



UNIVERSIDAD DE CÓRDOBA

TESIS DOCTORAL

ESTUDIO DE LA DINÁMICA MANDIBULAR HUMANA EN UN ARTICULADOR DENTAL VIRTUAL INDIVIDUALIZABLE

AUTOR

D. PEDRO ÁNGEL MORENO CABELLO

*Médico Estomatólogo y Grado en Protésico Dental
Universidad de Córdoba*

DIRECTORES

Dra. D^a. MARÍA DEL PILAR CARRANZA CAÑADAS

*Profesora Titular de Universidad
Universidad de Córdoba*

Dr. D. MIGUEL CASTRO GARCÍA

*Profesor Contratado Doctor Interino
Universidad de Castilla-La Mancha*

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA GRÁFICA Y GEOMÁTICA

JUNIO DE 2017

TITULO: *Estudio de la dinámica mandibular humana en un articulador dental virtual individualizable*

AUTOR: *Pedro Ángel Moreno Cabello*

© Edita: UCOPress. 2017
Campus de Rabanales
Ctra. Nacional IV, Km. 396 A
14071 Córdoba

www.uco.es/publicaciones
publicaciones@uco.es

ÍNDICE

| | |
|---|-----------|
| INFORME RAZONADO DE LOS DIRECTORES DE LA TESIS | 7 |
| AGRADECIMIENTOS | 9 |
| RESUMEN | 11 |
| ABSTRACT | 13 |
| INTRODUCCIÓN | 15 |
| OBJETIVOS..... | 17 |
| CAPÍTULO 1. MORFOLOGÍA DEL SISTEMA CRÁNEO-MANDIBULAR..... | 19 |
| 1.1. SISTEMAS DE REFERENCIA Y DESCRIPCIONES ANATÓMICAS | 21 |
| 1.1.1. <i>Ejes de referencia.....</i> | 22 |
| 1.1.2. <i>Terminología anatómica</i> | 23 |
| 1.1.3. <i>Orientación de elementos anatómicos lineales</i> | 24 |
| 1.1.4. <i>Orientación de superficies.....</i> | 24 |
| 1.1.5. <i>Descripción de elementos aplastados</i> | 25 |
| 1.2. EL BLOQUE CRÁNEO-FACIAL..... | 25 |
| 1.3. MORFOLOGÍA MANDIBULAR..... | 35 |
| 1.4. LA ARTICULACIÓN TEMPOROMANDIBULAR..... | 37 |
| 1.5. LOS MÚSCULOS CRÁNEO-FACIALES, FOSAS Y LOCALIZACIONES ESPACIALES..... | 38 |
| 1.5.1. <i>Descripción de las fosas y localizaciones espaciales.....</i> | 42 |
| 1.6. OTRAS LOCALIZACIONES ESPACIALES DE INTERÉS ODONTOLÓGICO | 45 |
| 1.6.1. <i>Osteoantropología del Sistema cráneo-gnático.....</i> | 45 |
| 1.7. MORFOLOGÍA DENTARIA | 55 |
| 1.7.1. <i>Integración anatómico-odontológica de los criterios utilizados en las referencias espaciales relativas a cualquier pieza dentaria.</i> | 57 |
| 1.7.2. <i>Evolución grupal de los dientes: dentición y dentadura.</i> | 59 |
| 1.7.3. <i>Integración anatomo-odontológica de los criterios de designación (notación) de las piezas dentarias.....</i> | 60 |
| 1.8. MORFOLOGÍA GENERAL DE LOS ACCIDENTES CORONARIOS OCLUSALES Y PERIOCLUSALES..... | 61 |
| 1.9. MORFOLOGÍA OCLUSAL INDIVIDUAL DE LAS PIEZAS DENTARIAS..... | 65 |
| CAPÍTULO 2. BIODINÁMICA DEL SISTEMA CRÁNEO-MANDIBULAR..... | 67 |
| 2.1. POSICIONES RELATIVAS EN LA ATM..... | 69 |
| 2.1.1. <i>Relación céntrica.....</i> | 69 |
| 2.1.2. <i>La oclusión dental.....</i> | 69 |
| 2.2. MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN TEMPOROMANDIBULAR Y POSICIONES RELATIVAS..... | 75 |
| 2.3. MOVIMIENTO DE APERTURA-CIERRE O ROTACIÓN MANDIBULAR | 78 |
| 2.3.1. <i>Protrusión.....</i> | 79 |
| 2.3.2. <i>Retrusión.....</i> | 80 |
| 2.3.3. <i>Posición retrusiva</i> | 81 |
| 2.3.4. <i>Movimiento de lateralidad o de diducción</i> | 81 |
| 2.4. DETERMINANTES DE LA OCLUSIÓN..... | 82 |
| 2.4.1. <i>Relaciones entre los dientes anteriores</i> | 82 |
| 2.4.2. <i>Altura o entrecruzamiento de las cúspides.....</i> | 82 |

| | |
|---|------------|
| 2.4.3. <i>Guía condilar</i> | 82 |
| 2.4.4. <i>Quinta de Hanau</i> :..... | 83 |
| 2.4.5. <i>Movimiento de Bennett</i> | 84 |
| 2.4.6. <i>Distancia intercondilar</i> :..... | 86 |
| CAPÍTULO 3. EL ARTICULADOR DENTAL | 87 |
| 3.1. CONCEPTO | 89 |
| 3.2. CLASIFICACIÓN DE LOS ARTICULADORES DENTALES..... | 91 |
| 3.2.1. <i>Articuladores no ajustables (Clase I y II)</i> | 91 |
| 3.2.2. <i>Articuladores semiajustables (Clase III)</i> | 92 |
| 3.2.3. <i>Articuladores totalmente ajustables (Clase IV)</i> | 93 |
| 3.2.4. <i>Articuladores virtuales (Clase V)</i> | 94 |
| 3.3. EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LOS ARTICULADORES, CON LOS ESTUDIOS SOBRE OCLUSIÓN | 94 |
| 3.4. DESCRIPCIÓN FUNCIONAL DE UN ARTICULADOR DENTAL | 107 |
| 3.4.1. <i>Reproducción del movimiento en el articulador</i> | 111 |
| 3.5. TOMA DE MUESTRAS Y MONTAJE DE MODELOS EN ARTICULADORES MECÁNICOS.. | 112 |
| 3.5.1. <i>Toma de impresiones</i> | 112 |
| 3.5.2. <i>Obtención en positivo de los modelos</i> | 114 |
| 3.5.3. <i>Registros de la relación Intermaxilar y de posicionamiento Cráneoaxilar</i> | 117 |
| 3.5.4. <i>Montaje de modelos en el articulador mecánico</i> | 120 |
| 3.6. EL ARTICULADOR VIRTUAL Y EL MONTAJE DE LOS MODELOS | 122 |
| CAPÍTULO 4. MATERIALES Y METODOLOGÍA | 125 |
| 4.1. INTRODUCCIÓN | 127 |
| 4.2. DESCRIPCIÓN DEL ARTICULADOR DENTATUS ARL..... | 127 |
| 4.3. MODELO MANDIBULAR UTILIZADO..... | 133 |
| 4.3.1. <i>Caracterización del modelo mandibular</i> | 133 |
| 4.3.2. <i>Obtención de las impresiones</i> | 134 |
| 4.3.3. <i>Montaje de los modelos en el articulador dental</i> | 135 |
| 4.3.4. <i>Escaneado del modelo</i> | 142 |
| 4.3.5. <i>Montaje de modelos en el articulador virtual</i> | 143 |
| 4.4. SOFTWARE UTILIZADO EN EL MODELIZADO, SIMULACIÓN DINÁMICA Y ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS | 144 |
| 4.4.1. <i>Modelo sólido</i> | 144 |
| 4.4.2. <i>Modelado de la superficie semiesférica de los modelos dentales</i> | 145 |
| 4.4.3. <i>Simulación dinámica</i> | 146 |
| 4.4.5. <i>Análisis de elementos finitos</i> | 148 |
| CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN | 151 |
| 5.1. ARTICULADOR VIRTUAL DENTATUS PARAMETRIZABLE | 153 |
| 5.2. MODELOS DE ARCADAS VIRTUALES..... | 159 |
| 5.3. VIRTUALIZACIÓN DEL ARTICULADOR CON LOS MODELOS DENTALES MONTADOS | 162 |
| 5.4. ARTICULADOR VIRTUAL PARAMETRIZABLE CON EL MODELO ESFÉRICO | 163 |
| 5.5. SIMULACIÓN DINÁMICA DEL ARTICULADOR | 165 |
| 5.6. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS..... | 167 |
| 5.7. DISCUSIÓN GENERAL..... | 176 |

| | |
|--|------------|
| CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES | 179 |
| 6.1. DESARROLLOS FUTUROS..... | 182 |
| BIBLIOGRAFÍA | 183 |
| ÍNDICE DE TABLAS | 191 |
| ÍNDICE DE FIGURAS | 193 |
| APROBACIÓN DEL COMITÉ ÉTICO | 201 |



TÍTULO DE LA TESIS:

ESTUDIO DE LA DINÁMICA MANDIBULAR HUMANA EN UN ARTICULADOR DENTAL VIRTUAL INDIVIDUALIZABLE

DOCTORANDO:

PEDRO ANGEL MORENO CABELLO

INFORME RAZONADO DE LOS DIRECTORES DE LA TESIS

(Se hará mención a la evolución y desarrollo de la tesis, así como a trabajos y publicaciones derivados de la misma).

D^a. MARÍA DEL PILAR CARRANZA CAÑADAS, Profesora Titular de Universidad adscrita al Departamento de Ingeniería Gráfica y Geomática de la Universidad de Córdoba, y

D. MIGUEL CASTRO GARCÍA, Profesor Contratado Doctor Interino adscrito al Departamento de Mecánica Aplicada e Ingeniería de Proyectos de la Universidad de Castilla La Mancha,

INFORMAN:

Que la Tesis Doctoral titulada “*Estudio de la dinámica mandibular humana en un articulador dental virtual individualizable*”, de la cual es autor **D. Pedro Ángel Moreno Cabello**, ha sido realizada bajo nuestra dirección y cumple las condiciones exigidas por la legislación vigente para optar al **Título de Doctor por la Universidad de Córdoba**.

La Tesis Doctoral es el resultado final de un gran esfuerzo realizado por su autor a lo largo de estos años. Su trabajo se ha desarrollado en la línea de investigación de “Diseño Gráfico” del Departamento de Ingeniería Gráfica y Geomática dentro del Programa de Doctorado “Ingeniería de plantas Agroindustriales”.

La Tesis Doctoral ha supuesto un ambicioso trabajo de investigación dentro del campo de la odontología, empleando las técnicas de diseño industrial. Además, cumple los siguientes puntos:

Que derivado de este trabajo se ha publicado un artículo de investigación, indexado en la base de datos Journal Citation Reports:

- Castro-García, M; Moreno-Cabello, P.A; Rubio-Paramio, M.A; Carranza-Cañadas, M.P. Thompson, G. (2017). A hemispherical contact model for simplifying 3D occlusal surfaces. Journal of Prosthetic Dentistry. Aceptado.

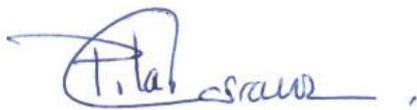
Que se han cubierto todos los objetivos, obteniendo unos resultados y conclusiones de una forma satisfactoria.

Que consideramos que el trabajo realizado cumple los requisitos necesarios para su presentación y lectura.

Por ello, se autoriza la presentación de la Tesis Doctoral.

Córdoba, 29 de junio de 2017.

Firma de los directores:



MARÍA DEL PILAR CARRANZA CAÑADAS



MIGUEL CASTRO GARCÍA

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer en primer lugar a un buen amigo y paciente por la idea que ha engendrado esta tesis y al ánimo que de manera prolongada ha mantenido para poder realizarla.

A los profesores Pilar Carranza y Miguel Castro directores de esta tesis, por su apoyo y trabajo arduo e incondicional, al desarrollo de mis ideas odontológicas plasmadas parcialmente en esta tesis.

A mí desconocido colega Geoffrey Thompson, por su esfuerzo de corrección en inglés odontológico de la publicación y en la comprensión de las novedosas ideas descritas en la tesis.

A todo el departamento de Ingeniería Gráfica y Geomática de la Escuela de Ingeniería Agronómica y de Montes de Córdoba por su hospitalidad durante el desarrollo de la tesis.

A mis padres, que me situaron en este camino de estudio.

A mis cuatro hijos, por el tiempo que me han cedido en ausencia de su padre durante la elaboración de este largo proyecto, a la vez que a mis nietos Mar y Nilo.

Y a mi esposa Lola, por acompañarme con alegría e ilusión durante este laborioso trabajo, que quiero dedicarlo a todos los pacientes que lo puedan necesitar.

Gracias a todos y gracias a Dios que ha permitido su desarrollo.

RESUMEN

Problemática. Actualmente, los articuladores dentales pueden recrear los movimientos mandibulares y contactos oclusales en ausencia de pacientes. Pero ¿pueden también los articuladores virtuales facilitar información respecto a lo que ocurre sobre las superficies dentales oclusales y en los cóndilos durante sus movimientos funcionales?

Objetivo. Este estudio pretende desarrollar un análisis mecánico de las superficies de oclusión en modelos de yeso de pacientes y aproximarlos a un modelo de contacto hemisférico. Ambos modelos son testeados a través de la digitalización del articulador dental Dentatus ARL.

Materiales y metodología. Se emplea el análisis de elementos finitos, donde se obtienen los vectores de acción de las fuerzas en las superficies de oclusión y en cóndilos. Este experimento es realizado usando la oclusión céntrica y 3 diferentes inclinaciones condilares.

Resultado. Los resultados demuestran la caracterización única de los vectores de acción para el estudio de paciente, el comportamiento de sistema bucal con el modelo hemisférico y la independencia de la oclusión céntrica del paciente.

Conclusiones. El presente trabajo ofrece una información gráfica amigable para el usuario que puede ayudar al profesional dental en la determinación en qué contactos oclusales debería ser preferiblemente modificados en aras de obtener el balance entre las acciones en cóndilos y la oclusión céntrica.

ABSTRACT

Statement of problem. Currently, dental articulators can recreate mandibular movements and occlusal contacts in a patient's absence. Can virtual articulators also provide information about occluding dental surfaces, functional movements and the mandibular condyles?

Purpose. This study aims to perform a mechanical study of occluding surfaces on patient dental casts and approximating them to a hemispherical contact models. Both models are tested through the digitization of the Dentatus ARL dental articulator.

Material and methods. Using finite element analysis, action vectors to the forces on occluding surfaces and condyles are obtained. This experiment was performed using centric occlusion and 3 different condylar inclinations (CI).

Results. The results demonstrate the unique characterization of action vectors for the studied patient, the behavior of the oral system with the hemispherical model and CI independence of the patient on centric occlusion.

Conclusions. This work provides user-friendly graphical information that may assist the dental professional in determining which occlusal contacts should be preferentially modified in order to attain condylar and centric occlusion balance.

INTRODUCCIÓN

Un articulador dental es un dispositivo que relaciona los modelos habitualmente en escayola, de las arcadas dentales del paciente para efectuar procedimientos de diagnóstico y restauración fuera de la boca.

Al programarse ciertos registros y modificaciones sobre los modelos e incorporarse al articulador, se obtiene una simulación de sus condiciones anatómicas y funcionales, reproduciendo la dinámica mandibular a nivel del cóndilo que representa la articulación temporomandibular y su relación con las arcadas dentarias; permitiendo la confección de restauraciones fisiológicamente correctas, el análisis de la función interarcadas y la planificación de tratamientos en los que se puedan variar las relaciones entre los dientes.

Desde que Gariot diseñara el primer articulador en 1805, enfrentando entre sí los modelos dentales fijados con una llave de escayola, los articuladores han sido siempre instrumentos mecánicos, aunque en sus ajustes algunos se relacionan con sistemas informáticos. Actualmente los articuladores dentales virtuales están en fase de desarrollo, aún poco comercializados, por lo que su uso no está masivamente extendido. Simulan el movimiento sólo en su aspecto cinemático, sin tener en cuenta las fuerzas que intervienen en el movimiento.

Los articuladores son pues simuladores. Numerosos autores han comparado los registros cinemáticos de la mandíbula en sujetos vivos y los obtenidos con diferentes tipos de articuladores y han destacado resultados discrepantes, concluyendo que “el mejor articulador es la boca” y que conviene el diseño de un aparato menos complicado que los articuladores convencionales, versátil y que respete los parámetros del paciente.

La utilización de articuladores dentales mecánicos en las consultas de odontología deja de ser todo lo frecuente que sería preciso. Requiere tiempo, espacio y una experiencia adecuada por los materiales que se utilizan.

Es frecuente que aparezcan errores en el montaje de los modelos en el articulador. Estos problemas a veces se agravan distorsionando la realidad, especialmente cuando se trasladan los registros y se hacen los montajes fuera del domicilio donde han sido tomados.

La complejidad del manejo de los articuladores dentales mecánicos hace que en la actualidad se utilicen poco y que muchas veces solo se utilicen en los movimientos de apertura y cierre siendo su eficacia claramente mejorable.

Los articuladores dentales virtuales carecen de dinámica mandibular, en su estricto sentido, y son sofisticados en su uso; así como también es complicado trasladar con exactitud la posición de las arcadas dentales al articulador.

Sería de gran utilidad conseguir un modelo informático que simulara con más fiabilidad el complejo funcionamiento del Sistema Estomatognático, particularizado para cada individuo, facilitando los ajustes y mejorando las posibilidades diagnósticas y terapéuticas. Este sistema permitiría el análisis mecánico entre arcadas dentarias y articulaciones temporomandibulares.

Por ello se hará una caracterización geométrica de las superficies dentales y se simulará con modelos 3D virtuales un articulador dental y sus movimientos, que tenga un diseño genérico y abierto en el que sus parámetros puedan ser modificados con facilidad según las variaciones apreciadas en cada individuo, estudiándose así mismo en este articulador la dinámica mandibular.

