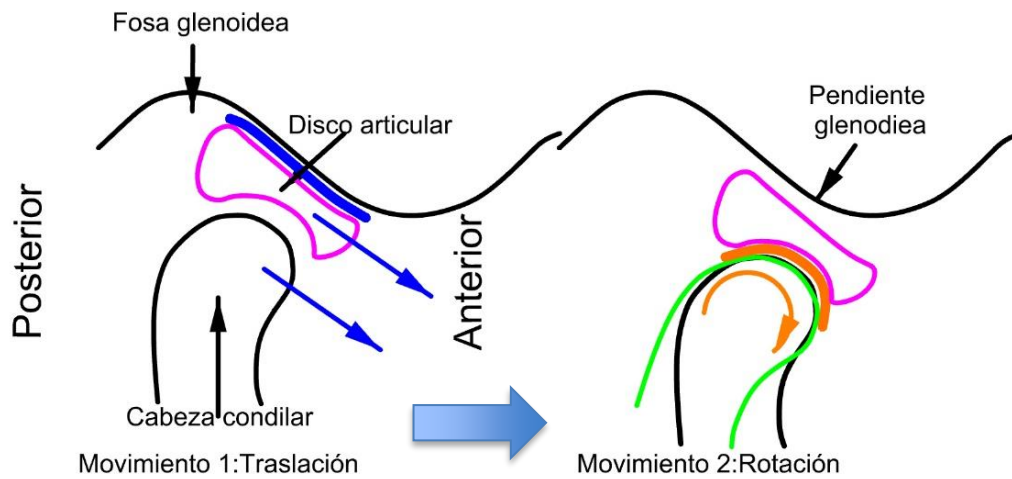


Figura 6 Descripción del movimiento mandibular desde A) posición céntrica máximo contacto plano oclusal hasta B) abertura bucal con deslizamiento de cabeza condilar sobre fosa glenoidea. Los compartimientos superior e inferior del disco se identifican con los colores azul y naranja, respectivamente. fuente: autor.

Sin embargo, la traslación no es la misma en cada cóndilo. Por ejemplo, durante la masticación se observa que el lado contralateral (donde no se encuentra el bolo alimenticio) presenta recorridos más largos (10 mm) respecto a la articulación ipsilateral (donde se encuentra el bolo alimenticio) (Naeije M, 2003). En promedio este movimiento podría repetirse más de 2000 veces en el día (Dimitriou, 2014)

La cinemática de la ATM se puede describir siguiendo la traslación de un punto de referencia. Algunos autores han usado puntos de referencia anatómicos fijos, como el propuesto por (Merlini L, 1988) que identifica el centro geométrico del cóndilo en el plano sagital. Por su parte, (Hobo S, 1983) usa el eje anatómico de bisagra, el cual une los polos mediales de cada cóndilo en el plano coronal. Es el "eje natural" con respecto al cual se produce la rotación (Figura 7).

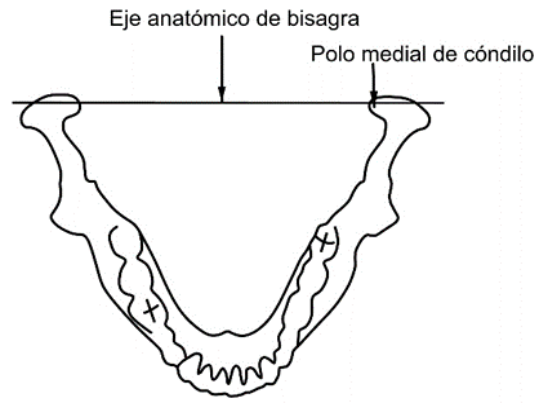


Figura 7 Eje anatómico de bisagra, plano axial hueso mandibular, fuente autor

La gran facilidad con que se puede ubicar el eje de bisagra en una cefalometría ha hecho que sea ampliamente usado. A pesar de su utilidad, tiene sus limitaciones. El movimiento de traslación hace que este eje sea válido únicamente en los primeros instantes del movimiento.

Para obviar estas limitaciones, (Kohno S, 1980) propuso el término centro cinemático (CC) para describir un punto condilar que no está influenciado por la rotación de la mandíbula. El centro cinemático se traslada durante los movimientos de cierre y apertura bucal y siempre coincide en la misma área de contacto entre el cóndilo y la fosa glenoidea.

(Yatabe A, 1995) determinó la ubicación del CC en pacientes normales. Descubrió que el CC se encuentra a una distancia de 9,9 mm en la dirección posterosuperior, con respecto al polo lateral (PL) del cóndilo. Esto corresponde a distancias de 7 mm en las direcciones posterior y superior (Figura 8). Por otra parte, este estudio también demostró que es un error usar el PL para describir el movimiento del cóndilo ya que la trayectoria que describe siempre es más corta que el desplazamiento real del CC (Tabla 1), Además, (Grant PG, 1973,) demostró que el centro geométrico condilar como centro de giro cinemático reduce los brazos de palanca de los músculos masetero y pterigoideo medial en un 175% y los incrementa cuando la mandíbula está abierta, lo que físicamente no es posible.

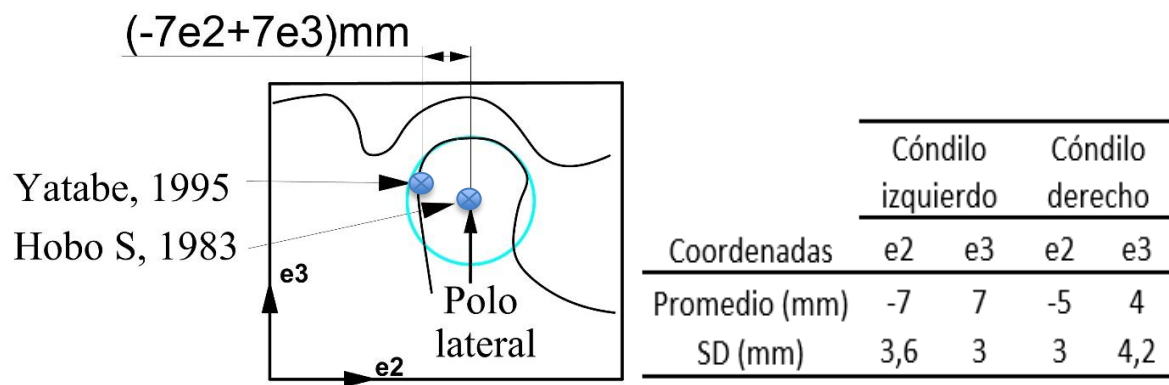


Figura 8 Ubicación del centro cinemático propuesto por diferentes autores respecto al polo lateral del cóndilo punto (0,0), fuente (Yatabe A, 1995), adaptado por el autor

Tabla 1 Traslación de cóndilo mandibular, medido por el polo lateral (PL) y el centro cinemático (valor promedio y desviación estándar para los 20 sujetos) durante los movimientos de apertura bucal, fuente (Yatabe A, 1995) adaptado por el autor.

	Polo Lateral		Centro Cinemático	
	Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho
Promedio	18,2mm	20,3mm	23,1mm	23,2mm
SD	3,7	4,1	4,5	4,2

Diversos estudios (Lindauer SJ, 1995) han demostrado que la trayectoria del centro cinemático puede desviarse de manera parabólica fuera del límite mandibular (figura 9). Por ello, Grand (1973) propone el uso de un centro de rotación instantáneo (CIR) que se mueve desde una zona superior-posterior a una zona inferior-anterior. Según (Grant PG, 1973,) solo es posible que los músculos generen un momento sagital variable en función del ángulo de apertura bucal si los centros de rotación instantáneo cambian con el tiempo, lo que requiere diferentes brazos de palanca a lo largo del movimiento (Figura 9).

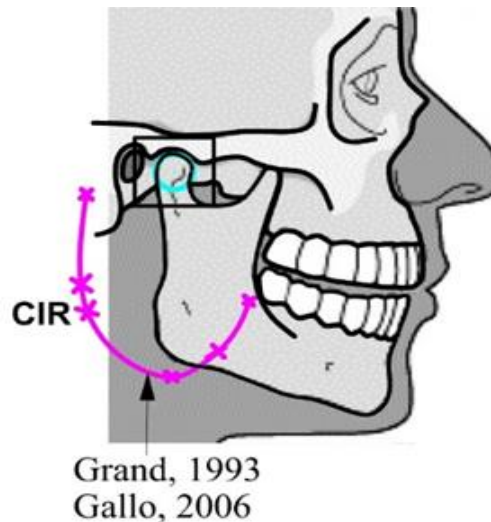


Figura 9 Traslación del CIR a nivel de la ATM propuesto por diferentes autores fuente: autor

Independientemente de la teoría adoptada, el disco articular siempre cubre los cóndilos gracias a las fuerzas que ejerce el músculo pterigoideo lateral (Smith S, 1957) en la zona anterior del disco y el ligamento retrodiscal anclado a la banda posterior (Tomas, 2006) (Dawson, 2007) . Así el disco permanece por encima de la cabeza condilar durante los movimientos de traslación y rotación (Figura 10)

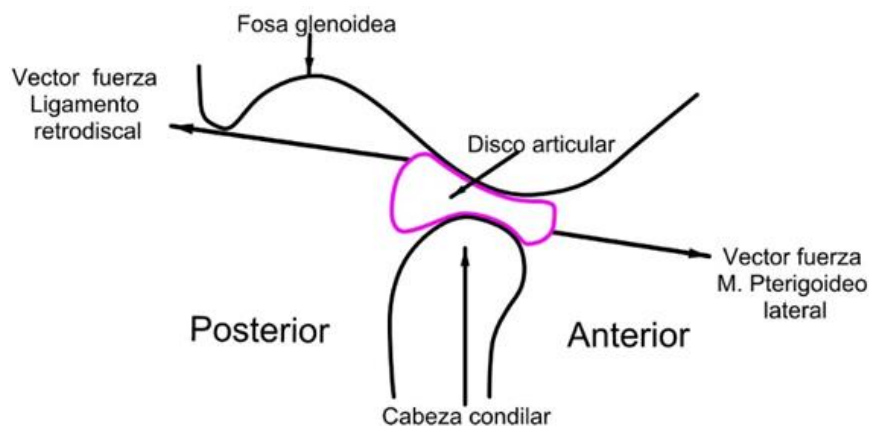


Figura 10 Representación sagital de los vectores de fuerza que equilibran el disco articular en plano sagital fuente: autor

La eminencia glenoidea (EA) es la zona en la que las fuerzas de compresión de la mandíbula se transmiten al cráneo. Su pared posterior está inclinada para resistir las fuerzas resultantes cuando los músculos oclusores están activos. En los humanos se ha observado que la eminencia glenoidea forma un ángulo de $\varnothing=33.2^\circ$ (Inclinación EA) respecto al plano oclusal (Figura 11). Esta inclinación, producto de la evolución humana, tiene como función alargar la inserción y

optimizar las palancas de los músculos masticadores. Por tanto, parece existir una relación directa entre la inclinación de la EA, el plano oclusal y el grupo masticatorio contráctil. Su sinergia mejora la función masticatoria y maximiza la acción muscular del masetero profundo (Claire E, 2011).

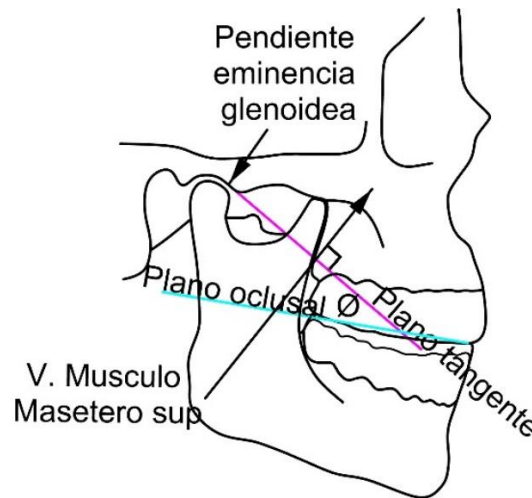


Figura 11 Angulo Ø de (Claire E, 2011) formado entre el plano tangencial a eminencia glenoidea y plano oclusal fuente: autor

(Nickel JA, 1988) propuso una fórmula parabólica para estimar la inclinación de la eminencia glenoidea (EA) en función de la edad dental de los pacientes. La fórmula es

$$y = -0.13x^2 + 4.15x + 12 \quad (r=0.8) \quad (\text{EC1})$$

Donde y es la inclinación de la EA respecto al plano oclusal y x es la edad dental del paciente, (Figura 12-A), En otro estudio, (Nickel JC, 1989) concluyó que el ángulo de la fuerza resultante en la ATM es directamente proporcional a la inclinación de la EA. Obtuvo la ecuación

$$y = 0.67x - 4.3 \quad (\text{EC2})$$

donde y indica la orientación de la fuerza resultante con respecto a un eje vertical y x es la inclinación de la EA. Por lo tanto, para un paciente con un ángulo de EA de 33°, la orientación de la fuerza de reacción se aproxima a 18° con respecto a la vertical (Figura 12-B).

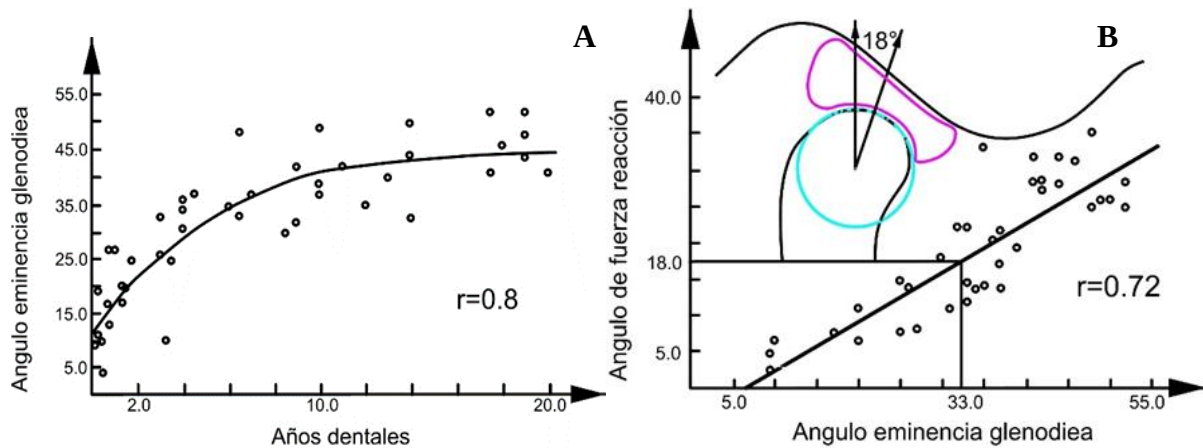


Figura 12 A) Relación no lineal entre la edad del paciente y el ángulo de la eminencia articular glenoidea EA, fuente (Nickel JA, 1988), B) Relación lineal entre el ángulo de la eminencia articular glenoidea EA y el ángulo de fuerzas resultantes condilares, fuente (Nickel JC, 1989), adaptado por el autor.

Nickel JA está de acuerdo en que el vector de fuerza resultante debe garantizar el principio del Eje de Rotación Instantáneo (ERI) (Kubein M, 2012) (Figura 13), el cual establece que la línea de acción de cualquier fuerza resultante en dos superficies en contacto debe pasar por el centro de curvatura de dichas superficies. Sin embargo, durante movimientos libres de la mandíbula como hablar, silbar o bostezar, el ERI no se garantiza y por lo tanto no debería haber una fuerza resultante en el proceso.

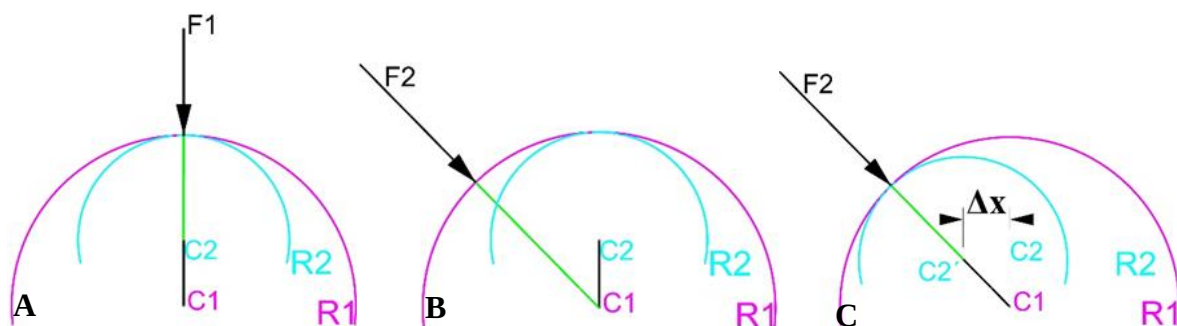


Figura 13 A: Línea de acción vector de fuerza F1 coincide con centro radial C2 y C1 de ambos círculos, B: línea de acción del vector fuerza F2 se inclina a izquierda y coincide con centro C1, C) El principio de ERI se garantiza con la inclinación del centro C2 sobre la línea de acción del vector F2, fuente autor.

Con el avance de la tecnología y el incremento en la sensibilidad de los instrumentos, autores como (Hylander H, 1978) (Stefan, 2008) han usado la resonancia magnética para resolver las

ecuaciones de equilibrio estático lo que ha permitido simplificar la articulación Temporo-mandibular a fuerzas, palancas y puntos de apoyo.

La transmisión de esfuerzos en la articulación ATM es esencial para los procesos de crecimiento, remodelación, homeostasis y síntesis de matriz ósea extracelular (Stegenga B, 1989). Por tanto, un aumento de los esfuerzos en el ATM por encima de la respuesta adaptativa del hueso puede desencadenar desórdenes temporomandibulares y degradación articular. Entender y comprender estos mecanismos son de vital importancia para el estudio de los trastornos de la articulación temporomandibular, su diagnóstico, sus propuestas terapéutica y finalmente para un diseño de prótesis articular ATM.

Trastornos de la articulación Temporomandibular.

Los trastornos de la articulación temporomandibular (TATMD) son causados por factores sistémicos y mecánicos que alteran la relación entre el disco, la cabeza condilar y la fosa glenoidea. Entre los factores sistémicos, se han identificado cambios en la matriz extracelular del fibrocartílago, incluyendo un aumento en la deposición de fibronectinas y una disminución en el contenido de proteoglicanos y glicosamiglicanos (Christine, 1995). Entre los factores mecánicos, el desplazamiento del disco articular es el trastorno más común, ya que se presenta en más del 40% de los pacientes con TATMD (Schiffman, 1990), mientras que otros factores incluyen cambios anatómicos del hueso, artropatía reumatoidea, fracturas irreparables de la cabeza condilar, tumores localizados, bruxismo y anquilosis severa (Kent, 1986), (Block, 1990) (White, 1992) (D'Silva, 2006), (Christensen, 1963)

Se cree que los esfuerzos normales que exceden la adaptabilidad ósea pueden resultar en una acumulación excesiva de radicales libres que causan daño directo a las moléculas extracelulares del tejido articular (Milam, 1998). Cuando no se encuentra un diagnóstico evidente, las afectaciones de la espina cervical pueden ser la causa, irradiando dolor en la cara, las orejas y la mandíbula (Travell JG, 1983). Los síntomas a largo plazo de los TATMD incluyen dolor facial intenso, cefalea, luxación de la cabeza condilar, bloqueos en el movimiento de la mandíbula, limitación en el habla y la deglución.

Se estima que más de 30 millones de personas en los Estados Unidos sufren de trastornos de la articulación temporomandibular (Ramos A, 2011). Además, se ha reportado una prevalencia

de casi 3:1 de mujeres en edad fértil con respecto a los hombres (Jhonson, 2017) (Warren, 2001). Un estudio sugiere una relación directa entre las hormonas sexuales femeninas y el deterioro de la matriz extracelular del disco articular evaluado en ratas hembra (Abubaker A, 1996).

Tratamientos para los trastornos Temporomandibulares.

El tratamiento para los desórdenes temporomandibulares a excepción de fracturas, tumores, anquilosis y luxación suele ser conservador y no invasivo. Investigadores como (Matthews B, 2008) aseguran que más del 80% de los pacientes presentan mejoría después de estos tratamientos. El objetivo principal es reducir el dolor y mejorar la movilidad de la mandíbula para permitir una ingesta y actividades sociales normales (Dworkin SF, 1992). Para lograrlo, el tratamiento debe ser multidisciplinario e incluir autocuidado, evaluación conductual, terapia farmacológica, rehabilitación física y terapia con dispositivos médicos (NIHT, 1996). Los tratamientos conservadores incluyen comer alimentos blandos, alternar masticación, aplicar hielo, evitar bruxismo con dispositivos intraorales, y evitar actividades que exijan movimientos mandibulares extremos o prolongados (Riley JL, 2007) (Wright EF, 1995)

Cuando los tratamientos conservadores resultan inviables, como en casos de fracturas o tumores, se requieren procedimientos quirúrgicos, tales como artroscopias, disectomias, disorexias o eminectomias. Según (Widmark, 1997), solo el 1% de los pacientes son candidatos a estas intervenciones, pero (Schiffman, 1990) afirma que la prevalencia podría alcanzar hasta el 3%. En situaciones de destrucción articular severa, como anquilosis, reabsorción ósea, tumores localizados, pérdida total de la cabeza condilar por trauma, destrucción del disco y recidiva, se considera que el reemplazo protésico de la articulación temporomandibular (ATM) es la mejor opción (Yuan, 2010) (Mercuri., 2004) (Johnson, 2017) (Rushil, 2017) (Sidebottom, 2008).

Abordajes de la articulación temporomandibular por métodos teórico-numéricos.

Según (Wilson GH, 1920), algunas combinaciones de fuerzas teóricas podrían liberar la ATM de cargas, clínicamente (Scott J, 1955), respaldo esta idea, argumentó que la cobertura de

fibrocartílago de la cabeza condilar no permitía soportar cargas estáticas y dinámicas, hoy en día se sabe que la articulación ATM si está sometida esfuerzos mecánicos importantes.

A lo largo de la historia, se han abordado diferentes conceptos de palanca para la ATM, pero hoy en día, el consenso mundial y la evidencia experimental sugieren que se comporta como una palanca de clase III (Gysi, 1921) (Seitlin, 1968) (Wladimir G, 2022).

La palanca clase III (Figura 14) supone que toda la fila de dientes está por delante del vector de fuerza muscular resultante y que este debe ser perpendicular al plano oclusal, en una zona entre los cóndilos y los molares. Así se garantiza el equilibrio de fuerzas en sentido vertical.

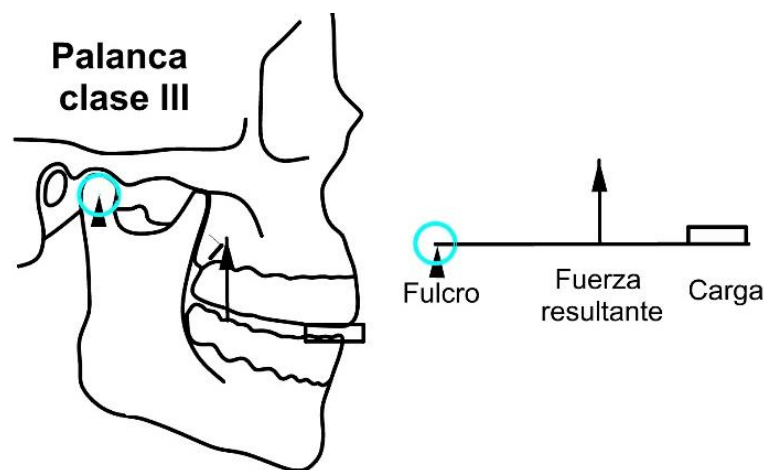


Figura 14 Representación gráfica de la palanca clase III propuesta para estudiar mecánicamente la ATM, fuente autor.

Con la palanca clase III, la traslación de la carga desde los incisivos hacia los molares resulta en una disminución de la magnitud de la fuerza de reacción en la ATM (Seitlin, 1968) (Hylander WL, 1979). Esta teoría ha sido respaldada por diversos estudios, tanto experimentales (Tradwosky M, 1981) como teóricos (Kubein D, 2012), los cuales corroboraron que la mandíbula funciona como una palanca clase III y que el vector de fuerza muscular resultante interseca el plano oclusal en el segundo premolar.

En el estudio de (Schindler HJ, 2007), se demostró que cuando varía el ángulo de la carga en un rango de $\pm 10^\circ$ en el plano sagital, la fuerza de reacción a nivel de la cabeza condilar del lado contralateral es alrededor del 30% de la fuerza de mordida y su dirección oscila entre los ± 10 grados (Figura 15-A). Sin embargo, en el ATM de ipsilateral, cuando el ángulo es 0° , -

10° y +10° las fuerzas de reacción resultantes en el cóndilo pueden ser 10%, 4% y 30% de la fuerza de carga respectivamente (Figura 15-B), esto demuestra que el ángulo de la carga tiene influencia en el estado de esfuerzos experimentado por el cóndilo mandibular, a estas conclusiones también llegó (Stefan R, 2008).

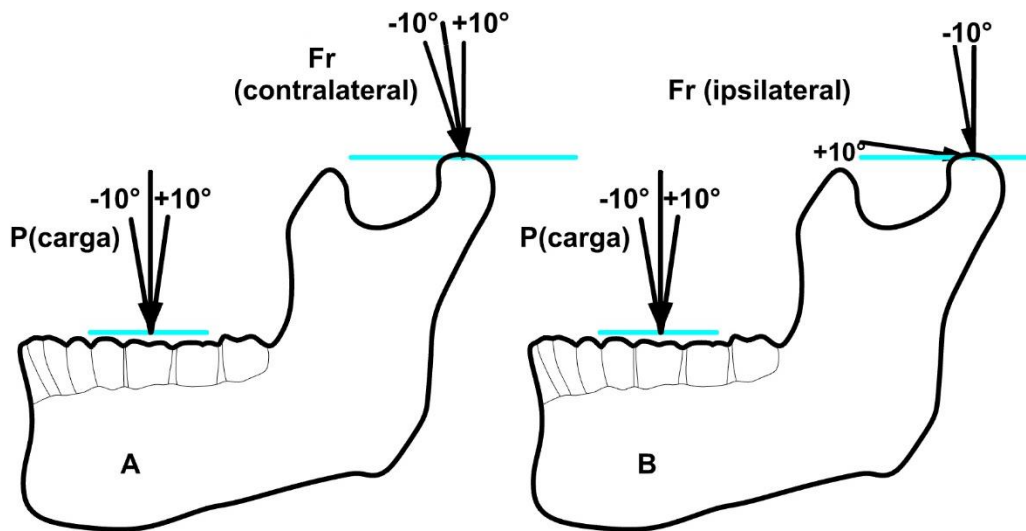


Figura 15 Direcciones de fuerzas resultantes cóndilo de equilibrio (Fr contralateral), y cóndilo ipsilateral, Tomado (Faulkner, 1987) adaptado por autor.

En resumen, los estudios realizados por (Gaylord S, 1985), (Hatcher D, 1986), (Stefan R, 2008), (Schindler HJ, 2007) han demostrado la importancia de la dirección y magnitud de las fuerzas de mordida en la reacción en la articulación temporomandibular (ATM). Estos estudios han determinado que las variaciones en la dirección vectorial de los músculos oclusores y la inclinación del vector de fuerza de mordida tienen un impacto significativo en la fuerza de reacción en la ATM. Sin embargo, estos estudios solo han brindado aproximaciones numéricas y no pueden determinar los esfuerzos generados por fuerzas sobre las superficies curvas e irregulares de la cabeza condilar. La imposibilidad ética y moral de usar pacientes vivos para estos estudios, hizo necesario usar herramientas de simulación computacional para avanzar en esta investigación.

Abordajes de la articulación temporomandibular por el método de los elementos finitos.

El método de los elementos finitos (F.E.M por sus siglas en inglés) permite el análisis de problemas complejos lineales y no lineales. La idea principal es dividir un medio continuo en

un numero finito de elementos de formas geométricas simples. Como paso intermedio se resuelven las ecuaciones de equilibrio, para posteriormente calcular los esfuerzos, las deformaciones y desplazamientos. Existen varios enfoques teóricos para abordar este tipo de problemas, como los métodos basados en la energía potencial y equilibrio estático, como el método de Rayleigh–Ritz, método de residuos ponderados de Galerkin y el principio de trabajo virtual (Chandrupatla, 2012).

El uso del método de los elementos finitos tiene sus primeras aplicaciones en el estudio mecánica del medio continuo (Hrenihoff A, 1941), pero no fue hasta mediados de la década del 1980 que fue implementado para caracterizar el estado de deformaciones y desplazamientos del complejo maxilomandibular.

Para llevar a cabo un estudio F.E.M del complejo maxilofacial de forma que representen numéricamente las condiciones reales y aproximadas de la mecánica de la articulación, deben ser tomados en cuenta los siguientes aspectos:

1. Propiedades mecánicas de los materiales.
2. Condiciones geométricas.
3. Vectores de fuerzas musculares.

Propiedades mecánicas de los materiales.

Las propiedades del material afectan la reacción de la mandíbula y la articulación ante fuerzas externas. Una asignación precisa de estas propiedades resulta en mejores resultados en los estudios F.E.M. (Dutta G, 2014). Los elementos clave para la simulación de la prótesis ATM con el método de elementos finitos incluyen la geometría de la articulación, hueso cortical y esponjoso, fibras musculares y biomateriales de la prótesis. Si el objeto no es evaluar una prótesis articular también es necesario conocer las propiedades mecánicas del disco, liquido articular, y ligamentos retrodiscales. En la actualidad la literatura científica propone y ha validado dos métodos diferentes:

El primer método se basa en diferenciar el hueso cortical del esponjoso para asignar a cada uno propiedades del modelo elástico lineal isótropo Hooke. Esta propuesta es válida para simulación de prótesis ATM debido a que las deformaciones no superan el punto de fluencia del hueso cortical y esponjoso, para este trabajo de investigación los elementos como hueso de fosa glenoidea, placa y fosa protésica asumieron este comportamiento.

Dentro de dicho modelo es posible usar la ecuación de St. Venant Kirchho (Bonet, 1997), según la cual la energía de deformación W es función de tensor $\mathbf{E}$ de esfuerzos de Euler-Lagrange y los parámetros de Lamé λ y μ . Ideal cuando se asumen pequeñas deformaciones en el sólido (EC3).

$$W = \frac{1}{2}\lambda(\text{tr } \mathbf{E})^2 + \mu\mathbf{E}; \lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)}; \mu = \frac{E}{2(1-\nu)} \quad (\text{EC3})$$

Donde ν y E son el modulo de Poisson y Modulo de Young respectivamente, obtenidos de pruebas de laboratorio o como una función lineal de la escalada de grises (H.U) de las imágenes médicas TAC.

El segundo método consiste en asignar las propiedades mecánicas de los sólidos basado en la escala de grises de cierta zona del TAC (Fangjie Z, 2023) (EC 4).

$$\rho = -13.4 + 1017 \times EG ; E = -388.8 + 5925 \times \rho \quad (\text{EC 4})$$

Donde (H. U) es la escala de gris, ρ es la densidad del material y E es el módulo de Young.

Para reducir el coste computacional, las propiedades mecánicas de la mandíbula pueden ser simuladas como material isótropo elástico Tabla 2. Debido a que los esfuerzos a los que está sometido están muy por debajo del límite de fluencia del hueso cortical (Franci G, 2014) , un estudio realizado por (Fangjie Z, 2023), demostró que la representación de esfuerzos en los módelo elástico lineal de la mandíbula con hueso cortical y esponjoso esta cercano a los datos validados experimentalmente

Tabla 2 Modulo de elasticidad y de Poisson para hueso cortical y esponjoso de la mandíbula reportado en la literatura. Fuente: autor

<i>Autores</i>	<i>Elemento</i>	<i>Módulo de Young E (Mpa)</i>	<i>Módulo de Poisson ν</i>
(Nagahara K, 1999))	Hueso Cortical	13700	0,3
	Hueso		
	Esponjoso	7930	0,3
Fuente especificada no válida.	Hueso Cortical	14000	0,3
	Hueso		
	Esponjoso	7900	0,3
(Dutta G, 2014)	Hueso Cortical	14500	0,32
	Hueso		
	esponjoso	7915	0,3

Estudios de Simulación de la ATM con la implementación de F.E.M del modelo Isótropo lineal elástico de Hooke, han corroborado que la distribución de esfuerzos sobre la superficie articular no difiere significativamente respecto a otros modelos como por ejemplo el modelo no lineal ortotropico Tabla 3.

Tabla 3 Esfuerzos normales reportados en la literatura usando Método isótropo lineal elástico

Autor	Tipo de modelo	Distribución de esfuerzos Normales sobre superficie condilar	
		Cualitativo	Cuantitativo MPa
(Tannaka E, 2004)	isótropo lineal	Anterior	-1,64
		lateral	-1,01
(Mori H, 2010)	isótropo lineal	Media	-6,18
		Posterior	-5,03
(Saldarriaga C, 2012)	isótropo lineal	Lateral	0,124 S3
		Media	0,9 S3
(Jingheng S, 2019)	isótropo lineal	Posterior	1,09
		Lateral	8,64 normal
(Savoldelli c, 2012)	isótropo lineal	Medial	no se reporta
		Lateral	20,4 (se reporta no correlación con la clínica)
		Media	-6,26
(Nagahara K, 1999)	isótropo lineal	Lateral	-6,57
		Media	-2,65
		Medial	-2,18
(Shirish M, 2012)	isótropo lineal	No se reporta	-5,9

De hecho (Tannaka E, 2004) valido este tipo de modelos matemáticos y encontró solo diferencias del 3% respecto a resultados experimentales, el método isótropo lineal elástico ha podido identificar que la mayor compresión en el disco articular se presenta en la zona antero-lateral, hallazgo que se correlaciona perfectamente con las zonas endurecidas en pacientes artrósicos, en contra parte la zona posterior parece estar en esfuerzo de tracción lo que sugiere Tanaka estabiliza el ligamento retrodiscales (Figura 16)

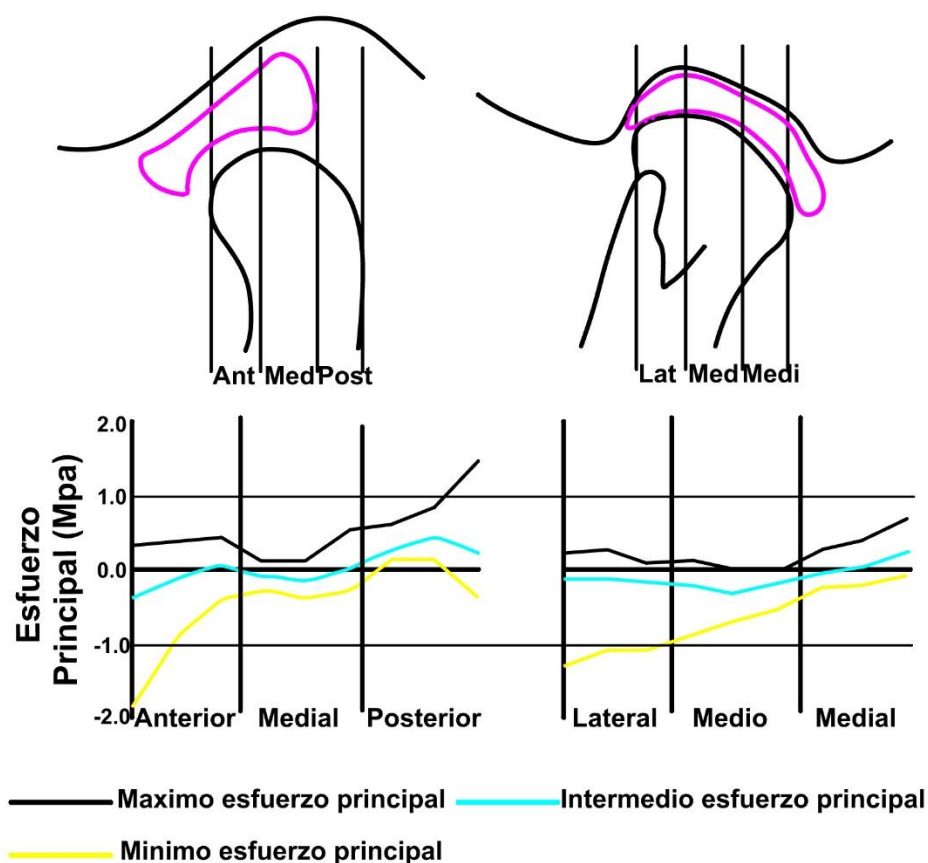


Figura 16 Distribución de esfuerzos principales sobre superficie condilar en plano sagital y coronal con modelo isótropo lineal elástico, tomado de (Tannaka E, 2004) adaptado por autor.

Se presenta un resumen cuantitativo de los esfuerzos en cóndilo mandibular basado en modelo isótropo lineal de (Tannaka E, 2004) Tabla 4.

Tabla 4 Esfuerzo principales medido sobre las superficies del cóndilo y fosa glenoidea durante el cierre oclusal (MPa), tomado de (Tannaka E, 2004)

Componente	Anterior	Medio	Posterior	Lateral	Medial
Cóndilo	-1,642	-0,543	0,664	-1,017	0,521
Fosa Glenoidea	-0,44	0,41	0,445	-0,351	0,103

En los modelos de elementos finitos que incluyen la prótesis condilar, es importante considerar la calidad del hueso, la distribución de los tornillos sobre la placa y las propiedades del biomaterial (KashI A, 2009) (Figura 17). En cuanto a los micromovimientos, se ha comprobado que valores por encima de $5000\mu\epsilon$ generan reabsorción ósea y posteriormente inestabilidad

estructural (Jeffery A, 2004). Los modelos de elementos finitos considerados en este estudio están restringidos a pacientes con calidad ósea óptima.

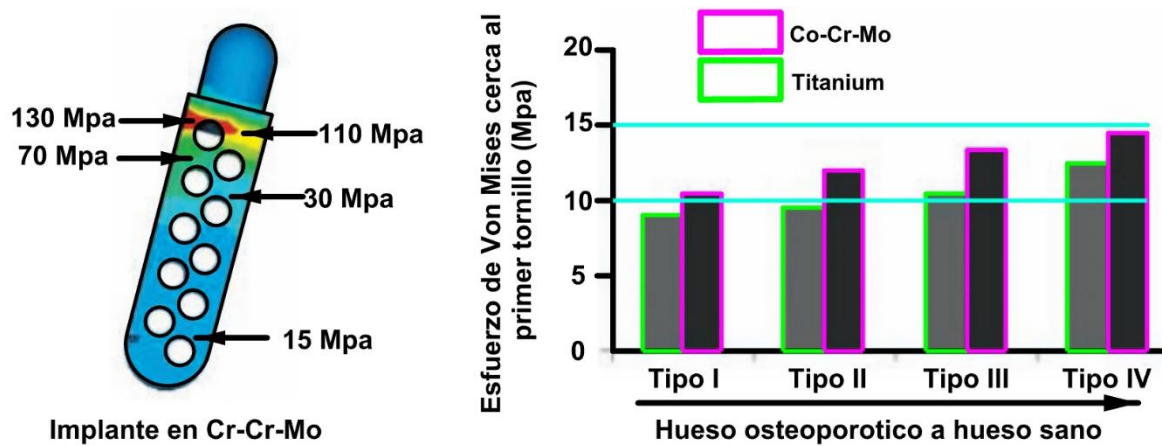


Figura 17 Esfuerzo de Von Mises sobre implante en función de la calidad ósea y del biomaterial, tomado de (Kashi A, 2010) adaptado por autor.

Representación geométrica de la ATM

Geométricamente, la simulación por F.E.M de la ATM pueden ser representado con barras, esferas, resortes etc., buscando el menor coste computacional. Este tipo de abordajes conocido como “simulación de formas primitivas” (Tanaka T. , 2008) permite obtener conclusiones cualitativas rápidamente, pero no son recomendables para el estudio de prótesis articulares. Tampoco son adecuados para representar geometrías mandibulares inusuales como las que se presentan en pacientes con tumores u otras patologías. Por tanto, es necesario representar exactamente la anatomía en el modelo de EF.

Los modelos deben estar en capacidad de representar espacialmente el plano oclusal. Por ejemplo, existe una dependencia espacial entre la morfología mandibular y la orientación muscular en pacientes con displasia facial hiperdivergentes e hipodivergente (Haskell B, 1986). Este estudio bidimensional de EF concluyo que las personas con plano oclusal hiperdivergentes (inclinado superior a 6°) tienen una capacidad de mordida molar de 222 N, la cual es tres veces menor que la de los pacientes hipodivergente (667 N). Lo anterior es consistente con la hipoactividad del musculo temporal encontrada en pacientes hiperdivergentes.

Modelos de EF también han sido utilizados para estudiar el estado de esfuerzos mecánicos en cóndilos protésicos (Van Loon., 1999) y placas anatómicas y no anatómicas en el reemplazo ATM (Ramos, 2011) (Figura 18). Ramos observó que los desplazamientos máximos (3.20 mm) en las simulaciones con placa y cóndilos protésicos anatómicos son muy cercanas a los de una mandíbula no operada (3.16 mm). Sin embargo, todos los implantes incrementaron en más del 20% los desplazamientos del lado no operado. Además, el implante anatómico presentó esfuerzos de 5 MPa, similares a la mandíbula intacta. Estos resultados sugieren la importancia de realizar implantes anatómicos para reducir los esfuerzos sobre la superficie ósea, lo cual demanda una adecuada representación espacial en un modelo de EF.

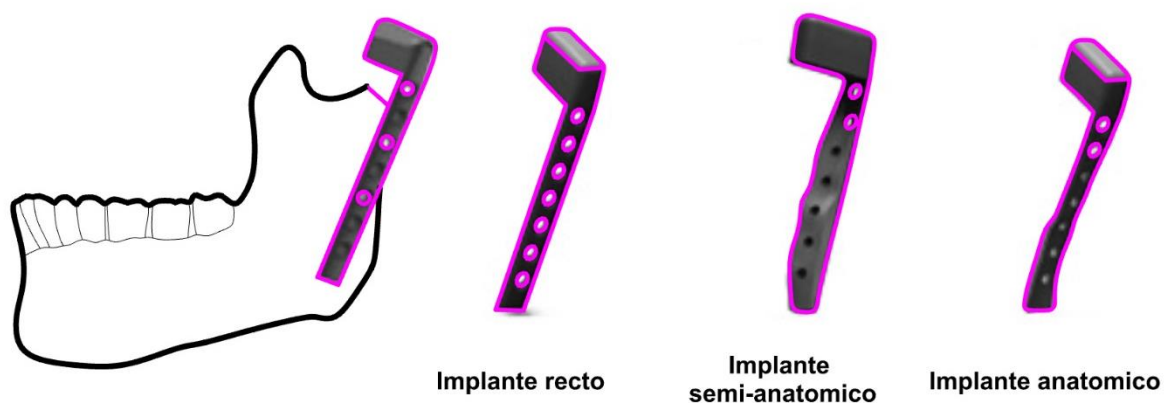


Figura 18 Tipo de geometría de implante ATM, Tomado de (Ramos, 2011) modificado por el autor.

Posteriormente (Mesnard M, 2014) evaluó la influencia mecánica de diferentes puntos de apoyo sobre el estado tensional en el cóndilo protésico (Figura 19). Los resultados muestran que el esfuerzo de compresión máximo es menor en la zona interna del cóndilo, en comparación con el encontrado en la zona externa que es un 15% mayor, lo cual limita la traslación del cóndilo.

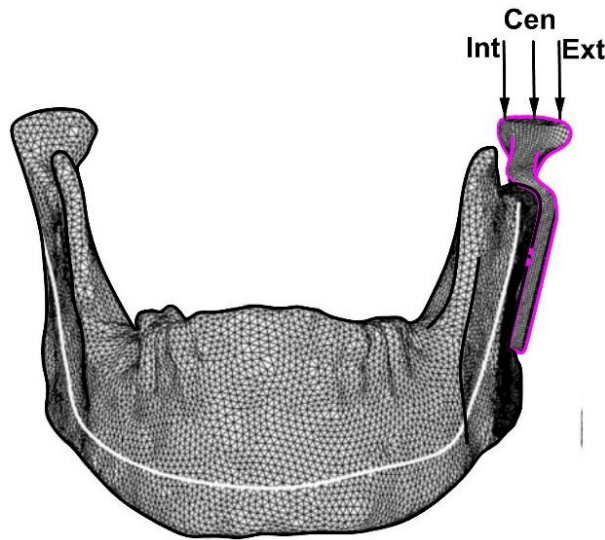


Figura 19 Modelo numérico de mandíbula y prótesis ATM con diferentes puntos de apoyo, interno (Int), central (Cen), exterior (Ext). Tomado de (Mesnard M, 2014), adaptado por autor

Según (Mesnard M, 2014) las geometrías condilares con contacto externo aumentan el esfuerzo en la cabeza condilar un 143% con respecto a los esfuerzos obtenidos con un contacto interno que causan deformación plástica en los cuatro primeros tornillos. Por lo tanto, las cabezas condilares con menores esfuerzos son aquellas con contacto centrado. Bajo este principio se han diseñado varias prótesis, entre las cuales se pueden mencionar las de Christensen (Hsu J-T, 2010), de Van Loon (Van L, 2000), y Mazzocco (Mazzocco AG, 2019).

Actualmente las geometrías CAD tridimensionales de la mandíbula son las más difundidas y aplicadas debido a la capacidad computacional y la facilidad de obtener mallas 3D a partir de imágenes TAC (Tomografía Axial Computarizada) Y RMN (Resonancia magnética).

Vectores de fuerza musculares.

En los modelos de EF los músculos se suelen representar con vectores de fuerza. Los puntos de inserción de los músculos varían y modifican substancialmente los resultados de modelos de EF de la ATM. De acuerdo con estudios (Weijjs W, 1984) (Faulkner, 1987), la fuerza máxima a usar en el modelo (***Fmax***) se puede calcular con la ecuación

$$\mathbf{Fmax} = \mathbf{P.A} \quad (\text{EC } 5)$$

donde **A** es el área transversal y **P** es la fuerza por unidad de área de las fibras y unidades motoras del músculo, para la cual se acepta el uso general de $0,37 \times 10^6 \text{ N} \cdot \text{m}^{-2}$ (Koolstra J, 1988).

La línea de acción de la fuerza puede ser representada por un solo vector perpendicular a la sección transversa del músculo, el cual une los dos centroides de las secciones de inserción (Figura 20).

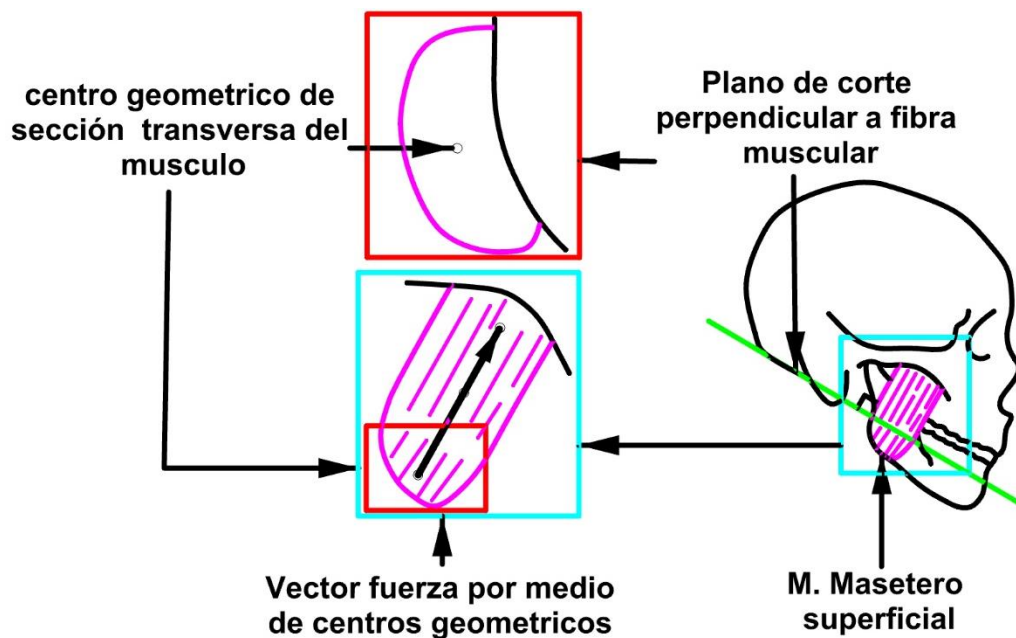


Figura 20 Descripción de la sección trasversa y centros de geométricos para representación vectorial del M. masetero profundo izquierdo, fuente Autor.

Estudios previos (Hatcher D, 1986) han demostrado que los modelos matemáticos arrojan fuerzas similares a las obtenidas con estudios in vitro de la ATM (Figura 21). No obstante, la fuerza máxima muscular puede variar un 20% en función del ángulo y posición del vector de carga (Schindler H, 2007). Por tanto, el rango máximo de fuerza muscular en modelos de EF está entre el 50% y 80% de los medidos con EMG, ya que el músculo no usa la máxima contracción de sus fibras (Stefan R, 2008), (Shu J, 2020). Además, para simulaciones de oclusión, el músculo se suele representar con un vector de magnitud y orientación constantes definidas por los puntos de inserción obtenidos con imágenes médicas (Koolstra, 2006) (Koolstra J, 1988) (Josef D, 2012) (Van Loon, 1998) (Armentani E, 2010) (Faulkner, 1987). Finalmente, para describir adecuadamente la oclusión es necesario representar todos los

músculos (Tannaka E, 2004). Un resumen de los músculos considerados y sus propiedades se presentan en la (Figura 22) y Tabla 5.

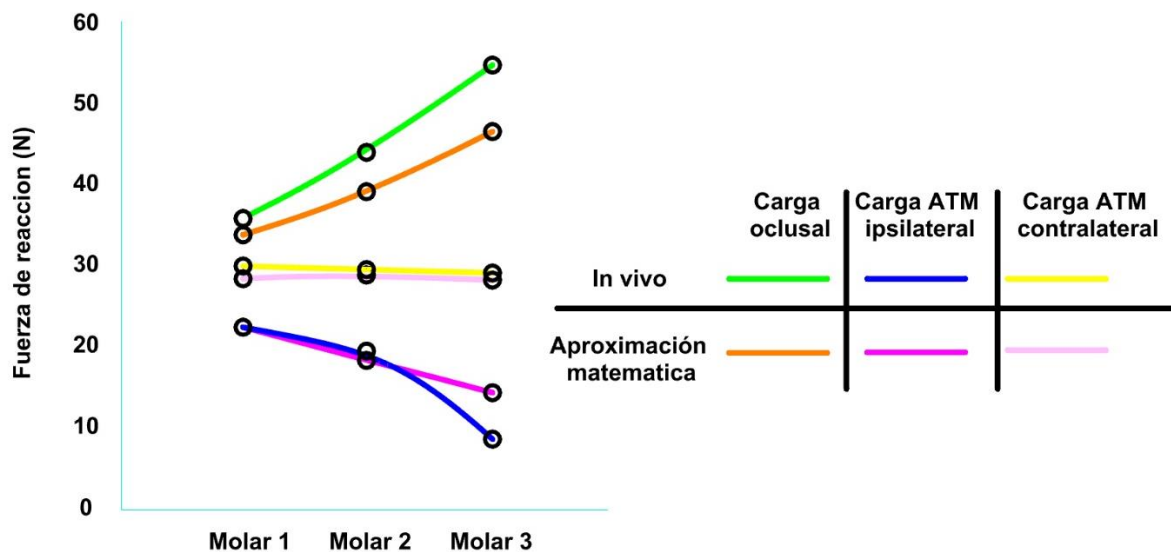


Figura 21 Aproximación de modelos matemáticos respecto a modelos in vivo para evaluar las cargas en el ATM, Tomado de (Hatcher D, 1986) adaptado por autor

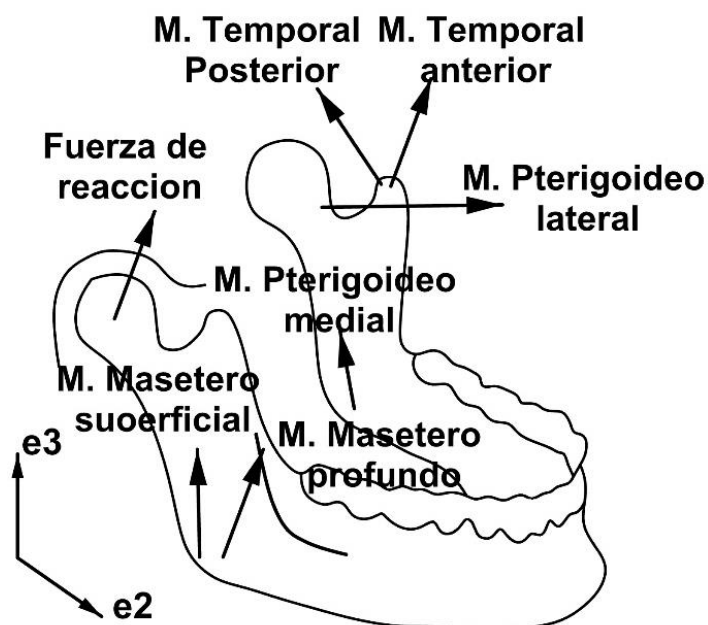


Figura 22 Representación vectorial de fuerzas musculares oclusoras a nivel del complejo mandibular, Fuente autor

Tabla 5 Propiedades vectoriales de los principales músculos oclusores y áreas de inserciones tomado (Armentani E, 2010) adaptado por autor

MUSCULOS OCLUSORES		COORDENADAS CARTESIANAS LOCALES			Magnitud de fuerza N	Área de inserción muscular mm²
		x	y	z		
Izquierdo	Musculo Temporal posterior	0.10	-0.76	0.64	11	363
	Musculo Temporal anterior	0.07	0.34 0	0.94	27.9	363
	Musculo Masetero profundo	-0.27	-0.18	0.94	27,3	470
	Musculo Masetero superficial	-0.27	0.15	0.95	20.2	1098
	Musculo Pterigoideo medial	-0.32	0.03	0.94	17.1	1199
Derecho	Musculo Temporal posterior	-0.10	-0.76	0.64	20,2	363
	Musculo Temporal anterior	-0.07	-0.34	0.94	21,9	363
	Musculo Masetero profundo	0.27	-0.18	0.94	13.5	470
	Musculo Masetero superficial	0.27	0.15 0	0.95	9.8	1098
	Musculo Pterigoideo medial	0.32	0.03 0	0.94	16.1	1199
	Musculo Pterigoideo lateral	-0.25	-0.94	0.25	7,4	123

El área de inserción de los musculo en formato CAD puede hacerse sobre la malla en elementos finitos (Xiangdonga Q, 2012), aunque otros autores prefieren tomar las áreas sobre superficies de control (Mazzocco AG, 2019).

Historia y desarrollo de los reemplazos articulares Temporomandibulares.

El desarrollo de los reemplazos articulares inició en la década 1950, cuando los cirujanos maxilo-faciales adoptaron el concepto de "artroplastia de interposición", interponiendo materiales aloplásticos entre la fosa glenoidea y el cóndilo mandibular (Eggers, 1946) (Goodsell, 1947), (Kazanjian, 1955). Sin embargo, estos materiales estaban libres en la

articulación y, por lo tanto, se propuso fijarlos con láminas de acero y cromo cobalto para evitar su movimiento (Smith S, 1957), (Morgan, 1971), (Robinson, 1960), (Christense, 1963). Smith es reconocido como el creador del concepto de prótesis total de ATM, ya que fijó los materiales de interposición y buscó su adaptación anatómica, con el fin de aliviar el dolor y mejorar los centros de giro protésicos de la mandíbula.

A mediados de 1960, gracias al éxito en el diseño de los implantes articulares de cadera cementado (Charnley J C. , 1970), (Charnley J, 1972), (Ring, 1968), se tuvo una idea clara de lo que podría ser una prótesis ATM total: ***la sustitución articular de la fosa glenoidea y la cabeza condilar de la mandíbula por componentes plásticos y metálicos respectivamente, fijados a su contraparte ósea por medio de tornillos o cemento quirúrgico.***

Sin embargo, el uso extendido de la técnica de interposición para el tratamiento de la anquilosis primaria y recurrente sumado a la variabilidad de anatomía entre personas presentó un problema relevante para los cirujanos de la época: ¿cómo replicar de manera segura la anatomía natural de la fosa glenoidea con materiales aloplásticos? La respuesta inicial la brindó el Dr. Cristense, quien desarrolló la prótesis de Stock o tamaño estándar (Figura 23), lo que daría lugar a la prótesis ATM total en el corto plazo (Speculand B, 2000).



Figura 23 Moldes premoldeados de fosas glenoideas protésicas ideado por el Dr. Cristense.

Tomado de (Speculand B, 2000).

Otros investigadores (Silver C, 1977), (Flot W, 1984) intentaron reemplazar solo la cabeza condilar con materiales como titanio, cromo cobalto y acero quirúrgico. Sin embargo, la tasa de éxito fue menor al 80% (Warren S, 1990), (Kent J, 1983) debido a la reabsorción ósea de la fosa glenoidea en 43% de los pacientes y la entrada de la cabeza protésica condilar en la bóveda craneal (Lindqvist, 1992), (Figura 24). Este tipo de reemplazo ya no se encuentran en uso.

Actualmente, los cirujanos han adoptado las prótesis ATM totales para reemplazar tanto la fosa como la cabeza condilar.

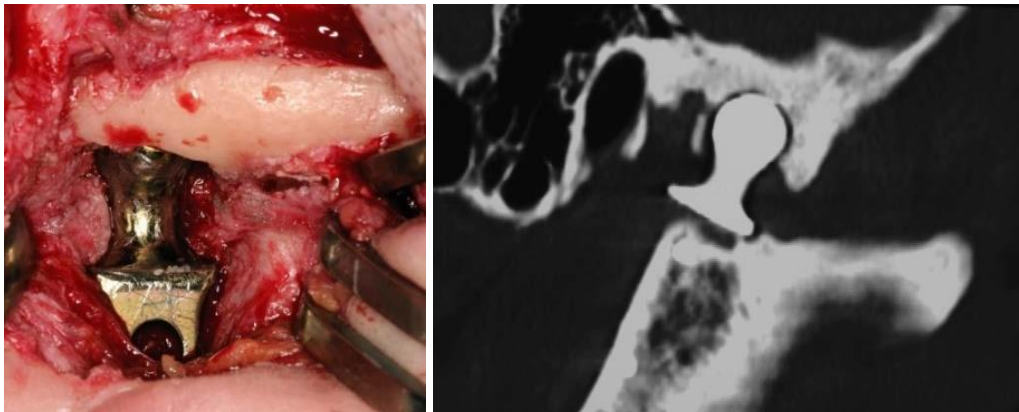


Figura 24 Izq. vista intraquirurgica Der. subsidencia vertical superior de prótesis condilar con erosión de eminencia articular glenoidea. Tomado de (Westermarck A, 2006).

Entre 1960 y 1990 se implementaron diferentes diseños de prótesis articulares ATM (Figura 25)

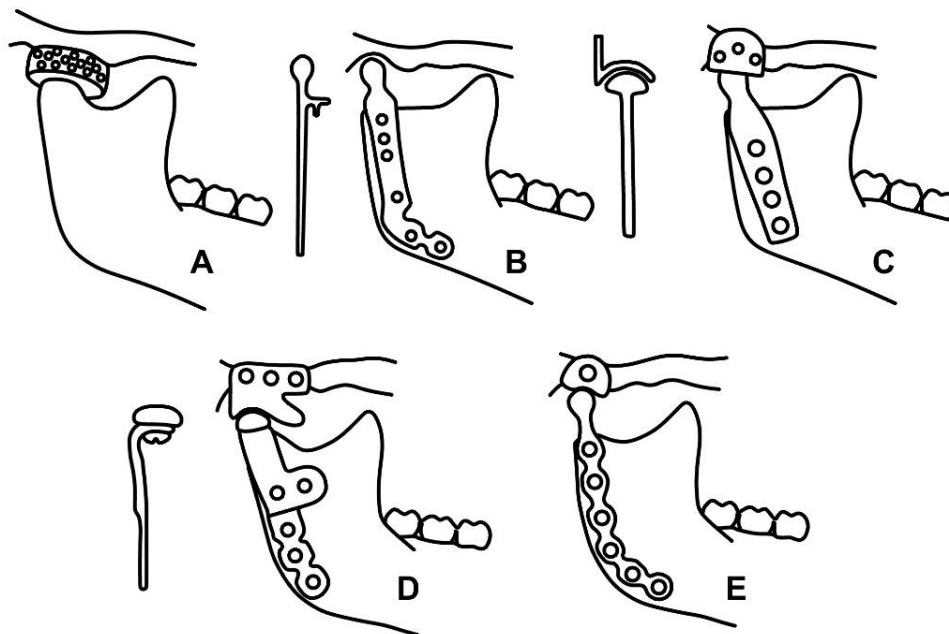


Figura 25 A: prótesis de interposición de Robinson (Eggers G, 1946), B: Prótesis condilar AO/ASIF (Schmoker RR, 1983), C: Prótesis de Momma (Van Loon j, 1995), D: Prótesis de Osteomed (McBride KL, 1994), E: Prótesis de Sonnenburg (Sonnenburg M, 1990)

Pero solo la prótesis NEXUS Christensen, hecha completamente de metal (Vitallium) (Mercuri LG, 1996), (Gerard DA, 1994), logró obtener en el 2000 certificación para su uso en Estados

Unidos y Europa. (Figura 26). Los estudios retrospectivos de 8 años mostraron tasas de éxito aceptables comparadas con el estado previo del paciente, sin embargo, los resultados fueron bajos en cuanto a la apertura bucal máxima, reducción de dolor y mejora de dieta, en comparación con otros dispositivos articulares ATM (Wolford R, 2003) (Chase D, 1995).

Actualmente, la prótesis NEXUS ha caído en desuso y ha perdido su certificación de la FDA debido a la alta liberación de partículas en los sistemas metal-metal, que es de un 33%, comparado con los sistemas metal-polietileno, que es de 3%. La alta liberación de partículas aumenta la probabilidad de osteólisis en el hueso y su consiguiente pérdida estructural (Wolford L, 2010).



Figura 26 Prótesis Nexus (Christensen) sobre plano sagital fuente (Meurechy N, 2017) Y (Driemel O, 2009)

La prótesis Temporo mandibular o ATM

Actualmente existen dos prótesis aprobadas por la FDA para reconstrucción quirúrgica del complejo ATM: la prótesis TMJ concept (FDA 1997) y la prótesis Walter Lorenz (FDA 1995). Ambas utilizan una combinación de prótesis condilar de metal y fosa glenoidea de polietileno de ultra alto peso molecular

La prótesis TMJ se adapta a las necesidades del paciente mediante la digitalización de imágenes médicas TAC. Se compone de cuatro partes: una placa de titanio grado médico (Ti-6Al-4V) fijada a la rama mandibular, una cabeza condilar de cromo cobalto Co-Cr-Mo, una superficie articular de polietileno UHMWPE con una ceja posterior que evita la luxación posterior de la

cabeza condilar (Figura 27) y un soporte de titanio trabeculado (Ti-6Al-4V). La placa de titanio y el soporte trabeculado se fijan con tornillos de 2.3 mm y 2.0 mm, respectivamente.

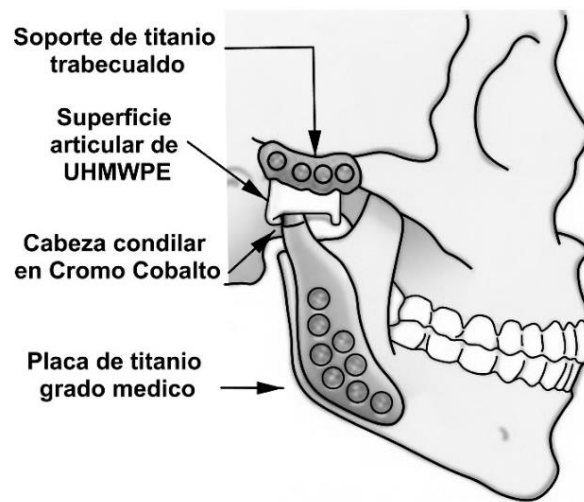


Figura 27 Componentes de la prótesis TMJ, tomado de (Meurechy N, 2017) adaptado por autor.

La eficacia a largo plazo de la prótesis TMJ ha sido comprobada por diversos estudios científicos (Mercury LG, 1995), (Pinto LP, 2009), (Dingworth D, 1998), (Wolford LM, 2003) en los cuales se ha encontrado una sobrevivencia clínica de más de 20 años.

La prótesis Walter Lorenz de Biomet es un sistema estándar compuesto por una cabeza y una placa condilar de cromo cobalto Co-Cr-Mo (Figura 28). La placa, con su forma de cuello de cisne, permite acceder a la zona posterior de la superficie articular protésica en casos de deformaciones previas. Además, la superficie articular fabricada de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) no está adherida a una interfaz de titanio trabeculado. Cuenta también con una ceja para evitar la luxación anterior de la cabeza condilar protésica.

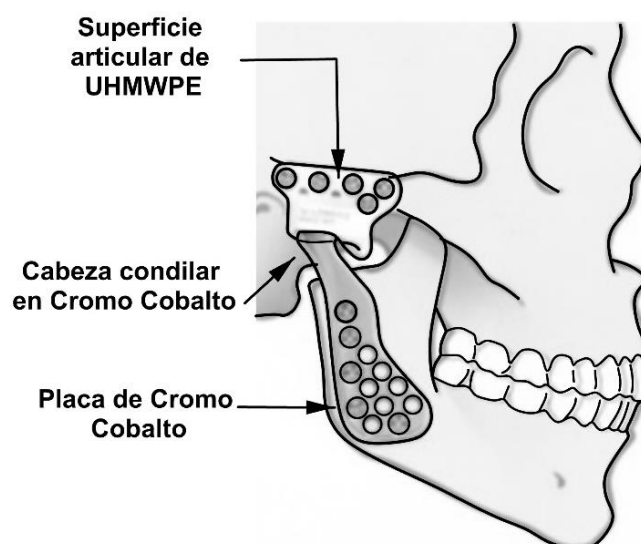


Figura 28 Componente de la Prótesis TMJ, tomado de (Meurechy N, 2017) adaptado por autor

Dos estudios multicéntricos (Giannakopoulos HE, 2012), (Leandro LF, 2013) reportaron mejoras significativas en la disminución del dolor, abertura bucal y dieta, con una reducción del dolor en la semana postquirúrgica. Aunque el primer estudio reporta un número limitado de complicaciones (14/42-3.2%), no hubo fallas mecánicas relacionadas con el dispositivo. Otros autores (Quinn, 2000), (Sanovich R, 2014), (Hu Y, 2017) también han verificado mejoras significativas en estas mismas variables postquirúrgicas tanto para la prótesis Walter Lorenz de formato estándar, como para prótesis personalizadas TMJ (Briceño F, 2013).

En la Tabla 6 se presenta los Materiales con los cuales se fabrica la prótesis Walter Lorenz y el sistema TMJ

Tabla 6 Materiales usados en sistemas protésicos ATM tomado de (Meurechy N, 2017) Al: aluminio, Co: cobalto, Cp. Ti: titanio comercialmente puro, Cr: cromo, Mo: molibdeno, Ti: titanio, UHMWPE: polietileno de ultra alto peso molecular, V: vanadio

<i>Sistema</i>	<i>Sistema Walter Lorenz</i>	<i>Sistema TMJ</i>
<i>Diseño</i>	<i>Estándar y Personalizada</i>	<i>Personalizada</i>
<i>Fosa</i>	UHMWPE	UHMWPE + Ti
<i>Cóndilo</i>	Co-Cr-Mo	Co-Cr-Mo
<i>Rama</i>	Co-Cr-Mo + Ti-revestimiento	Pc Ti o Ti-6Al-4v
<i>Tonillos</i>	Ti-6Al-4v	Ti-6Al-4v

En conclusión, la prótesis ATM es un sistema mecánico compuesto de una placa de titanio o cromo cobalto fijada a la rama mandibular y una cabeza condilar ultra pulida en forma de elipsoide o circunferencia que se desliza en una fosa glenoidea protésica de polietileno de alta calidad, buscando imitar el movimiento natural de la articulación. (Figura 29).



Figura 29 Componentes de una prótesis articular ATM a la medida del paciente fuente autor
Los principales objetivos clínicos de un reemplazo total de articulación temporomandibular son: (Wolford., 2003), (Mercuri., 2004) (Jhonson, 2017) (Celebi, 2011).

1. Restaurar estructuralmente el espacio fosa glenoidea-cabeza condilar.
2. Disminuir el dolor
3. Restaurar el rango fisiológico de abertura bucal del paciente.
4. Mejorar la cantidad y características de la dieta alimenticia

Los principales objetivos ingenieriles (Van Lon, 2002) de una prótesis ATM se presentan en la Tabla 7.

Tabla 7 Fuente (Van Lon, 2002)

Requerimientos ingenieriles	
1	Imitación de la traslación condilar durante la apertura de la boca
2	Movimientos mandibulares sin restricciones
3	Ajuste correcto al cráneo
4	Ajuste correcto a la mandíbula
5	Fijación estable a las estructuras óseas
6	Vida útil esperada de más de 20 años de
7	Bajo índice de desgaste
8	Partículas de desgaste toleradas por el cuerpo
9	Materiales biocompatibles
10	Resistencia mecánica suficiente
11	Implantación sencilla y fiable

El diseño personalizado de prótesis ATM ha sido mejorado a través del uso de herramientas CAD-CAM y su fabricación con tecnologías aditivas 3D o sustractivas CNC. Esto ha permitido una variedad de modificaciones en términos del radio de curvatura sagital de la fosa glenoidea protésica. Por ejemplo (Van Lon, 2002) (Figura 30-B) presenta una prótesis con una superficie completamente convexa y cóncava con desplazamiento distal del centro de giro para mejorar la apertura bucal, (Genovesi W, 2018) (Wladimir G, 2022) han desarrollado prótesis con biomaterial PEEK, (Aftan K, 2013) ha propuesto un diseño en cerámica de zirconio basado en el bajo coeficiente de fricción de estos biomateriales, similar al proporcionado por la capa de lubricación del líquido articular (Jin Z, 2003,). Para lograr la traslación sagital del ATM, (Mommaerts M, 2019) (Figura 30-A) ha propuesto una prótesis con un agujero en el cuello condilar protésico para la inserción del músculo pterigoideo lateral.

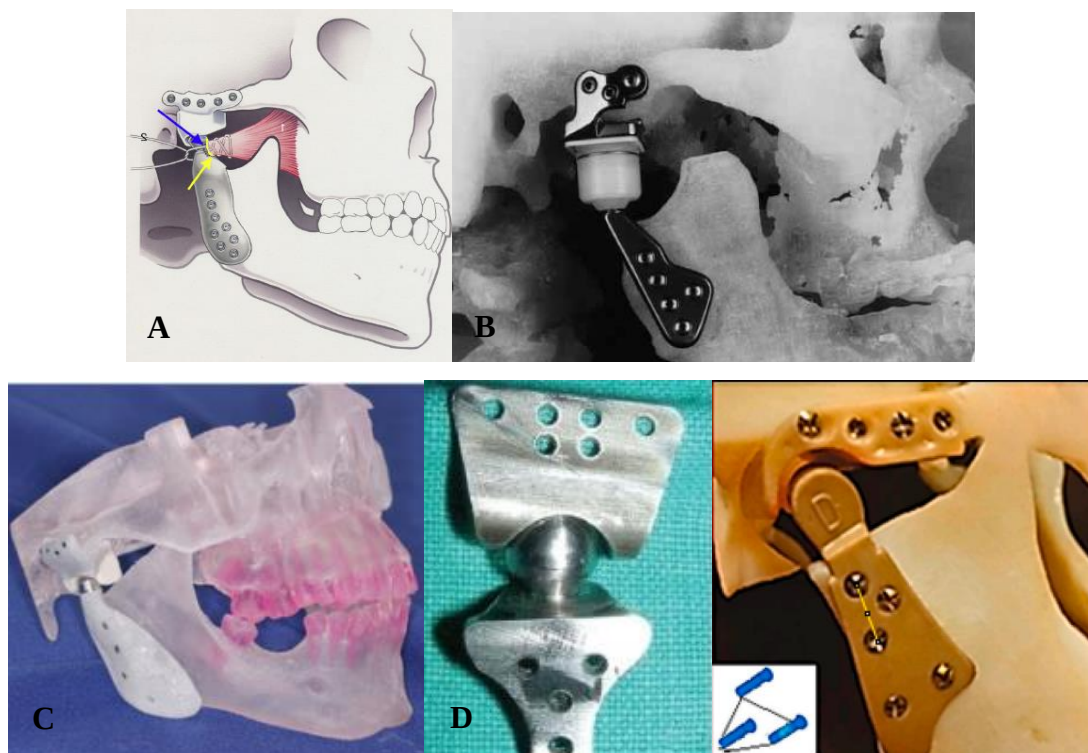


Figura 30 Prótesis TMJ a la medida del paciente: A) prótesis de (Mommaerts M, 2019), B: prótesis de (Van Lon, 2002) C: Prótesis de (Oliveira-Neto JP, 2014) D: Prótesis de (Chaware S, 2009), prótesis de (Wladimir G, 2022)

En conclusión, la literatura contemporánea ha identificado un rápido crecimiento en el diseño personalizado de prótesis ATM para tratar diferentes trastornos temporomandibulares, tales como la artrosis articular (Mercuri, 2002), la artritis reumatoidea (Wolford M, 2000), tumores en el cóndilo articular (Patricio CG, 2021), las malas uniones condilares (Moraes PH, 2012),

la recidiva de desórdenes temporomandibulares (Dimitroulis G, 2018) y la anquilosis severa (Neelakandan R, 2014). Con estas prótesis se han reportado complicaciones aproximadamente del 14% y que van desde la fractura de tornillos hasta el aflojamiento del implante.

Muchas publicaciones presentan la supervivencia clínica de la prótesis en función de parámetros como los biomateriales, el número de cirugías previas, el diagnóstico previo y el tiempo de cirugía (Luxiang Z, 2017). No obstante, es escasa la literatura que se enfoca en los parámetros geométricos de diseño de la superficie articular.

Algunos autores, como (Ramos A. , 2014) han usado una esfera en el espacio articular para determinar el centro de giro de la prótesis, mientras que (Wladimir G, 2022) propone un radio de curvatura anterior en función del plano de Frankfort y algunas relaciones musculares.