OBJETIVOS

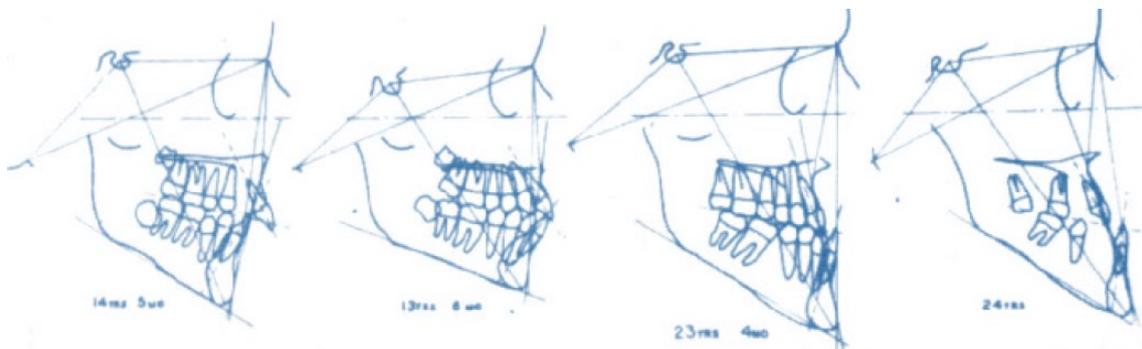
La presente tesis doctoral aborda el siguiente objetivo general:

Conseguir un modelo 3D de articulador que simule los complejos movimientos mandibulares humanos con capacidad de ser fácil y detalladamente individualizable; y que permita un análisis estático y dinámico tanto a nivel dentario como de las articulaciones temporomandibulares.

Como objetivos específicos se plantean:

- a. Diseño geométrico informático de un articulador dental mecánico que permita modificar sus características, para relacionarlo con las variaciones apreciadas en cada individuo; siguiendo la metodología habitual del montaje de los modelos en un articulador dental mecánico tradicional se abarcarían los restantes objetivos en el articulador dental virtual.
- b. Posicionamiento del modelo 3D del maxilar superior en relación con las articulaciones temporomandibulares y de todas las estructuras craneofaciales.
- c. Posicionamiento y relación del modelo 3D mandibular con el maxilar superior en una posición reproducible con exactitud del individuo.
- d. Traslación al modelo 3D desarrollado de las características individuales del movimiento del paciente.
- e. Análisis estático y dinámico del modelo 3D obtenido a nivel dentario y de las articulaciones temporomandibulares.

CAPÍTULO 1. MORFOLOGÍA DEL SISTEMA CRÁNEO- MANDIBULAR



Para describir la morfología del Sistema Cráneo-Mandibular o Cráneo-Gnático¹ así llamado por los profesores Santo y del Río en 1992 (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992), seguiremos las líneas de abstracción de dichos autores, en su libro Morfología Funcional del sistema cráneo-gnático, quienes evitando la descripción exhaustiva y pormenorizada de todos los detalles anatómicos se centran en aquellos datos que guardan relación con la biomecánica del complejo tri-articular cráneo-mandibular y, concretamente, con la integración anatómica-odontológica. Por tanto, solo pondremos de relieve elementos anatómicos o geométricos de interés odontológico para la mecánica de la relación tri-articular cráneo-mandibular; también llamada artromecánica del sistema cráneo-gnático.

1.1. Sistemas de referencia y descripciones anatómicas

En toda descripción morfológica de la anatomía se hace inevitable la referencia a tres sistemas de planos teóricos cuyo análisis conceptual conlleva la alusión a la mayoría de los términos básicos del lenguaje anatómico. En la Figura 1, se representa una calavera seccionada por los tres planos clave - Sagital (S), Frontal (F) y Horizontal (H) – de las referencias anatómicas.

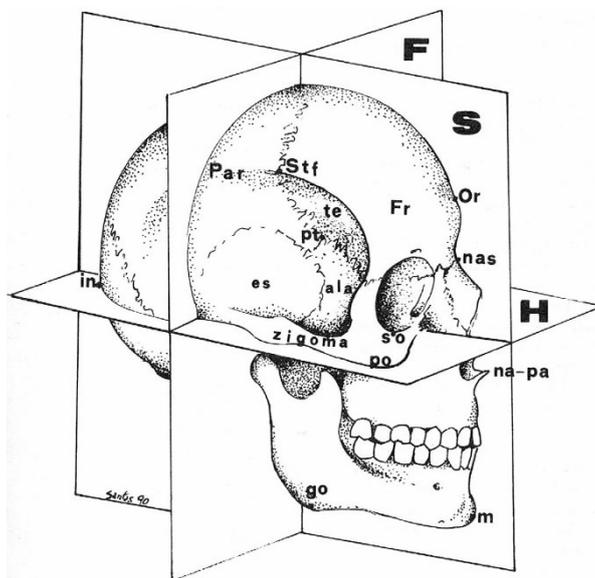


Figura 1. Plano sagital (S), frontal (F) y horizontal (H) (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

Hay un plano básico llamado SAGITAL, que es el plano de simetría que divide al cuerpo en dos partes o mitades iguales. Se llama también plano medio, por lo que todo lo que está más cercano, “mira” o se orienta a él, se cataloga como MEDIAL. Para las referencias anatómicas, el plano SAGITAL es vertical, ya que es la posición del cuerpo aceptada por convención (de pie). Una sección según dicho plano cortaría al sujeto de delante a atrás, es decir, en sentido antero-posterior. El plano sagital forma con el conjunto de infinitos planos paralelos a él, el sistema de planos SAGITALES, siendo todos ellos verticales y antero-posteriores. En sentido estricto, solo hay un plano sagital: el sagital medial o plano de simetría; los otros planos del sistema, paralelos entre sí, son en realidad *parasagitales*.

¹ En griego *gnathos* significa mandíbula

El segundo sistema de planos referenciales es el de los FRONTALES. El cuerpo humano en su conjunto está dispuesto en un plano FRONTAL (también llamado coronal), ya que tiene unas amplias superficies aplanadas de delante a atrás, con un *frente* (hacia delante) y un *dorso* (hacia atrás), que contrasta con lo reducido de su perfil. El plano de la frente de la cara marca la frontalidad. Por tanto, todos los planos del sistema FRONTAL, son paralelos al plano de la frente.

Para la posición corporal de las referencias anatómicas referida anteriormente, cualquier plano frontal, siendo vertical, va de lado a lado, lo que en anatomía se cataloga de transversal, por lo que los planos frontales son vértico-transversales y perpendiculares a los sagitales.

El tercer sistema fundamental de planos de referencia es el de los planos HORIZONTALES, transversales (perpendiculares) a los planos sagital y frontal. Efectivamente, en la posición de sujeto de pie (con el eje corporal vertical), las secciones transversales al mismo son horizontales. Se refiere en anatomía a los cortes y secciones. Así, el término transversal se refiere a un corte “de través”, es decir, perpendicular al eje longitudinal de un elemento alargado.

En definitiva, el término transversal en anatomía tiene dos acepciones de significado distinto: a) como una dirección que va (o como un elemento que discurre) de lado a lado, y b) como plano que secciona “de través”, es decir, como corte perpendicular a la longitud de ese elemento alargado (un elemento en el que predomina la dimensión longitudinal) (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

1.1.1. Ejes de referencia

Cada uno de los sistemas de planos fundamentales se asocian a un sistema de ejes constituido por el conjunto de rectas o direcciones perpendiculares a los mismos. Así, los planos horizontales son perpendiculares a las direcciones o *ejes verticales*.

El sistema de planos frontales es perpendicular a las direcciones que se alinean de delante hacia atrás y que, por lo tanto, formarán el sistema de *ejes antero-posteriores*. Y las líneas perpendiculares al plano sagital que discurren de lado a lado (en sentido de lo antes aclarado como transversalidad), constituyen en su conjunto el sistema fundamental de *ejes transversales*.

Si imaginamos el cuerpo humano en su posición anatómica convencional dentro una urna de cristal prismática cuadrangular (paralelepípedo), cuyos planos de las caras fuesen, respectivamente, tangentes al punto más alto del cráneo, a las plantas de los pies, al vientre, al dorso y a cada lado o costado (Figura 2); y si se recorre una de las aristas verticales de dicha urna en sentido ascendente (Y-O), se comprenderá la correlación de significado analógico de los términos superior, arriba, encima, CRANEAL. Por el contrario, si recorremos la misma arista en sentido opuesto (O-Y), es decir, bajando desde el cráneo, los términos inferior, abajo, debajo y CAUDAL² cobran el mismo significado.

² El término CAUDAL deriva de que en los vertebrados el extremo del cuerpo opuesto al craneal corresponde a la cola (en latín, cauda).

En idéntico orden de cosas se entiende que los términos anteriores, adelante, VENTRAL formen parte en un mismo grupo coherente, y que otro tanto hagan los términos posterior, atrás, detrás y DORSAL integrando estos un grupo de significado contrario al anterior.

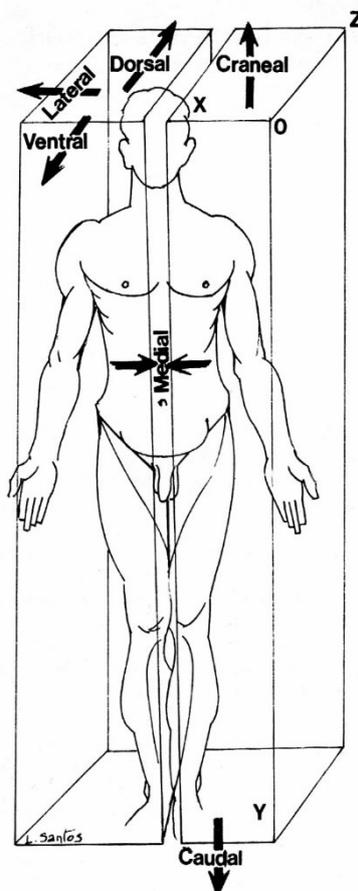


Figura 2. Principales direcciones del cuerpo humano (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

1.1.2. Terminología anatómica

En el lenguaje anatómico los términos relacionados con la proximidad o lejanía al plano medial o plano de simetría (antes descrito) discrepan de su significado en el lenguaje vulgar. En anatomía si se recorre la arista transversal superior (OX) acercándose al plano MEDIAL (Figura 2), se dice que se dirige hacia *dentro* (adverbio), o es interno (adjetivo); y en ese sentido se dice que el plano medial es más interno que el lateral. Por el contrario, lo que se aleja del plano medio, o lo que es lo mismo, lo que se aproxima al plano parasagital tangente al lado o costado del cuerpo, se cataloga de *lateral* o *externo*.

Los términos medial, interno, adentro y dentro forman un grupo de significado opuesto al integrado por los vocablos lateral, externo, fuera y afuera. Para evitar el contrasentido a que se conduce la duplicidad en el significado de una misma palabra es recomendable emplear sistemáticamente en el lenguaje anatómico los términos “interior” y “exterior”, en vez de “dentro” y “fuera”, así como “superficial” y “profundo” en vez de “interno” y “externo”. Y dejar los términos dentro, fuera, interno, externo para usarlos sólo en el especial sentido restringido que convencionalmente tienen en anatomía.

1.1.3. Orientación de elementos anatómicos lineales

Un segmento de recta presupone una dirección, y sus extremos marcan sentidos opuestos. Se puede recorrer dicha recta dirigiéndose hacia uno u otro de sus extremos, es decir, en un sentido determinado o en el opuesto. Considerando los sistemas fundamentales de ejes, las líneas verticales van de arriba abajo (o de abajo arriba); las perpendiculares a los planos frontales van de delante a atrás (o de atrás a adelante), y las perpendiculares a los planos sagitales van de lado a lado o, lo que es lo mismo, discurren transversalmente. Para referir direcciones oblicuas, que nos encontramos en numerosos elementos anatómicos alargados (como el corazón, los bronquios, etc.) cuyo eje es oblicuo; o en bordes de elementos anatómicos (como el borde anterior del hígado) de discurrir oblicuo; o si se hubiera de precisar la trayectoria de un proyectil que ha atravesado el cuerpo siguiendo una dirección oblicua.

Así, por ejemplo, si recorremos la mandíbula desde su inserción con el hueso temporal³ del lado derecho hacia el mentón diremos que hacemos un recorrido de distal a mesial⁴, de craneal a caudal y de externo a interno; o hacia mesial, hacia caudal y hacia interno; o en sentido mesio caudo interno.

Y si para direcciones no oblicuas (como la vertical, la transversal o la antero-posterior), el sentido es indiferente y vale tanto decir de arriba abajo como de abajo a arriba, y es igual decir de delante a atrás que de atrás a delante o derecha izquierda, respecto las direcciones oblicuas es necesario recorrer mentalmente siempre en el mismo sentido el eje o borde en cuestión para que sean válidos los distintos datos que implica la referencia completa.

1.1.4. Orientación de superficies

Para referenciar la orientación de superficies en elementos anatómicos, basta trazar mentalmente una semirecta perpendicular a dicha superficie, especificando hacia donde se dirige el extremo de la semirecta que se aleja de la superficie en cuestión. Otro procedimiento, quizá más simple, para precisar la orientación de una superficie determinada consiste en imaginar pintado un ojo sobre la superficie en cuestión observando hacia donde se dirige la hipotética mirada, coloquialmente “está mirando hacia”.

En definitiva, si una lámina plana se dispone horizontalmente, de sus dos caras, la superior “mira” hacia arriba y la inferior hacia abajo. Si la misma lámina se dispone frontalmente, una de sus caras mira hacia adelante y la opuesta hacia atrás. O sus caras miran una hacia cada lado si la lámina se dispone sagitalmente.

Para superficies dispuestas en un plano oblicuo, como la nariz, la referencia a la orientación se hará de acuerdo con los procedimientos descritos. Según eso, se entiende que la cara lateral de la nariz mira sobre todo hacia afuera, pero también hacia adelante y hacia arriba, o, dicho de otra forma, está orientado en sentido latero-ventro-craneal.

³ Hueso situado en el lateral del cráneo.

⁴ Relativo al plano medial.

1.1.5. Descripción de elementos aplastados

En el cuerpo humano existe un gran número de órganos o elementos anatómicos que están o aparecen aplanados, como son las superficies de algunos de los huesos del sistema cráneo-gnático donde se insertan los músculos masticatorios; o el mismo tórax humano (con amplias superficies ventral y dorsal) que está aplanado de delante a atrás.

Respecto a tales aplastamientos, es evidente que un elemento que ha sido aplanado de arriba abajo, queda dispuesto en un plano horizontal; un elemento aplanado latero-lateralmente queda dispuesto en un plano sagital; y un elemento aplanado de adelante a atrás queda dispuesto en un plano frontal.

Al igual que en las referencias a direcciones axiales o en la orientación de superficies, la complicación mayor se da en la descripción de elementos aplastados y a la vez oblicuos; entonces (como en el caso de la orientación), la referencia al modo de aplanamiento se resuelve trazando mentalmente la perpendicular al elemento en cuestión por una cualquiera de sus dos caras, y considerando que la dirección del aplastamiento coincide con la de dicha perpendicular tomada en el sentido de su acercamiento a él.

Otra cuestión es la imprecisión en la referencia al sentido de aplanamiento radial de muchos elementos anatómicos anulares o arciformes⁵. Por ejemplo, el anillo cricoideo⁶, los cartílagos traqueales, el cuerpo de la mandíbula, el arco de las vértebras torácicas, las costillas, etc., aparecen aplanados en sentido radial. Pero según los profesores Santos y del Río (1992), en ninguno de los tratados de anatomía que han estado o están en vigor (y sea cual sea su nacionalidad), se precisa este detalle, que es una condición necesaria en rigor, y suficiente dentro de su simplicidad, para la descripción correcta de los elementos en cuestión. Refieren, como ejemplo, la descripción sistemática en los textos anatómicos de que el cuerpo de la mandíbula tiene forma de herradura, lo cual es sencillamente inexacto. Una herradura es morfológicamente un arco parabólico aplanado por acciones que se han obrado según una dirección perpendicular a su plano. El cuerpo de la mandíbula tiene, en cambio, la forma de un arco parabólico pero aplanado radialmente. La descripción morfológica hecha hasta ahora no es válida; y la expresión o descripción del hecho anatómico por tanto no es rigurosa según Santos y del Río anteriormente mencionados.

1.2. El Bloque cráneo-facial

El concepto de bloque cráneo-facial engloba la totalidad del engarce o acoplamiento entre las piezas esqueléticas del cráneo y las de la cara (*macizo facial*⁷), incluyendo no solo las articulaciones temporomandibulares (ATM), sino la configuración de las áreas óseas y de las fosas en las que toman amarre fijo los músculos cráneo-mandibulares (Figura 3). Hay que tener en cuenta que solo las superficies exocraneales del citado bloque entran en juego en la articulación temporomandibular. Todas las piezas óseas del bloque cráneo-facial forman parte de la calavera excepto la mandíbula, único hueso móvil del sistema cráneo-gnático.

⁵ Con forma arqueada

⁶ Situado en la laringe

⁷ En latín *facie* significa cara, *macizo facial*=bloque de la cara.

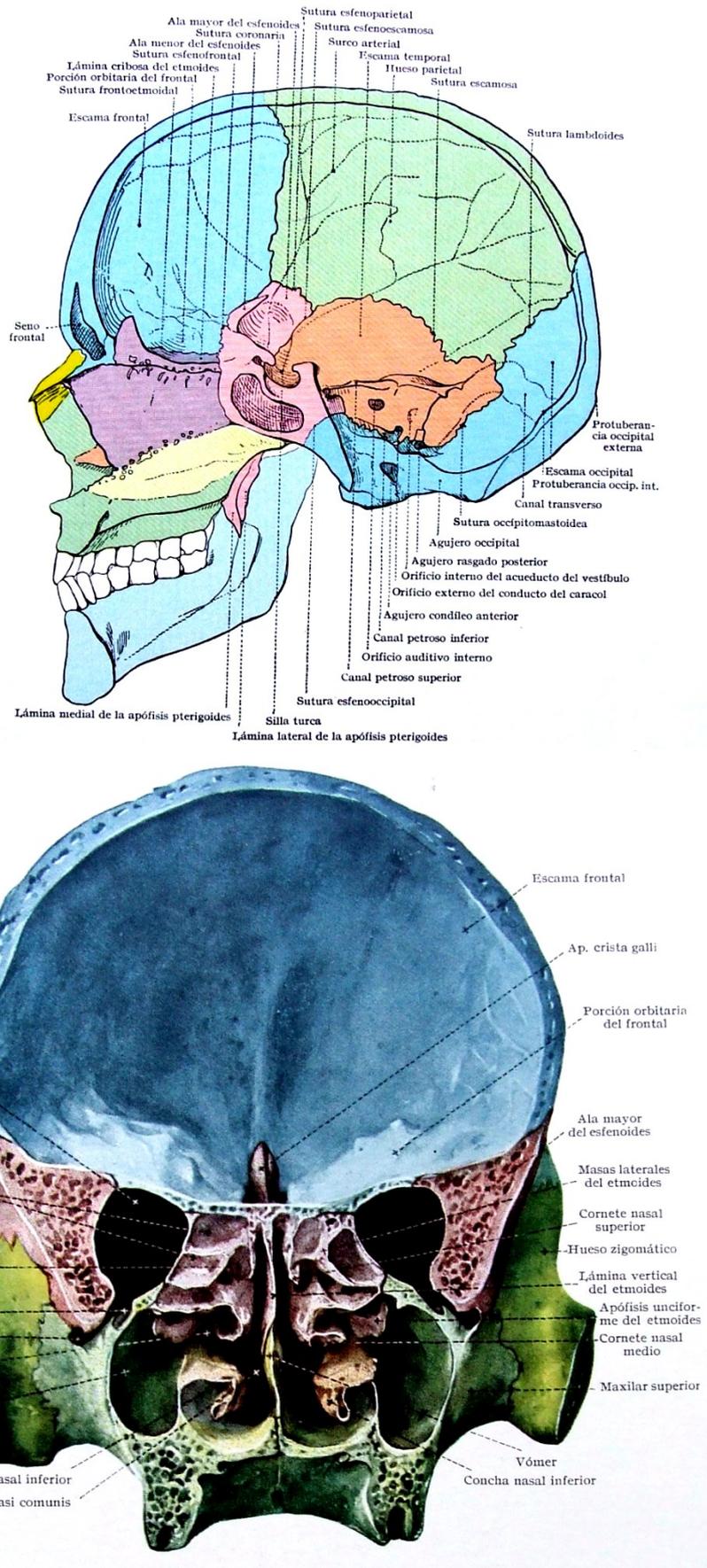


Figura 3. Arriba: corte sagital; Abajo: corte frontal del cráneo (Spalteholz 1975).