La evidencia científica sugiere que el estado de esfuerzo y traslación del cóndilo protésico dependen de variables como el plano oclusal (Buranastidporn B, 2006), el ángulo entre el plano oclusal y la eminencia articular glenoidea (Claire E, 2011), la forma de dicha eminencia articular (Mark de Zee, 2009), la zona tribológica de contacto (Mesnard M, 2014), el centro de giro protésico (Van Lon, 2002) y los vectores de fuerza muscular (Hatcher D, 1986) (Stefan R, 2008). Todas estas variables, excepto los vectores de fuerza muscular, pueden ser modificadas por el cirujano maxilofacial y el ingeniero biomédico durante el diseño de la prótesis.

La hipótesis de este trabajo es que estos parámetros y combinaciones de radios de curvaturas permiten predecir la traslación sagital, los estados de esfuerzo de Von Mises y de compresión en la superficie articular de la prótesis. Por lo tanto, este trabajo cobra relevancia y su ejecución contribuye al estado del arte en el diseño personalizado de prótesis ATM.

MATERIALES Y METODOS

Selección de la muestra de estudio y criterios de inclusión y exclusión.

Se seleccionan dos mujeres con diagnóstico clínico y radiográfico de reemplazo articular de la ATM en el servicio de cirugía maxilofacial de la clínica Colsubsidio infantil de la ciudad de Bogotá, Colombia. Los criterios de inclusión y exclusión se presentan en la Tabla 8.

Tabla 8 Criterios de inclusión y exclusión pacientes estudio, fuente: Autor

<i>Criterios de inclusión</i>	<i>Criterios de exclusión</i>
1 Lateralidad derecha o izquierda	1 Cirugías previas Protésica
2 Psicológicamente estable.	2 Infección
3 Anomalía dentofacial clase 1 y 2	3 Anquilosis ósea
4 Densidad ósea normal	4 Mayor de 50 años
5 Apertura bucal menor de 3cm	5 Paciente dentulo
6 Dolor en articulación afectada	

Paciente #1POA (Plano Oclusal Alto):

Mujer de 26 años (Figura 31), completamente dentulo sin trastorno o dolor muscular, sin ruidos, sin antecedentes de cirugía en el área de la articulación temporomandibular (ATM).

Presenta una anomalía dentofacial de clase II con plano oclusal alto en relación con el plano de Frankfort (dicocefalico: Plano Oclusal Alto $> 8^{\circ} \pm 4^{\circ}$). Además, exhibe una línea media facial centrada entre el maxilar y la mandíbula, inclinación oclusal en el plano coronal a nivel del canino izquierdo (canteo), retrognatismo mandibular con disminución de las vías aéreas $< 11\text{mm}^3$, tratamiento de ortodoncia previo e hiperdivergencia facial, lo que puede causar futura reabsorción de los cóndilos mandibulares **Fuente especificada no válida..** El tratamiento ortognático propuesto por el cirujano maxilo facial busca ampliar el volumen en la vía aérea, disminuir el plano oclusal mediante el movimiento antihorario del maxilar, el avance de la mandíbula y la mejora de la simetría.

Las características clínicas y radiográficas de esta paciente la hacen candidata para recibir una prótesis ATM a futuro según (Wolford, 1994).

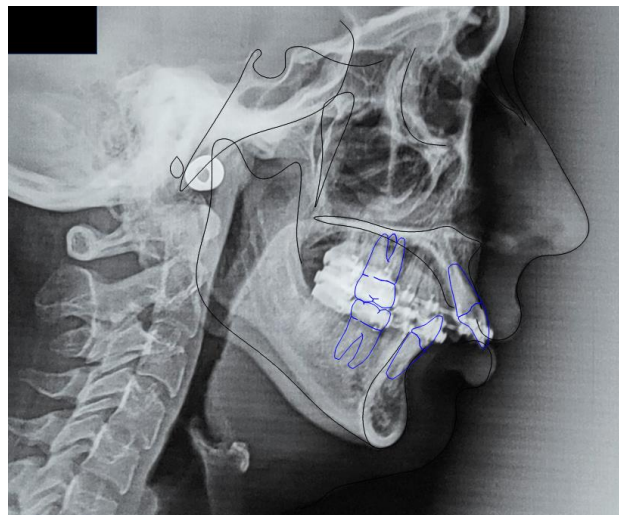


Figura 31 Perfil sagital radiográfico, Paciente #1POA, Fuente Autor

Se realizó la simulación de una cirugía ortognática digital utilizando el software Mimics de la compañía Materialise, con el objetivo de mejorar la simetría estética, funcional y mecánica del paciente. Se emplearon las medidas de la cefalometría de Ricketts (Figura 32). Se llevó a cabo una osteotomía digital Le Forte I y una osteotomía sagital de rama izquierda para corregir el ángulo oclusal alto. La cirugía digital fue supervisada por un cirujano maxilofacial.

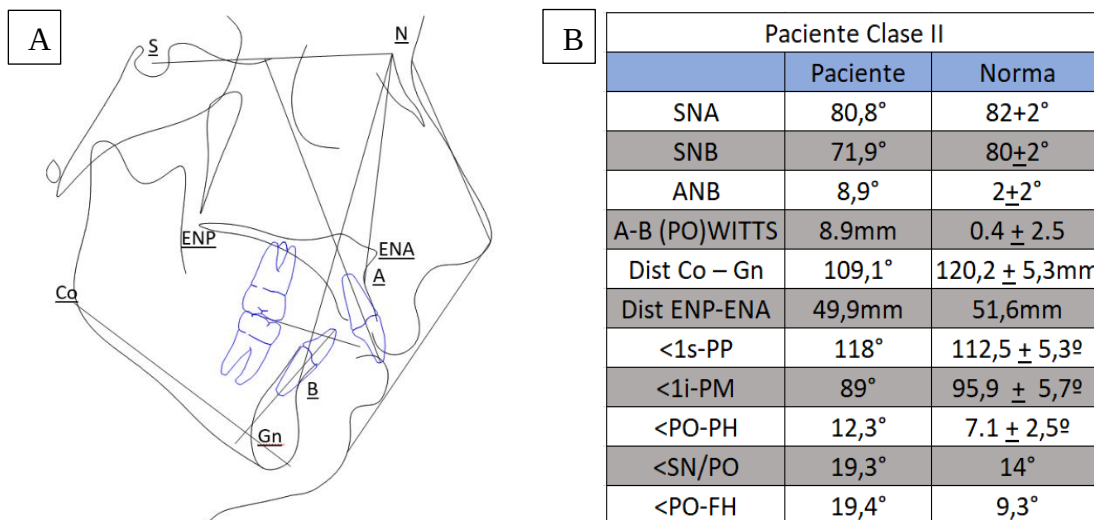


Figura 32 A) Cefalometría de Ricketts sobre perfil de paciente, B) Medidas cefalométricas prequirúrgicas paciente #1POA

Paciente #2POB (Plano oclusal bajo):

Mujer de 43 años, completamente dentulo, que presentó trastornos y dolor muscular y ruidos. Posee una anomalía dentofacial de clase II leve y un ángulo bajo con respecto al plano de Frankfort (braquiocefálica: Plano Oclusal Bajo $< 8^{\circ} \pm 4^{\circ}$), sin un retrognatismo mandibular marcado y normodivergencia facial. No ha recibido tratamiento de ortodoncia previo. Los incisivos maxilares se desvían 0.7 mm a la izquierda de la línea media facial y no presenta inclinación oclusal en el plano coronal (canteo).

La colocación de una prótesis articular ATM (Figura 33) es una opción de tratamiento a considerar en casos de luxación recurrente del disco articular y dolor intenso.

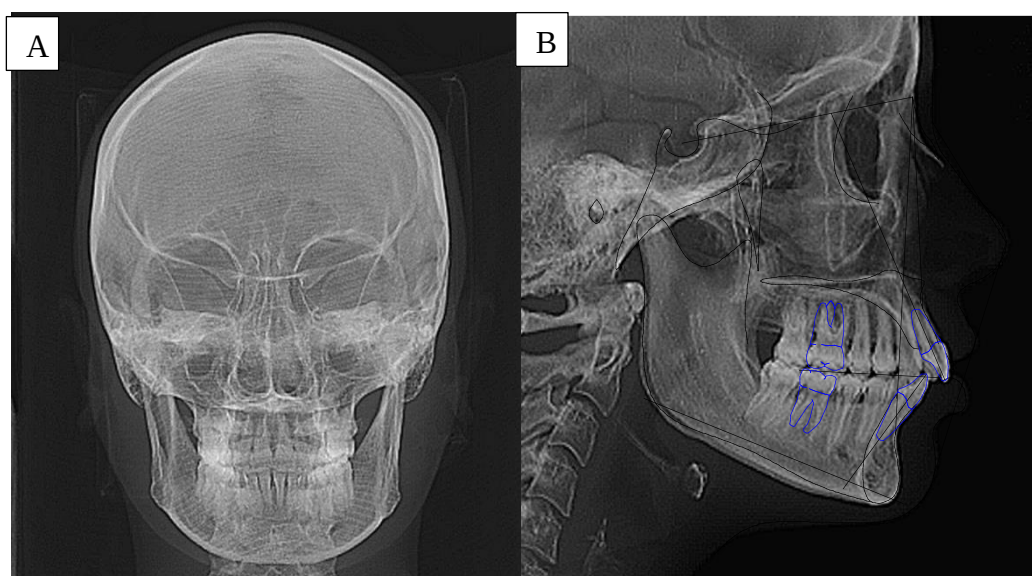


Figura 33 A) Perfil coronal óseo B) Perfil sagital óseo, Paciente #2PON. Fuente Autor

La Figura 34 presenta la información cefalométrica del paciente #2POB, al cual no se le realizó cirugía ortognática digital.

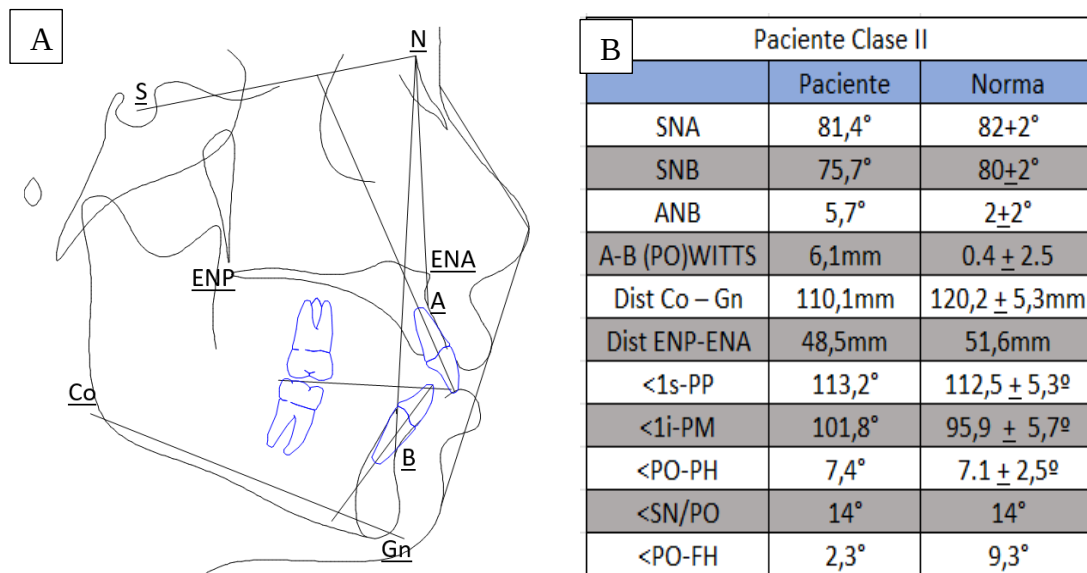


Figura 34 A) cefalometría de Ricketts sobre perfil de paciente, B) Medidas cefalométricas prequirúrgicas paciente #1POB

Obtención de imágenes anatómicas a partir de TAC

Método de adquisición de imágenes:

Se utilizó un modelo 3D para representar las características de los tejidos óseos y la relación espacial anatómica entre ellos. Este modelo se obtuvo a partir de un estudio de Tomografía Axial Computarizada (TAC) del complejo craneal, maxilar y mandibular en formato DICOM.

Protocolo de adquisición de imágenes:

Las imágenes se adquirieron utilizando un tomógrafo Siemens TCS456 de 4ta generación modelo 2020, con el paciente en posición supina y la línea media facial perpendicular al colimador del TAC. Se utilizó una ventana de información que incluye todo el cráneo del paciente. Los resultados se almacenaron en un CD en formato DICOM se realizaron 395 cortes con un espesor de 0.6 mm y separados a 0.6 mm.

Modelo CAD del complejo maxilomandibular a nivel del ATM.

Los archivos DICOM de ambos pacientes fueron exportados al software MIMICS (Materialise, Bélgica) y segmentados de manera semiautomática en la escala Hounsfield (HU) (Figura 35-a). Algunas zonas de interés en la articulación y los dientes fueron segmentadas manualmente debido a que el software perdía precisión por la proximidad entre los huesos.

Después de la segmentación de las imágenes y la creación de archivos STL de los huesos mandibular y craneal de los pacientes (Figura 35) mediante MIMICS, se llevó a cabo una verificación por parte de los coautores del estudio, cirujanos maxilofaciales, quienes avalaron la precisión de la segmentación automática y manual del investigador, garantizando una representación exacta de la anatomía.

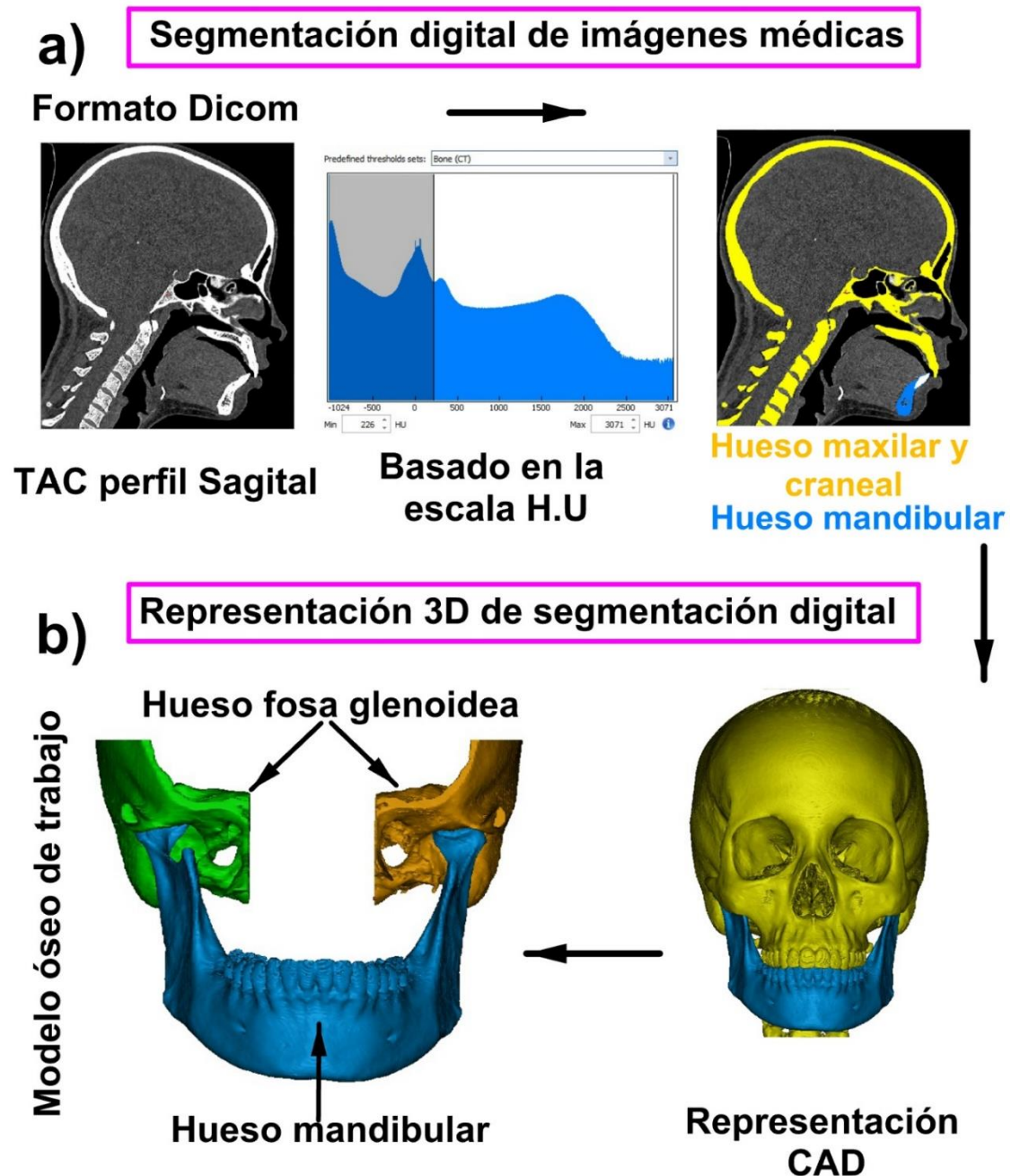


Figura 35 Flujo de trabajo a) segmentación de imágenes médicas basado en escala Hounsfield (H.U) b) representación volumétrica de componentes óseos en formato STL y modelo óseo de trabajo final. Fuente autor.

Finalmente, los archivos 3D del paciente #1POA (Figura 36) fueron utilizados para realizar, con la supervisión de un cirujano maxilofacial, una corrección digital del plano oclusal y de la simetría facial. Para ello se simularon osteotomías sobre el maxilar tipo Lefort I y la rama mandibular izquierda, como se muestra en la Figura 37.

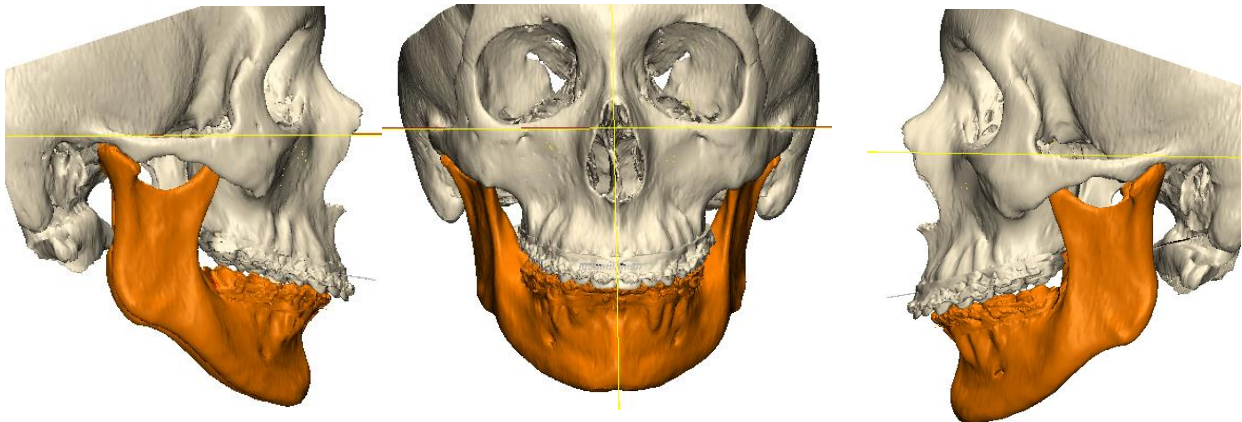


Figura 36 Segmentación digital de componente craneal y mandibular de paciente #1POC, Fuente autor

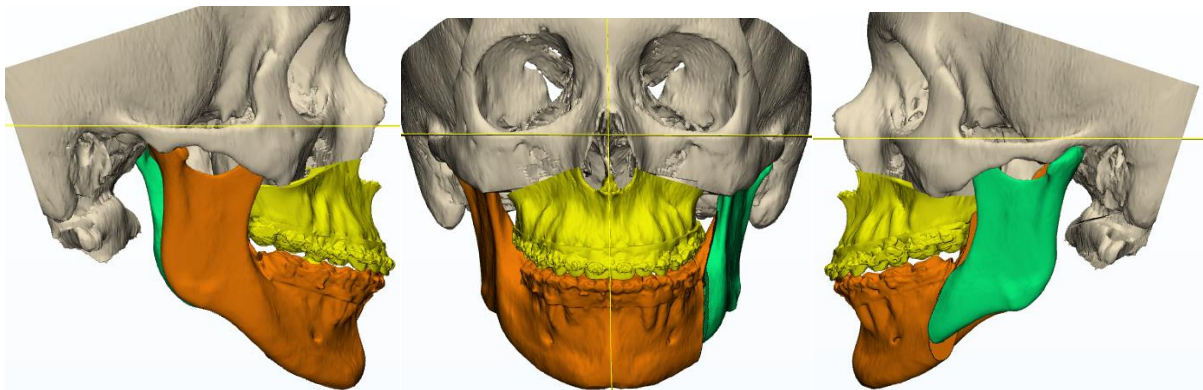


Figura 37 Propuesta digital para la corrección ortognática del plano oclusal y simetría estética, Fuente Autor

Diseño y modelado 3D de la prótesis ATM personalizada basado en las variables anatómicas de interés.

Angulo entre plano oclusal y plano de Frankfort:

Para definir el ángulo entre el plano oclusal y el plano de Frankfort, en el archivo CAD se ubicaron tres puntos de control tangentes a la cúspide de cada diente (Figura 38), los cuales definieron el plano oclusal del paciente después de la cirugía ortognática, (Wolford, 1994)

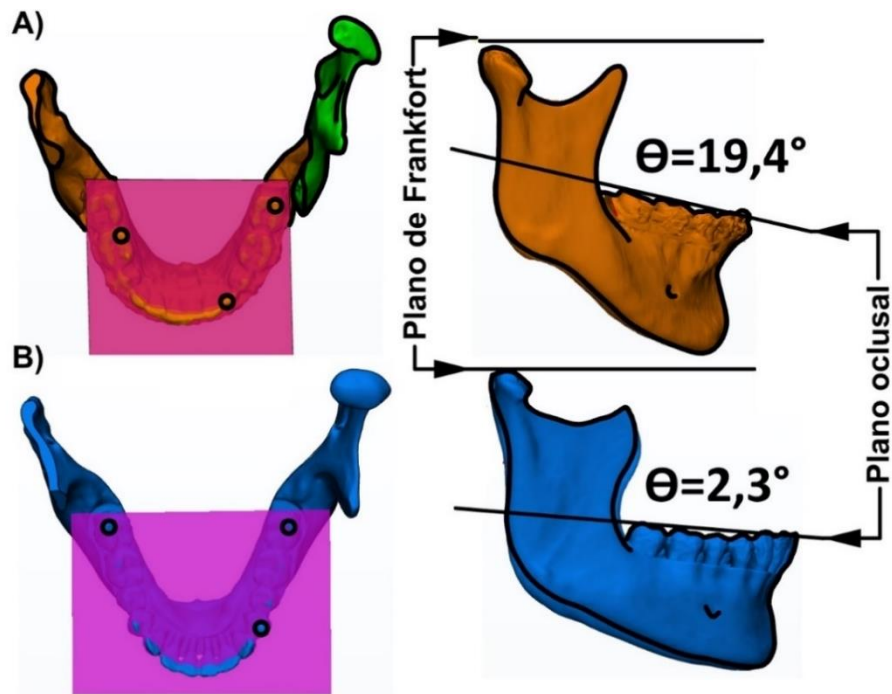


Figura 38 Angulo sagital entre plano oclusal y plano de Frankfort a partir de 3 puntos dentales de control, A) paciente #POA B) paciente #2POB, fuente: Autor

Ejes globales y planos de valor

Se definió el punto (0,0,0,) del marco de referencia global, como aquel punto contenido entre el plano de Frankfort y el plano de línea media facial (Figura 49).

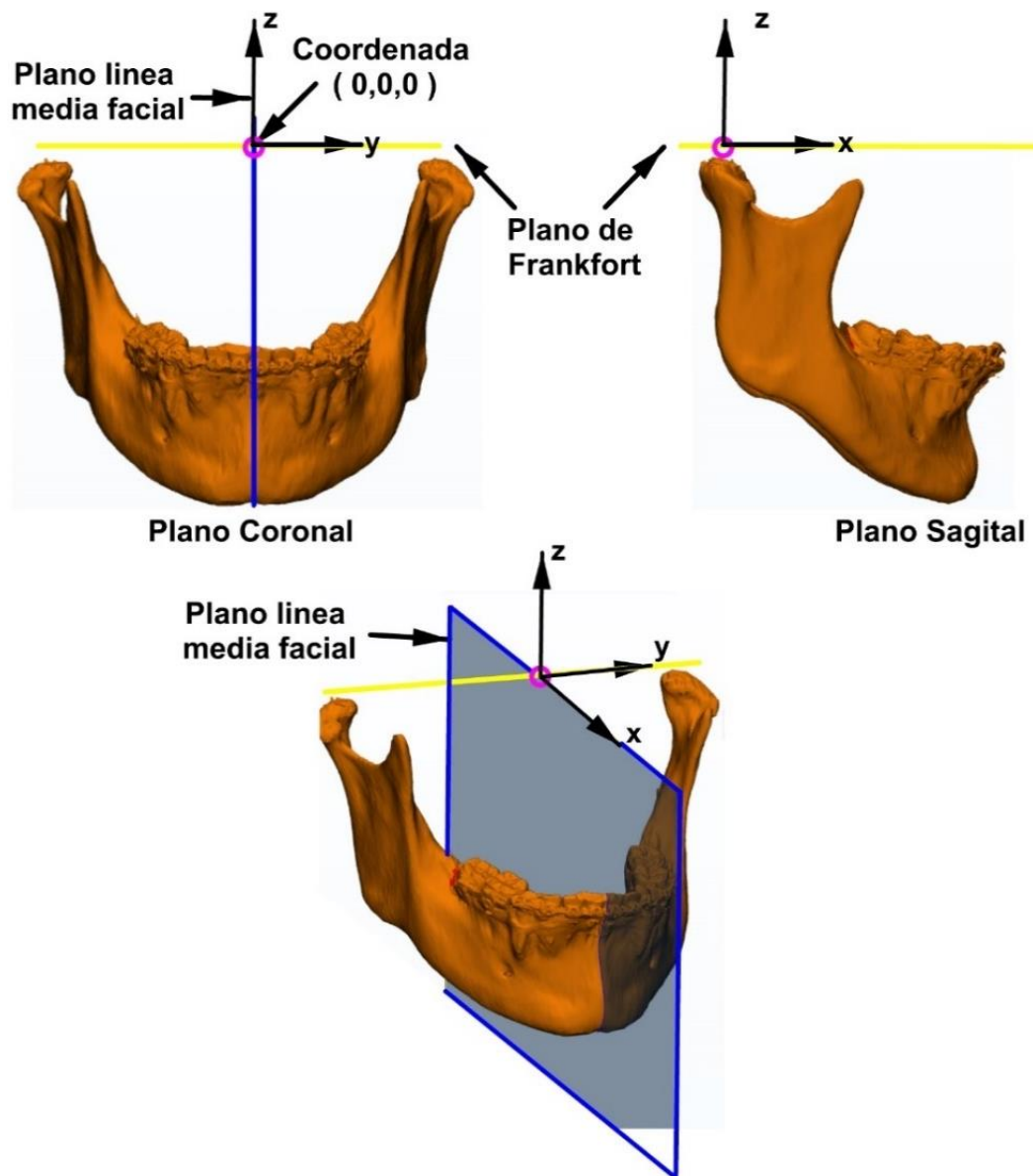


Figura 39 Marco de referencia global. Fuente: Autor

Determinación del eje de rotación instantáneo (ERI).

Con el software Mimics (Materialise, Bélgica) se determinó la superficie de la fosa glenoidea de cada uno de los pacientes, con sus límites anatómicos (Figura 40) (Alomar X, 2007).

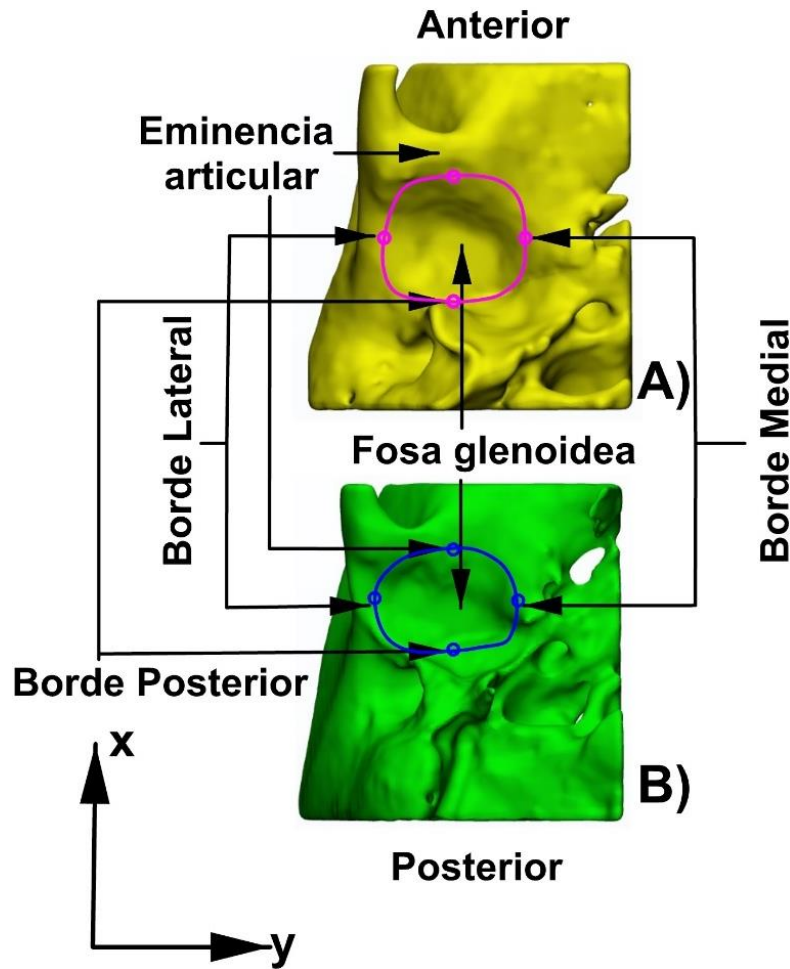


Figura 40 Superficies representativas de los límites anatómicos de la fosa glenoidea según (Alomar X, 2007) A) paciente #1POA, B paciente # 2POB, Fuente: autor

Con el software Rhinoceros V.7, medimos la distancia desde los bordes laterales y posterior hasta la eminencia articular, así como desde la eminencia articular hasta el punto más alto de la fosa glenoidea. Estas distancias se denotaron como a, b y c (Figura 41). Utilizando estas medidas, aproximamos las superficies irregulares a un volumen de la forma elipsoide mediante la ecuación:

$$\left[\frac{x^2}{\left(\frac{a}{2}\right)^2} + \frac{y^2}{\left(\frac{b}{2}\right)^2} + \frac{z^2}{\left(\frac{c}{2}\right)^2} = 1 \right] \quad (\text{EC } 6)$$

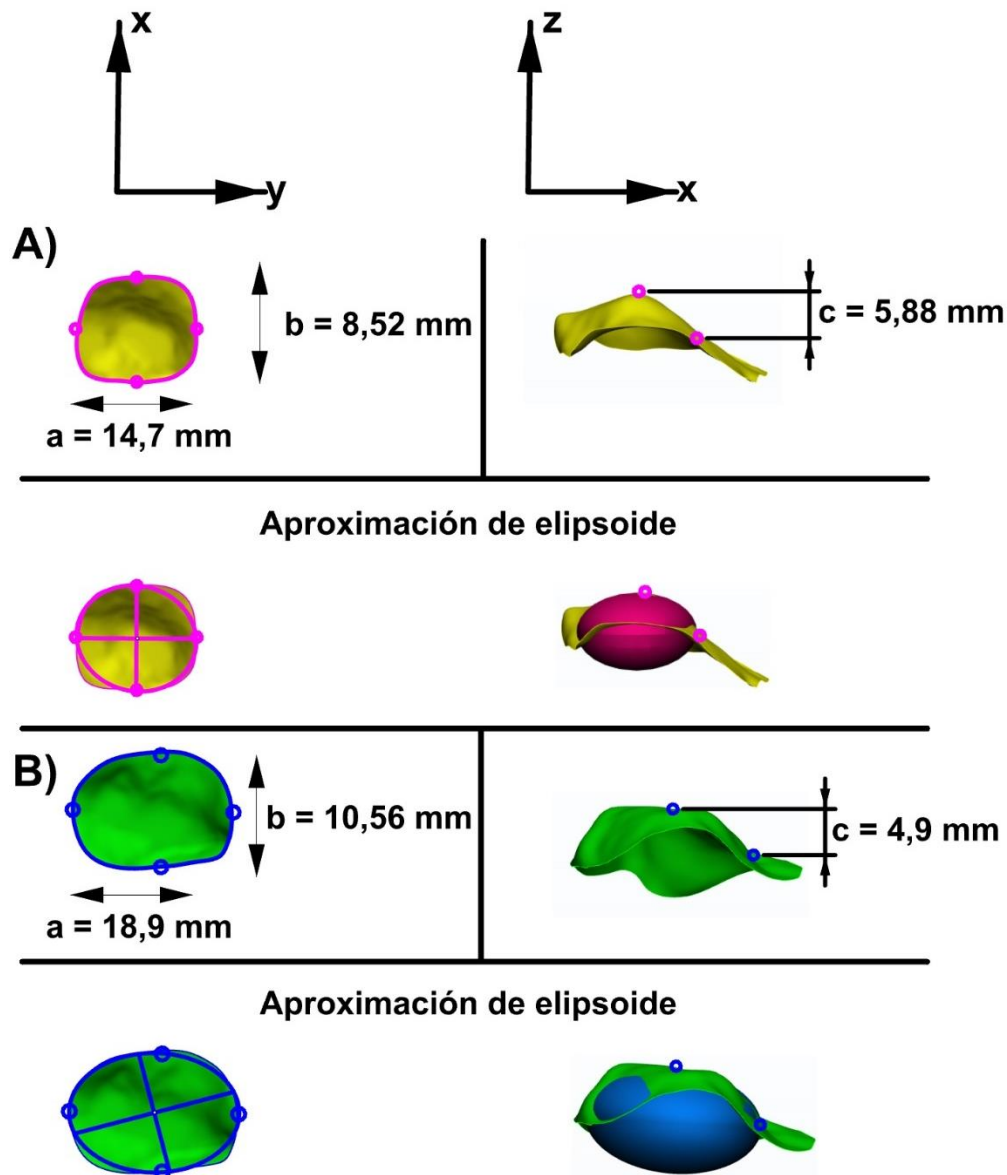


Figura 41 Distancia absoluta y generación de elipsoide paciente A) #1POA. B) #2POB

Fuente: Autor

Se calculó el centro de gravedad de cada elipsoide utilizando coordenadas globales (x_0, y_0, z_0) y el vector normal al plano de la línea media facial $(0, 1, 0)$. Luego, se creó un plano con la siguiente ecuación paramétrica (EC 7):

$$0(x - x_0) + 1(y - y_0) + 0(z - z_0) = 0 \quad (\text{EC7})$$

Dicho plano corto a cada elipsoide exactamente por la mitad y permitió la ubicación exacta del (ERI) (Figura 42).

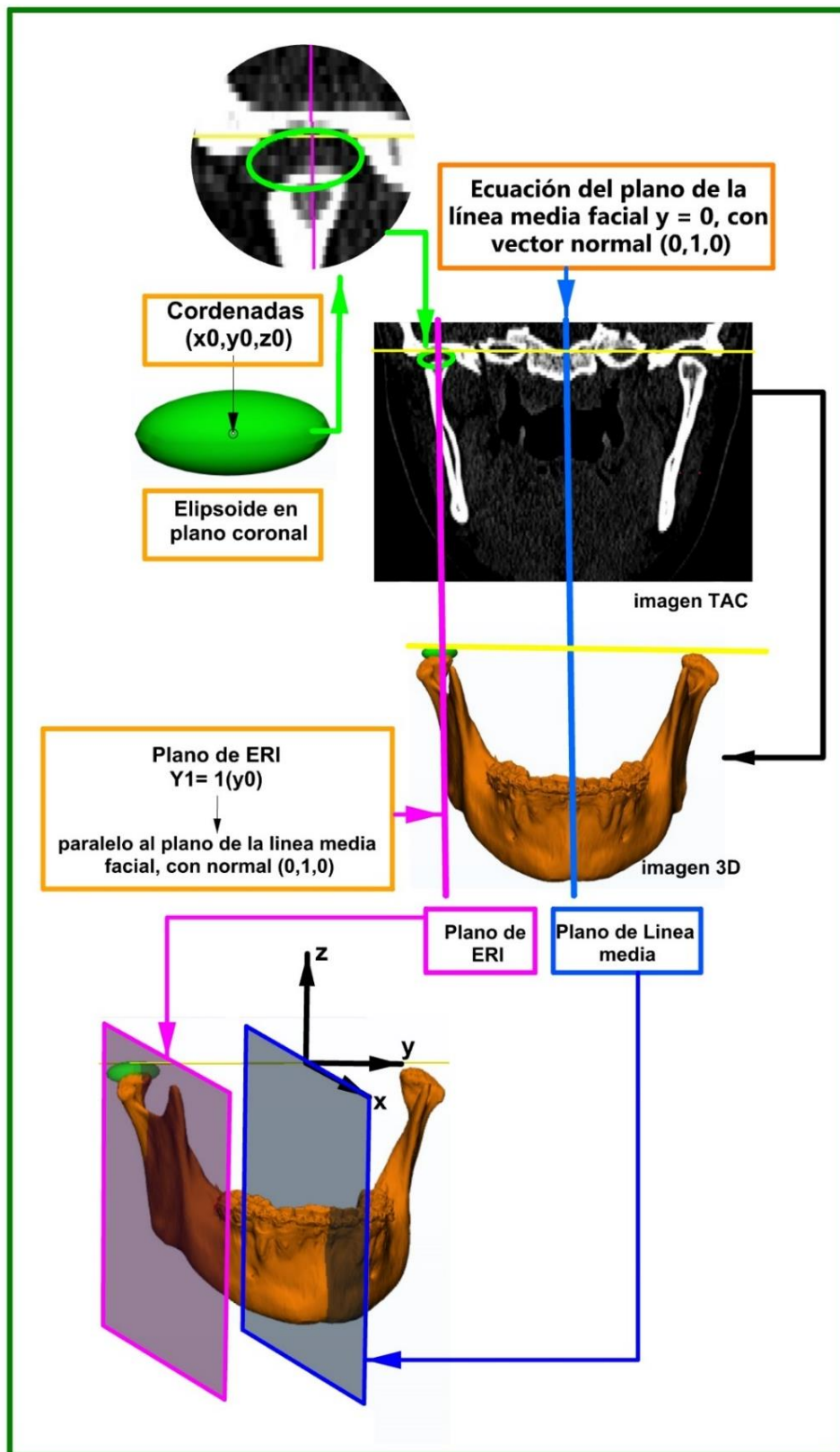


Figura 42 Flujo de trabajo para la creación del plano de ERI a partir de la línea media facial y las coordenadas del centroide elíptico, plano coronal fuente: Autor.