Los huesos principales del bloque cráneo-facial son (Figura 4 y Figura 5):

- Hueso maxilar superior: hueso de la cara que aloja la arcada dentaria superior.
- Hueso zigomático: hueso que forma el pómulo de la cara y parte de la órbita.
- Hueso frontal: hueso que ocupa la superficie de la cara que se corresponde con la frente y la prominencia cubierta por las cejas.
- Huesos nasales: que constituyen la nariz.
- Hueso esfenoides: forma parte de la estructura interna profunda de la cara, de las fosas nasales y del propio cráneo.
- Hueso temporal (*os temporale*): hueso que contiene el órgano de la audición.

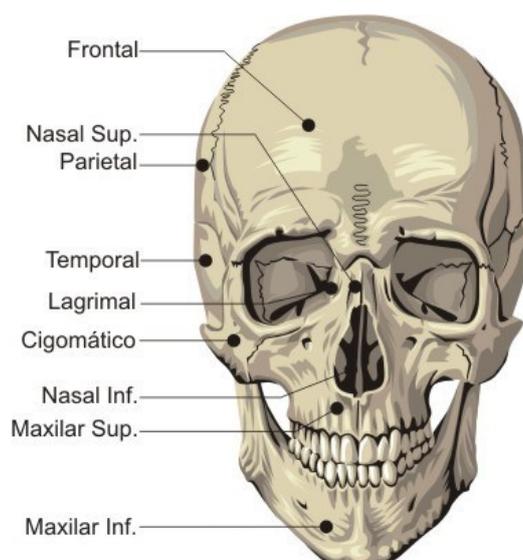


Figura 4. Huesos del cráneo y del macizo facial (vista frontal) (Antonio y Mayte 2013).

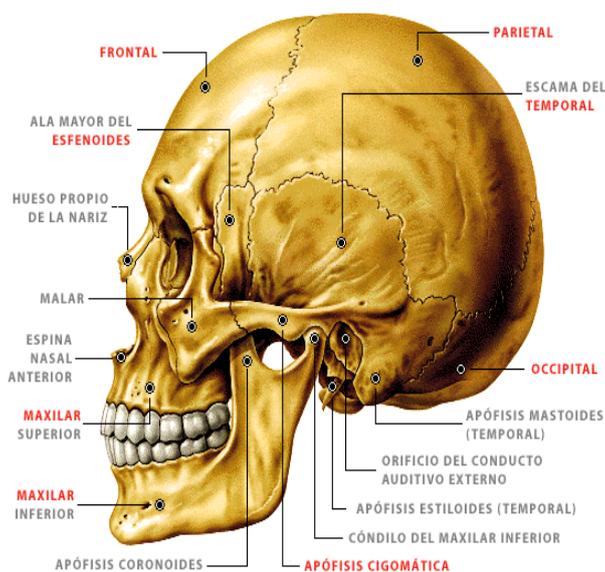


Figura 5. Huesos del cráneo y del macizo facial (vista sagital) (Galeon 2011).

El *macizo facial* es un pedazo importante (la parte más anterior) del bloque cráneo-mandibular. El concepto topográfico de macizo facial tiene que ver con la cara en sentido estricto; concretamente con el esqueleto de la cara como parte de la cabeza. Orientada hacia adelante, acoge los órganos de los sentidos más especializados y las aberturas cefálicas

de los aparatos respiratorio y digestivo (en este sentido, el esqueleto de la cara implica la mandíbula). Pero en una calavera sin mandíbula, el macizo facial sería el trozo de esqueleto anterior a un plano frontal que pasando por detrás de las fosas orbitarias fuera tangente al relieve posterior de la tuberosidad del maxilar. Es el plano que caería justamente por detrás de los últimos molares superiores.

Este concepto de macizo facial, en el que no toma inserción ninguno de los músculos cráneo-mandibulares, al excluir también a la ATM, solo aportaría al complejo articular que nos ocupa la arcada dentaria maxilar o superior.

El entendimiento del engarce de las piezas esqueléticas que integran el macizo facial es, pues, necesario y previo al relato del bloque cráneo-facial. Esencialmente, a cada lado, el macizo facial se organiza arquitectónicamente alrededor de un hueso clave, el maxilar superior (*os maxila*), con el que se articulan todos los numerosos huesos de su entorno.

Pero si se tiene en cuenta que a efectos de interés odontológico sólo cuenta la parte suborbitaria⁸ del macizo, resultará que de éste va a ser funcionalmente importante, y a cada lado, la maxila y el pómulo: la maxila, como un pilar morfológicamente complejo, sobre el que, arriba y afuera, descansa o se apoya el pómulo.

Sin embargo, las cosas no son tan simples, por dos razones: 1) El macizo facial hay que concebirlo no como una estructura unilateral ya que su arquitectura depende de la unión articular inamovible (sinartrosis) entre sus dos lados y 2) En el macizo facial, el piso o tramo superior, representado por el frontal como un puente tendido transversalmente entre ambos pómulos, completa con su entorno articular la configuración de la parte anterior del cráneo. Y es concretamente en esa parte donde numerosos puntos antropométricos son referente constante en determinadas correlaciones paramétricas de valor aplicativo inestimable en Odontología. Algunos de ellos aparecen reflejados en la Figura 1.

Hueso maxilar superior. (*os maxila*) es un hueso par, ambos constituyen la faja o el tramo medio de esqueleto de la cara. Es el tramo interpuesto entre las órbitas y las fosas nasales (que quedan arriba) y la fosa bucal (que queda abajo).

La maxila es un hueso de configuración muy irregular (Figura 6), en cuyo cuerpo por su parte inferior, se engruesa para constituir el robusto *reborde alveolar* de forma semiparabólica con las fosas conoides (alvéolos), abiertas hacia abajo, en las que se implantan las raíces de las piezas dentarias superiores; y en su parte superior, la *apófisis palatina* constituye el suelo de la fosa nasal por su cara superior, y el techo abovedado de la boca (*bóveda palatina*) por la inferior. Con los dientes implantados, constituye el límite inferior oclusal del macizo facial.

⁸ Referido a la zona debajo de la órbita de los ojos.

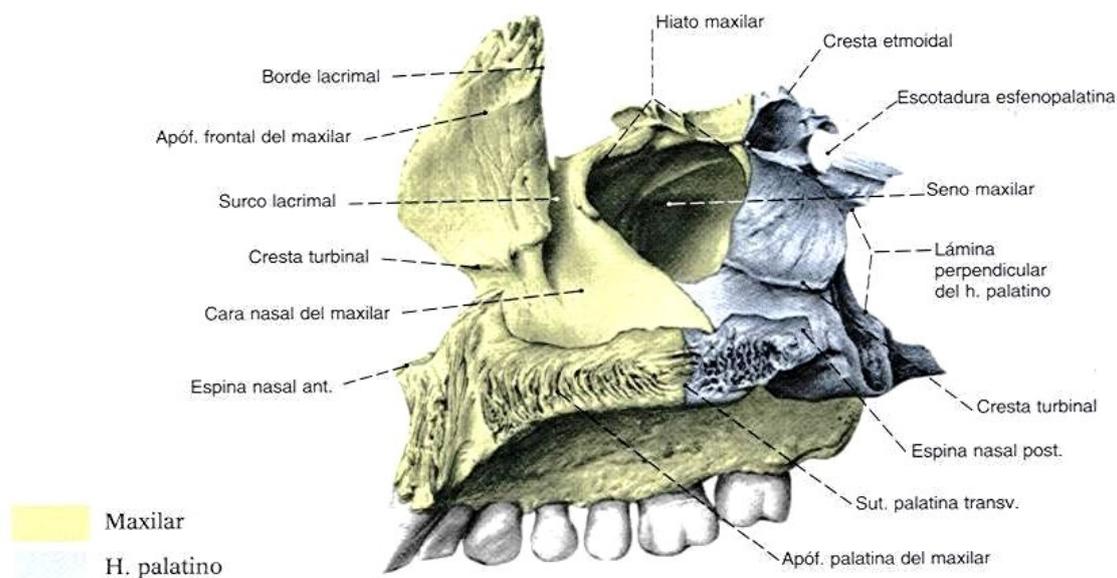


Figura 6. Visión medial del maxilar y hueso palatino derechos (Ríos 2013).

Hueso zigomático. (*os zigomáticus*), también llamado *malar* (Figura 7), es una gruesa placa ósea rómbica que reposa, articulándose, sobre el vértice truncado de la apófisis piramidal de la maxila⁹. Su cara antero-lateral, convexa y relevante, es el verdadero *pómulo* de la cara.

De sus cuatro ángulos, el *superior* sube a articularse con la apófisis orbitaria externa del frontal; el *externo* se lanza hacia atrás en la *apófisis zigomática* que, volando al costado de la calavera, va a articularse con otra similar que lanza hacia adelante el hueso temporal. Juntas integran el *arco zigomático o asa de la calavera*. De los bordes del pómulo, el *superomedial*, cortante y cóncavo, enmarca por abajo y afuera el reborde orbitario. Su interés radica en que coincide con el punto más caudal de dicho reborde. La piel a ese nivel es muy fina y laxa, por lo que dicho punto antropométrico es muy fácilmente detectable a la palpación y puede ser fácilmente identificable.

A efectos de integración anátomo-odontológica interesa destacar tres datos: 1) que por el punto suborbitario caudal pasa el plano horizontal que tipifica el nivel suborbitario; 2) que el punto suborbitario caudal –que es un punto singular malar- no está situado en el centro del trecho inferior del reborde orbitario –que es un punto singular malar-, sino más lateralmente, en la unión del tercio externo con los dos tercios internos de dicho trecho; y 3) que, por lo tanto, el punto suborbitario caudal es distinto del punto suborbitario convencionalmente utilizado en Odontología al transferir parámetros a los articuladores. Posselt en 1974, desconsiderando el punto, se limita a consignar el reborde inferior de la órbita (Posselt 1974); Clayton *et al.* en 1987 hacen referencia a una escotadura infraorbitaria no descrita en tratados anatómicos (Clayton 1986); Dos Santos en 1987 define el punto en estos oscuros términos: “parte del eje-orbitario, muy cerca del plano horizontal de Frankfort” (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992). Y así, en muchas otras referencias.

⁹ Apófisis piramidal de la maxila

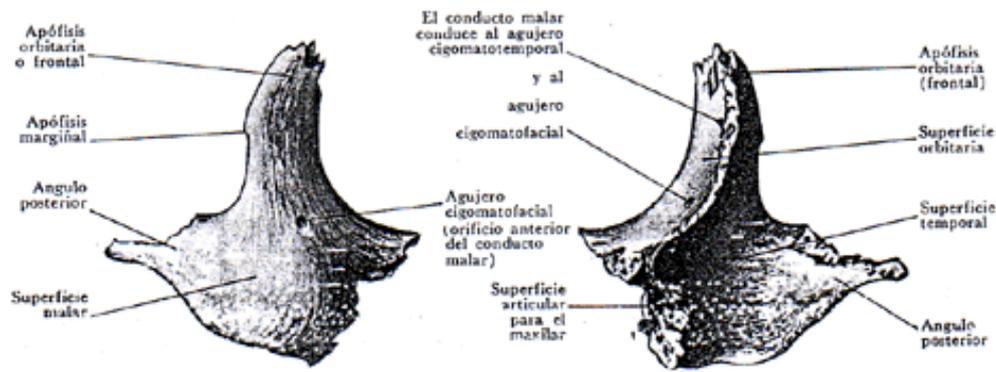


Figura 7. Hueso malar derecho: cara externa (izquierda) y cara interna (derecha) (García-Porrero y Hurle 2003).

Hueso frontal. (*os frontale*). En lo que es la cara, el frontal (Figura 8) se dispone como una robusta encimera transversal apoyada en los pilares que a cada lado forman, el hueso cigomático o malar derecho que se articula con el ángulo superior del malar (pilar externo) y en la espina nasal que se articula con el extremo superior de la apófisis ascendente de la maxila (pilar interno). Entre los pilares interno y externo de cada lado se tiende la correspondiente arcada orbitaria, mientras que en los pilares internos se apoya un arco apuntado (*escotadura nasal*), en cuyo seno, abierto hacia abajo, se incrustan los huesos nasales. La viva arista transversal formada por las arcadas orbitarias (a cada lado) y por la escotadura nasal (en el centro) es la cresta *órbitonasal*.

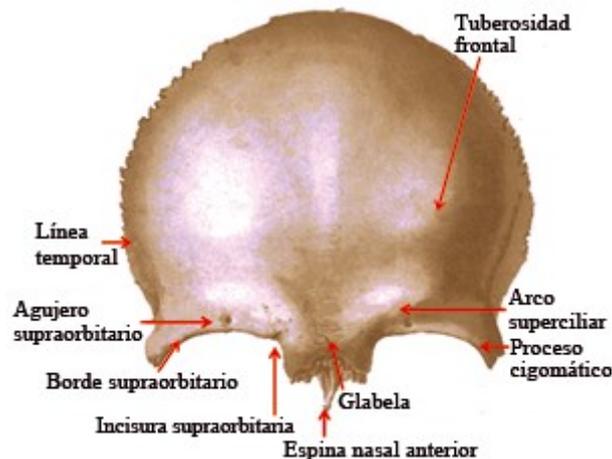


Figura 8. Hueso frontal (vista anterior) (Companioni Ladín y Bachá Rigal 2012).

El hueso frontal tiene una cara endocraneal y otra exocraneal, pero solo la exocraneal tiene interés para el sistema cráneo-gnático. Es por eso que la carilla temporal del frontal es la única área del frontal con verdadero interés cráneo-gnático. Su borde posterior se articula con el parietal y por abajo, con la parte más alta del ala mayor del esfenoides. Exocranealmente, justo encima de la escotadura nasal, destaca, en forma de una eminencia roma, el punto antropométrico llamado *glabella*.

Huesos nasales. Cada hueso propio de la nariz (*os nasale*) es una lámina ósea alargada de arriba a abajo, de cuyos cuatro bordes: el *superior*, dentelleado, se incrusta en la escotadura nasal del frontal; el *lateral* se articula con el anterior de la apófisis ascendente de la maxila; el *interno* se articula en la línea media con el del otro lado; mientras que el *inferior*, libre, limita por arriba el orificio de entrada a la fosa nasal de su lado.

Articulados entre sí, los huesos nasales constituyen el *caballete nasal*, conformado en silla de montar, de forma que, por su superficie facial, es convexo, recorrido transversalmente, y cóncavo de arriba abajo. El extremo inferior de la sutura internasal destaca como punto antropométrico *nasión*.

Hueso esfenoides (*os sphenoidale*). Siendo el frontal, los pómulos y las maxilas las piezas que, orientadas hacia delante, integran básicamente el macizo facial, en su engarce con los huesos retrofaciales del cráneo, la pieza clave es el esfenoides (Figura 9). Y tal es así, porque el esfenoides no solamente se articula con los tres huesos del macizo facial, sino con todos los huesos craneales. A tal efecto, el cuerpo esfenoidal, cuboideo, ocupa el centro geométrico de la base del cráneo. De cada costado del cuerpo se proyectan hacia fuera las alas (mayores y menores), y de su cara inferior, las apófisis pterigoideas. Solo estas y la cara exocraneal del ala mayor tiene interés cráneo-gnático.

El *ala mayor* arranca de la parte baja de cada lado del cuerpo esfenoidal, desde donde se lanza hacia fuera expandiéndose, a la vez que su parte anterior asciende verticalizándose. Su parte posterior, en cambio, dispuesta en un plano horizontal, se aguza (*espina*) hacia afuera y atrás, metiéndose en la incisura angular del seno anterior que queda entre los bordes anteriores de la escama y del peñasco del temporal¹⁰.

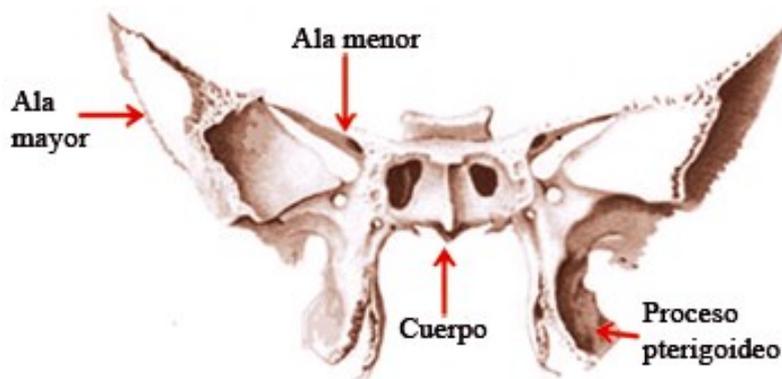


Figura 9. Hueso Esfenoides (Companioni Landín y Bachá Rigal 2012).

Hueso temporal: de todos los huesos del complejo cráneo-facial, el hueso temporal es el que interviene más decisivamente, como substratum morfológico, en el proceso biomecánico de la moción mandibular. El mismo aporta las superficies craneales de la ATM.

Situado tras el ala mayor del esfenoides, el hueso temporal consta de cuatro porciones de distinto origen embrionario, que se sueldan para constituir una pieza única y continua (Figura 10):

- La *porción petro-mastoidea*: con forma de pirámide cuadrangular cuya masa primordial (1) se llama peñasco, y la base (2) mastoides.
- El *hueso timpánico* (3) es un corto canal óseo abierto por arriba.
- La *apófisis estiloides* (4) es una aguda espina ósea.

¹⁰ Partes del hueso temporal, descrito en la página siguiente.

- La *escama* (5+6) es una lámina ósea doblada en diedro recto.

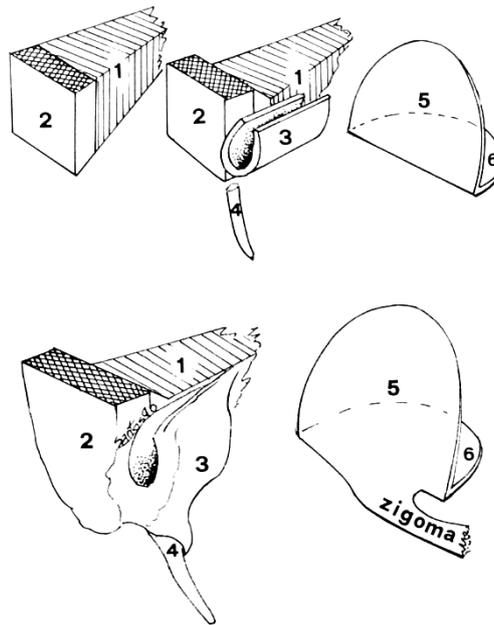


Figura 10. Esquemas de los componentes del hueso temporal (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

Tan solo el hueso timpánico y las partes exocraneales de la escama tienen que ver directamente con el sistema mecánico cráneo-gnático.

Puede observarse en la Figura 11 cómo la base (2: mastoides) de la porción petromastoidea se ha desplazado hacia atrás dejando un hueco al que se aplica el hueso timpánico (3) que, extendiéndose en superficie, se pega a la cara anterior del peñasco con la que se funde. El hueso timpánico (3) enmarca, el costado de la calavera, en el orificio de entrada al conducto auditivo externo (Po), del que forma la mayor parte. Hacia abajo manda una lámina que, por rodear como una vaina a la estiloides con la que se suelda se llama *apófisis vaginal* (zona inferior del 3 rodeando al 4).

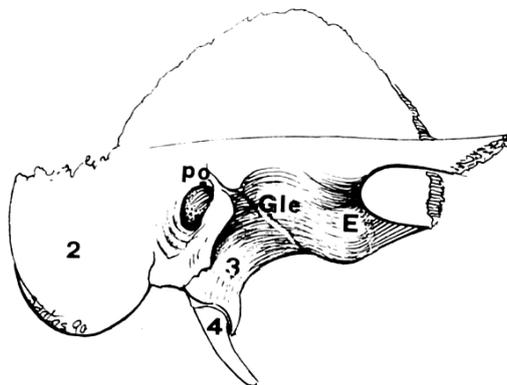


Figura 11. Detalles del hueso temporal (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

La extensa lámina timpánica pegada al peñasco, por su cara antero externa, libre, ofrece un área excavada que completa por atrás la cavidad glenoidea del temporal, dentro de la que rueda el cóndilo mandibular (Figura 12).

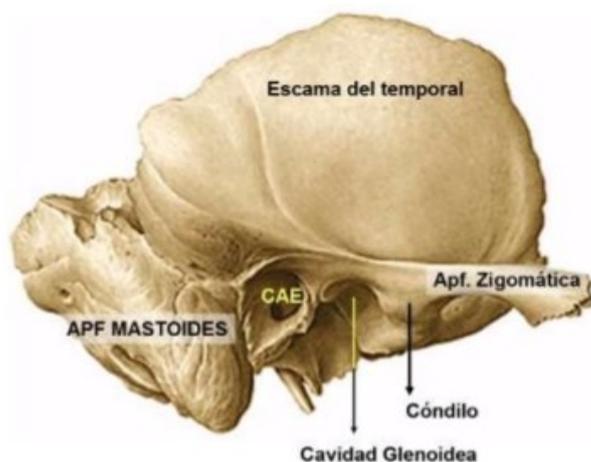


Figura 12. Hueso temporal (Xavii 2014).

La *escama*, o porción escamosa del temporal, está formada por dos láminas anguladas en diedro de arista antero-posterior. La porción vertical de la escama, o escama propiamente dicha, se dispone en un plano parasagital, y constituye por su cara exocraneal, el fondo de la fosa temporal centrada al costado de la calavera (Figura 13).

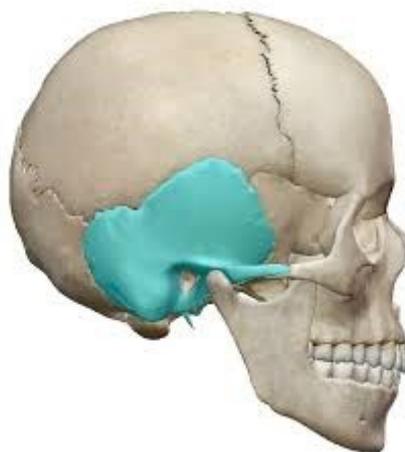


Figura 13. Fosa temporal del hueso Temporal (Body 2014).

La otra porción o porción horizontal es también conocida como *porción doblada* de la escama (Figura 10: 6). Descansa por abajo sobre el hueso timpánico y el peñasco. Es precisamente la porción doblada de la escama la de mayor interés en relación con el sistema cráneo-gnático: su parte posterior (no visible) cierra y completa por arriba el conducto auditivo externo, pero es su parte anterior la que constituye el área bialabeada, mediante la que el hueso temporal se articula con la mandíbula. Tal área, situada por delante del hueso timpánico, tiene a su vez una parte posterior deprimida (Figura 11: Gle y Figura 12), conocida como *cavidad glenoidea* o fosa mandibular, y otra anterior, conformada en rodete convexo saliente, dispuesto transversalmente, conocido como *cóndilo del temporal* o, mejor, como *tubérculo articular o eminencia articular del temporal* (Figura 11: E y Figura 12).

De esta descripción, y de la observación de las Figura 11 y Figura 12, se deduce que la cavidad glenoidea del temporal está formada por detrás por el hueso timpánico (porción no articular), y por delante, por la fosa mandibular de la cara exocraneal de la porción horizontal (o doblada) de la escama. Por eso, en el fondo de la cavidad glenoidea discurre entre ambas partes hacia abajo y adelante la sutura timpáno-escamosa de Glasser (Figura 14 y Figura 15):

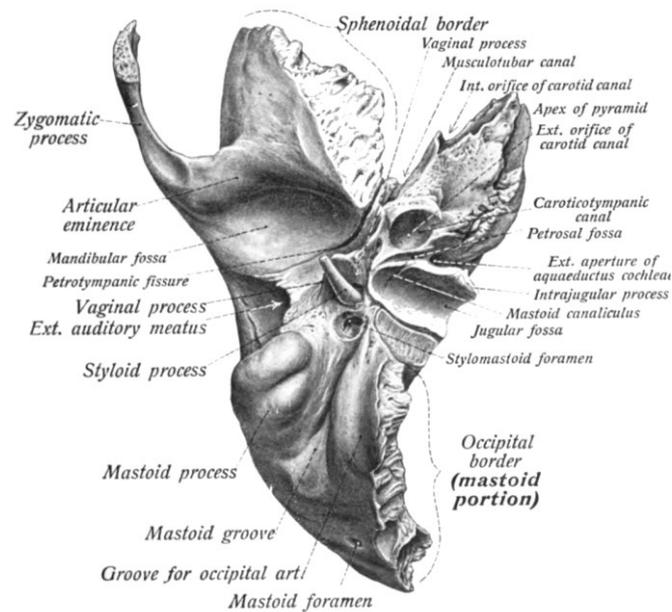


Figura 14. Hueso temporal para ver apófisis vaginal y sutura timpano escamosa de Glasser (Sobotta y McMurrich 1909).

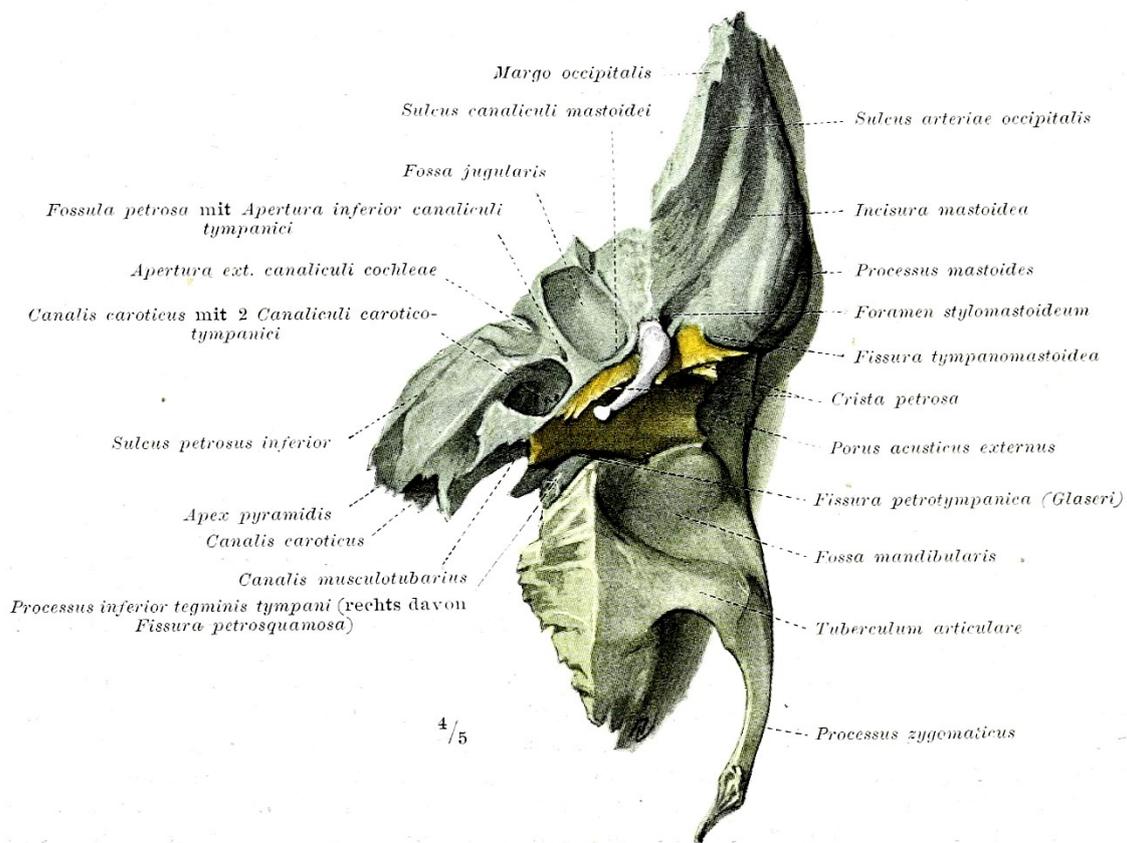


Figura 15. Hueso temporal para ver sutura timpano escamosa y tímpano-petrosa Glasseri (Braus 1921).

De la arista que, exocranealmente, angula las porciones vertical y horizontal de la escama se lanza inicialmente hacia fuera, y luego hacia adelante, la *apófisis zigomática o cigoma* (Figura 12). El zigoma se articula por delante con la apófisis homónima que lanza hacia atrás el

hueso malar (Figura 5). En conjunto, el zigoma y el extremo posterior del malar forman un puente óseo que vuela al costado de la calavera como arco zigomático o “asa” de la calavera (Figura 14). El arco zigomático es un elemento clave del engarce entre el cráneo y el macizo facial.

1.3. Morfología mandibular

La mandíbula (*os mandibulae*) es un hueso impar de muy particular configuración. El elemento básico de su esquema morfológico es un robusto cuerpo conformado en un arco parabólico de seno posterior, cuyo vértice como se proyecta hacia adelante en la línea media, constituyendo el punto antropométrico *mentón*.

Dado su sentido de aplanamiento radial, se comprende que el cuerpo tenga una cara exterior y otra interior, mientras que, de sus dos bordes, dispuestos aproximadamente en un plano horizontal, uno será superior y el otro inferior (Figura 16).

El borde superior o *borde alveolar* ofrece las fosas conoideas (*alvéolos*), abiertas hacia arriba, en las que se implantan las raíces de las piezas dentarias mandibulares. El borde inferior, libre, demarca exactamente el límite inferior de la cara.

Por detrás, cada uno de los brazos del cuerpo mandibular se proyecta hacia arriba en la *rama ascendente*, cuadrilátera, alargada de arriba abajo, y dispuesta en un plano aproximadamente parasagital.

El punto en que el borde inferior del cuerpo mandibular cambia de dirección para continuarse con el posterior de la rama ascendente, se conoce como ángulo de la mandíbula y coincide con el punto antropométrico *gonion*.

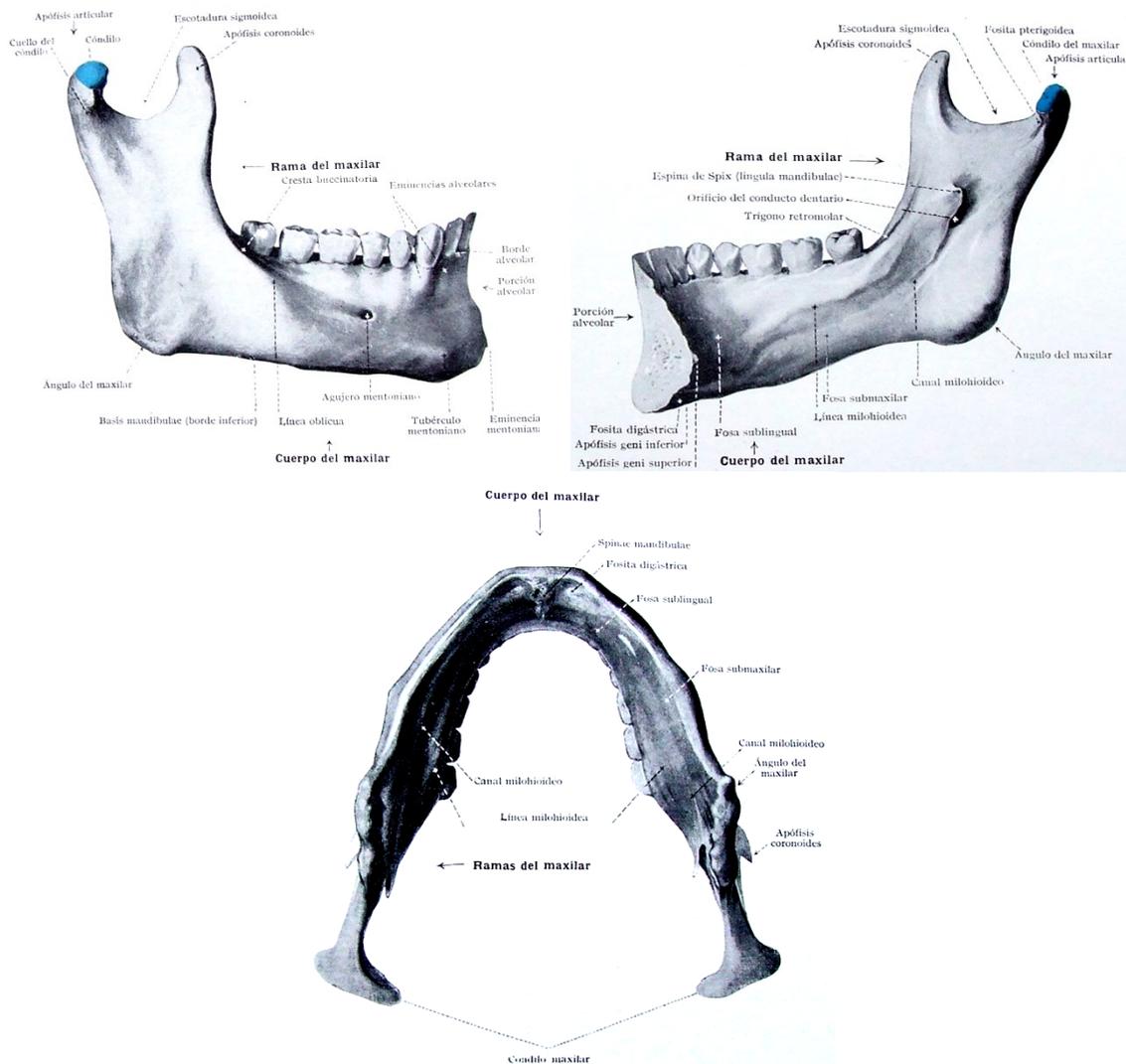


Figura 16. Hueso maxilar inferior (mandíbula), a) mitad derecha vista por su superficie lateral, b) mitad derecha vista por su superficie medial, c) visto por su superficie caudal (Spalteholz 1975).

Por arriba, la rama ascendente se escinde en dos apófisis separadas entre sí por la amplia *escotadura sigmoidea*: la anterior o *coronoides* acaba en punta aguda, recibiendo la inserción del tendón del músculo temporal; la posterior o *cándilo* está configurada en ovoide más o menos transversal, unido a la rama ascendente mandibular por un estrecho *cuello*. Se articula con la cavidad glenoidea del hueso temporal.

En la configuración de la mandíbula (Figura 17) hay que resaltar un hecho importante: el que el diseño parabólico que configura el cuerpo mandibular (B'-B) sea discordante respecto al correspondiente a la arcada dentaria (A'-A).

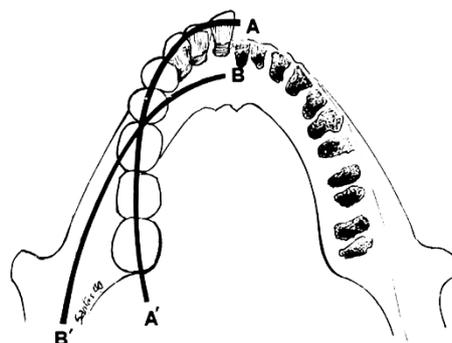


Figura 17. Configuraciones parabólicas de la mandíbula (B') y arcada dentaria (A') (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

Tal como se ilustra en la figura anterior, en la zona mentoniana, la inclinación del eje de los incisivos mandibulares hace que la línea de diseño de la arcada dentaria quede por delante de la correspondiente al cuerpo. En su trayecto hacia atrás, ambas líneas se cruzan, de forma que los últimos molares de cada lado quedan netamente por dentro del plano parasagital en que se disponen las ramas mandibulares.

En ocasiones, cuando existe mínima o nula inclinación incisal, las líneas no se cruzan. Entonces, a nivel de la zona mentoniana, los arcos parabólicos dentario y mandibular coinciden; pero la no coincidencia entre ambos en su trecho posterior (en la forma antedicha) es una constante sin excepción alguna en la configuración de la mandíbula.