Centro cinemático protésico sobre TAC de pacientes.

En una vista axial se ubicó el eje largo de la cabeza condilar derecha, el cual conecta el polo lateral y medial del cóndilo mandibular derecho (Figura 43-A). Usando el mismo procedimiento de la Figura 42, calculamos las coordenadas del polo lateral del cóndilo mandibular (x_1, y_1, z_1) y luego, creamos un plano paralelo al plano de la línea media facial (Figura 43-B):

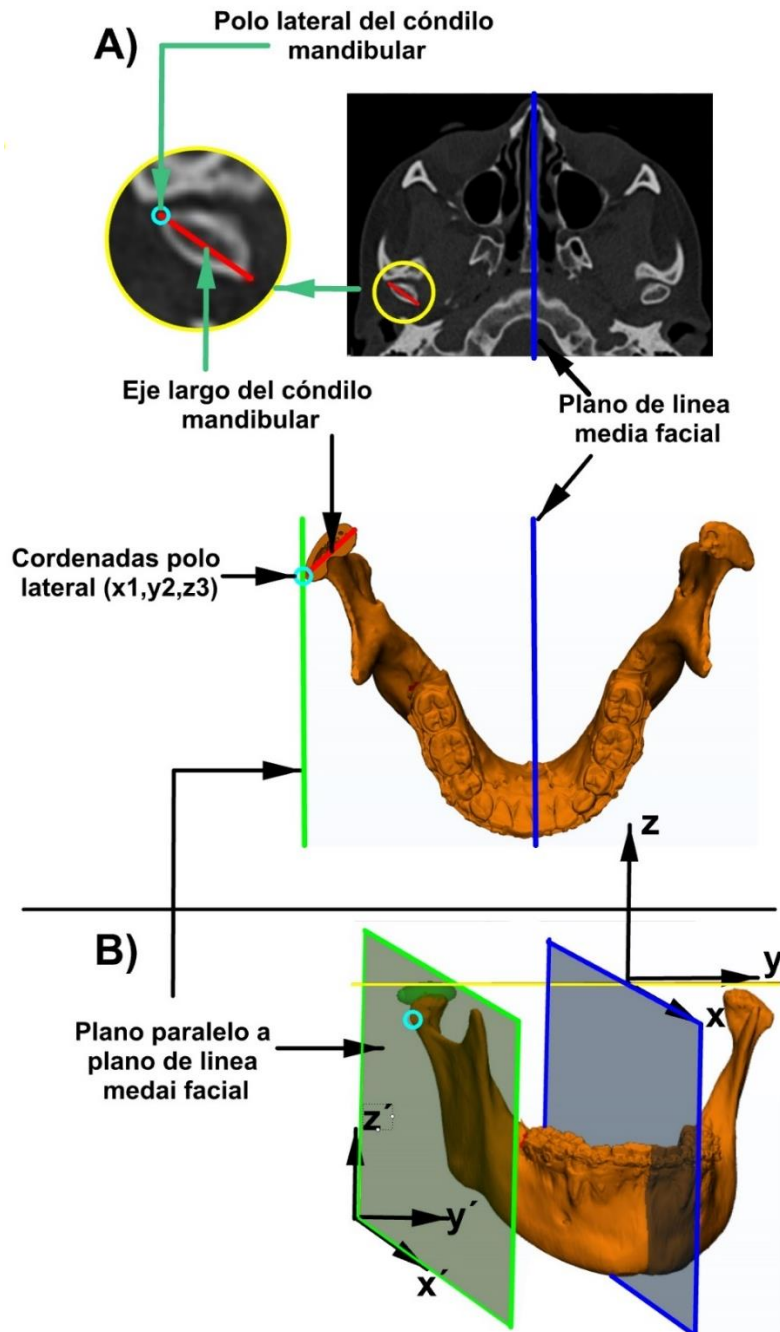


Figura 43 Eje largo de la cabeza condilar derecha en plano axial y generación de plano paralelo a plano de línea media facial en polo lateral condilar, fuente Autor

En dicho plano, se ubicó el centro cinemático condilar anatómico con un desplazamiento posterior de 7 mm y superior de 7 mm a partir del punto (x_1, x_2, x_3) (Yatabe A, 1995), dicho punto se llamó centro cinemático condilar anatómico (Figura 44).

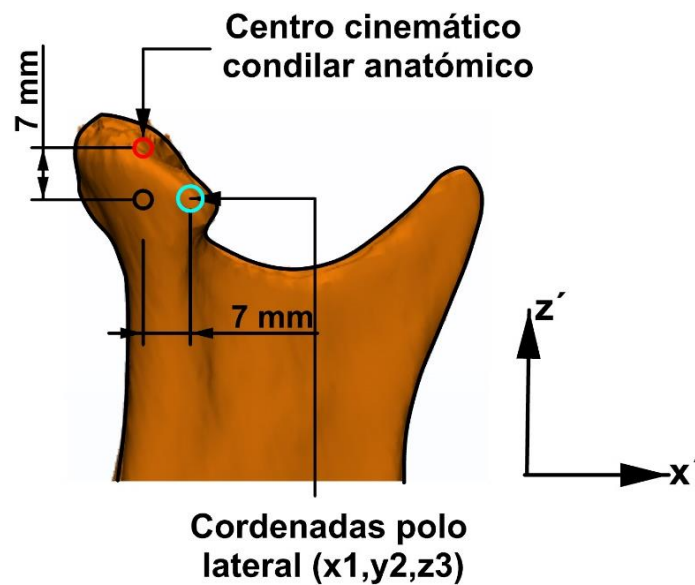


Figura 44 Visualización sagital del centro cinemático condilar, Fuente: Autor

El centro cinemático protésico (CCP) se ubicó 10 mm abajo (Figura 45) del centro cinemático anatómico (Van Loon, 1999). De esta forma, se aumentó la apertura bucal en más del 22% y se creó un espacio mínimo de 4 mm para el espesor del polietileno de la fosa protésica, necesario para asegurar la integridad mecánica del implante (Leandro L, 2013).

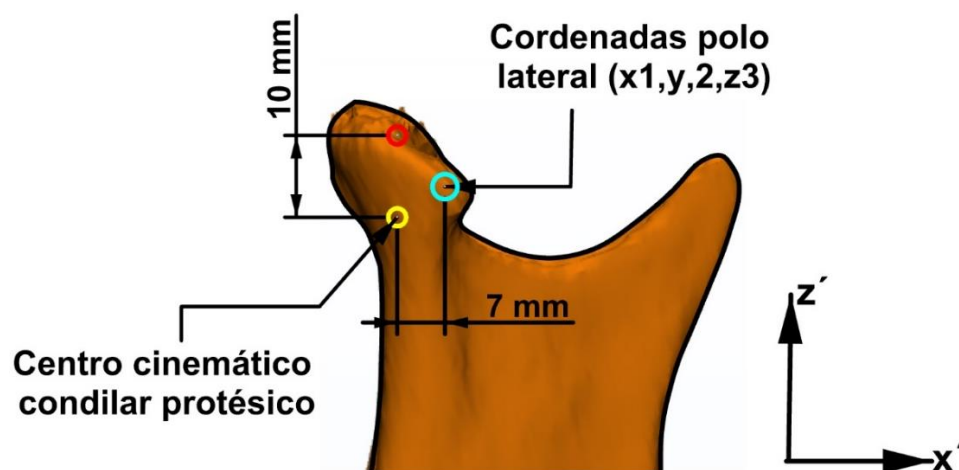


Figura 45 Traslación vertical del centro cinemático condilar anatómico para ubicar el centro cinemático protésico Fuente: Autor

Finalmente, el CCP se desplazó en dirección y hasta el plano sagital ERI para definir el Eje de Rotación Instantáneo (ERI) (Figura 46).

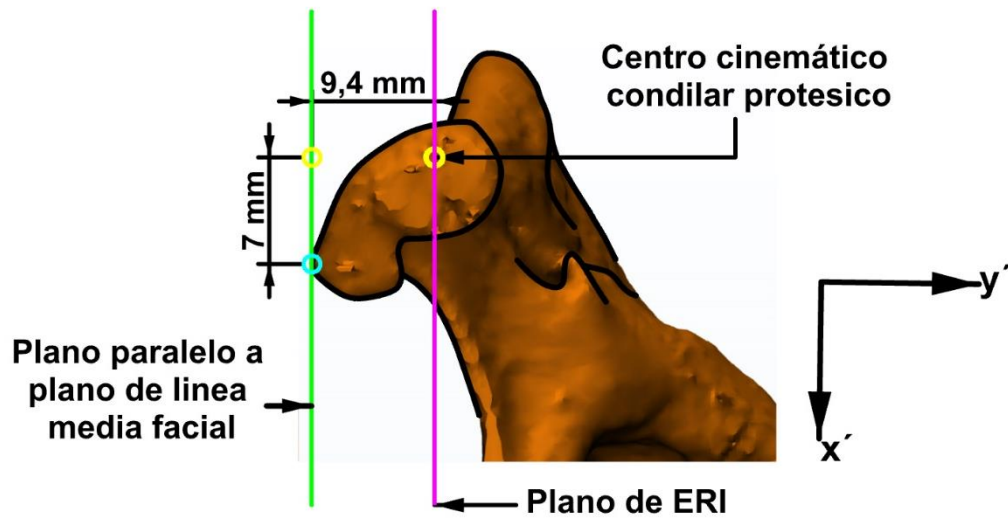


Figura 46 Posición final del centro cinemático protésico (CCP) en plano axial en la intersección con el plano ERI, Fuente: Autor

Diseño de radio de curvatura sagital a nivel de la fosa Glenoidea.

A continuación, se presenta el flujo de trabajo para el diseño del radio de curvatura sagital protésica (Figura 47). Posteriormente se detalla parte de este.

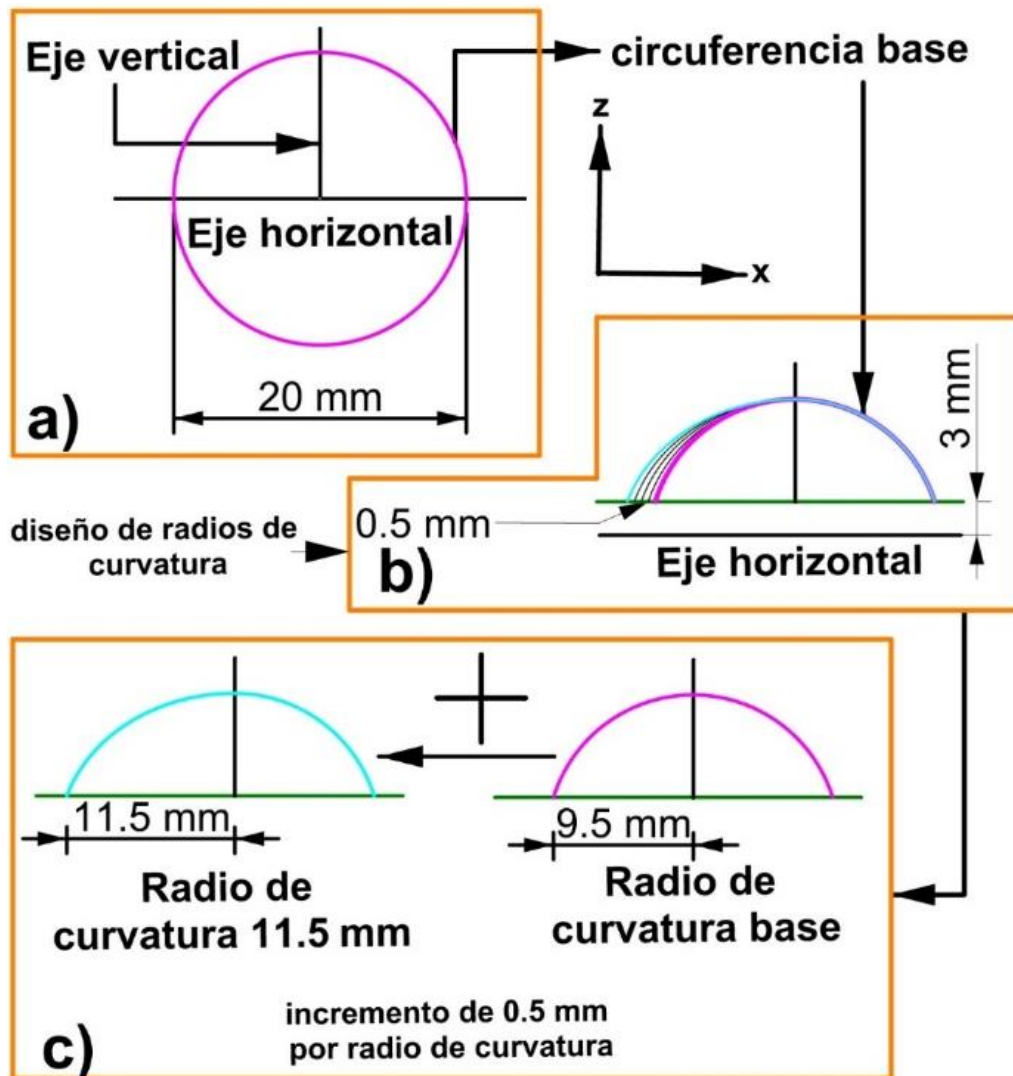


Figura 47 Flujo de trabajo para el diseño de radios de curvatura sagital. a) circunferencia base de 20 mm de diámetro en un plano paralelo a zx , b) 5 radios de curvatura sagital con incrementos del semieje horizontal de 0.5 mm c) visualización de radios extremos

A partir de una superficie circular de 20 mm de diámetro se dibujaron cuatro circunferencias concéntricas separadas radialmente 0.5 mm. Posteriormente se trazó una línea paralela al eje x , a una distancia vertical superior de 3 mm “a-a”, (Figura 48-A). Seguido, se diseñaron cuatro

curvas elípticas con el semieje vertical constante e incrementos de 0.5 mm en dirección posterior del semieje radial coincidiendo con los círculos concéntricos a nivel del eje a-a (Figura 48-B)

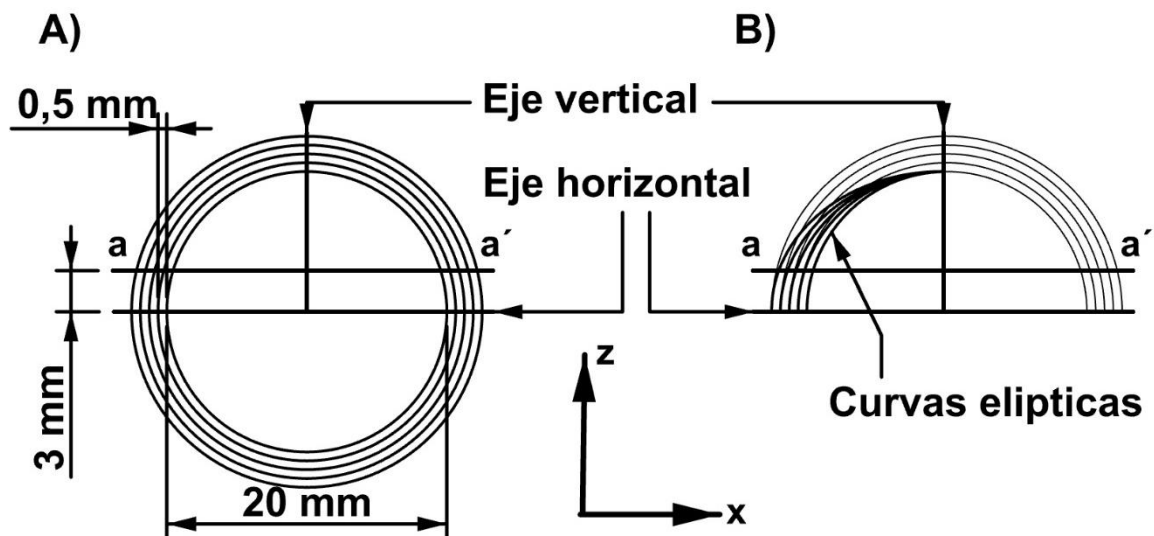


Figura 48 Diseño y medidas para la creación de las radios de curvatura elípticos. Fuente: Autor.

Luego los radios de curvatura elípticos fueron cortados a nivel del eje paralelo horizontal a-a (Figura 49).

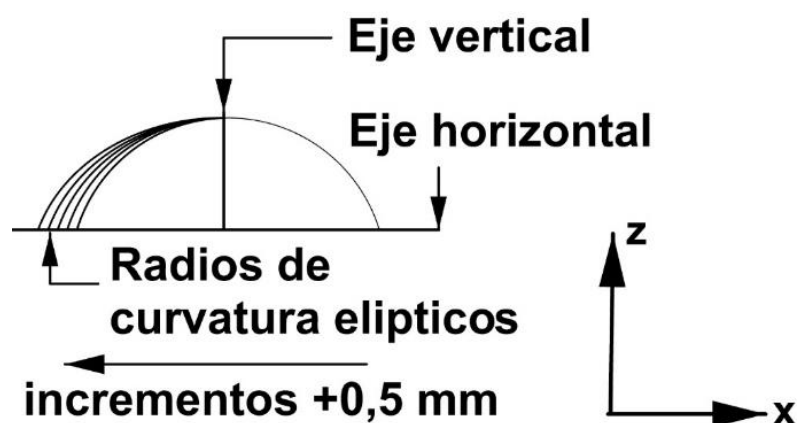


Figura 49 Radios de curvatura en plano sagital fuente: Autor

En la Figura 50 se presentan los 5 radios de curvatura propuestos en esta tesis.

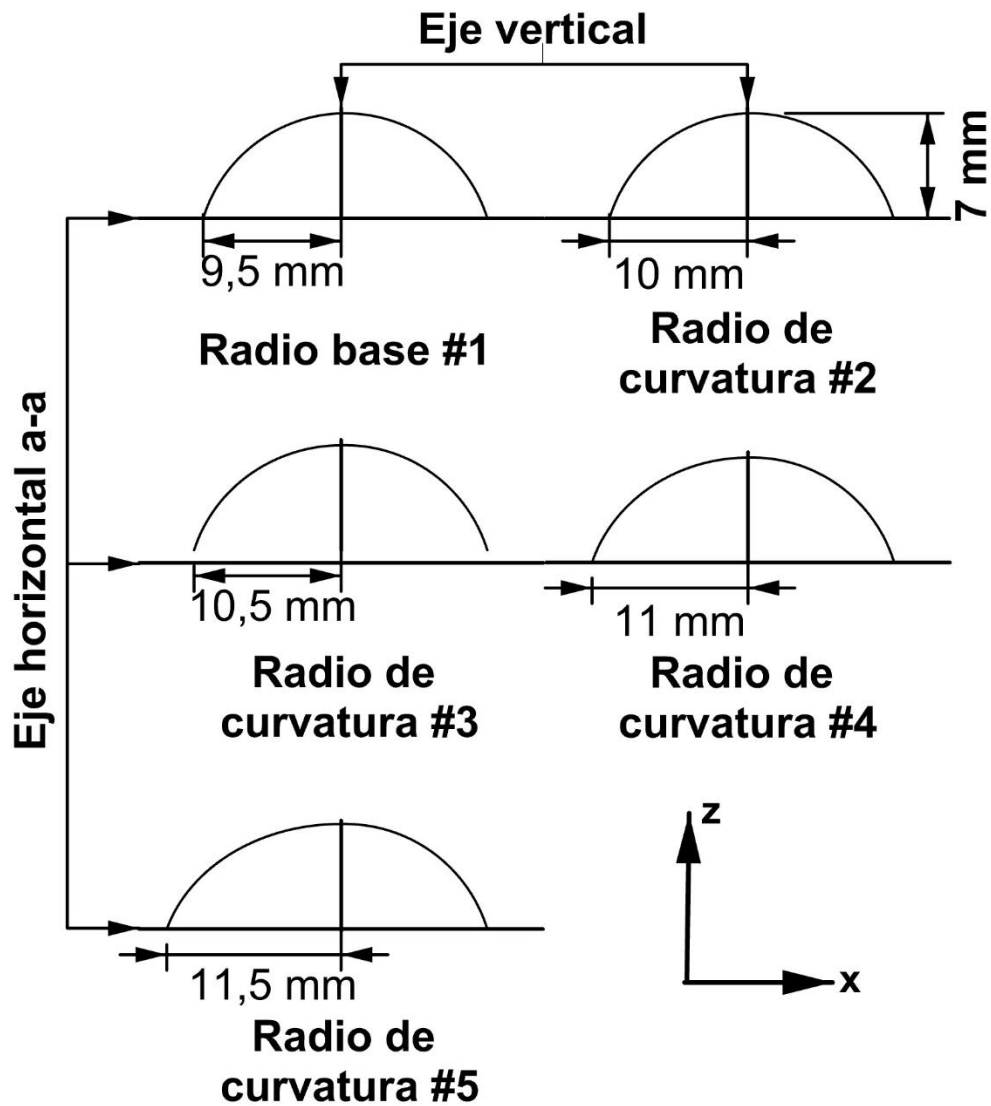


Figura 50 Visualización sagital de los radios de curvatura con sus respectivas medidas horizontales y verticales. Fuente: Autor

Finalmente, el radio de curvatura base #1 se ubica en la coordenada circular 0.67π (equivalente a 32° sobre la vertical) con respecto al punto CCP como se ilustra en la Figura 51.

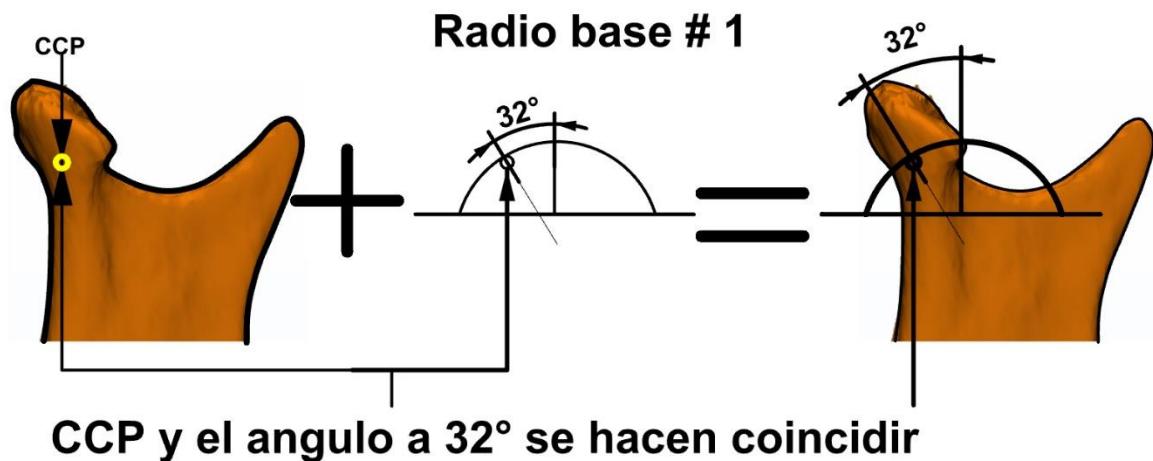


Figura 51 Unión entre CCP y radio de curvatura base #1 a nivel del plano de ERI. Fuente: Autor

Esta elección se justifica por dos razones:

1. La longitud de arco correspondiente a un ángulo de 32° es aproximadamente de 6 mm, que es la distancia teórica que el cóndilo se desplazaría en condiciones naturales.
2. Si el CCP se localiza más allá de los 45° (0.75π) se incrementa el momento de la fuerza de reacción con respecto al eje de tornillo que fijan el implante de la fosa glenoidea, lo que hace probable que los tres primeros tornillos anteriores fallen por cizalla.

Diseño de cóndilo mandibular protésico.

La cabeza condilar protésica es un componente crucial en la reconstrucción de la articulación temporomandibular (ATM). El diseño de una cabeza condilar protésica debe considerar varios aspectos biomecánicos.

BIOMECANICOS

La geometría de la cabeza prótesis condilar se construyó simétricamente alrededor de un eje de simetría con las siguientes dimensiones radiales y longitudinales como se describe en la Figura 52.

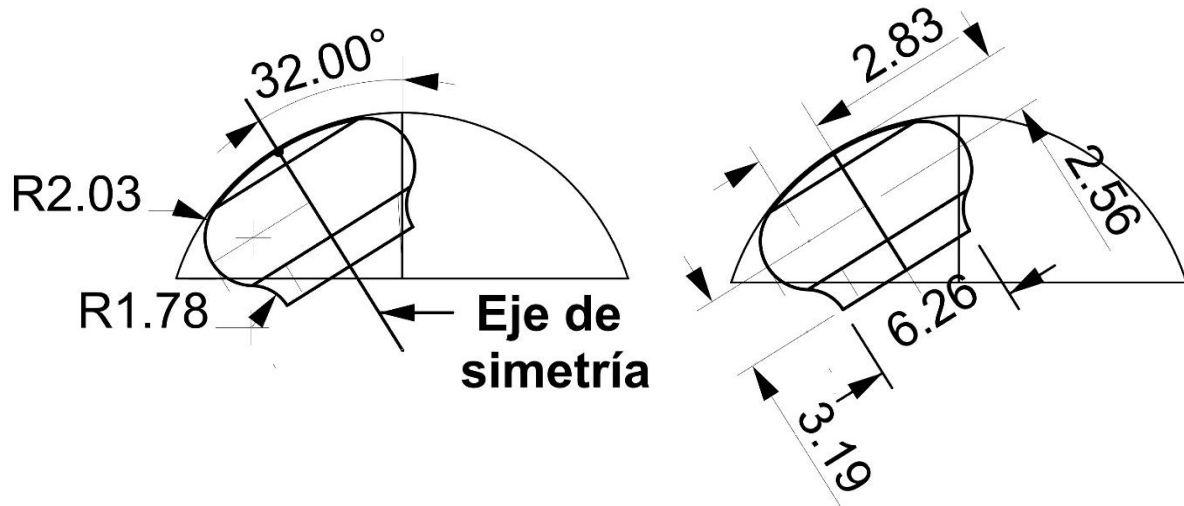


Figura 52 Diseño y cotas de cóndilo mandibular protésico para el radio de curvatura base #

1. Unidades en mm. fuente: Autor

Este diseño se mantuvo igual en las cinco cabezas condilares protésicas, variando solo en la separación de los ejes de simetría por 2.5° entre cada una (Figura 53).

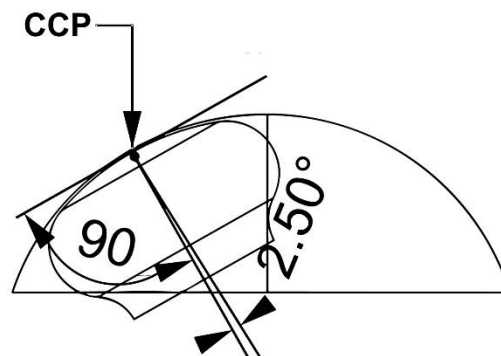


Figura 53 Desviación de 2.5° entre el eje de simetría del cóndilo protésico base y el eje de simetría del cóndilo protésico 2, Fuente: Autor

En la Figura 54, se presentan los cinco radios de curvatura de la prótesis glenoidea con su respectiva cabeza condilar protésica.

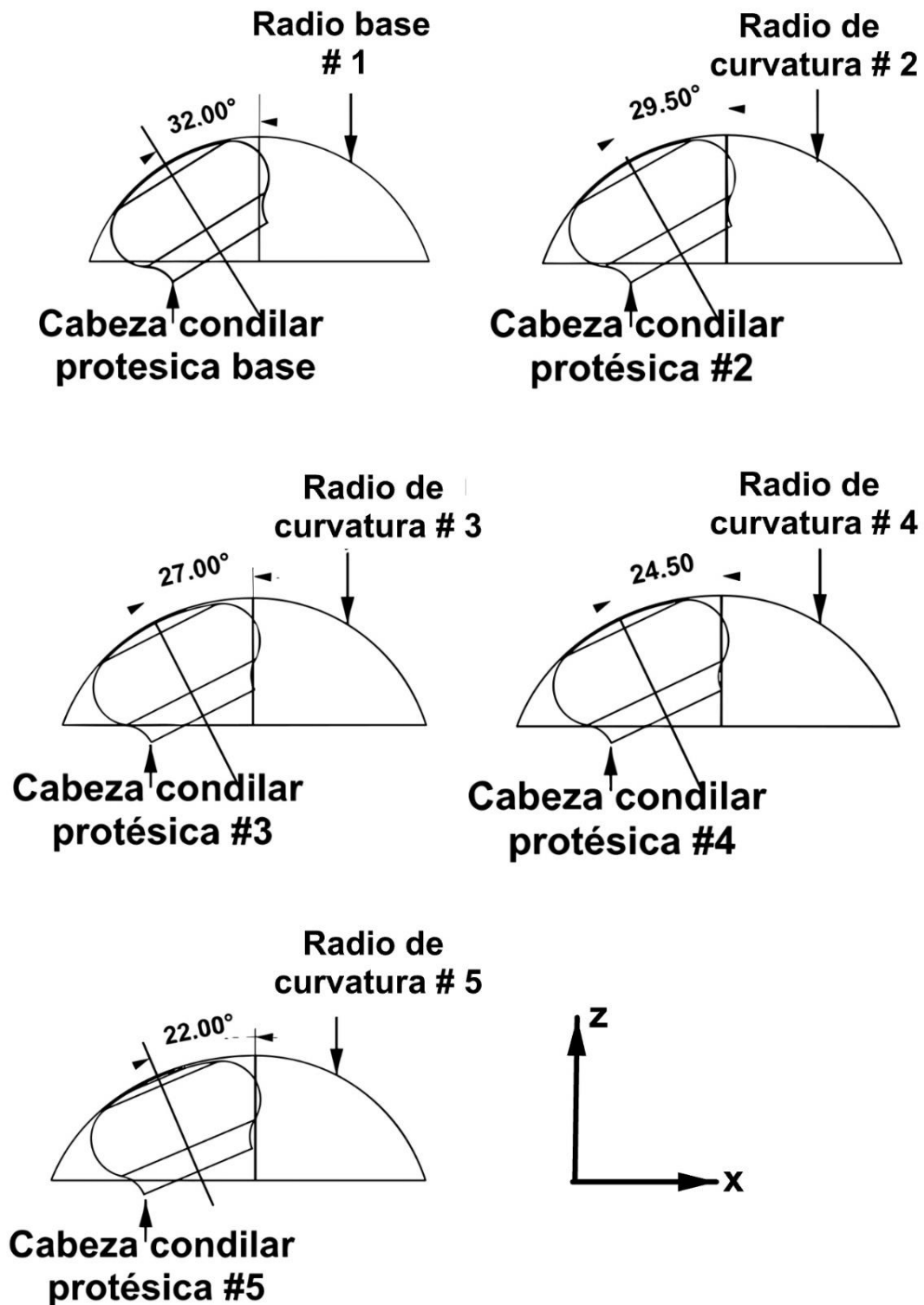


Figura 54 Relación geométrica de la cabeza condilar protésica en cada uno de los radios de curvatura propuestos. Fuente: Autor

Diseño de implante protésico fosa glenoidea

En el plano ERI se generó una curva s, considerando la anatomía de la fosa. Luego, esa curva se rotó respecto al eje vertical un ángulo de 360° para generar la superficie externa de la fosa glenoidea protésica. Esta superficie fue común para todos los diseños (Figura 55-56).

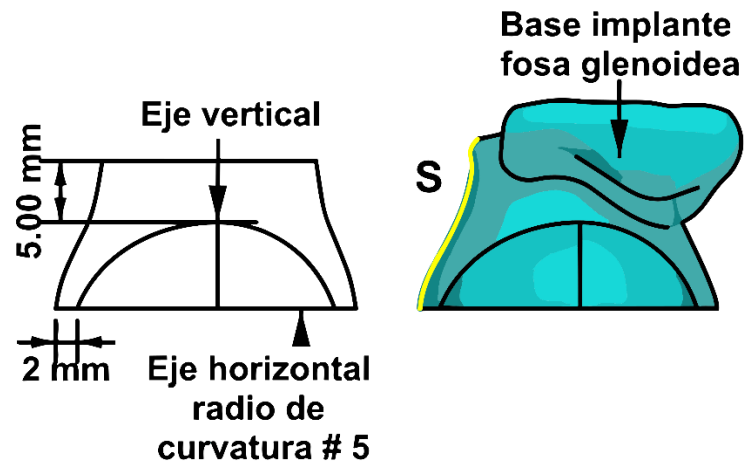


Figura 55 Implante fosa glenoidea común para cada uno del diseño paciente #1POA

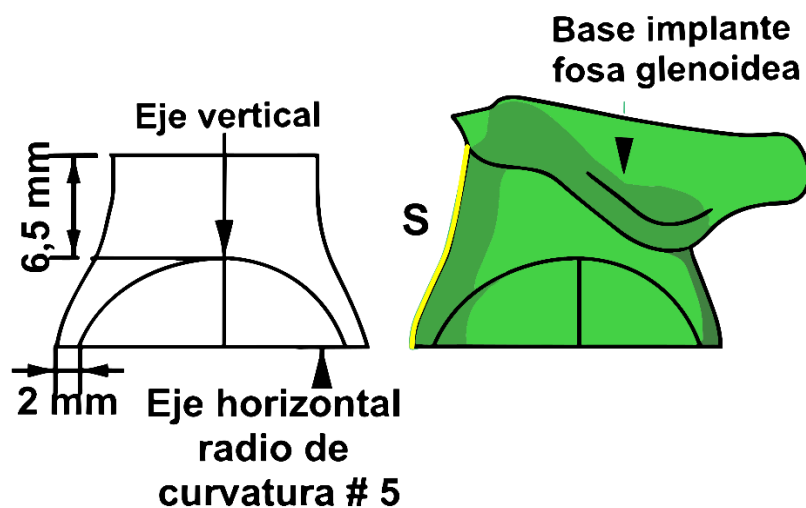


Figura 56 Implante fosa glenoidea común para cada uno del diseño paciente #2POB

Diseño de placa condilar protésica.

Se seleccionó el área posterior de la rama mandibular derecha (Figura 57, color gris). Luego se extruyó 3 mm para formar la placa condilar protésica a la medida del paciente. Esta placa fue la misma para todos los diseños.

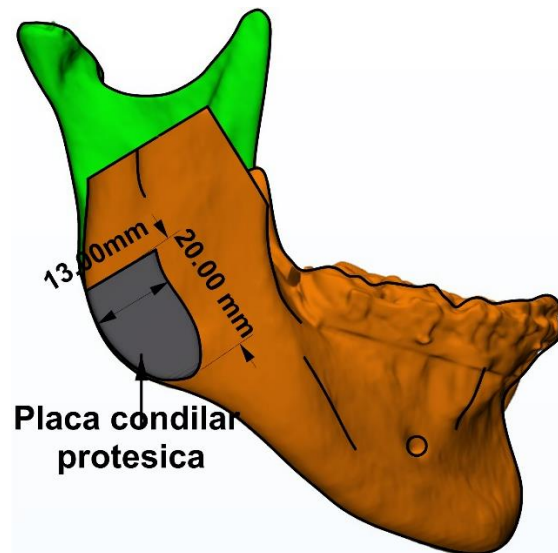


Figura 57 Dimensiones de la placa condilar protésico, común para cada uno de los diseños 5 diseños. Fuente: Autor.

Posteriormente, en cada uno de los pacientes #1POA Y #2POB se generaron cuatro copias de la placa condilar protésica y cada una se acoplo al diseño de cabeza condilar protésico, respetivo (Figura 58).