Este hecho morfológico, al que apenas se alude en los textos anatómicos, hace que lo que en todos se describe como *trígono retromolar*¹¹ sea una falacia, (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992), es una realidad anatómica pero con otra morfología tal como describen a continuación los autores anteriormente referidos: “el borde anterior de la rama ascendente mandibular se bifurca por debajo en dos líneas –interna y externa-, que se incorporan, respectivamente, a la cara interior y exterior del cuerpo mandibular tras contornear por su lado el último molar. Sin embargo, la realidad de la morfología de ese enclave obliga a precisar esa posición como *lateroretromolar*. El hecho es también trascendente como condicionante de las inserciones musculares del músculo buccinador¹² y, consecutivamente, en la patogenia de la inclusión de los terceros molares como entidad nosológica¹³”.

1.4. La articulación temporomandibular

Es una articulación sinovial doble que se establece entre el cóndilo de la mandíbula y la cavidad glenoidea o fosa mandibular que forma el hueso temporal. Entre ambas superficies articulares se dispone un disco articular fibrocartilaginoso que trata de homogeneizar la zona de contacto y que se desplaza con los movimientos del cóndilo. La articulación posee su cápsula articular y ligamentos de refuerzo extracapsulares (Figura 18).

¹¹ Área triangular ubicado en la mandíbula, posterior al último molar.

¹² Principal músculo de la mejilla que comprime las mejillas y colabora en la masticación.

¹³ Relativo a la causa de la enfermedad.

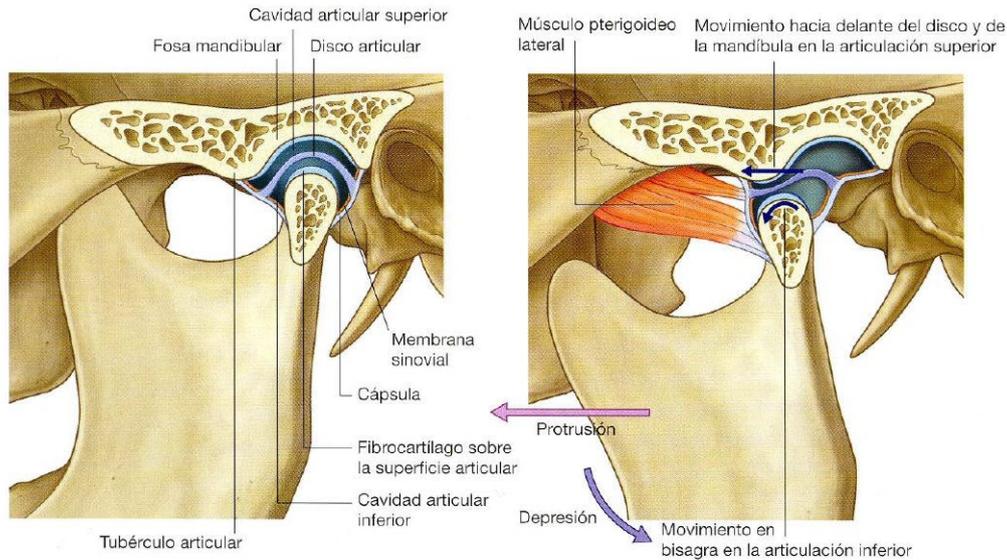


Figura 18. Secciones de la articulación temporomandibular y esquemas de su desplazamiento (Valencia 2015).

1.5. Los músculos cráneo-faciales, fosas y localizaciones espaciales

En el sistema articular cráneo-gnático, la mandíbula (única pieza móvil del sistema que se articula con el temporal de forma que las arcadas dentarias maxilar y mandibular contacten en relación oclusal) va a verse desplazada por la acción de los músculos, fijos por su otro extremo en el bloque cráneo-facial inamovible: son los músculos cráneo-mandibulares o cráneo-gnáticos (Figura 19).

En realidad, son dos los grupos musculares que se encargan, por una parte, de la motilidad a nivel del complejo bitémporo-mandibular y, por otra, de la dinámica de la relación articular interdientaria: los músculos cráneo-gnáticos y los suprahioideos.

Los músculos suprahioideos, no son cráneo-gnáticos sino cérvico-gnáticos ya que su inserción no está en relación al cráneo sino hacia la región cervical y tienen poca actividad en la actividad del cierre mandibular. Por ello no nos detendremos en su descripción.

En lo referente a la miología¹⁴ descriptiva de los músculos que intervienen en la dinámica del sistema cráneo-gnático, no intentamos en esta tesis describirlos pormenorizadamente. Solo nos interesan los aspectos dinámicos que realizan y su manera de actuar. Por ello será parca en la anatomía descriptiva de ellos

De los cuatro pares (derecho e izquierdo) de músculos cráneo-gnáticos (temporal, masetero y los pterigoideos medial y lateral), nuestra descripción somera se detendrá en las posiciones recíprocas de sus extremos de inserción fija y móvil en relación con los sistemas de planos que rutinariamente son utilizados en las referencias anatómicas espaciales. Este es un dato cuyo conocimiento detallado es imprescindible para después conocer los aspectos miodinámicos¹⁵ que se describirán posteriormente.

¹⁴ Parte de la anatomía que estudia los músculos.

¹⁵ Dinámica de los músculos.

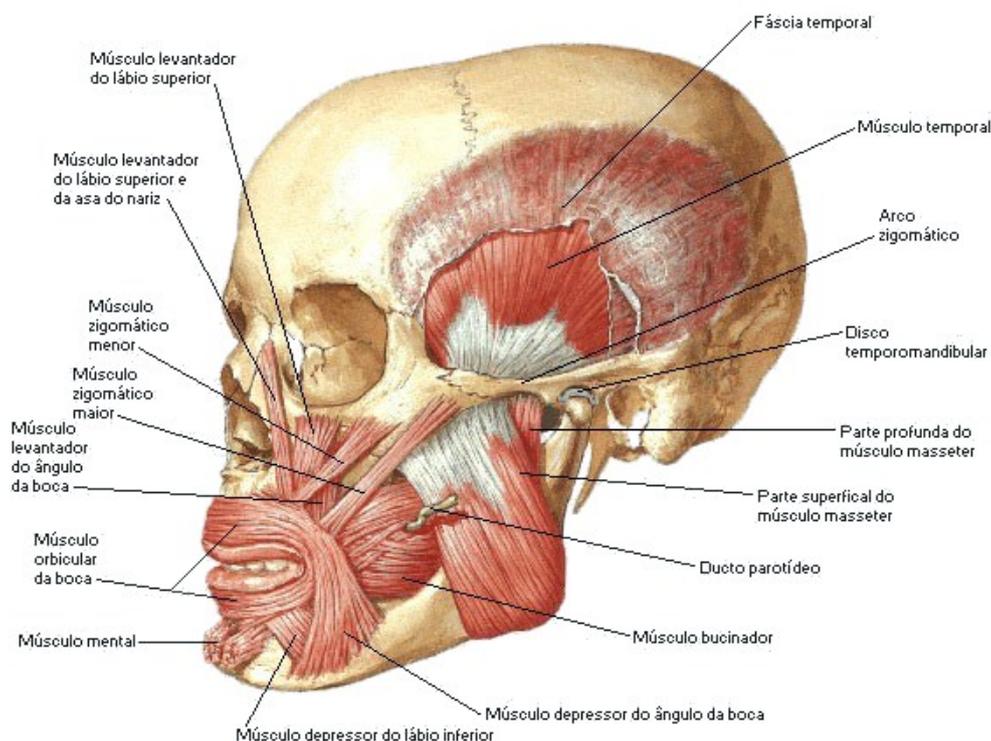


Figura 19. Visión externa y superficial de los músculos de la cara (Euguzki 2017).

Los músculos temporal y masetero, están superficialmente localizados al costado de la calavera en el exterior de la mandíbula, y disponen sus fibras de manera aplanada y dispuestas en sendos planos parasagitales. Los pterigoideos, situados mucho más profundos, disponen sus gruesas masas de fibras en la parte interna de la rama ascendente de la mandíbula.

Los músculos cráneo-gnáticos (temporal, maseteros y pterigoideos) se amarran en puntos o campos precisos del complejo sintético cráneo-mandibular, de forma que sus masas carnosas rellenan algunas de las fosas de la calavera. En concreto, el músculo temporal amarra y localiza su carne al costado de la calavera, en la fosa homónima; los pterigoideos, en la fosa infratemporal o zigomática, y el masetero, por fuera de la rama mandibular de su lado. Además, la masa carnosa del pterigoideo interno.

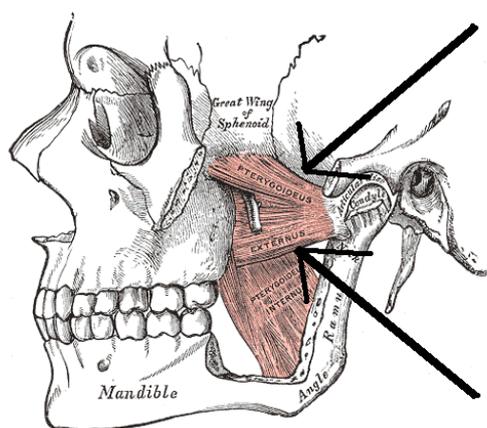


Figura 20. Músculos pterigoideos (Gray 1918).

Se impone, pues, el conocimiento de un doble aspecto:

- 1) El concepto sintético de las fosas.
- 2) La referencia precisa a las localizaciones espaciales (determinadas por coordenadas concretas) de los puntos fijos –craneales– o móviles –mandibulares– en los que los músculos cráneo-gnáticos se insertan.

Este último aspecto comporta el conocimiento de los datos esqueléticos indispensables para el entendimiento de la miodinámica, que con posterioridad se desarrollará.

El *músculo temporal* (*m. temporalis*) se origina al amarrar sus fibras en toda el área de la fosa temporal. Sus fibras convergen hacia un tendón que pasa por dentro del asa de la calavera y va a insertarse a la apófisis coronoides de la mandíbula.

Sus fibras anteriores bajan desde su área de inserción o amarre fijo de la cara del temporal, en su porción doblada del frontal; las posteriores lo hacen desde su inserción en el área dorso caudal de la fosa temporal, y discurren horizontalmente; mientras que las intermedias, tomando una amplia inserción en el resto del área de la fosa, bajan sesgadas hacia adelante en busca de la coronoides (Figura 21).

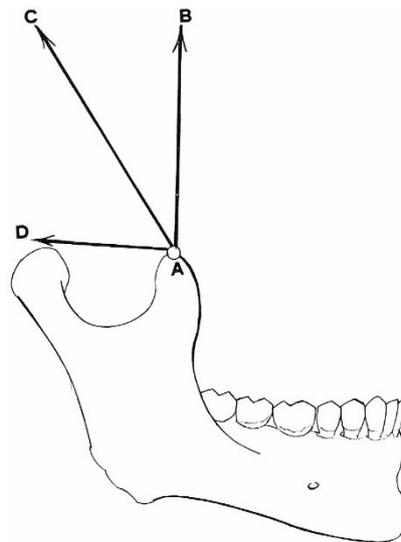


Figura 21. Direcciones de las fibras musculares del temporal visión de la cara derecha (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

El *músculo masetero* (*m. masseterus*) se amarra desde una zona móvil en la cara externa del ángulo de la mandíbula (Figura 22) asciende en una dirección hacia adelante hasta la inserción fija situada en el borde caudo-dorsal del malar y en la del inferior del arco zigomático. El masetero por tanto queda por fuera de la rama ascendente de la mandíbula a la que recubre. También tiene un estrato o haz profundo que tiene sus fibras en dirección vertical.

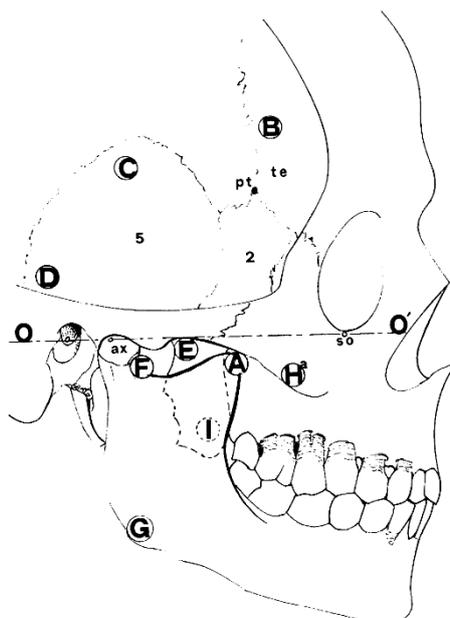


Figura 22. Esquema lateral del cráneo con puntos craneométricos donde se pueden apreciar las relaciones espaciales en zona infratemporal (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

El *músculo pterigoideo interno* (*m. pterigoideus medialis*) tiene un punto de origen fijo (o punto de inserción) en el interior de la fosa pterigoidea (Figura 23). Y desde allí sus fibras se dirigen hacia abajo, atrás y afuera para fijarse a la cara interna de la mandíbula (Figura 23: D), parte móvil. Las proyecciones sobre el plano sagital de sus trayectorias fibrilares tienen coincidencias con las fibras del masetero.

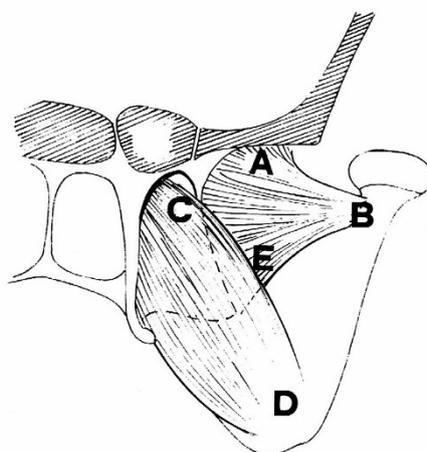


Figura 23. Detalles de las inserciones de los músculos pterigoideos, externo A B y E e interno D y C (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

El *músculo pterigoideo lateral o externo* (*m. pterigoideus lateralis*) tiene una constitución corta y robusta por su morfología carnosa de forma conoidea. Sus fibras se originan en dos haces: a) medialmente, en la cara externa de la apófisis pterigoidea de su lado (haz pterigoideo) (Figura 23: E); y b) en el campo infratemporal del ala mayor del esfenoides (haz esfenoidal) (Figura 24: 3).

Desde este origen fijo, sus fibras convergen hacia atrás y afuera (y las pterigoideas también hacia arriba), hacia un potente tendón que se inserta, en su parte móvil, en la cara anteromedial del cuello del cóndilo mandibular de la mandíbula.

Los efectos que se concluyen de la acción de cada uno de estos músculos cráneo-gnáticos sobre las diferentes secuencias de los movimientos mandibulares, los trataremos con posterioridad al hablar de los aspectos dinámicos.

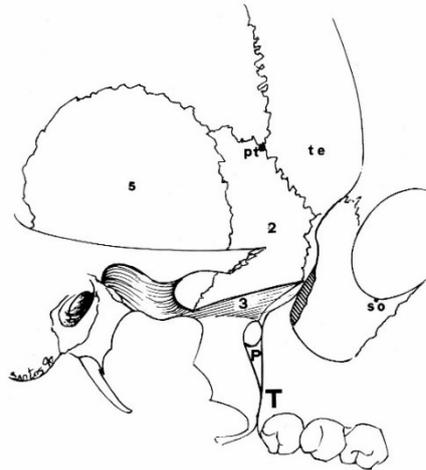


Figura 24. Visión externa de la calavera en su lado derecho sin la mandíbula (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

1.5.1. Descripción de las fosas y localizaciones espaciales

La fosa temporal, corresponde al área del costado de la calavera en la que toma origen el músculo temporal (Figura 25 izquierda). Centrada por la escama del temporal, de dicha fosa también forman parte los huesos que circundan la escama: atrás y arriba, el parietal; adelante, el campo temporal del ala mayor del hueso esfenoides, y en sus áreas más anteriores: arriba y adelante, la parte “doblada” del hueso frontal, y más adelante y abajo, la cara posterior de la apófisis orbitaria del hueso malar (Figura 25 derecha). Sólo en el área correspondiente a estos dos últimos huesos, la fosa del temporal aparece realmente deprimida en forma de canal vertical; el resto de su área, la fosa temporal es convexa.

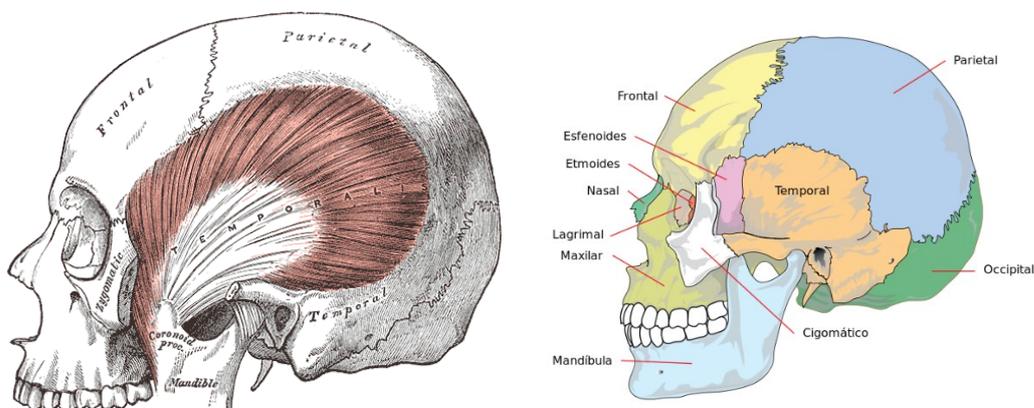


Figura 25. Inserción del músculo temporal (izquierda) (Gray 1918) y su territorio en el cráneo (derecha) (Wikipedia 2016).

Por abajo, la fosa temporal comunica con la parte lateral de fosa infratemporal (Figura 26) a través del *foramen esfeno-temporo-zigomático*, que queda delimitado: por dentro, por la cresta esfeno-temporal; por detrás, por la raíz transversa del cigoma; por delante por el canal retromolar, y por fuera, por el arco zigomático o asa de la calavera. A través de dicho foramen, el tendón del músculo temporal baja (pasando por el centro del arco zigomático) a insertarse, como ya hemos señalado anteriormente, en la apófisis coronoides de la mandíbula (Figura 25 izquierda).

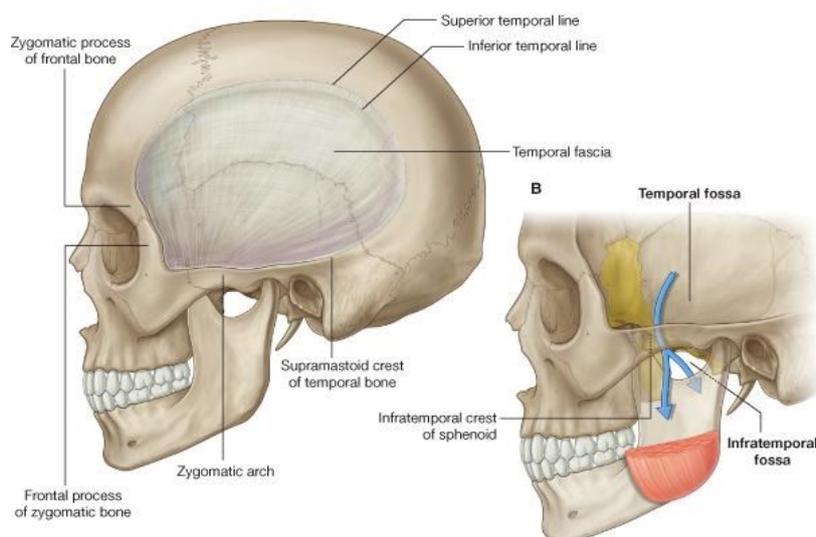


Figura 26. Fosa temporal e infratemporal (Morales 2010).

En cuanto a la precisión de localizaciones espaciales hay que tener en cuenta que la fosa temporal no es una fosa dotada de paredes, sino un área de disposición parasagital en la que se fija la carne del músculo homónimo, dispuesta asimismo parasagitalmente. Dicha masa queda en todos sus puntos a un nivel más alto que la inserción del músculo temporal en la apófisis coronoides (Figura 22: A), al que, a su vez, se dispone en el mismo plano parasagital que la masa muscular.

Pero en las referencias espaciales anotables en sentido antero-posterior ocurre que, prácticamente, todos los puntos del área correspondiente a la fosa temporal quedan por detrás del plano frontal pasante por el borde anterior de la coronoides (Figura 22).

La fosa infratemporal o pterigo-mandibular. Llamada también zigomática, es una gran oquedad que queda por fuera de las pterigoides, por dentro de la rama ascendente de la mandíbula (Figura 26) y por detrás de la apófisis piramidal de la maxila (Figura 24:T) . Carece de paredes inferior y posterior.

Por arriba, el techo de la fosa pterigo-mandibular está representado, medialmente, por la cara exocraneal de la porción horizontal del ala mayor del esfenoides (campo infratemporal. (Figura 22:3) No se ve el punto 3 en esa figura, donde se abre el agujero oval a través del que llega a la fosa el nervio mandibular. Por fuera del campo inferior del ala mayor, forma también techo de la fosa pterigo-mandibular, el pequeño campo exocraneal de la porción doblada de la escama (Figura 11) que queda delante del cóndilo temporal.

La fosa infratemporal se llama así porque, por arriba, en su parte más lateral, comunica con la temporal a través del amplio foramen esfeno-temporo-zigomático antes descrito.

El interior de la fosa infratemporal está ocupado por la masa carnosa de los músculos pterigoideos, por el nervio mandibular y sus ramas, y por las ramas de la arteria maxilar interna.

Respecto a niveles de altura y localizaciones anotables en los sentidos antero-posterior y transversal, sucede que todos los puntos de la pared superior de la fosa zigomática quedan sensiblemente en el mismo plano horizontal que el cuello del cóndilo mandibular; pero por delante del plano frontal pasante por el borde anterior del cóndilo mandibular y por dentro del plano parasagital pasante por el centro condilar. En cambio, los puntos de la pared medial de la fosa infratemporal quedan a distintas alturas, aunque: a) todos a niveles caudales al plano horizontal pasante por el cuello del cóndilo; b) todos por dentro del plano parasagital pasante por el centro condilar; y c) todos por delante del plano frontal pasante por el borde anterior del cóndilo (Figura 22).

La fosa pterigoidea. Mucho más profunda, es algo más que una simple depresión. Morfológicamente escafoidea¹⁶, corresponde a la cavidad vertical que, por detrás, queda entre las alas pterigoideas. Su pared interna es la cara externa del ala interna; la pared externa está representada por la cara interna del ala externa. Por delante y abajo se ve completada por la apófisis piramidal del palatino que ciega la escotadura pterigoidea. En la fosa pterigoidea toma origen el músculo pterigoideo interno (Figura 27: 8).

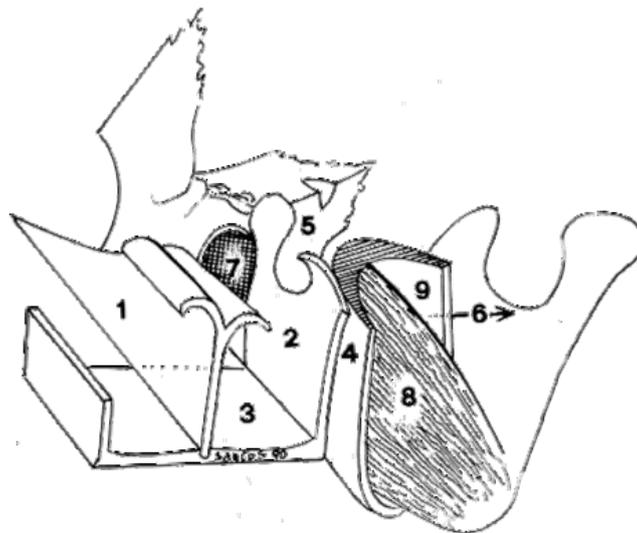


Figura 27. Esquema de sección de maxilares a nivel posterior de fosas nasales y fosa pterigoidea. Relaciones anatómicas de la fosa pterigoidea (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

Respecto a niveles de altura y localizaciones espaciales anotables en los sentidos antero-posterior y trasversal, hay que tener en cuenta que la fosa pterigoidea, en su contexto relacional con la infratemporal (queda por fuera de ella), tiene todos sus puntos por arriba, por dentro y delante del área de la cara interna de la rama ascendente mandibular vecina al gonion¹⁷.

¹⁶ Escafoides equivale a vasija, estructura ligera y hueca, o barquilla.

¹⁷ Punto antropométrico situado en la parte más inferior, posterior y lateral del ángulo externo de la mandíbula.

1.6. Otras localizaciones espaciales de interés odontológico

Las referencias anteriores a localizaciones espaciales de los puntos de las fosas craneales en las que se insertan de forma fija los músculos cráneo-gnáticos correlacionables con las de los puntos de amarre móvil mandibular (coronoides, cuello condilar, y gonion) tienen su valor esclarecedor en la evaluación de las distancias (variables con la moción) que median entre los dos extremos de la inserción muscular. Se trata, pues, de parámetros dinámicos que deberán de ser considerados en otro momento posterior, en interés de la actividad isotónica de los músculos cráneo-gnáticos.

En el bloque cráneo-mandibular como unidad estructural existen muchos otros puntos singulares) entre los que existen distancias fijas, y que son por ello parámetros estáticos. Entre los más relevantes figuran anotados en la iconografía que a continuación describimos, como la *distancia* subórbito-marginal (Figura 28 izquierda), las distancias subnaso-alveolar y ocluso marginal (Figura 28 derecha), la distancia axio-suborbitaria), etcétera.

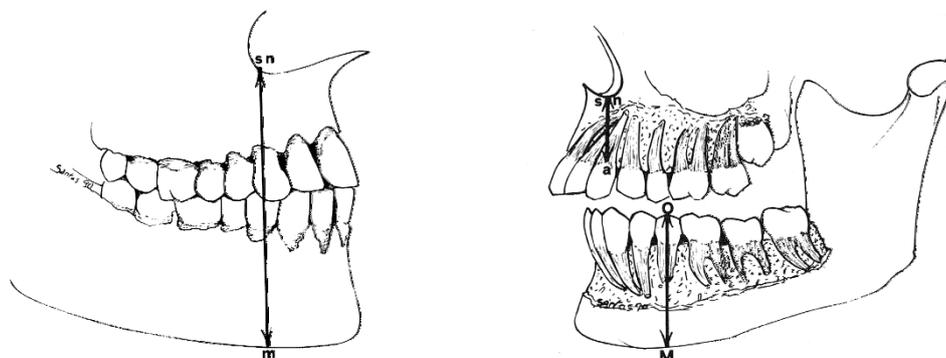


Figura 28. izquierda) distancia subórbito-marginal derecha) distancias subnaso-alveolar y ocluso marginal (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

Se trata de datos que son rutinariamente manejados en Ortodoncia, en la evaluación de dimensiones verticales, transferencias de medidas o ángulos del articulador como en el paso previo a la confección de la prótesis, etc. En relación con el último aspecto, tiene un interés especial la apreciación de las distancias (fijas para cada individuo) entre planos paralelos a cada uno de los tres sistemas convencionales utilizados en anatomía para las referencias espaciales: así, por ejemplo, la distancia entre el plano frontal que pasa por el centro de ambos cóndilos (Figura 22: ax) y el plano frontal que es tangente a la superficie anterior de los incisivos maxilares mediales; o la distancia vertical entre el plano horizontal que atraviesa el eje diacondíleo y el también horizontal pasante por el borde oclusal de los citados incisivos.

Otros parámetros estáticos son posiblemente correlacionables y, consecuentemente objetivo de un análisis informático que permite llegar a conclusiones de insospechado valor práctico. Este hecho nos ha llevado a tratar tal aspecto en el siguiente apartado en el que nos referimos a la osteoantropología del Sistema cráneo-gnático.

1.6.1. Osteoantropología del Sistema cráneo-gnático.

Es fácil la interpretación de los puntos antropométricos convencionales del bloque cráneo-facial. Los puntos principales se clasifican en impares y pares (Figura 29).

Los impares localizados en el plano sagital son:

- *Basión*: punto ventro-medial del foramen magnun occipitalis.
- *Opisthiom*: punto dorso-medial del foramen magnun occipitalis.
- *Inion*: protuberancia occipital externa.
- *Lambda*: protuberancia ságito-lamboidea.
- *Obelion*: punto recto (sin dentellones) de la sutura sagital.
- *Bregma*: intersección ságito-coronal.
- *Orphion*: punto medial supraglabelar.
- *Nasion*: vértice superior de la escotadura nasal del frontal.
- *Nasoespinal*: espina nasal anterior.
- *Mentón*: punto más prominente de la sínfisis mandibular.
- *Gnación*: punto más caudal de la sínfisis mentoniana.

Los puntos pares (al costado de la calavera) son:

- *Gonion*: vértice del ángulo mandibular.
- *Sthefanion*: intersección de la sutura coronal con la línea temporal superior.
- *Pterion*: intersección fronto-parieto-esfenoidal.
- *Porion*: punto craneal del aditus al porus acusticus lateralis.
- *Euryon*: centro de la tuberosidad parietal (punto impreciso).
- *Asterion*: intersección de las suturas lambdoidea, petromastoidea y occipitomastoidea.
- *Dacrión*: vértice de la apófisis orbitaria interna del frontal.

Muchos otros puntos antropométricos singulares carecen de designación o denominación convencional, por lo que habrán de ser nombrados empleando el lenguaje anatómico de rigor.

Los segmentos de líneas antropométricas concretas son calculables por la distancia que media entre los dos puntos singulares determinantes de la línea estudiada. El profesor Santos obtuvo esas distancias con distintos instrumentos de medida, entre ellos el calibrador de Palmer y el medidor de profundidad (Figura 30). Pero del mismo modo refiere el citado autor que es asimismo válido cualquier compás técnico de puntas fijables, tanto de ramas en ángulo como de ramas paralelas separables por traslación a lo largo de una corredera fija (compás de pie de rey).

El estudio que a continuación se describe (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992), con gran interés para esta tesis, se ha hecho para evaluar antropométricamente las mandíbulas secas aisladas procedentes del stock del Departamento de Anatomía de la Facultad de Medicina de Salamanca. En él se ha revisado el mayor número posible de parámetros con el fin de poder correlacionarse de manera fiable según el profesor Santos y que consideramos de gran interés para nuestros futuros trabajos, así como para la evaluación de morfologías mandibulares.

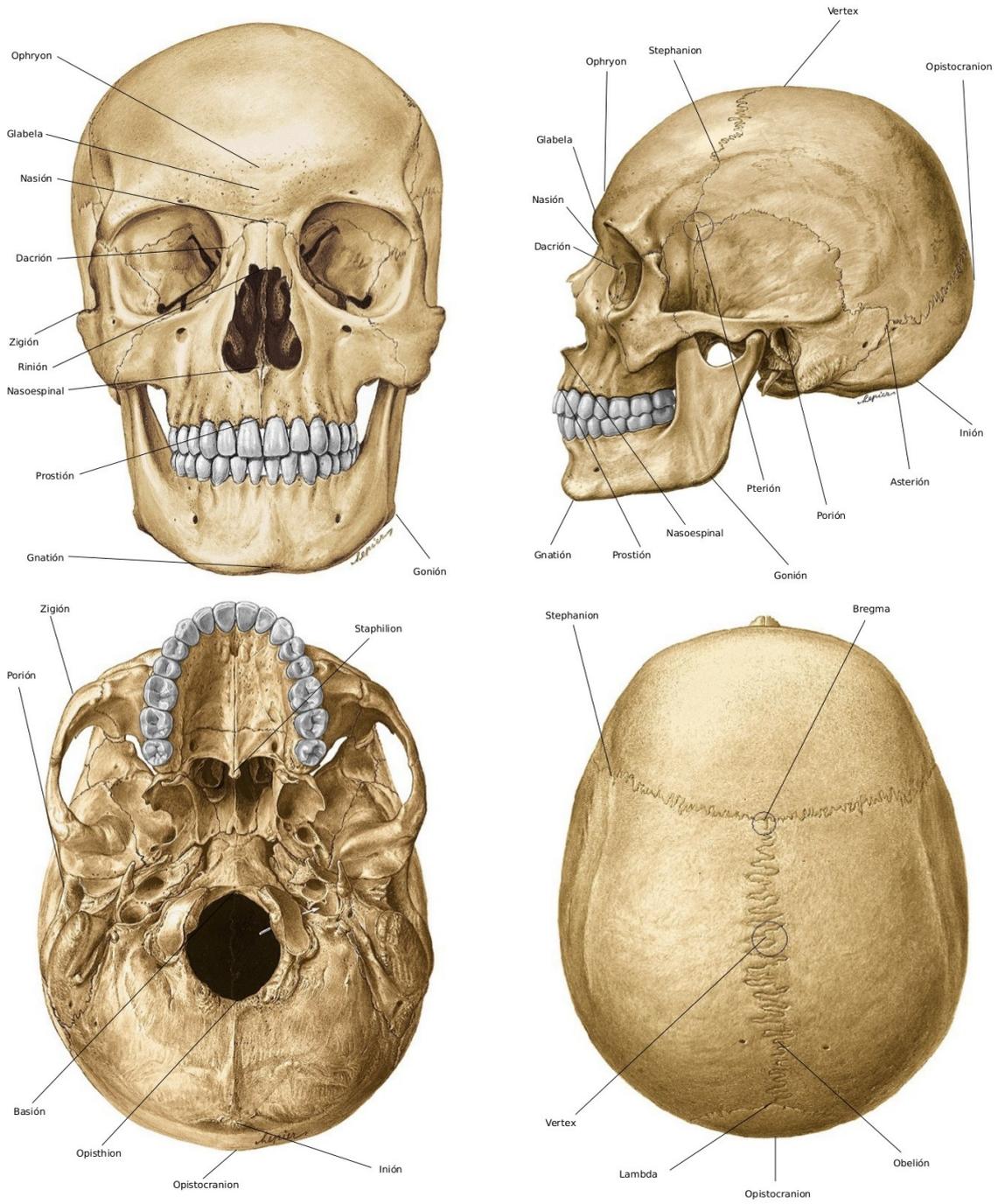


Figura 29. Puntos craneométricos (Orts-Llorca 1979).



Figura 30. Instrumentos de medida: abajo se observa el medidor de profundidad y arriba se encuentra el calibrador de Palmer o micrómetro (Splarka 2005).

En total se han conseguido 17 parámetros, cada uno de ellos se ha tipificado por una letra mayúscula (Figura 31), tal y como a continuación describimos.

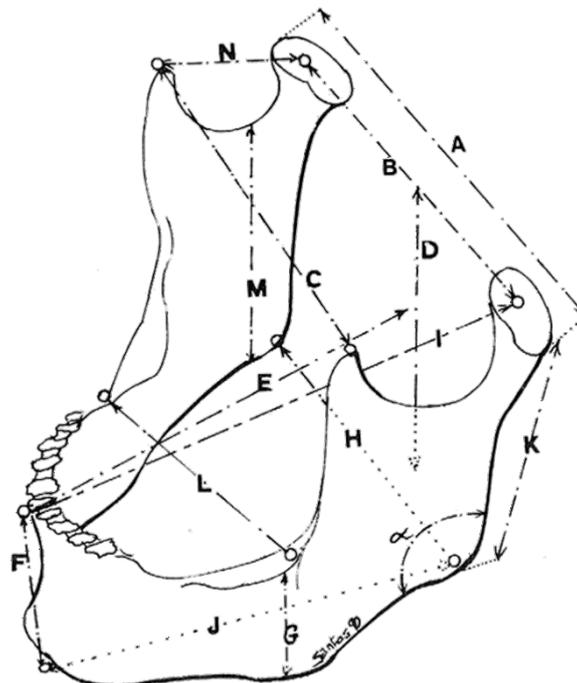


Figura 31. Distancias antropométricas de la mandíbula (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

De las figuras anteriores, se describen las referencias a continuación:

- A: distancia entre los extremos laterales de ambos cóndilos (distancia intercondilar máxima).

- B: distancia entre los puntos centrales de ambos cúlmenes condíleos (distancia entre los centros geométricos de los elipsoides condilares).
- C: distancia entre los vértices de ambas apófisis musculares o coronoides.
- D: distancia vertical entre el plano horizontal tangente a ambos cúlmenes condíleos y el plano horizontal pasante por el gonion (teniendo en cuenta que el borde caudal de la mandíbula se considera descansando sobre el plano horizontal).
- E: distancia antero-posterior entre el plano frontal pasante por el eje de bisagra y el punto alveolar anterior interincisivo medial (teniendo en cuenta que el borde caudal de la mandíbula se considera descansando sobre el plano horizontal). En desdentados, el punto oclusal interincisivos mediales.
- F: (en desdentados): distancia entre el borde alveolar incisivo y el punto medial anterior del borde mentoniano caudal.
- F: (en dentados): distancia entre el borde oclusal incisivo y el punto medial anterior del borde mentoniano caudal.
- G: (en desdentados): distancia entre el borde alveolar molar y el borde caudal del cuerpo mandibular.
- G: (en dentados): Distancia entre la superficie oclusal molar y el borde caudal del cuerpo mandibular.
- H: distancia intergonial.
- I: distancia entre el punto condíleo culminar central y el punto alveolar anterior interincisivos mediales en dentados y similar en desdentados (brazo de “resistencia” masticatoria incisal según el Prof. Santos).
- J: distancia entre el gonion y el punto medial anterior del borde mentoniano caudal
- K: distancia entre el nivel culminar condíleo y el gonion.
- L: distancia entre los puntos alveolares disto-linguales del segundo molar.
- M: distancia entre el punto caudal de la escotadura sigmoidea y el borde caudal de la rama ascendente.
- N: distancia entre el punto central del culmen condíleo y el vértice de la apófisis muscular (brazo de “potencia” masticatoria según el Prof. Santos).
- Ñ) Ángulo goniaco (α) (no descrito por el autor en la Tabla 1. Valores de parámetros mandibulares estudiados en análisis . pero expresado en el análisis posterior). Formado entre la línea proyectiva de la rama ascendente y horizontal de la mandíbula. En la que hace la misma observación entre un lado y otro de la mandíbula por su asimetría.