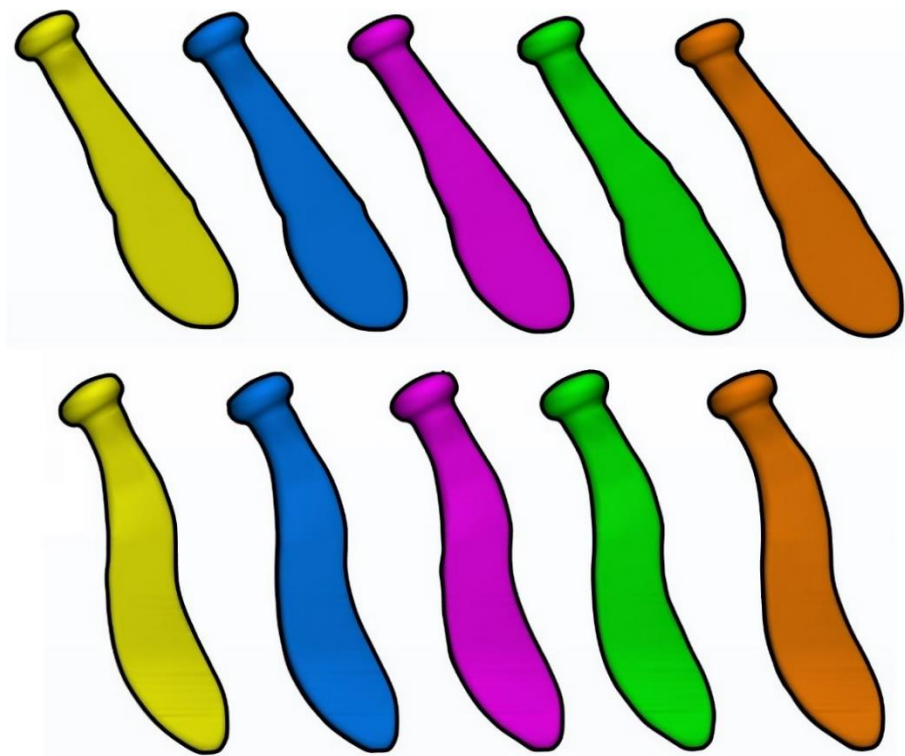


Figura 58 En fila superior de izq. a derecha los 5 implantes de paciente #1POA en fila inferior de izq. a derecha los 5 implantes de paciente #2POB

Tras el proceso de segmentación de las imágenes TAC, y remallado, se generaron volúmenes cerrados de trabajo en formato IGES para su posterior uso en el software ANSYS (Pensilvania,

Estados Unidos). Esta operación implicó una reorganización de la malla. Por ello, se verificó el error relativo de cada malla, y se corroboró que fue menor al 3%.

Finalmente se obtuvieron 10 prótesis (cinco implantes de fosa glenoidea y cinco implantes de placa condilar) por cada uno de los pacientes, para un total de 20 implantes (Figura 59)

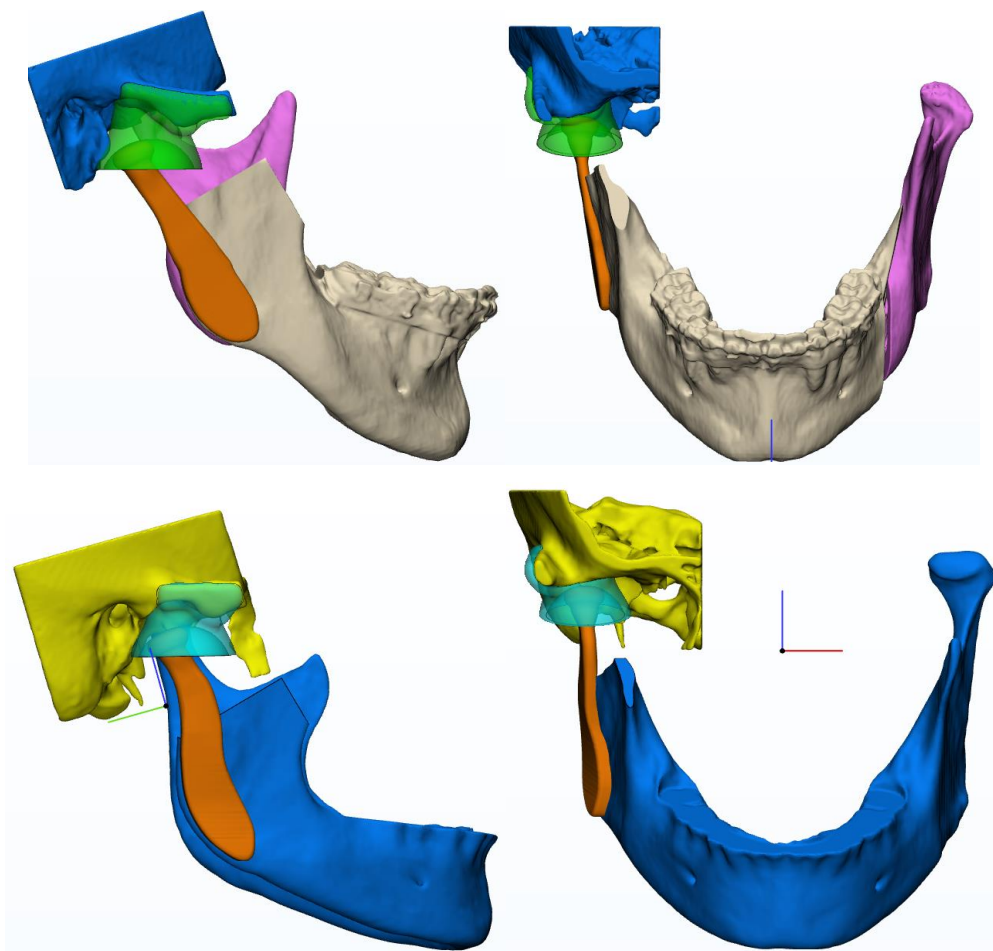


Figura 59 Implantes protésicos en cóndilo y fosa glenoidea en fila superior #1 POA y en fila inferior #2 POB. Fuente: Autor

Construcción de modelos biomecánicos de Elementos Finitos

Modelos constitutivos

Se implementó un modelo elástico lineal isótropo Hooke (Saldarriaga, 2011) (Mori H, 2010) (Kozakiewicz M, 2014), para el hueso cortical, esponjoso y la placa de titanio respectivamente, posteriormente se resolvió la (EC 4) y se determinó el módulo de elasticidad

E de dichos huesos basado en la escala de grises (H.U) (Tabla 12) de las imágenes médicas TAC propias de cada paciente.

Luego, para analizar el comportamiento mecánico del polietileno de ultra alto peso molecular (PE), se implementó el modelo constitutivo elástico lineal isótropo de St. Venant Kirchhoff (EC3) en el módulo "Custom material model" del Software ANSYS 2020, basándonos en el trabajo de referencia de (Bonet, 1997). Las constantes ν se extrajeron de la Tabla 10, mientras que las constantes E se obtuvieron de la Tabla 9.

Tabla 9 Densidad y módulo de elasticidad de hueso cortical y esponjoso en función de la escala de grises (H.U) propias de cada paciente.

	Pcte #1POA		Pcte #2POA	
	H. Cortical	H. Esponjoso	H. Cortical	H. Esponjoso
	(H. U= 2300)	(H. U= 1040)	(H.U = 2192)	(H. U= 1300)
Densidad	2,3 kg/m ³	1,05 kg/m ³	2,2 kg/m ³	1,3 kg/m ³
Módulo de Elasticidad E (MPa)	13860	6485	13206	7833

Por otro lado el modelo de carga muscular se supone lineal sin restricciones fisiológicas (Lamas M, 2021) la hipótesis de este modelo asume que solo el 70% de la fuerza muscular máxima es usado en actividades diarias (Shu J, 2020) Además, la fuerza máxima se relaciona de manera lineal con el área transversal del músculo y la unidad motora de las fibras musculares (Koolstra J, 1988). Las propiedades mecánicas y ecuaciones constitutivas de cada solido son presentadas en la Tabla 10.

Tabla 10 Modelo constitutivo y propiedades mecánicas de solidos

<i>Solido</i>	<i>Material</i>	<i>Modelo constitutivo</i>	<i>Ecuación Constitutiva</i>	<i>Parámetros de entrada</i>		<i>Ref.</i>
				<i>Módulo de Young (Mpa)</i>	<i>Módulo de Poisson</i>	
Hueso mandibular	Hueso cortical	Modelo elástico lineal	$\sigma = E \cdot \varepsilon$	13860/13206	0,3	Autor
	Hueso Esponjoso	Modelo elástico lineal	$\sigma = E \cdot \varepsilon$	6485/7833	0,3	Autor
Hueso temporal escamoso	Hueso cortical	Modelo elástico lineal	$\sigma = E \cdot \varepsilon$	13700	0,3	(Fangjie Z, 2023)
Prótesis Fosa glenoidea	UHWPE	Venant Kirchhoff	$\sigma = E \cdot \varepsilon$	500	0,29	(Ramos A, 2011)
Prótesis Placa condilar	Ti6Al4v	Modelo elástico lineal	$\sigma = E \cdot \varepsilon$	110000	0,3	(Rodrigues., 2018)
Músculos	N/A	Modelo fisiológico lineal	$F_{max} = P \cdot A$			(Weijs W, 1984)

Representación vectorial de músculos

A partir de las imágenes diagnósticas (TAC) de cada paciente, se segmentaron los músculos oclusores de la boca en el plano axial, identificando el área de origen e inserción. Luego, se determinó el centro geométrico correspondiente a cada área segmentada utilizando el software Rhinoceros V.7, como se muestra en la (Figura 60).

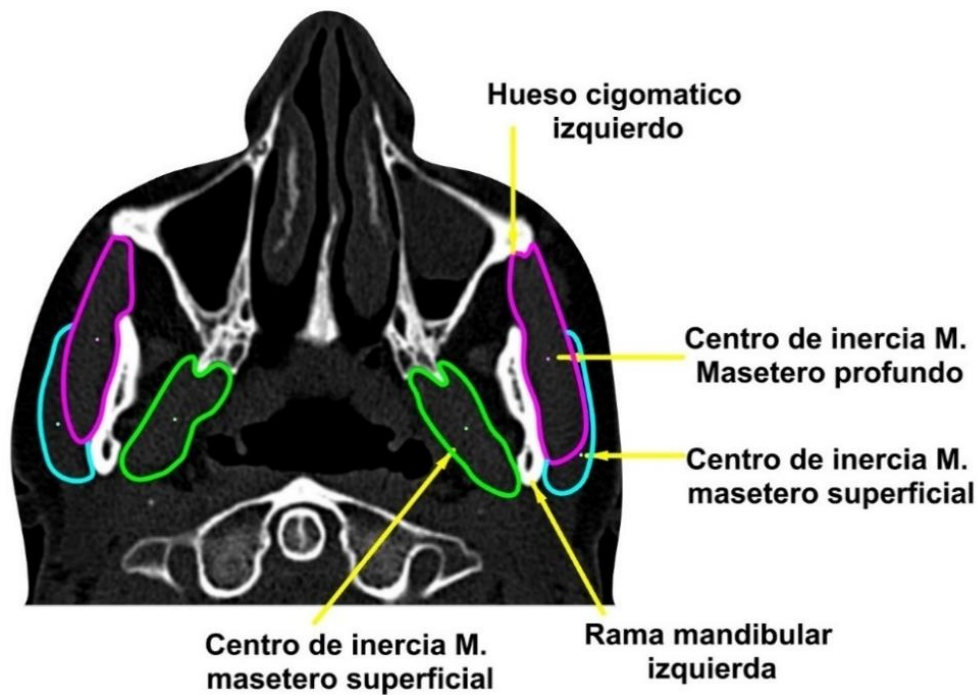
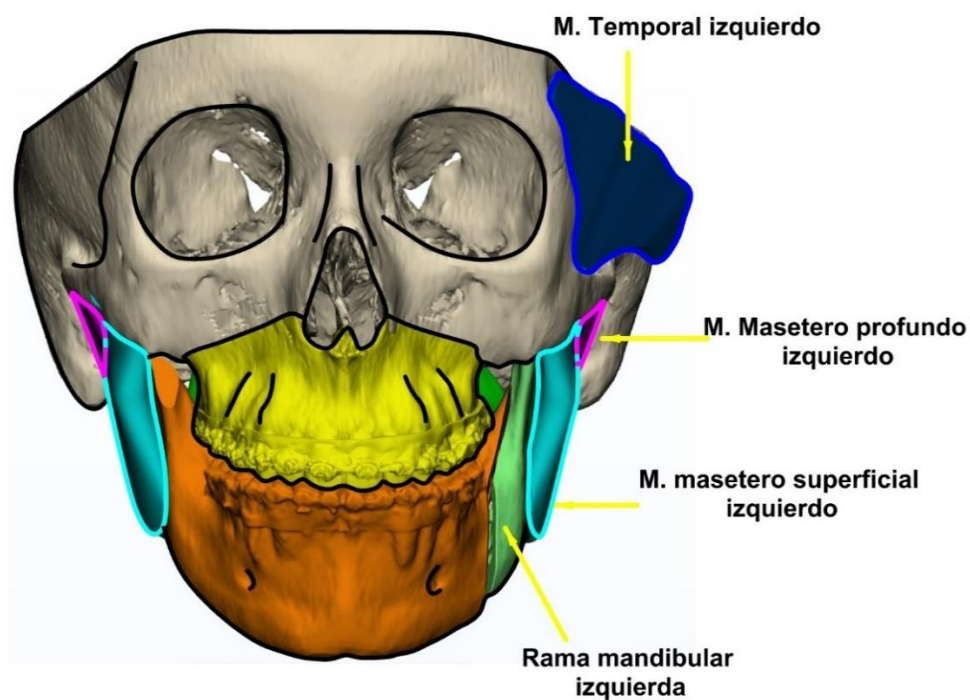


Figura 60 Sección transversa de músculos oclusores de la mandíbula con sus respectivos centros geométrico por área, fuente Autor.

Tras la generación de estos puntos, se conectaron desde su origen hasta su inserción para crear un vector director que indica la orientación de cada músculo. Este proceso, combinado con la sección transversal del músculo, facilitó la creación de sólidos de extrusión, como se muestra en la Figura 61



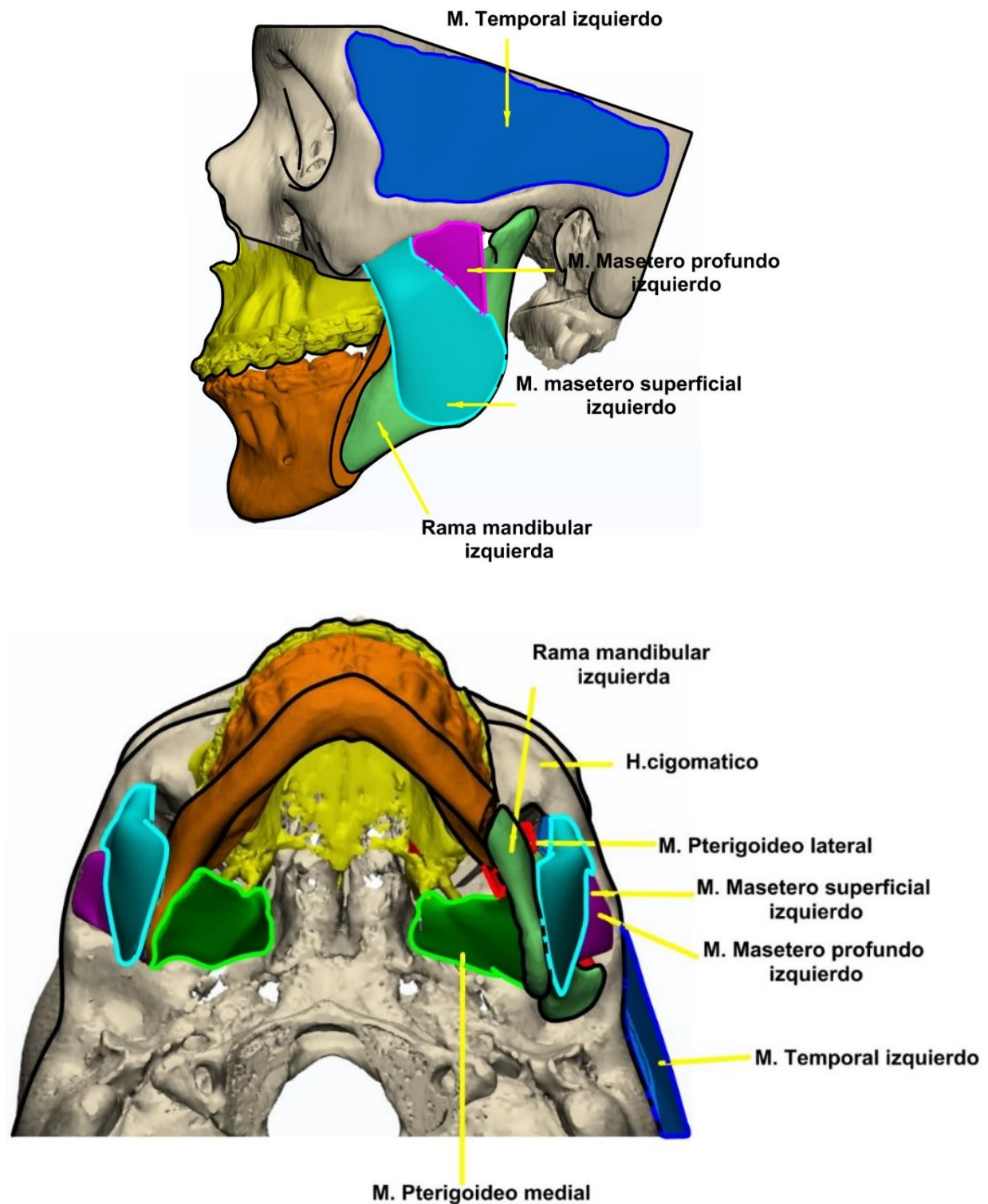


Figura 61 Representación CAD de músculos oclusores vasado en la información de imágenes médicas tac de paciente #1POA.Fuente: Autor

Dado que cada músculo se asemeja a un vector con magnitud, dirección y sentido (Figura 62), se procedió a su representación vectorial, como se ilustra en la Figura 63.

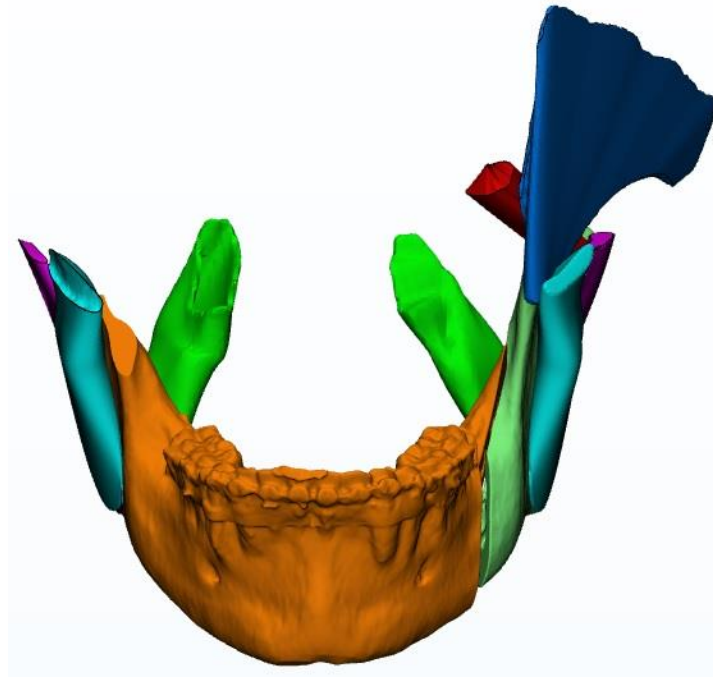


Figura 62 Representación CAD de músculos oclusores paciente #1POA, Fuente: Autor

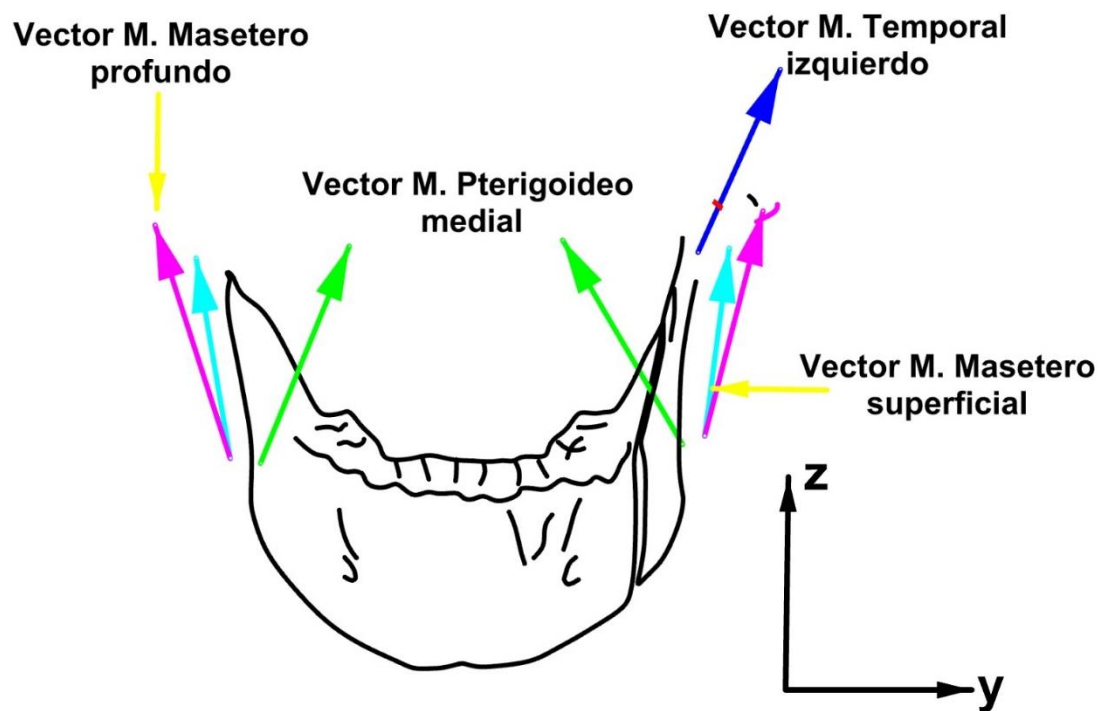


Figura 63 Representación vectorial de músculos oclusores paciente #1POA, Fuente Autor

La información geométrica, vectorial y las secciones transversales de los músculos de los pacientes #1POA y #2POB se encuentran detalladas en el anexo al final del documento. Estos cálculos se fundamentaron en los estudios previos (Koolstra J, 1988), (Weijs W, 1984).

A continuación, en la Tabla 11 se presenta el área transversa, vector unitario y magnitud muscular para el paciente #1POA y #2POB.

Tabla 11 Características vectoriales de músculos oclusales pcte #1POA, Fuente: Autor

<i>Lateralidad</i>	<i>Músculo Oclisor</i>	<i>Paciente</i>	<i>Area transversa cm2</i>	<i>Vector unitario</i>			<i>Magnitud (N)</i>
Derecha	Masetero profundo	P1	5,1	-0,35	-0,34	0,88	188,7
		P2	4,8	0,32	-0,36	0,88	177,6
	Masetero superficial	P1	2,6	-0,17	-0,72	0,67	96,2
		P2	2,7	0,13	-0,80	0,59	99,9
	Pterigoideo medial	P1	4,1	0,40	-0,27	0,87	151,7
		P2	4,3	0,44	-0,55	0,71	159,1
Izquierda	Masetero profundo	P1	5,4	0,30	-0,33	0,90	199,8
		P2	5,2	-0,28	-0,34	0,82	192,4
	Masetero superficial	P1	2,4	0,10	-0,78	0,62	88,8
		P2	2,9	0,16	-0,79	0,60	107,3
	Pterigoideo medial	P1	4,5	-0,49	-0,36	0,79	166,5
		P2	4,5	-0,47	-0,59	0,66	166,5
	Temporal	P1	3	0,36	0,38	0,85	111
		P2	3,3	-0,20	0,26	0,94	122,1

Basado en (Shu J, 2020) únicamente se simulo en el software ANSYS el 70% de la magnitud muscular total hallada en la tabla 11 (Figura 65-65).

- A** M.masetero profundo derecho: 131,62 N
- B** M. masetero superficial izq: 62,688 N
- C** M.pterigoidep medial izq: 134,93 N
- D** M.masetero superficial derecho: 67,322 N
- E** M. pterigoideo medial derecho: 106,18 N
- F** M.masetero profundo izq: 160,27 N
- G** musculo tempoa 3 ramas: 77,699 N

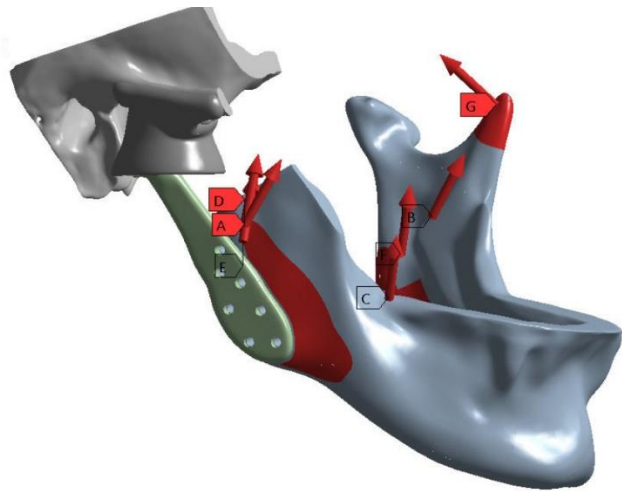


Figura 64 Visualización vectorial de los músculos pcte #1POA, en Software ANSYS fuente: Autor

- A** M. Pterigoideo Medial izq: 111,41 N
- B** M. Masetero profundo izq: 125,04 N
- C** M. Masetero profundo derecho: 124,26 N
- D** M Pterigoideo medial izq: 116,62 N
- E** M. Masetero sup izq: 75,088 N
- F** M. Masetero sup derecho: 69,968 N
- G** M. Temporal izq: 85,477 N

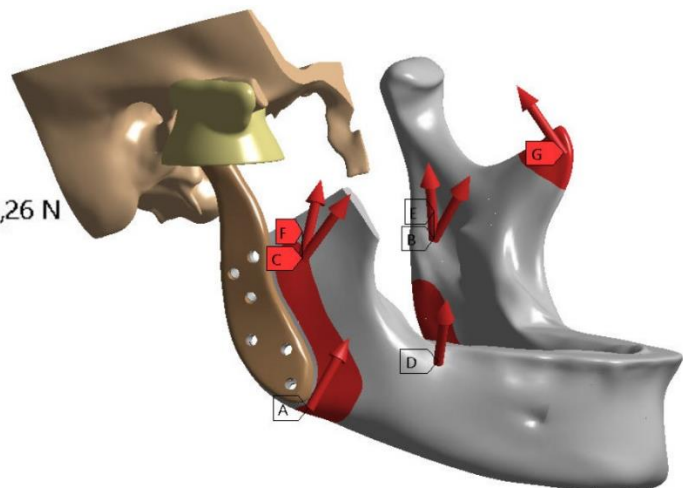


Figura 65 Visualización vectorial de los músculos pcte #2POB, en Software ANSYS. Fuente: Autor

Condiciones de borde

Restricciones espaciales:

En el contexto de la investigación, consideramos el sólido que representa el hueso de la fosa glenoidea derecha para ambos modelos de los pacientes #1POA y #2POB como un elemento rígido. Este elemento rígido está sujeto a restricciones en los seis grados de libertad, particularmente en la superficie superior de la fosa glenoidea, como se muestra en color amarillo en la Figura 66.

Consecuentemente el implante mandibular, implante fosa glenoidea y hueso de la mandíbula se consideraron elementos deformables (Darawsheh HM, 2023) (Fangjie Z, 2023); al lado contralateral (cóndilo izquierdo) se impuso restricciones de traslación en la dirección "z" y "y" (Shirish M, 2012) (Ting J, 2010), permitiendo únicamente la traslación de 2 mm en la dirección "x" (Citarella R, 2012) (Figuras 66).

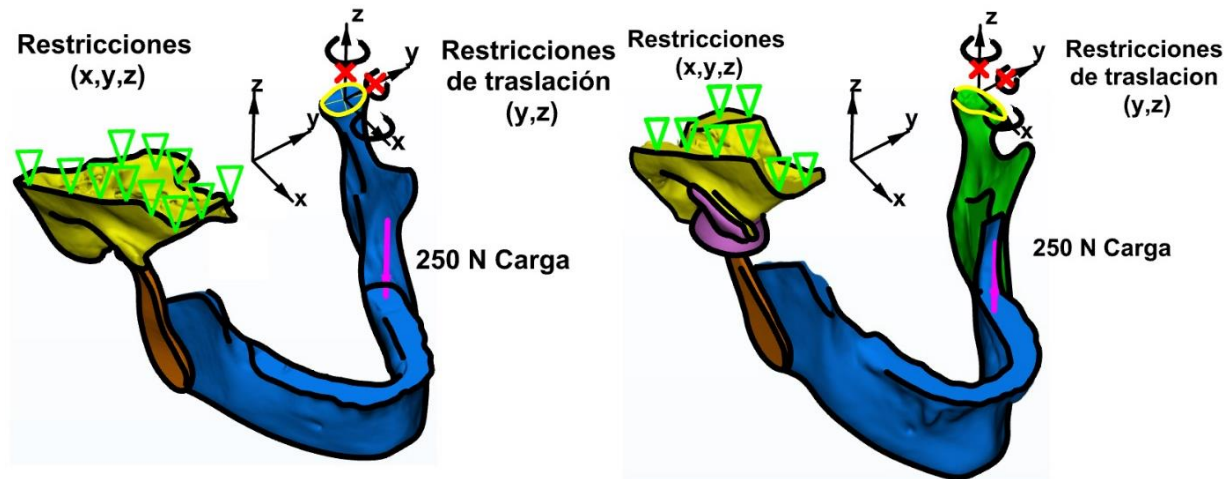


Figura 66 Restricciones espaciales, condiciones de carga Pcte #1POA Y #2POB

Carga aplicada:

En ambos pacientes se aplicó una carga perpendicular al hueso cortical, a nivel segundo molar izquierdo de 250 N (Shirish M, 2012), para el paciente #2POB la carga varía en plano sagital (zx) -45° , 90° y 45° como se ilustra en la Figura 69. optamos por realizar la simulación con una carga desequilibrada, ya que se ha comprobado que esto genera mayores niveles de esfuerzo en la zona contralateral.

Condiciones de contacto:

El coeficiente de fricción en la interfaz entre la cabeza condilar protésica y el polietileno se asumió un valor de 0.1 (Ramos A, 2011).

El tipo de contacto entre los sólidos se estableció como "Superficie-Superficie". Se estableció una condición "bonded" entre las superficies de contacto de los huesos trabecular y cortical y entre los implantes y el hueso cortical (Figura 67). La interacción entre la fosa glenoidea

protésica y la cabeza condilar protésica se abordó como un contacto deslizante con una restricción de no penetración y coeficiente de fricción igual a 0.1.

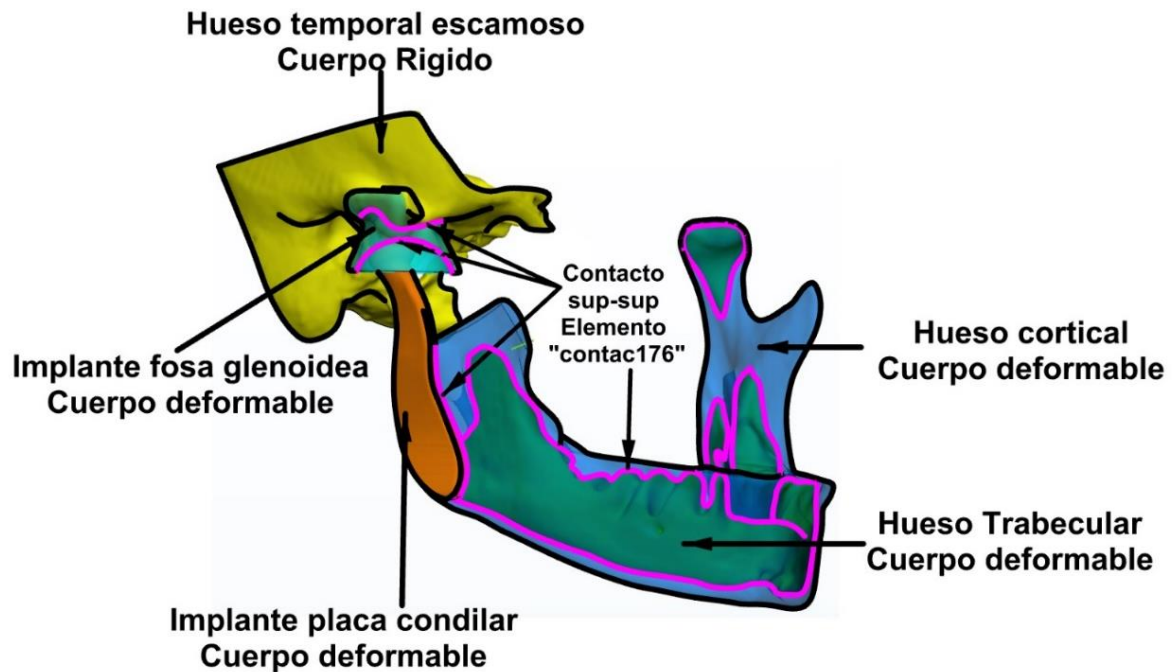


Figura 67 En Color fucsia fronteras de contacto superficie -superficie éntrelos diferentes cuerpos del estudio, fuente: autor.

Propiedades de la Malla F.E.M

Debido a que el objeto de estudio no es evaluar el estado de esfuerzo del hueso temporal escamoso, este se consideró como un rígido, los demás sólidos fueron considerados tetrahedros cuadráticos con 10 nodos, (Figura 68), La malla del paciente #1POA tuvo 832910 nodos y 484916 elementos mientras que la del paciente #2POB tuvo 787789 nodos y 412235 elementos. La convergencia de la malla no fue implementada debido a la longitud máxima del elemento tetraédrico, que fue de 0,5 mm, una longitud por debajo de la reportada por otros autores (Armentani E, 2010).

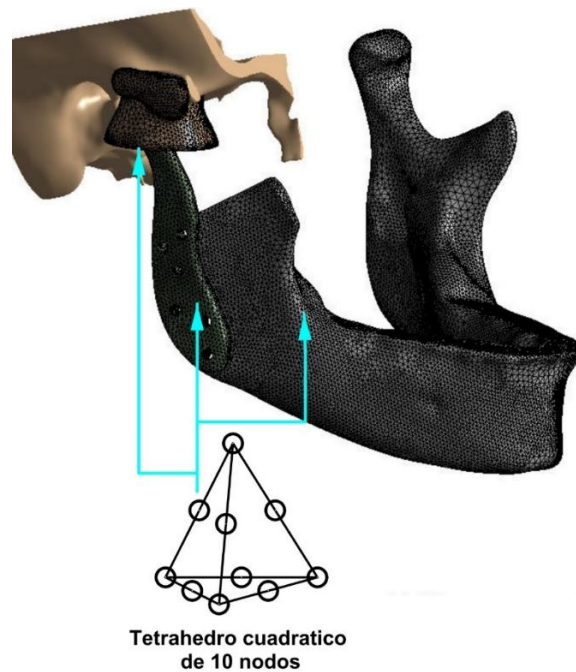


Figura 68 Características de la malla común para ambos pacientes, fuente: Autor

Proceso de Simulación FEM.

Se llevaron a cabo 15 simulaciones por paciente. Para el paciente #1POA estas 15 simulaciones correspondieron al análisis de tres ángulos del plano oclusal con cada uno de los cinco radios de curvatura (Figura 69). Para el paciente #2POB estas 15 simulaciones correspondieron a tres ángulos del vector de carga con los cinco radios de curvatura (Figura 70).

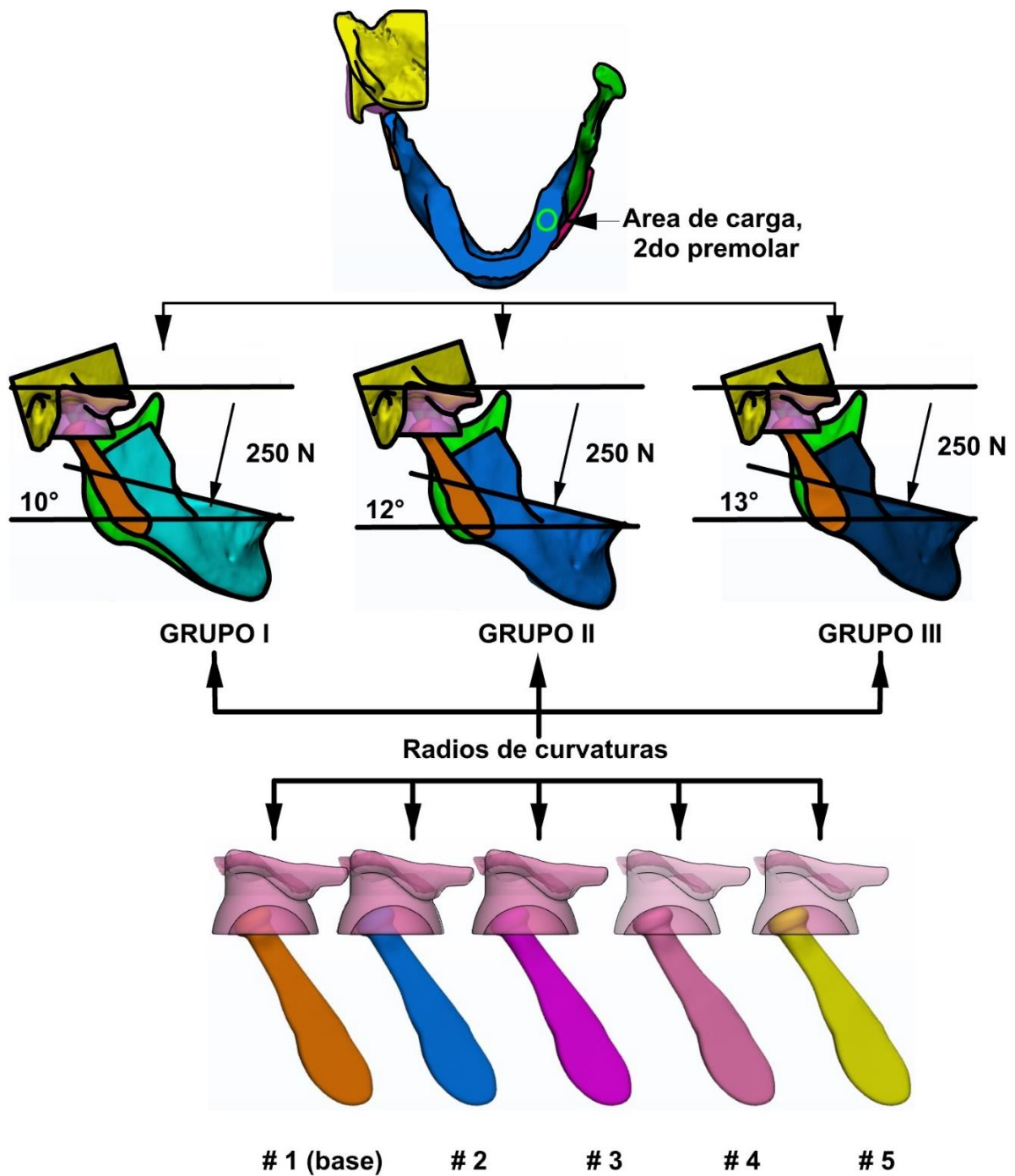


Figura 69 Flujo de simulación para el pte #1POA: Angulo plano oclusal y radios de curvatura.