Dada la frecuente asimetría de la mandíbula, de los puntos G, I, J, K, M y N se deben de hacer dos medidas, una en el lado derecho y otra en izquierdo, refiriendo esas medidas como “G izq.”, “I izq.”, “J izq.”, “K izq.”, “M izq.”, “N izq.” e “G der.”, “I der.”, “J der.”, “K der.”, “M der.”, “N der.”, respectivamente.

Para no hacer muy extensos los protocolos, realizó el análisis paramétrico por grupos de siete especímenes (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992), con lo que obtuvo 100 análisis tal como el que representa en su Tabla 1.

Tabla 1. Valores de parámetros mandibulares estudiados en análisis (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

| Parámetros | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|------------|-----|-------|-----|-----|-----|-----|-----|
| A | 113 | 103,7 | 116 | 111 | 104 | 105 | 110 |

| | | | | | | | |
|----------|------|------|-------|------|------|------|-------|
| B | 96,5 | 85,3 | 98 | 93 | 86 | 89 | 97 |
| C | 85 | 85 | 95 | 93 | 90 | 83,5 | 86 |
| D | 50 | 55 | 52 | 43,5 | 49 | 42 | 46,5 |
| E | 86 | 84 | 84 | 83 | 84 | 91 | 88 |
| F | 30,5 | 30 | 27ATR | 28 | 26 | 34 | 28,5 |
| G | 23,5 | 23 | 23 | 18 | 21 | 24 | 22 |
| H | 84,7 | 84 | 100 | 93 | 91 | 87 | 81 |
| I | 100 | 98 | 106 | 97 | 96 | 106 | 105,7 |
| J | 77,5 | 79 | 84 | 75 | 75 | 82 | 84,5 |
| K | 59 | 55 | 54 | 53 | 58,5 | 54 | 53 |
| L | 56 | 53 | 55 | ATR | 57 | 53 | 61 |
| M | 46,7 | 40 | 45 | 51 | 41 | 37 | 41 |
| N | 30 | 35 | 33 | 28,4 | 30 | 37 | 33,4 |
| α | 125 | 115 | 122 | 126 | 122 | 125 | 125 |

En cada protocolo, aparte del valor gonial o ángulo goniaco (α), figuran cuatro tipos de mediciones:

- Las que calibran dimensiones transversales (concretamente los parámetros A, B, C, H y L);
- Las que calibran dimensiones verticales (concretamente los parámetros D, F, G, y M);
- Las que calibran dimensiones antero-posteriores (concretamente los parámetros E y N); y las que calibran dimensiones correspondientes a segmentos sesgados (concretamente los parámetros I, J y K).

Ciertos parámetros se determinaron tras colocar las mandíbulas con su borde inferior apoyado en el plano horizontal de la mesa de trabajo (concretamente, los D y E, lo que se hace constar en el nomograma). Se trata de valores que dependen de la pendiente (inclinación) del plano oclusal respecto al horizontal,

En otra fase del estudio el Profesor Santos hizo la evaluación antropométrica de bloques cráneo-faciales sin mandíbula (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992). En este caso, los parámetros medidos fueron los siguientes:

a= distancia entre el eje intercondíleo y el punto alveolar interincisivo medial anterior;

b= distancia entre los centros glenoideos;

c= distancia entre el punto suborbitario caudal y el borde alveolar (por nuestra parte apreciamos que existe asimetría entre un lado y otro de la cara y se debería de tomar el “c der.” y “c izq.”).

d= distancia entre el porion y el punto suborbitario caudal (por los mismos motivos anteriores debería de ser considerado el “d der.” y el “d izq.”).

e= distancia entre el centro del conducto auditivo externo y el centro glenoideo (por los mismos motivos citados debería de ser considerado el “e der.” y el “e izq.”).

f= distancia entre ambos puntos suborbitarios caudales.

Con los resultados métricos para grupos de cinco especímenes se han confeccionado, asimismo, 100 tablas como la que se representa en la Tabla 2 procedente del Profesor Santos.

Tabla 2. Evaluación antropométrica de bloques cráneo-faciales sin mandíbula (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

| Parámetros | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
|-------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| a | 86 | 70 | 75 | 74 | 70 |
| b | 87 | 90 | 94 | 87 | 90 |
| c | 31,5 | 33 | 22 | 37 | 32 |
| d | 75 | 74 | 74 | 76 | 75 |
| e | 12 | 11 | 13 | 14 | 12,5 |
| f | 73,5 | 78 | 71 | 80 | 76 |

El mismo autor citado refiere que el valor de esta investigación reside en que siendo susceptible de tratamiento informático, resulta potencialmente aplicativa para la determinación automática de parámetros correlacionados. Tal es el caso de la *dimensión vertical*, concepto antes aludido, que es clave en la Odontología protésica, y que es considerado con criterio muy variable por los diferentes autores (Konchak, y otros 1987) (Nakamura, y otros 1988).

Prueba de ello da idea el que en las Clínicas Odontológicas de Norteamérica (A. Isberg 2001) se considera literalmente como dimensión vertical la “medida de la altura del tercio inferior de la cara”. Es, en definitiva, una distancia margo-oclusal incisal de la misma entidad que la margo-oclusal bicuspídea.

De la misma manera, no puede extrañarnos que Le Pera (A. Isberg 2001) defina la dimensión vertical como “la distancia que separa los maxilares” y añade a continuación: “Esta distancia puede medirse entre dos marcas faciales (por ejemplo, punta de la nariz y mentón), entre los rebordes residuales o entre las arcadas dentarias.”

En resumen, cada autor tiene su criterio, ninguno acorde, y alguno de los más prominentes, como (Ash y Ramfjord 1996), ni siquiera entran en la precisión de su definición. Nadie hace referencia a parámetros esqueléticos tan clásicos como la distancia subnaso-marginal (Figura 28 izquierda: sn-m) o la sub-naso-alveolar (Figura 28 derecha: sn-a).

Sin embargo, desde el punto de vista geométrico antropológico, la *dimensión vertical* (que conceptualmente no admite controversia), es la distancia que media entre dos planos horizontales pasantes por sendos puntos antropométricos singulares situados a distinto nivel del bloque cráneo-facial.

El concepto de dimensión vertical es, pues, un concepto dependiente de dos puntos respecto de los que se mide la diferencia de nivel o cota.

En dentistería, al hablar de tal parámetro, debería haber unanimidad en entender que la *dimensión vertical odontológica* en sentido estricto es la distancia que, en un sujeto dentado sano con la oclusión engranante, media entre el reborde alveolar maxilar (o los cuellos de las piezas dentarias superiores) y el reborde alveolar mandibular (o los cuellos de las piezas

dentarias inferiores). Cuando se han perdido los dientes esa dimensión vertical es en cada individuo indirectamente evaluable por correlación informática (cruce de parámetros) entre los datos que han sido objeto de su investigación, dice el Profesor Santos.

En Odontología protésica, cuando se confeccionan dentaduras completas o rehabilitaciones orales en las que se modifica la altura entre las dos arcadas, es importante compensar correctamente el “pinzamiento” o falta de dimensión vertical consecutivo a la pérdida o variación en las piezas dentarias. Pero no sólo se debe a tal pérdida, porque entre otros motivos en los sujetos desdentados, hay que añadirle el factor reabsorción ósea, que da lugar a la atrofia alveolar.

En términos generales, la distancia media que de la pérdida de dimensión vertical de los ancianos desdentados arroja la atrofia del borde alveolar, alcanza los 4mm. en cada arcada. Sin la correlación paramétrica informatizada que se preconiza, sería imposible evaluar con un mínimo de fiabilidad la pérdida de dimensión vertical de los desdentados totales.

De todas formas, hay que tener en cuenta la diferencia que existe entre las evaluaciones antropológicas esqueléticas (más precisas) y las sólo relativamente objetivables en sujetos vivos, cuyas partes blandas, tienen un grosor muy variable, y posiblemente falsean los datos. Por eso, en esta condición, hay que elegir puntos singulares menos aleatorios, como es el centro geométrico del aditus¹⁸ del conducto auditivo externo cegado por la plastilina, o los puntos subcutáneos singulares recubiertos por una piel que habitualmente es fina (de 2 mm.) y deslizable, como el punto suborbital caudal, o el nasión, o el punto marginal lateral orbitario; en definitiva, puntos que no se afecten por la pérdida de la dimensión vertical.

Otra cuestión en odontología que no puede desligarse de la antropología física es la relativa a los planos estándar, a tener en cuenta en la transferencia al articulador de datos oclusales individualizados: los planos de Camper y Franckfort, siendo este último el plano antropológico de referencia más empleado.

Los antropólogos han tratado de precisar desde un principio cada uno de los planos horizontales cefálicos que pasan por uno u otro de los puntos antropométricos singulares situados en el bloque esquelético cráneo-facial. Parten para ello de tres premisas:

- Que el plano de la porción vertical del frontal tipifica la frontalidad.
- Que tal plano es vértico-transversal.
- Y de que cualquier plano horizontal es a su vez transversal y perpendicular al plano de la frente.

Geoméricamente, la horizontalidad se tipifica como la cualidad de cualquier elemento, línea o plano, que es perpendicular a la dirección vertical. En este caso, cualquier plano antropométrico horizontal es perpendicular al eje vertical de la cabeza. Naturalmente, la tipificación de esa verticalidad (que conlleva la de horizontalidad) exige la anterior posición fija de una postura anatómica estándar de la cabeza. Tal postura es aquella en la que el sujeto está en bipedestación (o sentado) y con la cabeza en reposo funcional equilibrado (ni flexionada ni extendida), y está mirando de frente hacia el horizonte distante del mar. El eje óptico sigue, entonces, una dirección antro-posterior rigurosa y, por supuesto, horizontal. Al igual que, en tal estado, el plano transversal que pasa por el punto suborbitario y el

¹⁸Término latino para designar una entrada o acceso a un órgano o una cavidad.

porion de ambos lados de la calavera (plano de Frankfort) será asimismo horizontal (Figura 32).

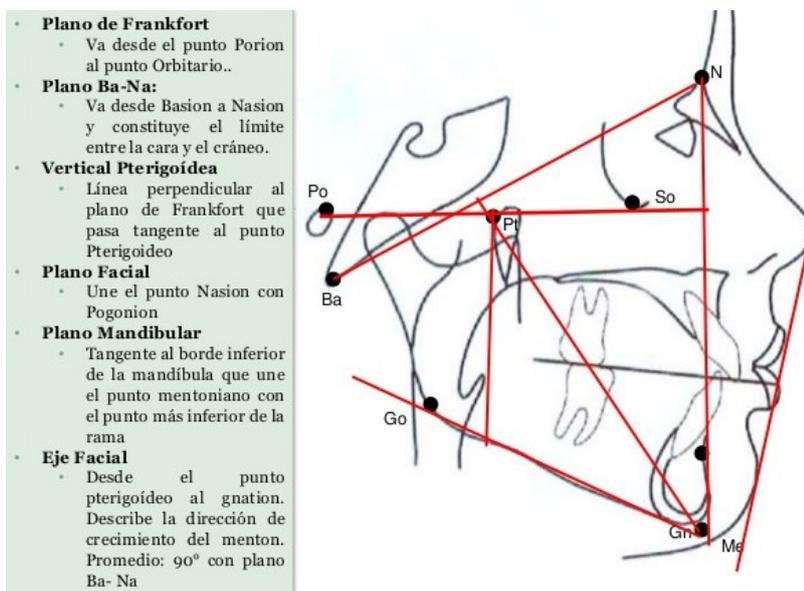


Figura 32. Planos de la cabeza (Pino 2014).

En un texto tan importante como el de Ramfjord y Ash se consigna sin rubor, “plano de Frankfort (de la órbita al trago)”. Pero ¿desde cuál de los infinitos puntos orbitarios a cuál de los puntos del trago? Las Clínicas Odontológicas de Norteamérica (*Ibid.* 1973) consideran el plano de Frankfort (al que, por supuesto, adjetivan de horizontal) determinado por un punto anterior, orbitario –sin precisar- y otro posterior el porion.

Al hablar de planos antropológicos referenciales, De Pietro (*Ibid.*, 1973) cita sin rigor: “el plano eje-orbital, al eje de Frankfort, etc.” Por su parte, Dos Santos (*Ibid.*, 1973) hace de la cuestión un relato tan impreciso como incorrecto: “El punto de referencia craneal se elige según un determinado plano de referencia horizontal” Y a pesar de todo, los puntos más comunes para el montaje de los articuladores son el suborbitario y el nasion y según indica en cada uno de ellos por el fabricante.

La alusión al plano ala-trago (ala de la nariz y trago) lleva a la consideración del plano antropológico de Camper, utilizado en Odontología por otros autores como el plano de referencia (Figura 33).

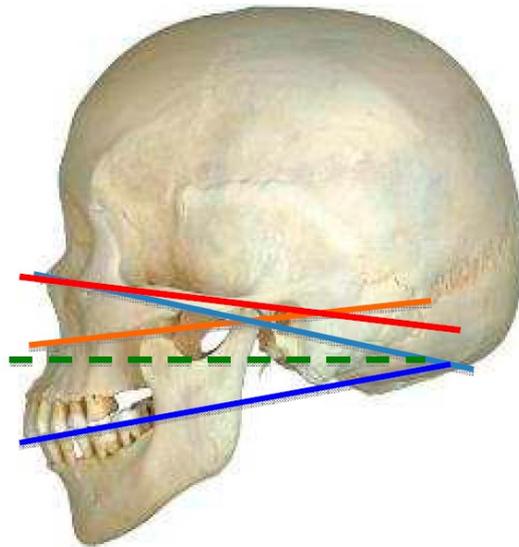


Figura 33. Representación de los planos de referencia cráneo-mandibulares. Eje orbital (azul claro), Frankfort (rojo), referencia horizontal (verde), oclusal (azul oscuro) (Lux 2014).

Le Pera (1973) es uno de ellos, y al definirlo vuelve a la indeterminación: “...plano de Camper (borde inferior del ala de la nariz y mitad del tragus (trago) o borde inferior del tragus, más modernamente” (situación imprecisa) (Isberg y Isacson 1986). Siguiendo en el tema, Le Pera fija la situación espacial del plano oclusal anotando lo siguiente de manera literal: “En la práctica, por lo general, a 2mm. del labio superior, y de allí, paralelo al plano de Camper” no concretando el punto exacto del labio superior.

A pesar de tanto desacuerdo y de tanta imprecisión, la tipificación de los planos antropométricos referenciales en Odontología protésica no debería plantear una dificultad especial. Y desde luego, es mejor prescindir del plano de Camper dice el profesor Santos, cuyos determinantes son tan aleatorios como el borde caudal del ala de la nariz y el trago (y ello aun suponiendo que hubiese acuerdo en admitir un punto concreto entre todos los de un cartílago cuyo borde ronda los 8-15 mm. en sentido cráneo-caudal).

Es mejor tomar la referencia de planos más fiables, como son el plano de Frankfort y el plano axio-orbitario. Los dos tienen en común el referente anterior (y a cada lado) representado por el punto antropométrico supraorbitario. Y atrás, la discrepancia entre ambos planos es tan pequeña como la diferencia de nivel entre el punto antropométrico *porion* (a cada lado) y el eje diacondíleo, con la mandíbula en oclusión engranante.

Las figuras que aparecen en los textos son generalmente perfiles de calaveras, por lo que en los esquemas se consigna como plano de Frankfort o plano supraorbitario, lo que es en realidad la línea de proyección de cada uno de dichos planos sobre el plano sagital. El punto antropométrico *porion* coincide con el punto más alto del orificio que da acceso al conducto auditivo externo (*porus acusticus lateralis*). Polset, lo refiere como “cartílago *porion*”, no descrito en anatomía (Posselt 1981); sin embargo, es uno de los poquísimos autores que precisa el punto suborbitario como situado en el borde inferior de la órbita que queda en la vertical del centro de la pupila.

De acuerdo con los valores medios obtenidos en la investigación holotopográfica por el profesor Santos, la proyección sobre el plano sagital del eje diacondíleo en oclusión engranante queda a la misma altura “y” que a +/- 12,5 mm. por delante del centro geométrico del *porus acusticus lateralis*. Dado el grosor de las paredes blandas que enmarcan el

conducto, ocurre que la diferencia de nivel entre el *porion* que se calibra en el vivo y el eje diacondíleo, apenas llega a los 2 mm. Y como según las mediciones del citado autor, la distancia media entre el *porion* y el punto suborbitario caudal ronda los 75 mm., resulta que los planos de Frankfort y el axi-orbitario son prácticamente paralelos. Ambos, forman un ángulo diedro hiperagudo de arista anterior (la línea transversal que une ambos puntos suborbitarios caudales) y de seno posterior, cuya amplitud es tan sólo de 1,5 grados.

Desde el punto de vista práctico tiene gran interés este casi paralelismo entre el plano de Frankfort y el axi-orbitario. Porque si contamos en Odontología con recursos válidos para la localización de los puntos en que la línea de prolongación a cada lado del eje diacondíleo que intersecta la piel de la región preauricular, el *porion* sigue siendo un punto antropométrico muy fiable debido a su fácil localización.

En definitiva, estas consideraciones acerca de los aspectos osteoantropométricos puntuales, aparte de las múltiples posibilidades potenciales que todavía ofrece la correlación informática de parámetros, han añadido un nuevo factor, de gran valor aplicativo, a la integración anatómico-odontológica del sistema triarticular cráneo-mandibular.

Por otro lado, no hemos apreciado en ninguna parte de la obra de Santos la relación entre dos planos singulares como son el de Frankfort y el de Camper, y que puede ser utilidad para valorar los distintos efectos de la dinámica mandibular.