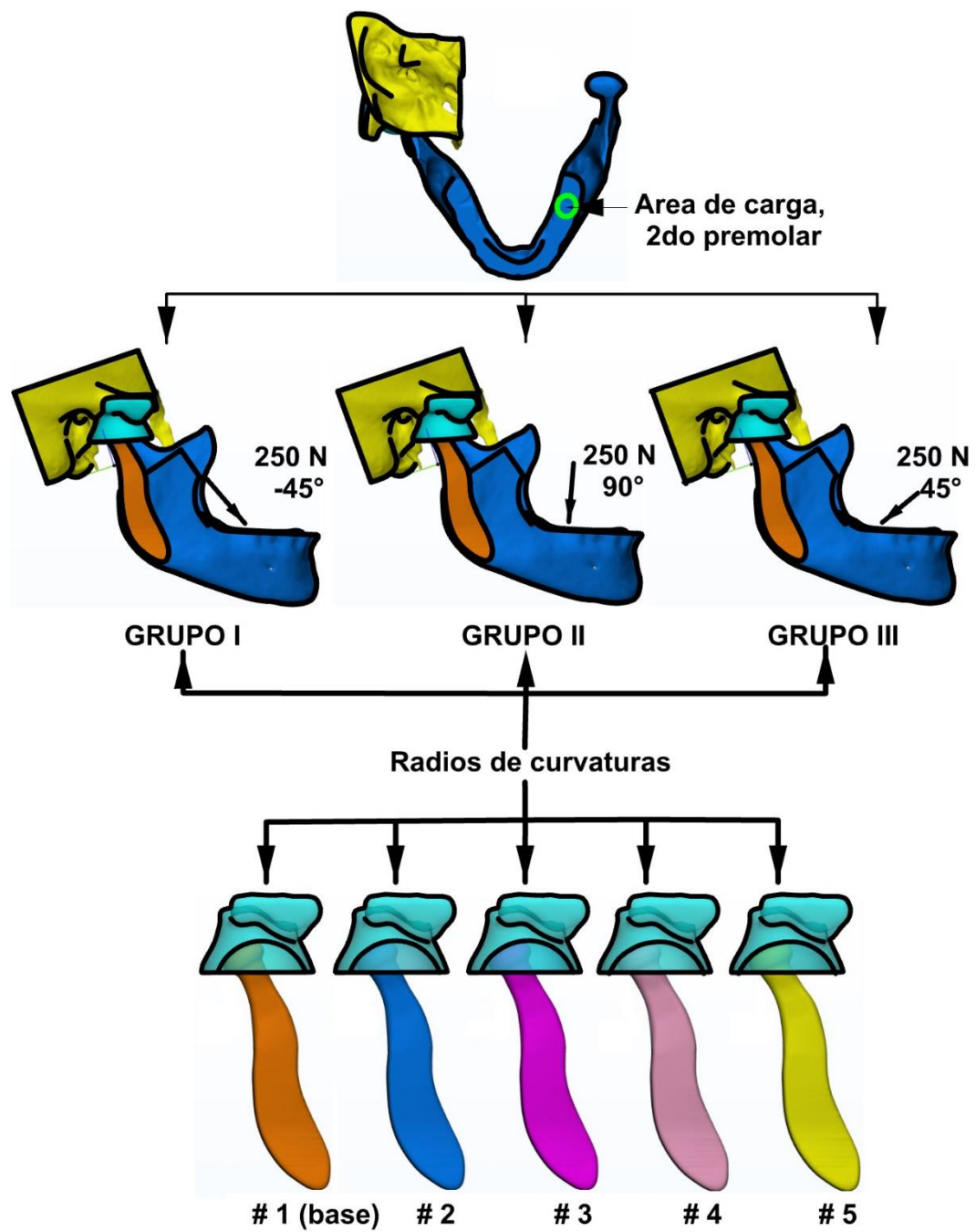


Figura 70 Flujo de simulación para el pte #2POB: Angulo del vector de carga y radios de curvatura.

RESULTADOS

Con el objetivo de brindar mayor claridad en la presentación de resultados, se expondrán únicamente los resultados gráficos de esfuerzos y desplazamientos de los radios de curvatura base #1 y #5 para ambos pacientes. Estos dos casos representan los extremos en términos de curvatura. Los esfuerzos y desplazamientos de los radios de curvatura (#2, #3 y #4) fueron presentados en forma de tabla.

Se analizaron los esfuerzos de Von Mises ya que facilitan la identificación de zonas propensas a deformaciones plásticas. Además, se presentaron los esfuerzos mínimos principales, ya que son proporcionales a las presiones de contacto. Complementariamente se presentan los desplazamientos de la cabeza condilar protésica

Posteriormente se describió las zonas sobre la superficie articular de la prótesis glenoidea donde estas magnitudes tenían sus valores máximos. Por último, en el plano sagital, se etiquetó tres puntos de control y se estudió la traslación condilar protésica de ambos pacientes.

Esta estrategia permitió enfocar la atención en los casos más relevantes y destacar las diferencias entre los radios de curvatura más extremos. En la Figura 71 se presenta un flujo para la presentación de resultados.

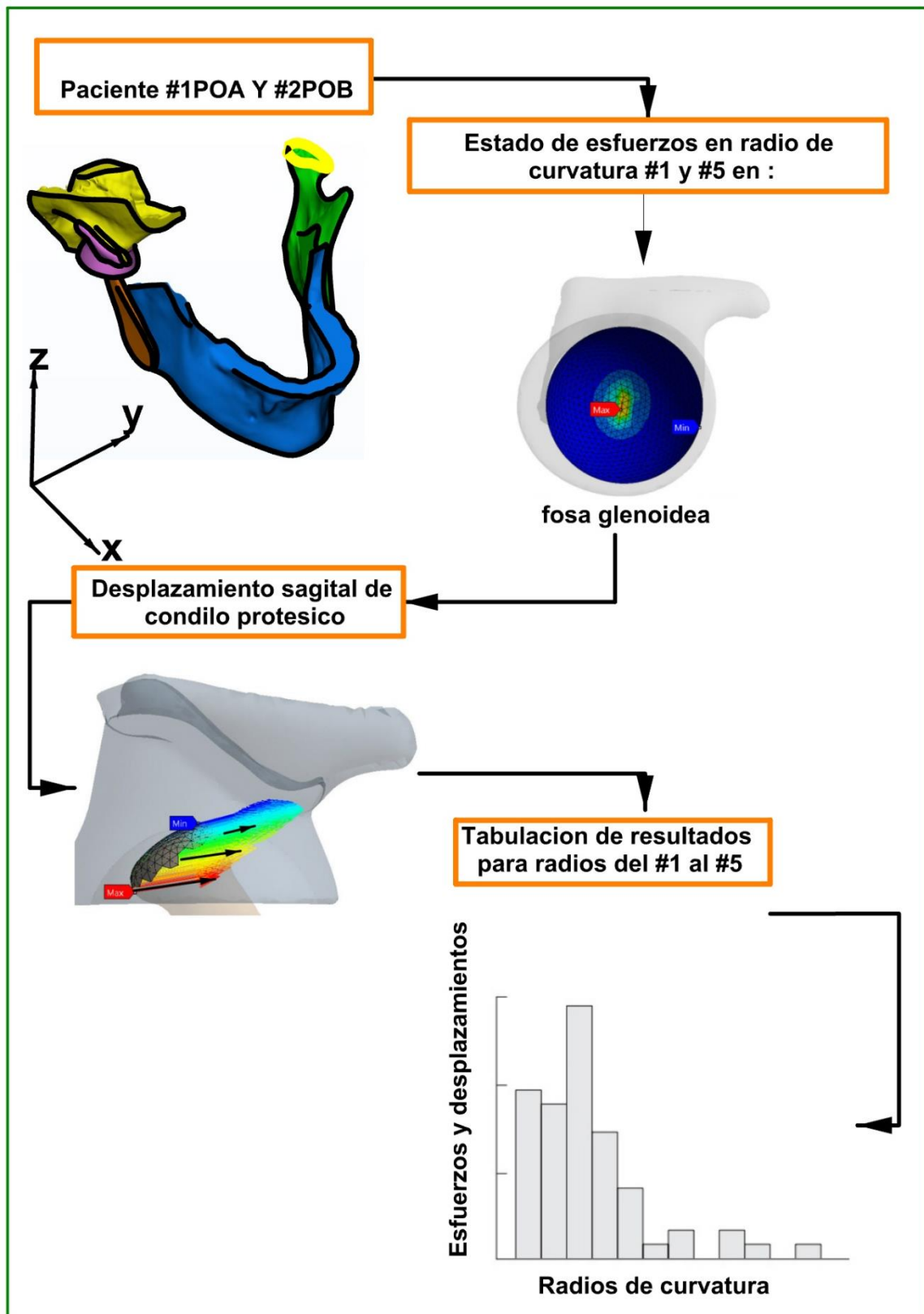


Figura 71 Flujo de trabajo para la presentación de resultados para ambos pacientes de estudio.

RESULTADOS PACIENTE #1POA

Grupo II: Estado de esfuerzos sobre superficie de contacto.

Para el ángulo oclusal de 12° (grupo II) el radio de curvatura base # 1 el cual representa la configuración de diseño común en el reemplazo ATM, presento un incremento del 26% en los esfuerzos de Von Mises y del 30% en los esfuerzos mínimos principales (31,3 MPa vs 23 MPa) y (-52,7MPa vs -36,7MPa) respectivamente, comparado con el radio de curvatura # 5 (Figura 72).

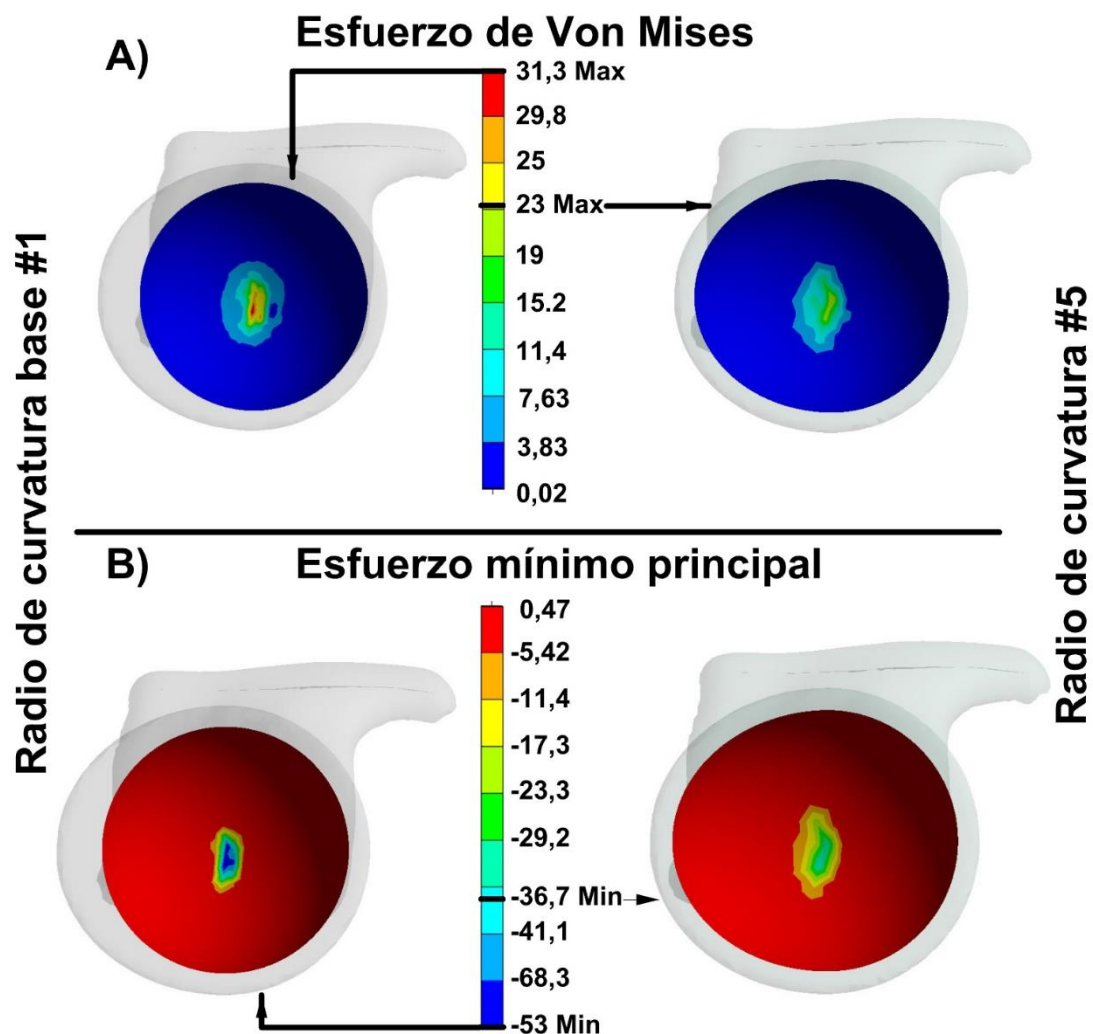


Figura 72 Esfuerzos de Von Mises (Mpa) y esfuerzo mínimo principal (MPa) en los radios de curvatura base #1 y #5, para el ángulo oclusal de 12° (grupo II) paciente: #1POA.

Magnitud de esfuerzos sobre superficie articular en implante glenoideo.

La Tabla 12 muestra los máximos esfuerzos de Von Mises y esfuerzos mínimo principal, junto con su ubicación en la superficie articular de la prótesis glenoidea, identificados según la Figura 73.

La mayor (34, 1 MPa) y menor (22,32 MPa) magnitud de esfuerzo de Von Mises se presentó en el radio de curvatura base # 1 y el radio de curvatura # 4 del plano oclusal de 10° (grupo I) respectivamente. La mayor (-59,3 MPa) y menor (-31,1 MPa) magnitud de esfuerzo mínimo principal se presentó en el radio de curvatura base #1 y radio de curvatura #3 del plano oclusal de 12° (grupo II) respectivamente, La mayoría de los esfuerzos se presentaron en la zona a y c en los cuadrantes I, II de la superficie articular protésica de la fosa glenoidea.

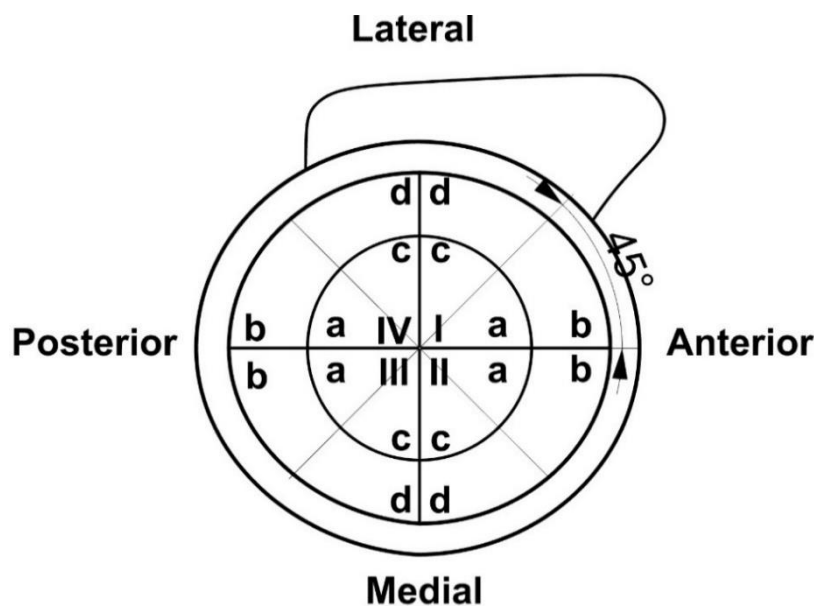
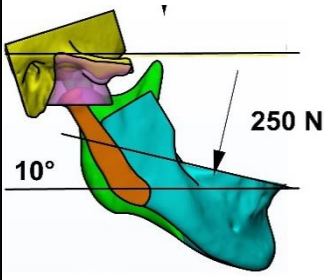
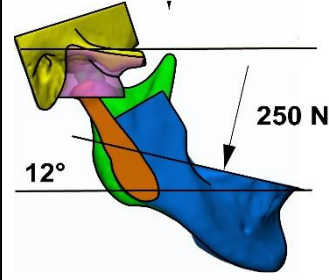
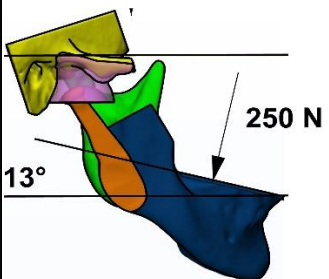


Figura 73 Vista axial y División espacial de la superficie articular de la fosa glenoidea protésica fuente: autor.

Tabla 12 Esfuerzos (MPa) sobre la superficie articular de la fosa glenoidea protésica.

GRUPO	Radio de curvatura	Esfuerzo de Von Mises		Esfuerzo principal mínimo	
		Max	Ubicación	Min	Ubicación
	#1	34,17	II-c	-59,32	I-a
	#2	26,02	III-c	-45,53	II-a
	#3	25,38	II-c	-36,21	II-a
	#4	22,32	I-a	-33,4	II-a
	#5	23,55	I-a	-36,67	II-a
	#1	31,31	III-c	-52,68	IV-c
	#2	27,95	I-a	-42,95	II-c
	#3	22,34	I-a	-31,1	II-c
	#4	25,69	II-a	-46,39	III-c
	#5	23,02	I-a	-36,74	IV-c
	#1	27,37	III-c	-55,29	IV-c
	#2	29,97	II-a	-54,67	II-a
	#3	26,15	I-a	-52,2	I-a
	#4	22,58	II-a	-40,75	II-a
	#5	23,89	II-a	-47,7	II-a

Los colores naranjas y azul representan el valor mínimo y máximo por columnas.

Desplazamientos sagitales de la cabeza condilar protésica Grupo II paciente #1POA.

A continuación, se presenta los desplazamientos de la cabeza condilar protésica en el plano ZX, siguiendo la traza de los nodos a, b, c (Figura 74).

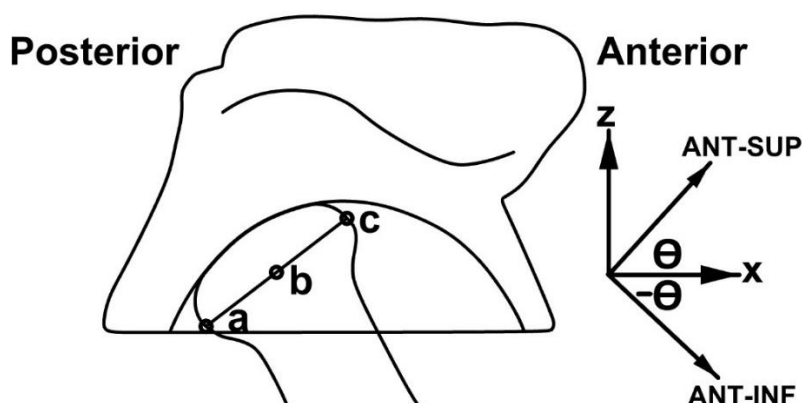


Figura 74 Vista sagital de componente condilar protésico, con nodos a, b, c, para descripción de desplazamientos, anterosuperior (ANT-SUP), anteroinferior (ANT-INF). Fuente: Autor

Se observó un aumento del 17% en los desplazamientos nodales a medida que los radios de curvatura variaron desde el # 1 a # 5 (Tabla 13), con un promedio de 2,18 mm, 2,10 mm, 2,12 mm para los nodos a, b, c respectivamente; los valores positivos de los cosenos directores indicaron un desplazamiento en sentido anterosuperior (ANT-SUP) constante para todos. El radio de curvatura base # 1 con el ángulo de plano oclusal de 12° (grupo II) (Figura 75), resultó ser la combinación más limitante para la traslación condilar protésica.

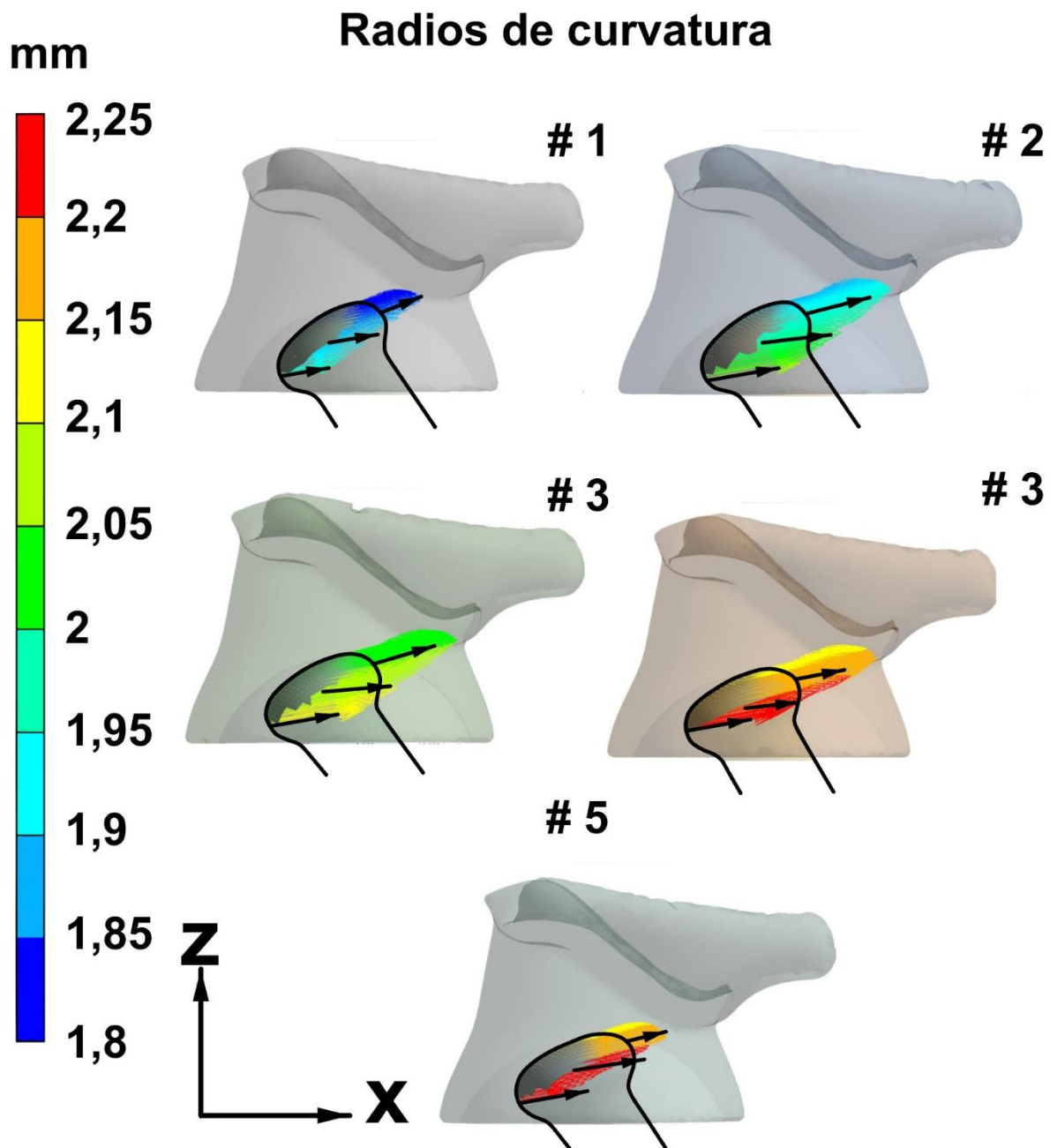
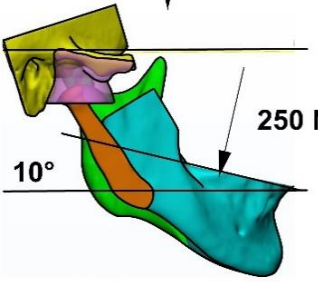
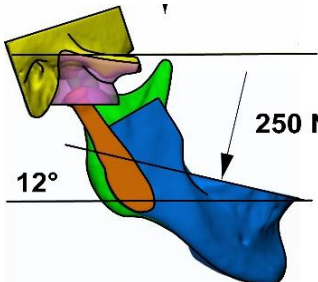
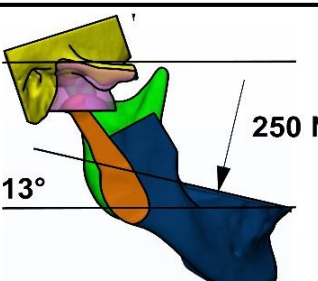


Figura 75 Desplazamientos (mm) de la cabeza condilar protésica en los nodos a, b y c en plano ZX, con ángulo de plano oclusal de 12° para pte #1POA

Tabla 13 Desplazamientos (mm) sagitales de los nodos a, b, c y sus respectivas direcciones pcte

GRUPO	Radio de curvatura	Nodo a	Cos(Θ)	Nodo a	Cos(Θ)	Nodo a	Cos(Θ)
	#1	2,11	10,9°	2,08	11,9°	2,09	12,8°
	#2	2,21	10,8°	2,17	11,1°	2,18	12,4°
	#3	2,32	11°	2,28	12,1°	2,29	13,1°
	#4	2,43	11,8°	2,39	12,3°	2,41	13°
	#5	2,45	11,2°	2,42	11,9°	2,44	13°
	#1	1,85	10,25°	1,84	11,9°	1,85	16,4°
	#2	2,02	7,8°	1,91	7,8°	1,94	13,3°
	#3	2,11	8°	2,01	9°	2,03	14,3°
	#4	2,20	10,3°	2,12	13,4°	2,17	15,8°
	#5	2,22	10,2°	2,13	13,7°	2,18	15,1°
	#1	1,96	9,4°	1,84	11,7°	1,80	16,5°
	#2	2,06	10,3°	1,93	11,7°	1,97	16,3°
	#3	2,14	10,4°	2,03	11,6°	2,07	16°
	#4	2,28	10,3°	2,16	15,3°	2,21	14°
	#5	2,28	9,7°	2,16	13°	2,23	12,6°

Los colores naranjas y azul representan el valor mínimo y máximo por columnas.

RESULTADOS PACIENTE #2POB

Grupo II: Estado de esfuerzos sobre superficie de contacto.

Para el ángulo de carga de 90° (grupo II) el radio de curvatura base # 1 el cual representa la configuración de diseño común en el reemplazo ATM, presento un incremento del 22% en los esfuerzos de Von Mises y del 72% en los esfuerzos mínimos principales (41 MPa vs 32,1 MPa) y (77 MPa vs -44,6 MPa) respectivamente, comprado con el radio de curvatura # 5(Figura 76).

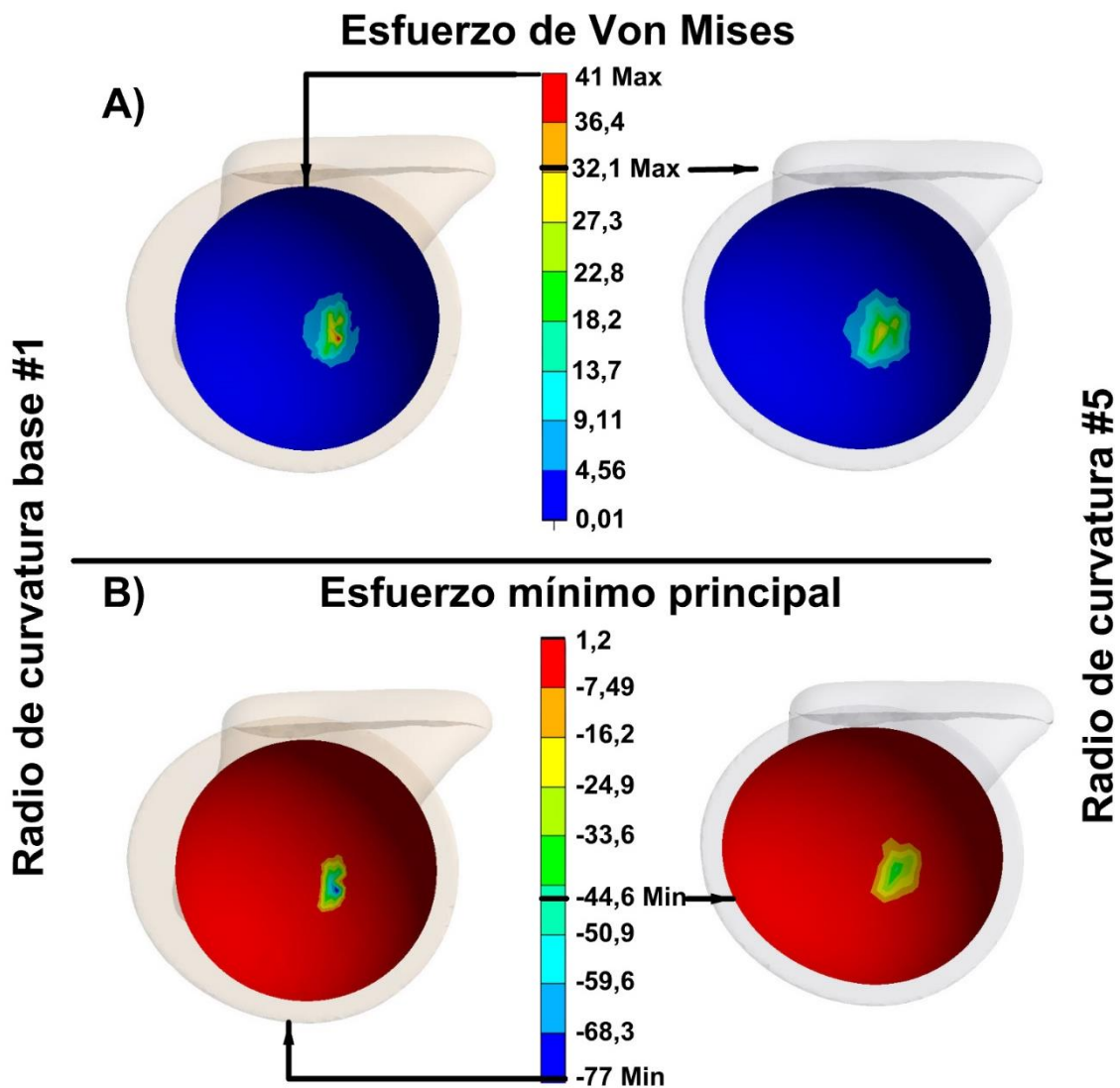


Figura 76 Esfuerzos de Von Mises (MPa) y esfuerzo mínimo principal (MPa) en los radios de curvatura base #1 y #5, para el ángulo de carga de 90° (grupo II) paciente: #2POB .

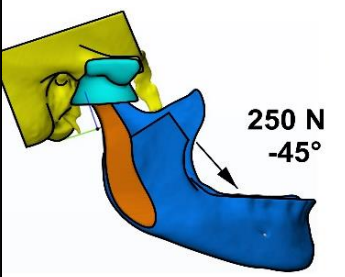
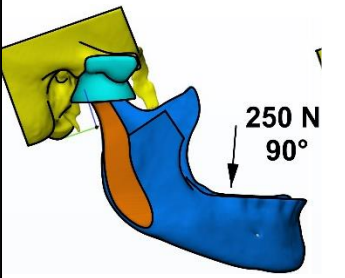
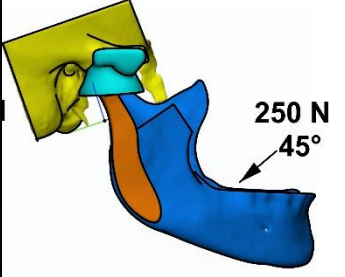
Magnitud de esfuerzos sobre superficie articular en implante glenoideo.

La Tabla 14 muestra los máximos esfuerzos de Von Mises y esfuerzos principales mínimos, junto con su ubicación en la superficie articular de la prótesis glenoidea, identificados según la Figura 74.

La mayor (51,4MPa) y menor (26,5 MPa) magnitud de esfuerzo de Von Mises se presentó el radio de curvatura # 2 con ángulo de carga de -45° (grupo I) y el radio de curvatura # 3 con ángulo de carga de 90° (grupo II) respectivamente. La mayor (-77 MPa) y menor (-36,6 MPa) magnitud de esfuerzo mínimo principal se presentó en el radio de curvatura base # 1 y radio de curvatura # 2, con ángulo de carga de 90° (grupo II) respectivamente, La mayoría de los

esfuerzos se presentaron en la zona a y c en los cuadrantes I, III y IV de la superficie articular protésica de la fosa glenoidea.

Tabla 14 Esfuerzos (MPa) sobre la superficie articular de la fosa glenoidea protésica.

GRUPO	Radio de curvatura	Esfuerzo de Von Mises		Esfuerzo principal mínimo	
		Max	Ubicación	Min	Ubicación
	#1	31,76	I-a	-49,7	I-a
	#2	51,39	II-a	-69,16	II-a
	#3	44,84	II-a	-57,71	II-a
	#4	41,36	II-a	-59,19	II-a
	#5	44,65	II-a	-60,8	II-a
	#1	40,69	III-c	-76,835	III-a
	#2	44,18	I-a	-59,38	IV-a
	#3	26,52	II-a	-36,23	IV-a
	#4	32,13	III-c	-66,69	IV-b
	#5	31,93	III-b	-44,3	IV-b
	#1	34,84	II-c	-44,26	II-c
	#2	36,36	III-c	-53,49	III-c
	#3	30,89	III-c	-52,49	III-c
	#4	32,03	II-C	-48,11	II-C
	#5	35,72	III-c	-52,31	II-a

Los colores naranjas y azul representan el valor mínimo y máximo por columnas.

Desplazamientos sagitales de la cabeza condilar protésica Grupo II paciente #2POB.

Para el grupo con un ángulo de carga de -45° (grupo I), se notó una reducción en los desplazamientos a medida que los radios de curvatura variaban de # 1 al # 5, los valores negativos de los cosenos directores en el radio de curvatura base # 1, # 4 y # 5 indicaron un desplazamiento en sentido anteroinferior (ANT-INF). En contraste, en los grupos con ángulos de carga oclusal de 90° y $+45^\circ$, (grupo II y III) respectivamente, se observó un aumento en los desplazamientos nodales (Tabla 15). En particular, el radio de curvatura base #1, con ángulo de carga de 90° (grupo II) demostró ser el más restrictivo para la traslación condilar protésica (Figura 77).

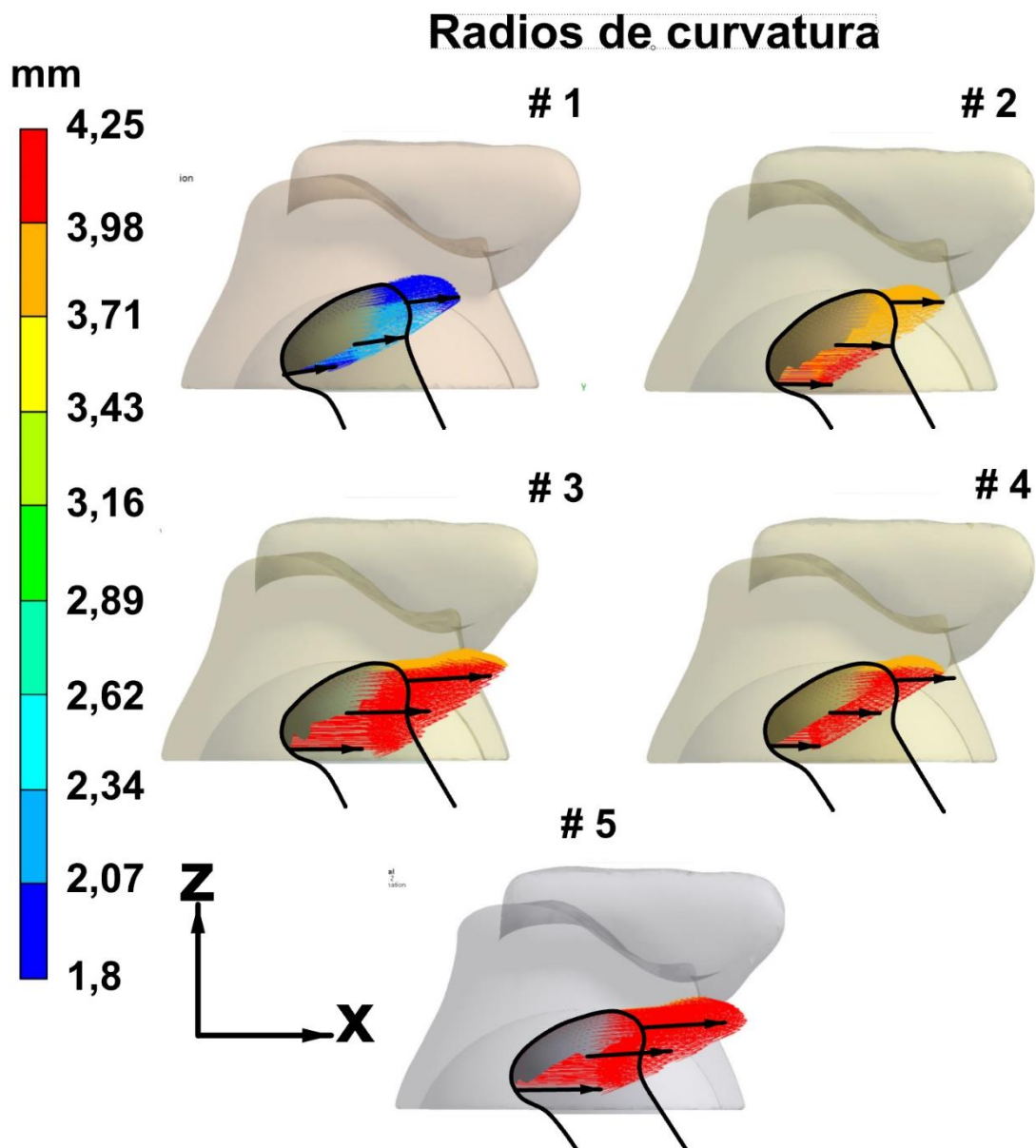
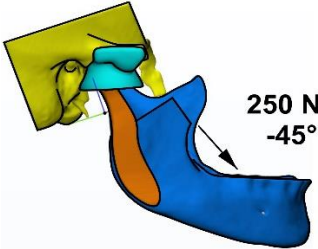
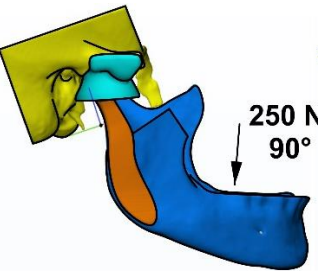
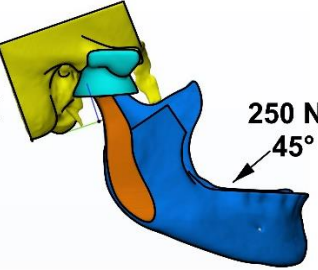


Figura 77 Desplazamientos (mm) de la cabeza condilar protésica en los nodos a, b y c en plano ZX, con ángulo de varga de 90° (grupo II) para pcte #2POB.

Tabla 15 Desplazamientos (mm) sagitales de los nodos a, b, c y sus respectivas direcciones, pcte #2POB

GRUPO	Radio de curvatura	Nodo a	Cos(Θ)	Nodo b	Cos(Θ)	Nodo c	Cos(Θ)
	#1	6,45	-12,1°	5,62	-9,6°	5,45	0,4°
	#2	3,32	4,2°	3,34	7,7°	3,31	7,9°
	#3	3,52	4,4°	3,41	7,7°	3,42	6,6°
	#4	5,54	-10,5°	4,72	-6,5°	4,62	-2°
	#5	5,56	-9,6°	4,77	-4,4°	4,76	-2°
	#1	2,00	4°	2,03	3,4°	2,08	3,2°
	#2	4,34	0,17°	3,88	0,2°	3,84	4,4°
	#3	4,08	0,6°	3,93	1,6°	3,91	3,7°
	#4	4,07	0,6°	3,94	1,6°	3,93	5,2°
	#5	4,13	1,4°	4,02	1,6°	3,99	2,3°
	#1	3,58	3,1°	3,55	3,3°	3,52	3,3°
	#2	3,30	3,57°	3,32	4,5°	3,34	6,5°
	#3	3,54	4,5°	3,41	5,7°	3,76	7,6°
	#4	3,51	4,2°	3,42	6°	3,39	7,1°
	#5	3,63	4,2°	3,52	5,9°	3,46	6,7°

Los colores naranjas y azul representan el valor mínimo y máximo por columnas.

ESFUERZOS Y DESPLAZAMIENTOS EN FUNCION DE LOS GRUPOS DE ESTUDIO.

Paciente #1POA

Se implemento el estudio de diferencias de medias ANOVA para el paciente sometido a cirugía ortognática y admitiendo un 5% de probabilidad de error en las estimaciones, se observó que el ángulo del plano oclusal no afecto significativamente las magnitudes de Von Mises ($p = 0,99$), esfuerzos principales mínimo ($p = 0,27$) sobre la superficie articular de la fosa glenoidea (Figura 78) y desplazamientos de la cabeza condilar protésica ($p = 0,09$) (Figura 79).

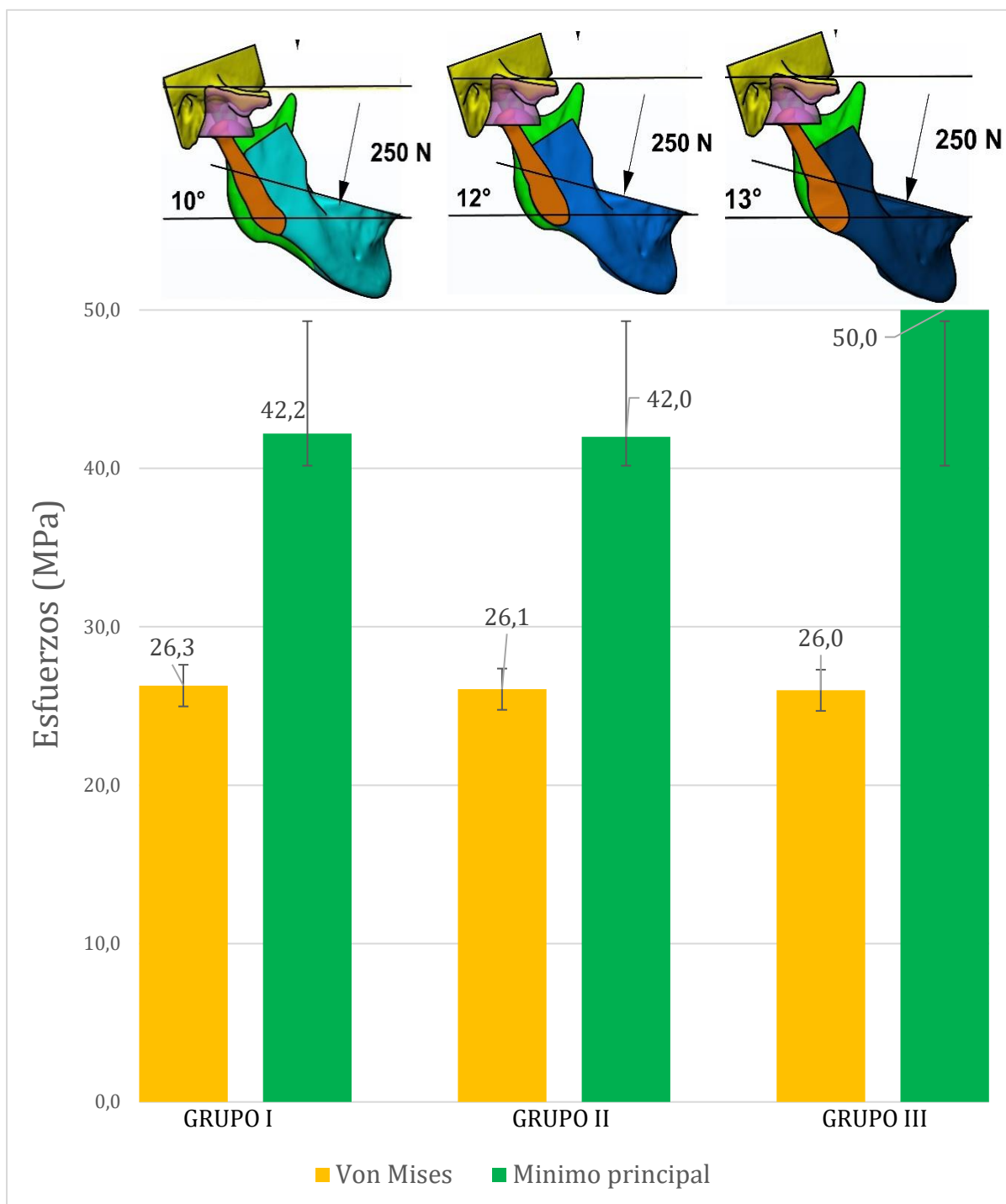


Figura 78 Promedio de esfuerzo de Von Mises y esfuerzo mínimo principal en función de ángulo del plano oclusal fuente: Autor

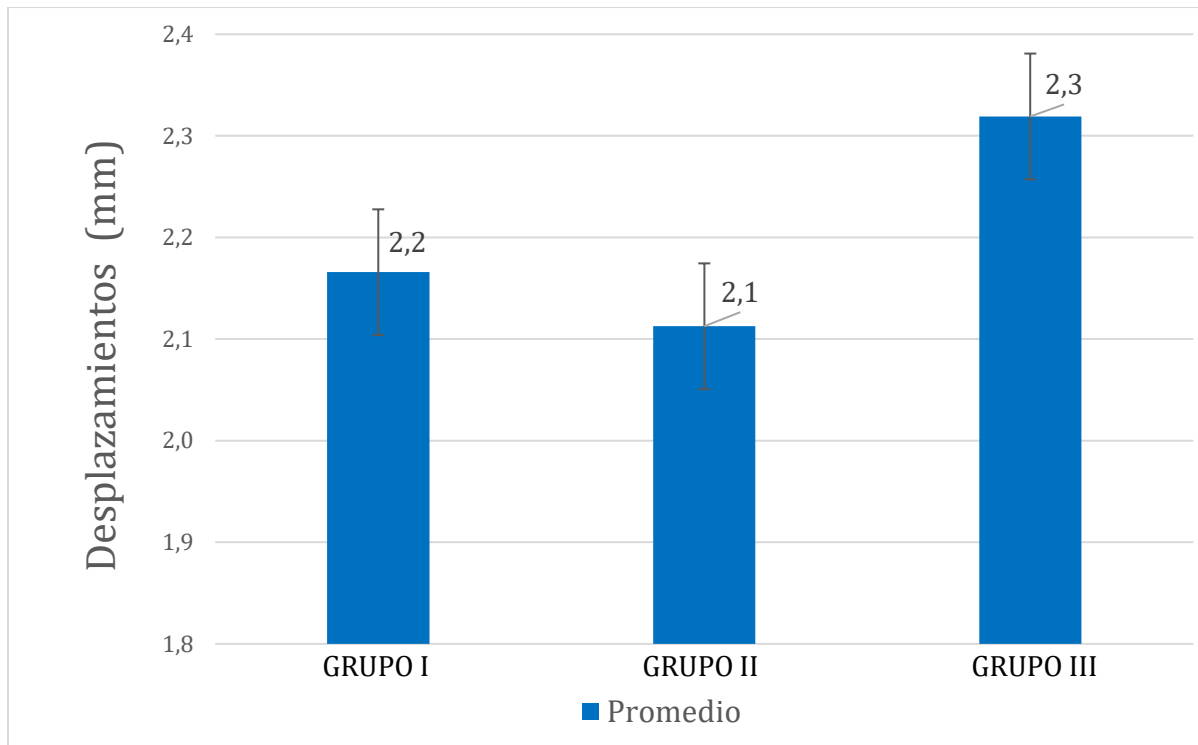


Figura 79 Promedio de desplazamientos máximo de la cabeza condilar protésica (C.C.P) en función del plano de inclinación.

Paciente #2POB

Se implementó el estudio de diferencias de medias ANOVA para investigar las diferencias en las medias de pacientes en relación con la variación del ángulo de carga a nivel oclusal. Se estableció un nivel de significancia del 5% para las estimaciones. Se observó que, a pesar de un aumento en las magnitudes de Von Mises en el grupo I en comparación con los otros dos grupos, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,07$). Esto se aplica tanto a los esfuerzos principales mínimos en la superficie articular protésica de la fosa glenoidea ($p=0,07$) (Figura 81) como a los desplazamientos de la cabeza condilar protésica en las simulaciones con un ángulo de carga de -45° en el grupo I, donde se encontró significancia estadística ($p=0,01$) (Figura 83)).

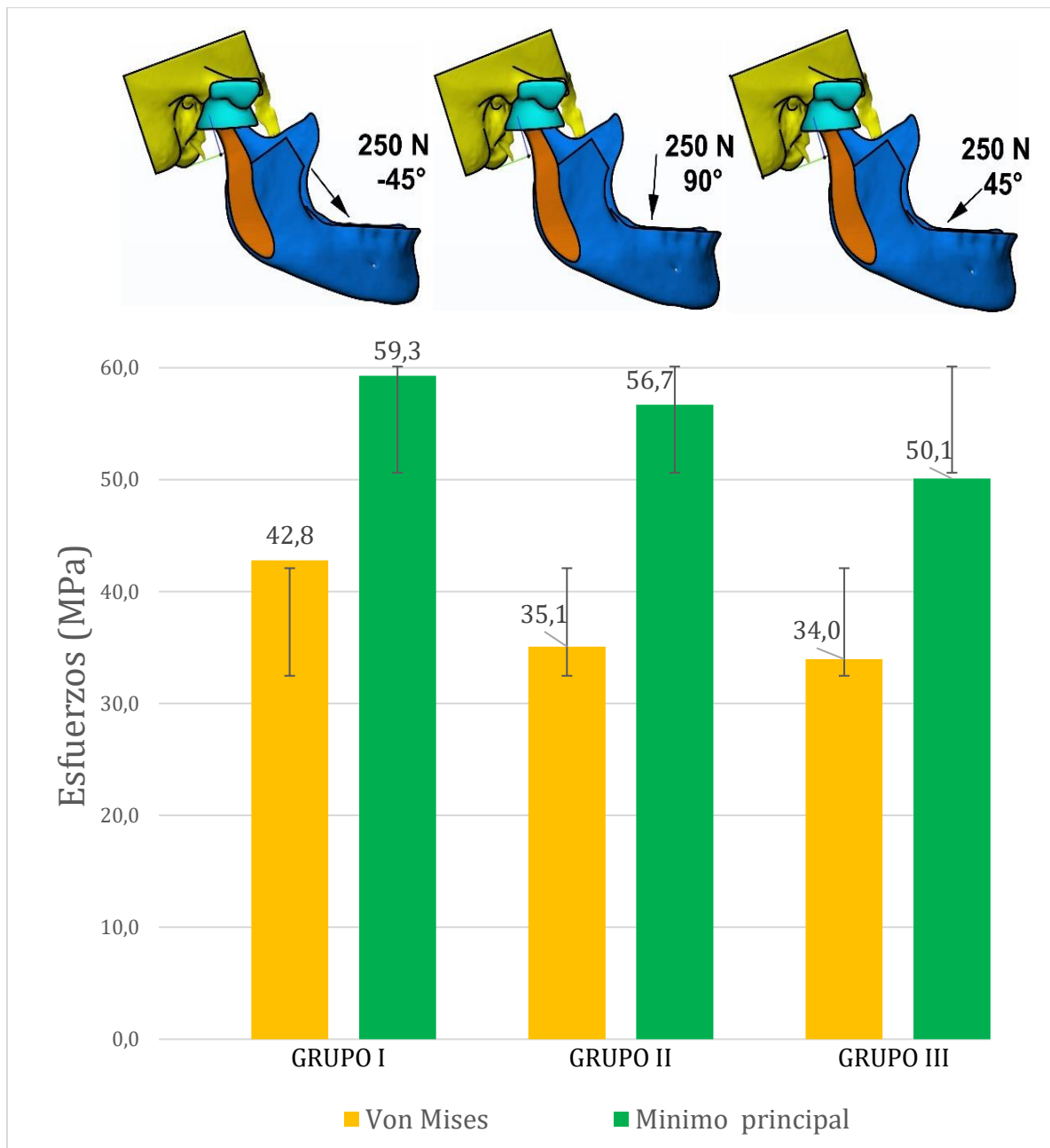


Figura 80 Promedio de esfuerzo de Von Mises y esfuerzo mínimo principal en función de ángulo de carga oclusal fuente: Autor

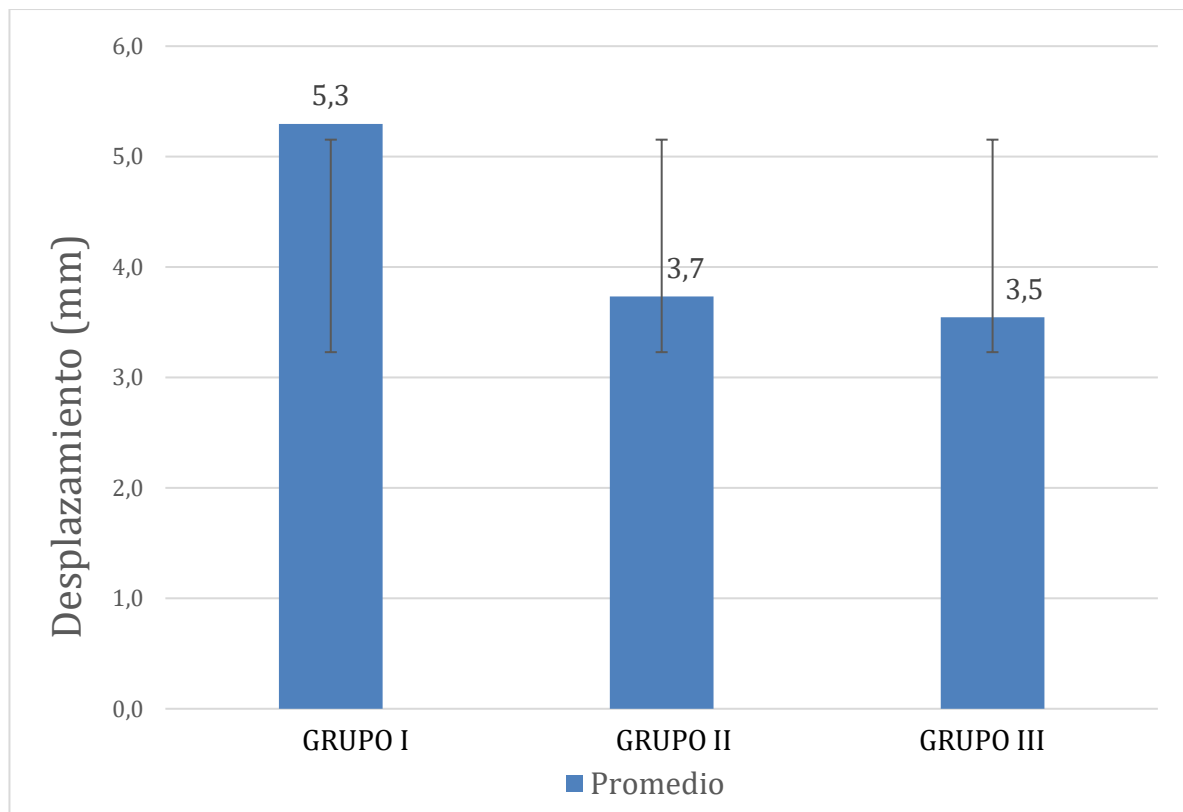


Figura 81 Promedio de desplazamientos de la cabeza condilar protésica (C.C.P) en función del plano de inclinación de la carga de 250 N.

DISCUSION

La presente investigación tuvo como objetivo evaluar la influencia mecánica del radio de curvatura sagital en el componente protésico de una prótesis ATM para dos tipos de paciente: uno, con plano oclusal alto (#1POA) al cual se le realizó cirugía ortognática y otro con plano oclusal bajo (#2POB) sin cirugía ortognática. En el transcurso del estudio se realizaron 15 simulaciones para el cada uno de los pacientes, para un total de 30 simulaciones.

Este estudio y basado en la información bibliográfica reciente (Ramos A, 2011), (Ramos A. , 2014) (Eric W, 2015) (Chowdhury A, 2011) (Xuzhuo C, 2018) (Rodrigues Y, 2018), es el único que ha evaluado el estado de esfuerzos mecánicos sobre una prótesis articular ATM tomando como parámetro de entrada:

1. Diferentes radios de curvatura sagital protésica.
2. Paciente con y sin cirugía ortognática.
3. La orientación personalizada de los músculos oclusales.

4. Centro cinemático protésico propio del paciente.
5. Densidad y módulo de elasticidad propios del paciente.
6. Dirección de carga oclusal (simulación de mordida) sobre segundo molar.

Discutiremos de una forma detallada que radios de curvatura sagital protésico presentaron el mayor estado de esfuerzos y desplazamientos, analizaremos como estos resultados se compara con investigaciones ya existentes y exploraremos las posibles implicaciones para la práctica médica y la teoría.

PACIENTE #1 POA

Se evidencio que el plano de inclinación oclusal parece no tener influencia sobre el estado de esfuerzos máximos promedio de Von Mises, esfuerzos mínimos principales y los desplazamientos promedio máximos nodales (Figura 79-81) sobre la superficie articular de la fosa glenoidea protésica; 26 MPa ($p = 0,99$), 22,91 MPa ($p = 0,27$), y 2,16 mm ($p = 0,09$), respectivamente, posiblemente esta condición se deba a las diferencias tan pequeñas de inclinación del plano oclusal para cada grupo. Sin embargo, para el plano con inclinación oclusal de 13° (grupo III) se presentó la mayor magnitud de esfuerzos principales mínimos -50.13 MPa.

No obstante, al analizar la tabla 18, se evidenció que los radios de curvatura # 3 y # 4 podrían ser considerados como los más apropiados para mitigar los esfuerzos de Von Mises (30 MPa), los esfuerzos mínimos principales (31MPa) y optimizar la traslación del componente condilar protésico respectivamente.

PACIENTE #2 POB

De una forma general se pudo observar que una inclinación posterior de -45° del ángulo de carga a nivel del 2do premolar (grupo I) (Tabla 20) generó sobre la superficie articular de la fosa glenoidea protésica el mayor esfuerzo de Von Mises y esfuerzo mínimo principal 42,8 MPa y -59,3 MPa respectivamente, al igual que el mayor desplazamiento condilar protésico de todos los grupos evaluados 5,3 mm.

Las tres magnitudes de salida evaluadas mostraron valores más altos, especialmente en el radio de curvatura base #1 y # 2 en los grupos con ángulo de carga de 90° y $+45^\circ$ (grupo II Y III) respectivamente, a excepción de la simulación con ángulo de carga de -45° (grupo I) (Tabla

20). El radio de curvatura base # 1 es el diseño que se utiliza en la mayoría de las prótesis de la ATM a nivel mundial, se caracteriza por ser esférico, lo que limita la traslación del componente condilar protésico al comprimirlo en el plano zx en la zona anterior del radio de curvatura. Esta limitación ha sido previamente informada por (Eiggener CS, 2012), y los resultados de nuestro estudio lo explican.

Ahora bien, evaluando la relación del ángulo de carga de -45° y 90° (grupo I y II) respectivamente, se evidenció que los radios de curvatura #3 y #4, presentaron la geometría más adecuada para reducir los niveles de esfuerzos de Von Mises (26.52 MPa) y esfuerzos mínimos principales (-36,23 MPa) (Tabla 20) y optimizar la traslación sagital del componente condilar protésico (Tabla 21). Por último, cuando el ángulo de carga es de $+45^\circ$ (grupo III), los radios de curvatura #4 y #5 emergen como las opciones más idóneas para la disminución de los esfuerzos de Von Mises (32 MPa) y los esfuerzos mínimos principales (-48 MPa), es conveniente recordar que el esfuerzo ultimo σ_y del Polietileno de ultra alto peso molecular (PE) para fines médicos puede oscilar entre los 20MPa a 50MPa estos valores son función del método de esterilización, del proceso de oxidación del material en sangre, la cantidad de radicales libres dentro del biomaterial posterior a diferentes cantidades de irradiación con rayos gama que puede oscilar entre 50Gy a 220Gy, (Pierangiola B, 2017).

De una forma general los radios de curvatura #3 y #4 redujeron los esfuerzos de Vonmises y esfuerzos mínimos principales en casi un 50 % y 60% para el paciente #1 P0A y #2POB respectivamente, finalmente el diseño articular propuesto, logro mejorar en un 100% la traslación sagital de la cabeza condilar protésica respecto a los diseño semiesférico propuesto por (Van Lon, 2002), y un 70% (3.5mm vs 5 mm) y 46 % (2.3mm vs 5 mm), comparado a la traslación promedio de un cóndilo anatómico (Faulkner, 1987), para los pacientes #1POA y #2POB respectivamente. σ

GENERALIDADES

En concordancia con lo expuesto por (Eiggener CS, 2012) nuestros resultados explican porque los radios de curvatura base #1 presentan mayor restricción en los desplazamientos sagitales de la cabeza condilar protésica, esto debido a que su curvatura no permite desplazamientos en dirección postero–anterior. Nuestro estudio sugiere que los radios de curvatura #3 #4 y #5 permiten mayores desplazamientos de la cabeza condilar protésica, lo cual podría solucionar

las limitantes actuales de algunos diseños para replicar los desplazamientos naturales de la cabeza condilar protésica.

A diferencia de lo propuesto por (Van Loon., 1999) en este proyecto se localizó el centro cinemático protésico en una posición inferior al punto espacial que llamamos centro cinemático anatómico descrito por (Yatabe A, 1995). Este procedimiento resulto ventajoso para incrementar el brazo de palanca entre el centro de giro protésico y el musculo masetero profundo, además de que permitió posicionar la superficie de contacto glenoides-cóndilo en la zona posterior de cada radio de curvatura protésico. Finalmente, el desplazamiento del centro cinemático condilar protésico en el plano del eje de rotación instantáneo ERI (Figura 46), garantizo un contacto centrado entre las dos superficies protésicas, tal como sugiere (Mesnard M, 2014).

En comparación con el estudio teórico de (Van Loon., 1999) donde se reportan desplazamientos de 5 mm en las cabezas condilares tipo esferas en dirección posterior a anterior. Nuestra investigación encontró resultados similares (6,45mm) en la simulación del radio de curvatura #1 para el ángulo de carga de -45° (grupo I) paciente #2POB. En las simulaciones con ángulos de carga de 90° y $+45^{\circ}$ (grupos II y III) los desplazamientos fueron de 4 mm y 3.5 mm, respectivamente. En el caso del paciente #1POA, el promedio fue de 2 mm. La discrepancia con los resultados de Van Loon se debe a que en nuestro estudio se incluyó la prótesis de fosa glenoidea. Esto, en cierta medida, limitó los desplazamientos sagitales del implante ATM propuesto. En consecuencia, nuestro estudio se aproxima más a una condición física ideal de traslación protésica.

La longitud de 7 mm en el semieje vertical de los radios de curvatura reduce la probabilidad de luxación, ya que ningún desplazamiento de la cabeza condilar protésica superó ese valor. El máximo desplazamiento el cual fue de 5,4 mm en sentido anteroinferior se observó en el radio de curvatura # 4 del grupo I del paciente #2POB (Tabla 15).

A pesar de la afirmación de (Van Loon, 1998) que la posición vertical del centro de giro no afecta los niveles de tensión en las prótesis articulares, en este estudio se encontró que esto solo es válido para diseños de radio de curvatura esféricos a nivel condilar. Es importante destacar que este autor no consideró la superficie articular protésica de la fosa glenoidea en su simulación. Nuestros resultados indican que al modificar la ubicación espacial del centro de

giro de la prótesis y adoptar un diseño no esférico de la superficie articular protésica en la fosa glenoidea, es posible reducir los esfuerzos de Von Mises y los esfuerzos mínimos principales por debajo del límite de resistencia último del PE y a su vez mejora la traslación del componente condilar protésico, lo que se traduce en implantes más longevos y con una función más anatómica.

En la actualidad, la evaluación del estado de esfuerzos en la superficie articular protésica del ATM (articulación temporomandibular) ha sido objeto de escasa atención en la literatura científica. Aunque existen estudios relevantes en este campo, como los realizados por (Armentani E, 2010) (Ramos, 2011) (Chowdhury A, 2011) es importante destacar que estos trabajos han abordado el tema desde una perspectiva que presenta limitaciones significativas.

En primer lugar, es fundamental señalar que estos estudios han descrito el estado de esfuerzo (únicamente de la cabeza condilar protésica, dejando de lado la superficie articular de la fosa glenoidea protesica), utilizando magnitudes musculares teóricas y experimentales que no representan de manera precisa las características individuales de los pacientes. Esto plantea un problema sustancial, ya que la variabilidad entre los pacientes en cuanto a la fuerza, dirección, actividad y área de inserción muscular e incluso propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular puede ser considerable. Por lo tanto, la aplicación de modelos genéricos de fuerza muscular y propiedades mecánicas a la simulación computacional del ATM no refleja adecuadamente la complejidad de la biomecánica mandibular.

Para lograr implantes articulares más longevos y anatómicos es esencial avanzar hacia una aproximación más personalizada y precisa en la evaluación de los esfuerzos en la superficie articular protésica del ATM. Esto implica considerar las características vectoriales de los músculos oclusales, así como las propiedades mecánicas óseas específicas de cada paciente respectivamente. La desviación de estas dos magnitudes puede tener un impacto significativo en la fuerza de reacción protésica y, en última instancia, en el estado de esfuerzo sobre la prótesis ATM (Stefan, 2008). Por lo tanto, la incorporación de datos individualizados en las simulaciones computacionales se convierte en un paso crítico para mejorar la precisión y la relevancia clínica de estos análisis.

De manera congruente con el estudio por elementos finitos descrito por (Xuzhuo C, 2018) nuestros hallazgos también corroboran que la distribución espacial de los esfuerzos en la

superficie articular protésica de la fosa glenoidea se concentra predominantemente en la región central y medial. No obstante, al comparar los valores máximos de esfuerzos de Von Mises en la superficie articular, observamos notables discrepancias. En particular, en nuestro estudio se registraron valores de 26 MPa para la simulación con plano oclusal de 13° (grupo III) paciente #2POB y 34 MPa para simulación con ángulo de carga de -45° (grupo I) paciente 1POA, en contraste con los datos reportados por Xuzhou C, que arrojaron un valor de 19.61 MPa.

Estas diferencias sustanciales pueden ser atribuidas a diversas variables que deben ser destacadas. En primer lugar, es relevante mencionar que el autor Xuzhou C no proporcionó información acerca del radio de curvatura del diseño de la fosa protésica glenoidea. En su estudio se observa que tanto la fosa y la cabeza condilar protesica son de una forma general “planas” lo cual podría influir significativamente en la distribución de esfuerzos, Además, no se realizó la resección de la apófisis coronoides en el lado del implante, lo que podría afectar la transmisión de fuerzas en la articulación. Es importante subrayar que no se simularon cargas a nivel de los dientes para representar la función de masticación, un factor crucial en la fuerza de reacción temporomandibular. Por último, la utilización de datos vectoriales musculares provenientes de fuentes ajenas al paciente en el estudio de Xuzhou C podría no ser representativos de la fuerza muscular del paciente en cuestión.

Como se ha expuesto previamente, la relación entre el ángulo oclusal y la eminencia glenoidea, documentado por (Claire E, 2011) (Nickel JA, 1988) (Nickel JC, 1989) carece de relevancia en el contexto del diseño de prótesis articulares. Esto se debe a que la porción anterior de la superficie articular no entra en contacto directo con la cabeza condilar protésica, como se ilustra en la Figura 54. Cualquier intento de modificar este ángulo en el diseño de la fosa glenoidea protésica presenta desventajas significativas, ya que evitaría la traslación sagital del componente condilar protésico, lo que a su vez aumentaría los esfuerzos de Von Mises, tal como lo demostramos para los radios de curvatura base # 1.

La única opción para reducir este ángulo sería desplazar el centro cinemático protésico (CCP) en sentido caudal, más allá de los 10 mm expuestos en la Figura 45. Sin embargo, esta solución plantea problemas considerables, ya que obliga a crear una prótesis de dimensiones excesivas e incómodas desde el punto de vista del abordaje quirúrgico, hacer una resección masiva de hueso mandibular y disminución del brazo de palanca del CCP respecto a la fuerza de muscular resultante. En consecuencia, se concluye que la modificación en el diseño de la fosa glenoidea

no es una estrategia optima ni viable en la práctica clínica, dado que conlleva implicaciones anatómicas y técnicas adversas.

Aunque existen investigaciones previas sobre los esfuerzos en la superficie articular protésica del ATM, es evidente la necesidad de una mayor atención en la individualización de los datos con los que se alimentan las simulaciones computacionales; tales como vectores musculares, propiedades mecánicas de los huesos, ubicación de CCP, determinación del plano de ERI, y radio de curvatura sagital de las prótesis. Esta mejora metodológica permitirá una comprensión más completa y precisa de la biomecánica de la articulación protésica temporomandibular y, en última instancia, contribuirá al desarrollo de prótesis ATM más efectivas, dando un paso más hacia la personalización completa de la prótesis.

Una futura investigación debería abordar el diseño de los radios de curvatura, en la zona anterior del semieje horizontal en dirección x positiva.

Esta tesis de maestría abordó la idea y demostró que los radios de curvatura #3 y #4 pueden ser considerados como los más apropiados para reducir los esfuerzos de Von Mises y optimizar la traslación del componente condilar protésico respectivamente, para ciertas condiciones específicas de dos pacientes sometidos a un reemplazo articular de la articulación ATM.

BIBLIOGRAFIA

- Abubaker A. (1996). Effects of sex hormones on protein and collagen content of the temporomandibular joint disc of the rat. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 54:721–727.
- Aftan K. (2013). Total TMJ replacement with zirconium oxide ceramic prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Surg.*, ;42(10):1356.
- Alomar. (2006). Temporomandibular joint loading generated during bilateral static bites at molars and premolars. *Medical and Biological Engineering and Computing*, V1.1017-1030.
- Alomar X. (2007). Anatomy of the temporomandibular Joint. *Seminars in Ultrasound CT and MRI*, v28, 170-183.

- Annan Li. (2023). An Improved Finite Element Model of Temporomandibular Joint in Maxillofacial System: Experimental Validation . *Annals of Biomedical Engineering*, V0 45 1-10.
- Aragón MC. (2005). Trastornos de la articulación témporo-mandibular . *Rev. Soc. Esp. Dolor*, 12: 429-435.
- Armentani E. (2010). Fem Sensitivity Analyses on the Stress Levels in a Human Mandible with a Varying ATM Modelling Complexity. *The Open Mechanical Engineering Journal*, 2010, 4, 8-15, 8-15.
- Aziz SR. (2004). Hullihen and the origin of orthognatic surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1303-1307.
- Baragar F. (1994). movement to biomechanical constraints movement to biomechanical constraints journal of biomechanics volume 17, issue 10, 1984, pages 757-767. *journal of biomechanics* , V17:757-767.
- Baron P. (1979.). A biomechanical functional analysis of the masticatory muscles in man. *Arch Oral Biol*, 24:547-553.
- Bartee Bk. (1995). The use of high-density polytetrafluoroethylene membrane to treat osseous defects:. *Clinical reports. Implant Dent.*, 4:22-26.
- Bechelli. (1991). Diagnóstico y Planeamiento en Prótesis Oseointegrada. *Revista de la Asociación Odontológica Argentina.*, 79.
- Beek M. (2001). Three-dimensional Finite Element Analysis of the Cartilaginous Structures in the Human Temporomandibular Joint. *J Dent Res*, 1913-1918.
- Berbenel J. (1972). The biomechanics of the temporomandibular joint: A theoretical study. *Journal of Biomechanics*, v5: 251-256.
- Block. (1990). Complications of mandibular fractures. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 2: 525-50.
- Boever JA. (2000). Need for occlusal therapy and prosthodontic treatment in the management of temporomandibular disorder. *J Oral Rehabil*, 27: 367-79.
- Bonet. (1997). Nonlinear continuum mechanics for analysis. . *Cambridge university press*, 22-70.
- Briceño F. (2013). Evaluation of Temporomandibular Joint Total Replacement with Alloplastic Prosthesis: Observational Study of 27 Patients. *Cranio Maxillofac Trauma Reconstruction* 2013;6:171-17, 6:171-17.
- Buranastidporn B. (2006). Effect of biomechanical disturbance of the temporomandibular joint on the revalence of internal derangement in mandibular asymmetry B. Buranastidporn. *European Journal of Orthodontics*, V28. 199-205.
- Carraro JJ. (1978). Effect of occlusal splints in TMJ symptomology. . *J Prosthet Dent*, 40: 563-6.
- Carter DR. (1977). The behavior of bone as a twophase porous structure,. *J Bone Joint Surg*, 59A: 954-62.
- Celebi. (2011). Development of a mandibular motion simulator for total joint replacement. *J Oral Maxillofac Surg*, 66:69.

- Chandrupatla. (2012). Introduction to Finite Elements in Engineering. New Jersey : Pearson.
- Charnley J. (1972). The long-term result of low-friction arthroplasty of the hip as a primary intervention. *Bone Joint Surg*, 54-B:61.
- Charnley J, C. (1970). Total hip replacement by lowfriction arthroplasty,. *C/in. Orthop.*, 3970, 72, 7-21., 72, 7-21.
- Chase D. (1995). The Christensen prosthesis: a retrospective clinical study. . *Oral Surg. OralMed. Oral Pathol.* , 273–278.
- Chaware S. (2009). Application of the rapid prototyping technique to design a customized temporomandibular joint used to treat temporomandibular ankylosis. *Indian J Plast Surg*, 42(1):85-93.
- Chowdhury A. (2011). A comparison of stress distributions for different surgical procedures, screw. *Journal of Biomech*, V(14):2584-7.
- Christense. (1963). The correction of mandibular ankylosis by arthroplasty and the insertion of a cast Vitallium glenoid fossa. *J S Calif S Dent Assoc*, 31:117.
- Christensen. (1963). The correction of mandibular ankylosis by arthroplasty and the insertion of a cast vitallium glenoid fossa: a new technique. *Am J Orthop*, 5: 16–24.
- Christine. (1995). PATHOGENESIS OF DEGENERATIVE JOINT DISEASE IN THE HUMAN TEMPOROMANDIBULAR JOINT. *Crit Rev Oral Biol Med*, 6(3):248-77.
- Citarella R. (2012). FEM and BEM Analysis of a Human Mandible with Added Temporomandibular Joints. *The Open Mechanical Engineering Journal*, Vo 6, 100-114.
- Claire E. (2011). Modeling the biomechanics of articular eminence function in anthropoid primates. *Department of Community and Family Medicine*,, 551-564.
- Clough RW. (1960). The finite element the plane stress analysis. *A.S.C.E Conf electronic Computstion*.
- Cowin S. (1989). Bone Mechanics. *Boca raton*, 110-190.
- D'Silva. (2006). Metastatic tumors in the jaws. *J Am Dent Assoc* , 137: 1667–72.
- Darawsheh HM. (2023). Choosing the optimal mandible position for inferior alveolar nerve block (IANB) using finite element analysis. *Annals of Anatomy*, v0 247 152055.
- Dawaon P. (2007). Functional Occlusion: From TMJ to Smile Design . *Elseiver Mosby*, 2-638.
- Dawson. (2007). *Function occlusion from tmj to smile design*. St. Louis, Missouri 63146: Mosby.
- Dimitriou, V. (2014). The number of daily jaw movements in patients with bruxism and in healthy controls. . *Oral and Maxillofacial Surgery*, , V2, 125-130.
- Dimitroulis G. (2018). A new three-dimensional, print-on-demand temporomandibular prosthetic total joint replacement system: Preliminary outcomes . *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 1_31.
- Dingworth D. (1998). Comparison of two total joint prosthesis systems used for TMJ reconstruction. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 56-59.

- Driemel O. (2009). Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* , 909–920.
- Dutta G. (2014). Three -Dimensional Finite Element Analysis of Human Mandible to Calculate Muscle Forces. *Master of Science* , 2-60.
- Dworkin SF. (1992). Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord* , 6: 301-55.
- Edward Ellis. (2005). Treatment of Mandibular Condylar Process Fractures: Biological Considerations. *J Oral Maxillofac Surg*, 63:115-134.
- Eggers. (1946). Arthroplasty of the temporomandibular joint in children with interposition of tantalum foil. *J Bone Joint Surg*, 28:603,.
- Eggers G. (1946). Arthroplasty of the temporomandibular joint in children with interposition of tantalum foil. *J Bone Joint Surg* , 603.
- Eiggener CS. (2012). *Int J Oral Maxillofac Surg.*, V41(9):1041–5. .
- Eiggener CS. (2012). *Int J Oral Maxillofac Surg.* , 41(9):1041–5.
- Eric W. (2015). Finite element analysis of a condylar support prosthesis to replace the temporomandibular joint. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* , v(4):352-357.
- Fangjie Z. (2023). Variation in stress distribution modified by mandibular material property: a 3D finite element analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 229-107310.
- Faulkner. (1987). A three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading. *J Biomechanics*, 997-1002.
- Faulkner MG. (1987). Three-dimensional investigation of temporomandibular. *joint loading. J Biomech.* , 20(10):997–1002.
- Fields HL. (1994). Pharmacological approaches to the treatment of chronic pain: new concepts and critical issues. . *Seattle: IASP Press*.
- Flot W. (1984). Place de la prothèse intermédiaire à cupule non scellée dans la chirurgie reconstructive de l'articulation temporo-mandibulaire. *Ann Chir Plast Esthet*, 29:253,.
- Francesco. (2007). Temporomandibular Joint Soft-Tissue Pathology, I: Disc Abnormalities. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, V28 194-204.
- Francesco M. (2007). Temporomandibular Joint Soft-Tissue Pathology, I: Disc Abnormalities. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, V28 194-204.
- Franci G. (2014). Modified bone density-dependent orthotropic material model of human mandibular bone. *Medical Engineering & Physics*, V 36 1684-1692.
- Gaylord S. (1985). Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces II the importance of the direction of the jaw . *Journal of Biomechanical*, Vol 18 453-461.
- Genovesi W. (2018). A new concept and design for an alloplastic total TMJ prosthesis using PEEK LT1 20% BA. . *J Oral Maxillofac Surg.*, 76(10):e75–e76.

- Gerard DA. (1994). Mechanical wear studies on a PMMA condylar prosthesis system. *J Oral Maxillofac Surg* 52:132, 1994. *J Oral Maxillofac Surg*, 52-134.
- Gesch D. (2004). The association of malocclusion and functional occlusion and temporomandibular disorders (TMD) in adults: a systematic review of population based studies. *Quintessence Int*, 35: 211-21..
- Giannakopoulos HE. (2012). Biomet Microfixation Temporomandibular Joint Replacement System: A 3-Year Follow-Up Study of Patients Treated During 1995 to 2005. *J Oral Maxil Surg.*, 787-794.
- Gillies HD. (1920). Plastic surgery of the face. Oxford University Press. London,. *Oxford University Press. London.*
- Goodsell. (1947). Tantalum in temporomandibular arthroplasty. *J Oral Surg*, 5: 41-45.
- Grant PG. (1973,). Lateral pterygoid: two muscles? *Am J Anat* 1973; 138: 1-10., 138-146.
- Gysi. (1921). Studies on the leverage problem of the mandible. *Dental Digest*, 23:74.
- Gysi A. (1921). Studies on the leverage problem of the mandible. *Dental Digest*, 23:74.
- Hansson T. (1977). Thickness of the soft tissue layers and articular disk in temporomandibular joints with deviations in form. *Acta Odontol Stand*, 35: 281- 8.
- Hart R. (1992). Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study,. *Journal of Biomechanics*, 25, 261-286.
- Haskell B. (1986). Computer-aided modeling in the assessment of the biomechanical determinants of diverse skeletal patterns. *American Journal of Orthodontics*, V8: 1-20.
- Hatcher D. (1986). Development of mechanical and mathematic models to study temporomandibular joint loading. *J Prosthet Dent.*, 55(3):377-84.
- Hobo S. (1983). A kinematic investigation of mandibular border movement by means of an electronic measuring system. Part I: Development of the measuring system. *J Prosthet Dent*, 50:368-373.
- Hrenihoff A. (1941). Solution of problem in elasticity by the framework method. *J. Appl Mech* , 75-169.
- Hsu J-T. (2010). Effect of bone quality on the artificial temporomandibular joint condylar prosthesis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 109(6): e1ee5, 2010, 109(6): e1-e5.
- Hu Y. (2017). Hu Y, Zhang L, He D, et al. Simultaneous treatment of temporomandibular joint ankylosis with severe mandibular deficiency by standard TMJ prosthesis. *Sci Rep-UK*, 7: 45271.
- Hylander. (2014). Functional Anatomy and Biomechanics of the Masticatory Apparatus. *Anatomy and Function*, 1-33.
- Hylander H. (1978). Incisal bite force direction in humans and the functional significance of mammalian mandibular translation. *Am J Phys Anthropol*, 48(1):1-7.
- Hylander W. (1975). The human mandible: lever or link? *Am. J. Phys. Anthropol.*, 43: 227-242.

- Hylander WL. (1979). Hylander WL, Bays R (1979) An in vivo strain-gauge analysis of the squamosal-dentary joint reaction force during mastication and incisal biting in *Macaca mulatta* and *Macaca fascicularis*. *Arch Oral Bio*, 689–697.
- Jeffery A. (2004). Bone modeling: biomechanics, molecular mechanisms, and clinical perspectives . *Seminars in Orthodontics*, Volume 10, Issue 2, Pages 123-161 .
- Jhonson. (2017). Total temporomandibular joint replacement prostheses: a systematic review and biasadjusted metaanalysis N.R. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 46: 86–9.
- Jin Z. (2003,). Fluid film lubrication in artificial hip joints. *Tribological Research and Design for Engineering Systems.*, 237-256.
- Jingheng S. (2019). Biomechanical comparison of temporomandibular joints after orthognathic surgery before and after design optimization,. *Medical Engineering and Physics* , 11–16.
- Johnson. (2017). Total temporomandibular joint replacement prostheses: a systematic review and biasadjusted meta-analysis. *Int. J. Oral Maxillofac.* , 46: 86–92.
- Josef D. (2012). Stress-strain Analysis of the Temporomandibular Joint with Subtotal Prosthesis. *New Technologies for Information Society*.
- Kanatas. (2012). Short-Term Outcomes Using the Christensen Patient-Specific Temporomandibular Joint Implant system: A Prospective Study. *J. Oral Maxillofac, Surg.*, 50(2), pp. 149-153.
- Kashl A. (2009). Finite Element Analysis of a TMJ Implant. *Journal of Dental Research*, 1-6.
- Kashi A. (2010). Finite Element Analysis of a TMJ Implant. *J DENT RES* 2010 89: 241, 1-6.
- Kazanjian. (1955). Temporomandibular joint ankylosis with mandibular retrusion. *Am . J. Surg*, 90; 905-910.
- Kent. (1986). Rheumatoid disease and related arthropathies. Surgical rehabilitation of the temporomandibular. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 61:423–439.
- Kent J. (1983). Temporomandibular joint condylar prosthesis : A ten-year report. *J Oral Maxillofac Surg*, 41:245:254.
- Kohno S. (1980). Mandibular movement and mandibular position in man. In: Jaw position and jaw movement. *Veb Verlag Volk und Gesundheit*, pp. 24-36.
- Komistec. (1996). In vivo Kinematics and Kinetics of normal and implanted TMJ. *11° Conference of the ESB*, (pp. 72-82). Toulousee francia .
- Koolstra J. (1988). A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting máximum possible bite forces. *journal of biomechanic* vol. 21. no. 7. pp. 561-576. 19w., vol. 21 561-576.
- Koolstra Jh. (2002). Dynamics of the human masticatory system. *Crit Rev Oral Biol Med.*, Vo-13:366–376.
- Koolstra, J. (2006). Prediction of volumetric strain in the human emporomandibular joint cartilage during jaw movement,. *J Anat.*, 209(3):369-80.
- Kozakiewicz M. (2014). “A” shape plate for open rigid internal fixation of mandible condyle. *J Craniomaxillofac Surg*, 730-737.

- Kryshtalskyj. (1990). otal prosthetic joint replacement for the end-stage of TMJ disease. *Ont Dent*, 67: 25–29.
- Kubein D. (2012). Functional states of mandibular movements and synovial pumps of the temporomandibular joint. Is it possible to provide a biomechanically correct replacement for the TMJ? *Annals of Anatomy* 194 (2012) 200–207, v194, 200–207.
- Kubein M. (2012). Bewegungsstruktur der Mandibula und morphologische Anordnung (Norm-Teratologie) . *Zur Bewegungsstruktur der Mandibula* , 71-78.
- Kubein-M. (2007). Functional state of the mandible and rolling–gliding characteristics in the TMJ Dietmar . *Ann Anat* 189, 393—396.
- Kurtz SM. (1999,). Advances in the processing, sterilization and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty. *Biomaterials*. *Biomaterials*, V 20:1659-88.
- Lamas M. (2021). Modelos musculares simplificados para simulacion del movimiento humano. *Tesis Doctoral*, 1-122.
- Leandro L. (2013). A ten-year experience and follow-up of three hundred patients fitted with the Biomet/Lorenz Microfixation TMJ replacement system. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 42(8):1007-13.
- Leandro LF. (2013). A ten-year experience and follow-up of three hundred patients fitted with the Biomet/Lorenz Microfixation TMJ replacement system. *Int J Oral Max Surg*. 2013, 1007-1013.
- Leeuw. (2008). Temporomandibular disorders. In: Orofacial Pain: Guidelines for Assessment, Diagnosis, and Management (de Leeuw R, ed.), 4th edn. Chicago, IL. *Quintessence Publishing*, 142–57.
- Li N. (2011). Study of mandible bone mineral density of Chinese adults by dual-energy X-ray absorptiometry. *Int J Oral Maxillofac Surg*, V 40 :1275-9.
- Lindqvist. (1992). Erosion and heterotopic bone formation after alloplastic temporomandibular joint reconstruction. *J Oral Maxillofac Surg*, 50:942-949.
- Lindqvist C. (1992). Erosion and heterotopic bone formation after alloplastic temporomandibular joint reconstruction. *J Oral Maxillofac Surg*, 50:942-949.
- Lippold O. (1952). Relation Between Integrated Action Potencial in a Human Muscle and its Isometric Tension. *Journal of Physiology*, 492.
- Liu Z. (2008). Comparative evaluation on three-dimensional finite element models of the temporomandibular joint. . *Biomech (Bristol Avon)* , Vo 23, 53-58.
- Luxiang Z. (2017). A comparison of clinical follow-up of different total temporomandibular joint. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1-23.
- Mankowski J. (2021). A Mandible with the Temporomandibular Joint—A New FEM Model Dedicated to Strength and Fatigue Calculations of Bonding Elements Used in Fracture and Defect Surgery. *Materials*, 1-19.
- Mark de Zee. (2009). Prediction of the articular eminence shape in a patient with unilateral hypoplasia of the right mandibular ramus before and after distraction osteogenesis—A simulation study. *Journal of Biomechanics*, Vo 43 - 1049-1053.

- Matthews B. (2008). Peripheral mechanisms of orofacial pain. In: *Orofacial Pain: From Basic Science to Clinical Practice*. 2nd edn. Chicago, IL: Quintessence Publishing, 27–33.
- Mazzocco AG. (2019). Custom-made Temporomandibular Joint Prosthesis: Computer Aided Modeling and Finite Elements Analysis,. *Chemical Engineering Transactions*, 74, 1489-1494, 74, 1489-1494.
- McBride KL. (1994). Total temporomandibular joint reconstruction,. *Controversies in Oral and Maxillofacial Surgery*, Philadelphia, PA, Saunders, 381.
- Mercuri. (2002). . Long-term follow-up of the CAD/CAM patient fitted total temporomandibular joint reconstruction system. *J. Oral Maxillofac. Surg*, 1440-1442.
- Mercuri L. (2007). Fourteen-year follow-up of a patient-fitted total temporomandibular. . *J. Oral Maxillofac. Surg*, 1440-1448.
- Mercuri LG. (1996). The Christensen prosthesis. *Oral Surg Oral Med Oral Path*, 134-135.
- Mercuri. (2004). Long-Term Outcomes After Total Alloplastic Temporomandibular Joint Reconstruction Following Exposure to Failed Materials. *J Oral Maxillofac Surg*, 62:1088-1096.
- Mercury LG. (1995). Custom CAD/CAM total temporomandibular joint reconstruction system:. *J Oral Maxillofac Surg*, 106-115.
- Merlini L. (1988). The relationship between condylar rotation and anterior translation in healthy and clicking temporomandibular joints. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 1191-1199.
- Mesnard M. (2014). Influences of implant condyle geometry on bone and screw strains in a temporomandibular implant. *J Craniomaxillofac Surg* 2014;42:194–200. . *J Craniomaxillofac Surg*, ;42:194–200. .
- Meurechy N. (2017). Biomaterials in temporomandibular joint replacement: current status and future perspectives a narrative. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 2-17.
- Michel M. (2011). Biomechanical Analysis Comparing Natural and Alloplastic Temporomandibular Joint Replacement Using a Finite Element Model. *J Oral Maxillofac Surg*, 69:1008-1017,.
- Milam. (1998). Oxidative stress and degenerative temporomandibular joint disease: a proposed hypothesis. *J Oral Maxillofac Surg*, 56:214-223,.
- Milam S. (1998). Oxidative stress and degenerative temporomandibular joint disease:a proposed hypothesis. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 56:214– 223,.
- Mommaerts M. (2019). On the reinsertion of the lateral pterygoid tendon in total temporomandibular joint replacement surgery. *J Cranio-Maxillo-Fac Surg.*, 47: 1913–1917.
- Moraes PH. (2012). TMJ Total Joint Prosthesis for Condylar Fracture Malunion. *Int. J. Odontostomat.*, 6(2):241-244.
- Morgan. (1971). Dysfunction, pain, tinnitus, vertigo corrected by mandibular joint surgery. *J S Calif S Dent Assoc*, 39:505.

- Mori H. (2010). Three-dimensional finite element analysis of cartilaginous tissues in human temporomandibular joint during prolonged clenching. *Archives of oral Biology*, 879 – 886.
- Murphy. (1913). Arthroplasty. *Ann Surg*, 57:593-647.
- Naeije M. (2003). Biomechanics of the Human Temporomandibular Joint during Chewing M. *J Dent Res*, 82(7):528-531,.
- Nagahara K. (1999). Displacement and stress distribution in the temporomandibular joint during clenching. *The angle Orthodontics*, 1-8.
- Neelakandan R. (2014). Total Alloplastic Temporomandibular Joint Reconstruction for Management of TMJ Ankylosis. *J. Maxillofac. Oral Surg.*, 13(4):575–582.
- Nickel JA. (1988). Eminence Development of the Postnatal Human Temporomandibular Joint. *Journal of Dental Research*, 1-7.
- Nickel JC. (1989). A Theoretical Model of Loading and Eminence Development of the Postnatal Human Temporomandibular Joint. *J Dent Res.*, 1-8.
- NIHT. (1996). Conference Statement. Management of temporomandibular disorders. *J Am Dent Assoc*, 127: 1595–603.
- Oliveira-Neto JP. (2014). Bilateral Alloplastic Prostheses for Temporomandibular Joint Reconstruction in a Patient with Ankylosing Spondylitis. *Craniomaxillofac Trauma Reconstruction.*, 2014;7:149–153.
- Osborn JW. (1985). Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: symmetric vertical bite forces. *J Biomech.* , 18(8): 599–612.
- Patricio CG. (2021). Reconstrucción con prótesis customizada de articulación temporomandibular tras resección de ameloblastoma Customized temporomandibular joint prosthesis reconstruction after ameloblastoma resection Patricio César Gatti,* Diana Florencia,‡ Damián Ruiz,‡ *Gra. Lat Am J Oral Maxillofac Surg.*, 1 (1): 35-39 .
- Perez Palomar, P. (2007). An accurate simulation model of anteriorly displaced TMJ discs with and without reduction. *. Med, Eng , Phys*, 29:216-226.
- Pérez, O. G.-R. (2002). Breve historia de la cirugía bucal y máxilofacial. *Rev Hum Med v.2* , 1-22.
- Phanachet I. (2002). Functional properties of single motor units in the inferior head of the human lateral pterygoid muscle: task firing rates. *. J Neurophysiol*, 751-760.
- Philip. (2019). Nuevos avances en las prótesis ATM customizadas: nuestra experiencia en el hospital universitario La princesa. *Revista española de cirugía maxilo facial*, 167-171.
- Pierangiola B. (2017). Ultra-High Molecular Weight Polyethylene: Influence of the Chemical, Physical and Mechanical Properties on the Wear Behavior. A Review. *Materials (Basel).*, 10(7): 791.
- Pileickiene. (2007). The three dimensional model of the human masticatory system, including the mandible, the dentition and the temporomandibular joints. *Stomatologija Balt dent Maxillofacial*, 9:27-32.
- Pinto LP. (2009). PinMaxillo-mandibular counter-clockwise rotation and mandibular advancement with TMJ Concepts® total joint prostheses. *. Int J Oral Max Surg.* , 326-331.

- Quinn. (2000). Lorenz prosthesis—total temporomandibular joint reconstruction. *Oral Maxillofac. Surg. Clin. North Am.* 12(1):93–104, 2000., 93–104.
- Ramos. (2011). Straight, semi-anatomic and anatomic TMJ implants: the influence of condylar geometry and bone fixation screws. *J CranioMaxillofac Surg.*, 39(5):343–50.
- Ramos A. (2011). Straight, semi-anatomic and anatomic TMJ implants: the influence of condylar geometry and bone fixation screws. *J Cranio- Maxillofac Surg.*, 39(5):343–50.
- Ramos As. (2015). Christensen vs Biomet Microfixation alloplastic TMJ implant: Are there improvements? A numerical study. *J Craniomaxillofac Surg*, V8.1398-403.
- Ramos, A. (2014). Theoretical assessment of an intramedullary condylar component versus screw fixation for the condylar component of a hemiarthroplasty alloplastic TMJ replacement system. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* , 169-174.
- Rees. (1954). The structure and function of the mandibular joint. *Br Dent J* , 94, 125–133.
- Riley JL. (2007). Self-care behaviors associated with myofascial temporomandibular disorder pain. *J Orofac Pain* , 21: 194–202.
- Ring. (1968). Complete replacement arthroplasty of the hip by the Ring Prosthesis. *J BoneJointSurg*, 50-B:720-731.
- Robinson. (1960). Temporomandibular ankylosis corrected by creating a false stainless steel fossa. *J S Calif S Dent Assoc*, 28:186.
- Rodrigues Y. (2018). Biomechanical simulation of temporomandibular joint replacement (TMJR) devices: a scoping review of the finite element method. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*, Vo 18, 1032-1042.
- Rodrigues., Y. (2018). Biomechanical simulation of temporomandibular joint replacement (TMJR) devices: a scoping review of the finite element method. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*, Vo 18, 1032-1042.
- Rushil. (2017). ALLOPLASTIC RECONSTRUCTION OF THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT. *J Istanbul Univ Fac Dent*, 51:S31-S40.
- Saldarriaga. (2011). Simulación numérica por el método de elementos finitos del comportamiento de una mandíbula ante un dispositivo de tracción cervical mandibular. *Rev. Bras. Eng. Biom*, v. 27,135-146,.
- Saldarriaga C. (2012). La instauración histórica de la noción de vector como concepto matemático. Cali: tesis de maestría univalle.
- Sanovich R. (2014). Total alloplastic temporomandibular joint reconstruction using Biomet stock prostheses: the University of Florida experience. *Int J Oral Max Surg.*, 1091-1095.
- Savoldelli c. (2012). Comparison of stress distribution in the temporomandibular joint during jaw closing before and after symphyseal distraction: a finite element study. *nt. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 1474–1482.
- Schiffman. (1990). The prevalence and treatment needs of subjects with temporomandibular disorders. *J Am Dent Assoc*, 120:295.
- Schiffman D. (1990). The prevalence and treatment needs of subjects with temporomandibular disorders. *J Am Dent Assoc*, 120:273.

- Schindler. (2008). Motor behavior of the jaw muscles during different clenching levels Rues S, . *Eur J Oral Sci* , 223–228.
- Schindler H. (2007). Jaw Clenching: Muscle and Joint Forces, Optimization Strategies. *J Dent Res* , 86(9):843-847,.
- Schindler HJ. (2007). Jaw clenching: muscle and joint forces, optimization strategies. *J Dent Res*, 86:843–7.
- Schmoker RR. (1983). Schmoker RR: Mandibular reconstruction using a special plate: Animal experiments. *J Maxillofac Surg*, 11:99,.
- Scott J. (1955). A Contribution to the estudy of the mandiular joint function. *Britsh Dental Journal* , 94:355.
- Seitlin. (1968). The mandibular lever, *J Prothet Dent*, 19:342,.
- Seitlin D. (1968). The mandibular lever, *J Prothet Dent*, 19:342,.
- Shands. (1973). Historical milestones in the development of modern surgery of the hip joint. *Surgery of the hip joint*.
- Shirish M. (2012). Biomechanics of the Temporomandibular Joint. *Human Musculoskeletal Biomechanics*, capitulo 7.
- Shu J. (2020). Effects on loads in temporomandibular Effects on loads in temporomandibular joints for patients with mandibular asymmetry before and after orthognathic surgeries under the unilateral molar clenching. *Biomech. Model. Mechanobiol.*, V. 19 (2020) 533–541.
- Sidebottom. (2008). Guidelines for the replace-ment of temporomandibular joints in the United Kingdom. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 46:146–7.
- Silver C. (1977). Arthroplasty of the temporomandibular joint with use of a vitallium condyle prosthesis: report of three cases. *J Oral Surg*, 35:909,.
- Smith R. (1978). Mandibular Biomechanics and Temporomandibular Joint Function in Primates. *AM. J. PHYS. ANTHROP*, 49; 341-350.
- Smith S. (1957). A new Surgical procedure for the creation of a false temporomandibular joint in cases of ankylosis by means of a nonelectrolytic metal. *Am J Surg*, 94:837,.
- Sonnenburg M, S. I. (1990). Sonnenburg M, Sonnenburg I: Development and clinical application of the total temporomandibular joint endoprosthesis. . *Rev Stomatol Chir Maxillofac*, 91:165,.
- Speculand B. (2000). Total prosthetic replacement of the TMJ: experience with two systems 1988-1997. *Br J Oral Maxillofac Surg*, V4- 360-369.
- Sridhar. (2011). Textbook of Craniofacial Growth. *JAYPEE BROTHERS MEDICAL PUBLISHERS*, 275.
- Stefan. (2008). Forces and motor control mechanisms during biting in a realistically balanced experimental occlusion. *archives of oral biology*, 1119–1128.
- Stefan R. (2008). Forces and motor control mechanisms during biting in a realistically balanced experimental occlusion. *Rues Arch Oral Biol.*, 53(12):1119-28.

- Stegenga. (1991). Tissue responses to degenerative changes in the temporomandibular joint: a review. *J Oral Maxillofac Surg*, 49:1079-1088.
- Stegenga B. (1989). Osteoarthritis as the cause of craniomandibular pain and dysfunction: a unifying concept. *J Oral Maxillofac Surg*, 47:249-256.
- Stephen C. (1990). Errors in the orientation of the principal stress axes if bone tissue is modeled as isotropic. *J Biomech*, 348-352.
- Tanaka. (2004). Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening. *Med Eng Phys*, 26:503-511.
- Tanaka E. (1996). Stress distribution in the temporomandibular joint produced by orthopedic chin cup forces applied in varying directions: A three-dimensional analytic approach with the finite element method. *American Journal of Orthodontics*, 502-507.
- Tanaka E. (2001). Stress analysis in the TMJ during jaw opening by use of a three-dimensional finite element model based on magnetic resonance images. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 421-430.
- Tanaka E. (2004). Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening. *Med Eng Phys*, 26:503-511.
- Tanaka, T. (2008). Modeling of the Effect of Friction in the Temporomandibular Joint on Displacement of Its Disc During Prolonged Clenching. *J Oral Maxillofac Surg*, 462-468.
- Tanaka E. (2004). Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening. *Med Eng Phys*, 26:503-511.
- Tattersall I. (1973). Cranial anatomy of Archaeolemurinae (Lemuroidea: Primates). *Anthrop. Pap. Amer. Mus. Nat. Hist.*, 52: 1-110.
- Ting J. (2010). Effect of bone quality on the artificial temporomandibular joint condylar prosthesis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology*, Vol 109, ISSUE 6, E1-E5.
- Tomas. (2006). MR imaging of temporomandibular joint dysfunction: a pictorial review. *Radiographics*, 26:765-781.
- Tradwosky M. (1981). Method for determining the physiologic equilibrium. *Biomedical Research Support Grant*, 558-564.
- Trauner R. (1955). Zur Operationstechnik Bei der Progenie und anderen Unterkieferanomalien. *Dtsch Zahn-Mund-Kieferheilk* 23 (1955-56) 1.
- Travell JG. (1983). Head and neck pain and muscle guide; introduction to masticatory muscles. *Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual*. Baltimore, MD: Williams and Wilkins, 165-321.
- Van L. (2000). Design and wear testing of a temporomandibular joint prosthesis articulation. *J Dent Res*, 79(2):715-21.
- Van Lon. (2002). Groningen temporomandibular joint prosthesis. Development and first clinical application. *J. Oral Maxillofac. Surg*. 2002; 31: 44-52.

- Van Loon. (1998). Loading of a unilateral temporomandibular joint prosthesis: a three-dimensional mathematical study. *J Dent Res*, 77(11):1939-47.
- Van Loon j. (1995). Evaluation of Temporomandibular Joint Prostheses. *J Oral Maxillofac Surg* , 984-996.
- Van Loon, V. (2000). Evaluation of temporomandibular joint prostheses Review of the literature from 1946 to 1994 and implications desing. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 994-996.
- Van Loon. (1999). The Theoretical Optimal Center of Rotation for a Temporomandibular Joint Prosthesis: A Three-dimensional Kinematic Study J.-P. van Loonl*, C.H. Falkenstrom1, L.G.M. de Bontt, G.J. Verkerke2, and B. Stegengal. *J Dent Res*, 78(1): 43-48,.
- Warren. (2001). Temporomandibular disorders and hormones in women. *Cells Tissues Organs*, 169:187.
- Warren S. (1990). Heterotopic ossification after total hip replacement. *Orthop Rev*, 19-598:603.
- Weijs A. (1984). Relationship between the physiological cross-section of the human jaw muscles and their cross-sectional area in computer tomograms,. *Acta Anat (Basel)*, 129-138.
- Weijs W. (1984). Relationship between the physiological cross-section of the human jaw muscles and their cross-sectional area in computer tomograms. *Acta Anat (Basel)*, 129-138.
- Westermarck A. (2006). Condylar replacement alone is not sufficient for prosthetic reconstruction of the temporomandibular joint Int. *J. Oral Maxillofac. Surg.* , 488-492.
- White. (1992). Synovial sarcoma of the temporomandibular joint. *Oral Maxillofac Surg* , 50: 1227-30.
- Widmark. (1997). surgical intervention in the temporomandibular. joint. *Swed Dent J Suppl* , 123:1.
- Williams. (1981). Growth Centre Transplantation to Replace Mandibular Condyles. *J. max.-fac. Surg*, 50-58.
- Wilson GH. (1920). A Manual Of Dental Prosthetic . *Henry Kimpton*, 35.
- Wladimir G. (2022). Biomechanical comparative analysis of temporomandibular joint, glenoid fossa and head of the condyle of conventional models prothesis with new PEEK design . *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, v12, 529-541.
- Wolford L. (2010). Autologous fat grafts around Temporomandibular Joint (TMJ) total joint prostheses to prevent het-erotopic bone. In: hiffman MA, editor. Autologous Fat Transfer. *Berlin Heidelberg Springer-Verlag*, 361-382.
- Wolford LM. (2003). TMJ Concepts/Techmedica custom-made TMJ total joint prosthesis: 5-year follow-up study. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*, 268-274.
- Wolford M. (2000). Custom-made total joint prostheses for temporomandibular joint reconstruction. *BUMC PROCEEDINGS*, 13:135-138.
- Wolford R. (2003). Comparison of 2 temporomandibular joint total joint prosthesis systems. *J Oral Maxillofac Surg*, 685-690,.

- Wolford, L. (1994). Occlusal plane alteration in orthognathic surgery – Part I: effects on function and esthetics,. *Am J Orthod DentofacOrthop*,, 106: 304–316.
- Wolford., W. (2003). TMJ Concepts/Techmedica custom-made TMJ total joint prosthesis: 5-year follow-up study. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 32: 268–274.
- Wright EF. (1995). A randomized clinical trial of intraoral soft splints and palliative treatment of masticatory muscle pain. . *J Orofac Pain*, 9: 192–9.
- Xiangdonga Q. (2012). The influence of the closing and opening muscle groups of jaw condyle biomechanics after mandible bilateral sagittal split ramus osteotomyq QI Xiangdonga,* , MA Limina, Zhong Shizhenb. *Journal of CranioMaxillo-Facial Surgery* 40 (2012) e159ee164, 159ee164.
- Xuzhuo C. (2018). Biomechanical evaluation of Chinese customized three-dimensionally printed total temporomandibular joint prostheses: A finite element analysis. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 46(9):1561-1568.
- Yatabe A. (1995). The Kinematic Center: A Reference for Condylar Movements M. *J Dent Res*, 1644-1648.
- Yuan. (2010). Temporomandibular joint reconstruction: from alloplastic prosthesis to bioengineering tissue. *J Med Biol Eng*, 30:65–72.
- Zienkiewicz. (1994). El metodo de los elementos finitos. Barcelona: McGraw-Hill.

ANEXOS

Tabla 16 Posición vectorial de los puntos de origen e inserción de los músculos oclusores paciente #1POA

Lateralidad	Musculo Oclisor	Origen			inserción		
		x	y	z	x	y	z
Derecha	Musculo Masetero profundo	-58,45	-186,83	92,60	-43,15	-172,02	54,18
	Musculo Masetero superficial	-49,64	-199,38	795.70	-43,15	-172,02	54,18
	Musculo Pterigoideo medial	-21,460	-180,58	90,59	-39,15	-168,49	55,43
Izquierda	Musculo Masetero profundo	53,5848	-181,55	94,173	40,916	-167,57	55,61
	Musculo Masetero superficial	44.484	-196,32	787.22	40,916	-167,57	55,61
	Musculo Temporal	66,977	-157,43	147,68	39,46	-186,59	83,27

Musculo Pterigoideo Lateral	20,445	-179,20	892.73	45,22	-168,46	97,15
-----------------------------	--------	---------	--------	-------	---------	-------

Tabla 17 Posición vectorial de los puntos de origen e inserción de los músculos oclusores paciente #2POB

<i>Lateralidad</i>	<i>Musculo Oclisor</i>	<i>Origen</i>			<i>inserción</i>		
		<i>x</i>	<i>y</i>	<i>z</i>	<i>x</i>	<i>y</i>	<i>z</i>
Derecha	Musculo Masetero profundo	-55,88	-30,25	12,52	- 41,01	-13,46	-28,43
	Musculo Masetero superficial	-46,59	-47,06	-3,38	- 41,01	-13,46	-28,43
	Musculo Pterigoideo medial	-17,48	-27,76	1,29	- 33,35	-8,23	-24,12
Izquierda	Musculo Masetero profundo	55,30	-27,57	15,31	39,84	-8,75	-30,80
	Musculo Masetero superficial	47,62	-46,53	-2,15	39,84	-8,75	-30,80
	Musculo Pterigoideo medial	14,80	-29,40	0,19	34,59	-4,67	-27,34
	Musculo Temporal	54,75	-16,52	60,05	41,71	-33,47	-0,54
	Musculo Pterigoideo Lateral	18,45	-28,84	3,58	42,77	-6,25	14,50

Tabla 18 Magnitud muscular basado en el área transversa y fuerza por unidad de área motora paciente #1POA. fuente: autor

<i>Lateralidad</i>	<i>Musculo Oclisor</i>	<i>Área transversa</i>	<i>Fuerza por unidad de</i>	<i>Magnitud (N)</i>
		<i>cm2</i>	<i>área</i>	
Derecha	Musculo Masetero profundo	5,1	$0,37 \times 10^{(6)} \text{ N.m}^{(-2)}$	188,7
	Musculo Masetero superficial	2,6	$0,37 \times 10^{(6)} \text{ N.m}^{(-2)}$	96,2
	Musculo Pterigoideo medial	4,1	$0,37 \times 10^{(6)} \text{ N.m}^{(-2)}$	151,7
Izquierda	Musculo Masetero profundo	5,4	$0,37 \times 10^{(6)} \text{ N.m}^{(-2)}$	199,8
	Musculo Masetero superficial	2,4	$0,37 \times 10^{(6)} \text{ N.m}^{(-2)}$	88,8
	Musculo Pterigoideo medial	4,5	$0,37 \times 10^{(6)} \text{ N.m}^{(-2)}$	166,5
	Musculo Temporal	3	$0,37 \times 10^{(6)} \text{ N.m}^{(-2)}$	111

Tabla 19 Magnitud muscular basado en el área transversa y fuerza por unidad de área motora paciente #1POB. fuente: autor

<i>Lateralidad</i>	<i>Musculo Ocluser</i>	<i>Area transversa cm2</i>	<i>Fuerza por unidad de área</i>	<i>Magnitud (N)</i>
Derecha	Musculo Masetero profundo	4,8	$0,37 \times 10^6 \text{ N.m}^{-2}$	177,6
	Musculo Masetero superficial	2,7	$0,37 \times 10^6 \text{ N.m}^{-2}$	99,9
	Musculo Pterigoideo medial	4,3	$0,37 \times 10^6 \text{ N.m}^{-2}$	159,1
Izquierda	Musculo Masetero profundo	5,2	$0,37 \times 10^6 \text{ N.m}^{-2}$	192,4
	Musculo Masetero superficial	2,9	$0,37 \times 10^6 \text{ N.m}^{-2}$	107,3
	Musculo Pterigoideo medial	4,5	$0,37 \times 10^6 \text{ N.m}^{-2}$	166,5
	Musculo Temporal	3,3	$0,37 \times 10^6 \text{ N.m}^{-2}$	122,1