1.7. Morfología dentaria

Las piezas dentarias (elementos estrictamente odontológicos) suelen ser consideradas muy someramente en los textos anatómicos, en cambio en los tratados de morfología estomatológica, en los que se acostumbra a subestimar a la ATM, son ciertamente minuciosos en la descripción anatómica de los dientes (Steinhardt 1958) (Sicher 1965) (Figun y Garino 1978).

En esta tesis, siguiendo las pautas de los profesores Santos y Del Río, además de los indispensables conceptos elementales a propósito de la nomenclatura de los accidentes morfológicos, se aludirá a la terminología de las referencias espaciales y a los criterios de notación o designación de piezas dentarias concretas. Pero en todo caso, la descripción va a circunscribirse a datos de las coronas (y especialmente a las superficies de contacto interarcadas) que representan el substratum anatómico de la relación engranante maxilo-mandibular.

En un planteamiento básico, en la superficie exterior del diente es ostentosa la separación entre corona y raíz; una neta línea de delimitación amelodentinaria circunda la pieza dentaria a nivel de lo que convencionalmente se considera *cuello anatómico*. Con el mismo planteamiento básico resulta, en principio, fácil la clasificación de los dientes en cuatro tipos (Figura 34).

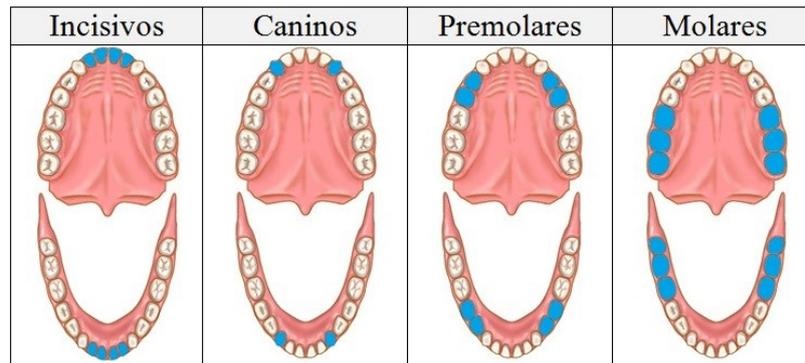


Figura 34. Clasificación dental (Sieiro 2016).

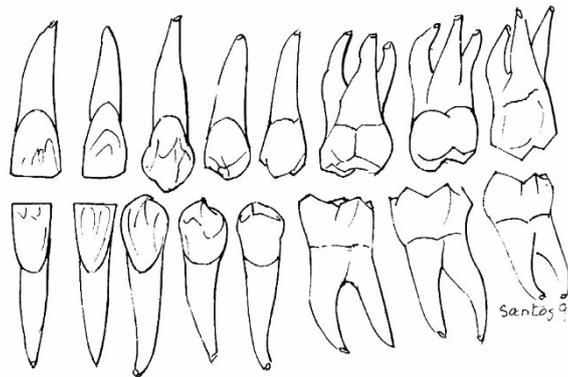


Figura 35. Corona y raíces de los dientes (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

En cada maxilar, las cuatro piezas dentarias anteriores, que están dispuestas frontalmente, se llaman *incisivos* por poseer un borde de ataque cortante. Su raíz (Figura 35), única, es más o menos cónica.

Por fuera y detrás de los incisivos laterales quedan los *caninos* (uno en cada hemimaxilar), de corona conoide y también de raíz única. Poseen dos bordes de ataque que confluyen en el vértice de la cúspide.

Por detrás de los caninos hay dos *premolares* a cada lado (arriba y abajo). También se llaman *bicúspides* porque su corona está como hendida en dos tubérculos prominentes puntiagudos. Su raíz presenta a cada lado un surco que intenta fragmentarla, lo que ocurre en la punta y más en los primeros premolares superiores. Los premolares del adulto sustituyen a los molares caducos (“de leche”) de la dentadura temporal del niño.

Por detrás de los premolares existen a cada lado (arriba y abajo) tres *molares*. Su corona es complicada y presenta tres o cuatro eminencias puntiagudas, por eso se llaman *tricúspides*. Tienen dos o tres raíces que son independientes (no suelen estar soldadas).

Las últimas piezas en aparecer son los terceros molares. Permanecen durante mucho tiempo recubiertos por la encía y también se llaman cordales.

En todo caso, las piezas dentarias son elementos pares dispuestos de forma que los dientes de una hemiarcada derecha ofrecen imágenes simétricas a los correspondientes de la hemiarcada izquierda. Naturalmente, coincidiendo con esta simetría de disposición, las piezas dentarias, como todos los elementos pares del organismo son individualmente asimétricas en lo relativo a su estricta configuración.

Hay que añadir que la variabilidad anatómica es la regla; de manera que es prácticamente imposible hallar dos dientes (por ejemplo, dos caninos superiores derechos) rigurosamente idénticos en lo referente a medidas y configuración.

1.7.1. Integración anatómico-odontológica de los criterios utilizados en las referencias espaciales relativas a cualquier pieza dentaria.

Un interesante aspecto de la integración anatómico-odontológica es el que alude a las referencias espaciales de los accidentes morfológicos de las piezas dentarias. Los pares terminológicos de significado contrario: cráneo-caudal, medial-lateral y ventral-dorsal, utilizados convencionalmente en las descripciones anatómicas, descritos con anterioridad, no valen en el relato de la morfología dental. Y ello fundamentalmente se debe a dos razones: por la disposición enfrentada de las piezas en las arcadas maxilar y mandibular; lo que da lugar a que el extremo de las raíces (ápex) sea craneal en los dientes superiores y caudal en los inferiores; así como los accidentes dentarios de contacto interarcadas (bordes, crestas, tubérculos, facetas, etc.) o accidentes de la superficie masticante, que son caudales en las piezas maxilares y craneales en las mandibulares; y por la alineación de las piezas de cada arcada a lo largo de una línea axial curva; lo que rompe la analogía convencional de las referencias que aluden a caras de piezas distintas con idéntica significación de posición.

Así, con ambas arcadas en contacto, la superficie exterior de las piezas dentarias queda orientada hacia el vestíbulo bucal, mientras que la interior lo está hacia la boca propiamente dicha, que está ocupada por la lengua. De aquí que los términos *vestibular* y *lingual* tengan un significado muy preciso en las referencias espaciales odontológicas. Un significado válido para cualquier pieza dentaria, y que rompe o anula la incoherencia derivada del empleo de la sistemática anatómica.

Con esta sistemática, la cara vestibular de los incisivos sería anterior, mientras que la de los molares sería lateral o externa; análogamente la cara lingual de los molares sería interna, en tanto que la de los incisivos sería posterior.

Para los dientes retrolabiales (incisivos y caninos), los términos de referencia exterior, *vestibular* o *labial* son sinónimos. En cambio, respecto a las piezas dentarias cuya cara exterior o vestibular está en contacto con la mucosa de la mejilla (“*bucca*” en la nomenclatura anatómica), los términos *vestibular* y *buccal* (o bucal) son sinónimos. Algunos autores consideran también sinónimos los términos *bucal* (realmente sólo aplicable al carrillo) con *vestibular* en toda su amplia extensión buco-labial (Figura 36).

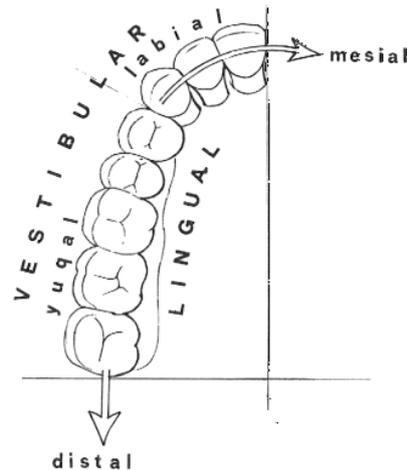


Figura 36. Terminología de topografía dental (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

Si se tiene en cuenta la continuidad entre el paladar óseo y la superficie interior del reborde alveolar de la maxila, se entenderá también la sinonimia de los términos *interiores, linguales y palatinos* aplicados a las piezas dentarias superiores.

En otro orden de cosas, en los dientes retrolabiales (incisivos y caninos), dispuestos frontalmente en el plano anterior de la correspondiente arcada, la cara de cada pieza más cercana al plano sagital medial es catalogada de *mesial* en las referencias odontológicas. Por el contrario, la cara opuesta o más distal al plano medio es catalogada de *distal*. Se advierte aquí una discrepancia con el criterio de la nomenclatura anatómica, para la que lo mesial sería medial o interno, mientras que lo distal (de las piezas retrolabiales) sería lateral o externo (Santos y del Río, 1992).

Para mantener la coherencia terminológica odontológica en las referencias espaciales a las caras homólogas de las retrolabiales, en las piezas premolares y molares (alineadas de delante a atrás en sentido anatómico) basta imaginar que se rectifica la curva de las arcadas, de manera que todas las piezas de ambas quedasen dispuestas en el mismo plano frontal que los caninos e incisivos. Se entiende entonces que para que tales piezas multicuspídeas lo odontológicamente *mesial* corresponde a lo anatómicamente *anterior*, y lo odontológicamente *distal* a lo anatómicamente *posterior*. En una misma arcada, las caras de contacto mesio-distal de dos piezas contiguas se suelen catalogar de *proximales*, cuando lo correcto sería llamarlas *contrapuestas*.

Finalmente, en Odontología el término referencial clave que se toma es el aplicable a aquellas partes de la corona que, una vez alcanzado el límite de cierre mandibular durante la masticación, establecen contacto con las recíprocas de la arcada contrapuesta. De aquí que, de acuerdo con el criterio odontológico, los términos *masticatorio, triturante y oclusal* sean sinónimos.

Es de sumo interés recalcar que la recién aclarada terminología referencial odontológica (de la que la Figura 36 ofrece una visión sinóptica oclusal) es exclusivamente válida aplicada a piezas dentarias. Para el resto de los elementos del sistema cráneo-gnático hay que remitirse sistemáticamente a los criterios referenciales anatómicos. Resulta, por tanto, inadmisiblesu

empleo para referirse a formaciones anatómicas distintas de los dientes, como hacen Ash y Ramfjor, al hablar del “lado distal del cóndilo” (Ash y Ramfjord 1996).

1.7.2. Evolución grupal de los dientes: dentición y dentadura.

Hay que precisar la diferencia entre *dentadura* como conjunto o grupo de piezas dentarias presentes en la boca de un sujeto en un momento dado, y *dentición* como concepto grupal dinámico ligado a la evolución y sustitución de unos dientes (temporales, caducos o deciduales) por otros (permanentes o definitivos) a lo largo de la vida.

Los esbozos embrionarios de las piezas dentarias (gérmenes dentales) proceden de dos diferentes láminas de origen ectodérmico, que evolucionan asincrónicamente: una antes o primero que la otra. En este sentido se entiende que haya dos denticiones (Figura 36):

- La *primera dentición* está formada por las piezas procedentes de la primera lámina dentaria, es decir: todos los dientes temporales (cinco en cada hemiarcada, o sea, 20), más los molares definitivos, que no aparecen hasta el sexto año (tres en cada hemiarcada, o sea, 12). Son pues, 32 las piezas integrantes de la primera dentición.
- La *segunda dentición* está formada por las piezas procedentes de la segunda lámina dentaria, de la que derivan los incisivos, caninos y premolares definitivos (cinco en cada hemiarcada, o sea, 20) que reemplazan a los caducos. Se trata de dientes sucesoriales, llamados también difisarios. En cambio, los molares definitivos, que forman parte de la primera dentición, que no han sido ni serán reemplazados, ni reemplazan a ninguna otra pieza son conocidos como monofisarios.

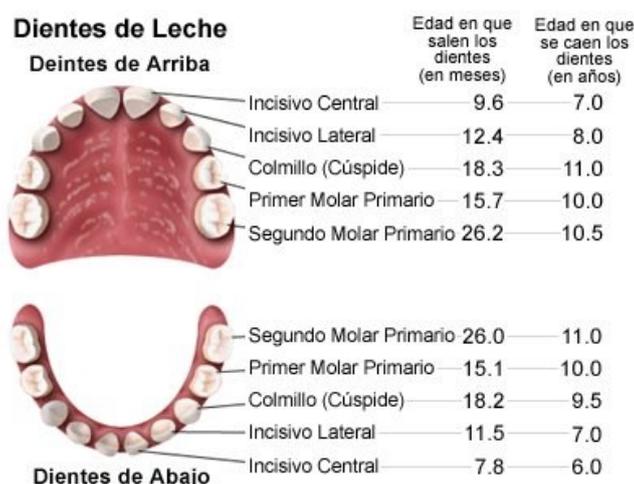


Figura 37. Dientes de leche (Sieiro 2016).

A la vista de tal proceso evolutivo se comprende que haya tres dentaduras:

- Una dentadura temporal, que dura desde los seis meses a los seis años y que está formada por todos los dientes caducos o “de leche”; dos incisivos, un canino y dos molares en cada hemiarcada, y hacen un total de 20 piezas.
- La dentadura mixta, presente desde los seis años hasta la caída del último molar temporal (hacia los doce años). Esta cuenta con piezas caducas y permanentes.

- Y la dentadura permanente, que se continúa a la caída del último diente temporal, y en la que todas las piezas son definitivas.

1.7.3. Integración anatomo-odontológica de los criterios de designación (notación) de las piezas dentarias.

Para la identificación de piezas dentarias concretas mediante una clave o código sintético convencional de designación o notación, se han propuesto, y de hecho se siguen, diferentes criterios.

En un principio, siendo los dientes elementos orgánicos específicamente configurados, de los que es referible su situación, posición y orientación, el criterio anatómico pareció el más razonable. Según tal criterio, cada pieza es designada por su nombre precedido del correspondiente ordinal (contado a partir del plano sagital medial) y seguido de las especificaciones relativas a la arcada (maxilar o mandibular), lado (derecho o izquierdo) y dentadura (temporal o definitiva). Por ejemplo, “segundo premolar mandibular derecho” o “primer molar maxilar izquierdo”, etc. Pero el criterio anatómico, al utilizar numerosos términos completos en lugar de iniciales o abreviaturas, resulta, cuanto menos, prolijo; pero, además, imposibilita la precisión de las piezas presentes en cada arcada de un individuo mediante una fórmula dentaria sintética; como las fórmulas clásicas que utilizando las iniciales de las piezas en minúsculas para los dientes caducos, y en mayúsculas para los permanentes rezan para cada hemiarcada:

El criterio de Palmer tipifica cada pieza dentaria por el número de orden correlativo de su situación en la correspondiente hemiarcada, contando a partir del plano sagital medial. Las cifras arábicas corresponden a los dientes permanentes; las romanas a los caducos: 1= incisivo central permanente; 2= incisivo lateral permanente; 3= canino permanente; 4= primer premolar permanente; 5= segundo premolar permanente; 6= primer molar permanente; 7= segundo molar permanente; 8= tercer molar permanente; I= incisivo central temporal; II= primer molar temporal; III= canino temporal; IV= primer molar temporal; V= segundo molar temporal.

La notación de las hemiarcadas se precisa mediante un símbolo en ángulo recto, de seno orientado en coherencia con la situación de la correspondiente hemiarcada según una visión frontal de la calavera; por ejemplo: $_I$ = hemiarcada superior derecha; $I_$ = hemiarcada superior izquierda; $-I$ = hemiarcada inferior derecha; $I-$ = hemiarcada inferior izquierda. Sistema que permite la inequívoca identificación de cada pieza dentaria en su correspondiente hemiarcada. Por ejemplo $3-I$ = canino permanente derecho inferior; o $VI-$ = segundo premolar temporal inferior izquierdo.

El Criterio internacional homologado o normalizado por la Organización Mundial de la Salud (OMS) incluye cifras de varios tipos, aparte de siglas o símbolos gráficos diferentes, por lo que complica su empleo en investigación. De aquí que, sobre todo para facilitar el tratamiento informático de las referencias, la OMS haya propuesto una notación en la que tan solo figuren cifras arábicas, cada una de las cuales corresponde, convencionalmente, a determinada pieza dentaria de acuerdo con el siguiente criterio (Figura 38).

- 1= incisivo central, tanto temporal como permanente.
- 2= incisivo lateral, tanto temporal como permanente.

- 3= canino, tanto temporal como permanente.
- 4= primer premolar permanente o primer molar temporal.
- 5= segundo premolar permanente o segundo molar temporal.
- 6= primer molar permanente.
- 7= segundo molar permanente; y
- 8= tercer molar permanente.

Cada una de las hemiarcadas se tipifica, a su vez, por una cifra arábica de acuerdo con la siguiente convención:

- 1= hemiarcada maxilar derecha permanente;
- 2= hemiarcada maxilar izquierda permanente;
- 3= hemiarcada mandibular izquierda permanente;
- 4= hemiarcada mandibular derecha permanente;
- 5= hemiarcada maxilar derecha temporal;
- 6= hemiarcada maxilar izquierda temporal;
- 7= hemiarcada mandibular izquierda temporal;
- 8= hemiarcada mandibular derecha temporal.

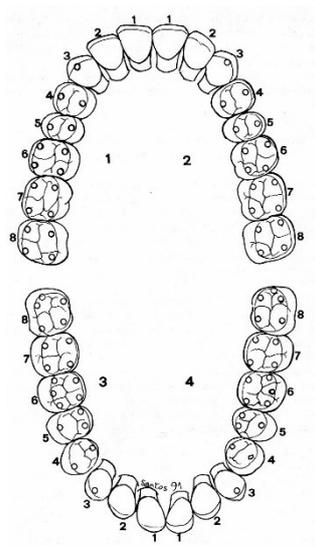


Figura 38. Criterio internacional OMS en la denominación de los dientes (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

En definitiva, según el criterio de la OMS, cada pieza dentaria queda inequívocamente precisada por dos cifras arábicas separadas por un punto: la primera de las cifras corresponde a la arcada, y la segunda, al diente, en coherencia con las especificaciones antedichas. Así, el 3.4. es el canino permanente inferior derecho, y el 7.5, el segundo molar temporal inferior izquierdo.

1.8. Morfología general de los accidentes coronarios oclusales y perioclusales.

Sólo a ellos haremos mención en esta tesis, por ser las áreas oclusales y perioclusales los únicos elementos dentarios que intervienen directamente en la “tercera articulación” del complejo cráneo-gnático.

Una visión oclusal global de los dientes implantados en sus arcadas (Figura 38) se ofrece en el campo oclusal de cada pieza (delimitado en el dibujo por la línea de máximo contorno de su corona), en dos áreas diferentes: 1) un área oclusal interior, o área oclusal propiamente dicha, llamada *tabla o meseta oclusal*; y 2) un área exterior o perioclusal, de la que intervienen las otras caras coronales, pero sobre todo la cara lingual y la cara vestibular de cada pieza.

La observación de la Figura 38 permite comprobar que las áreas oclusal y perioclusal no son concéntricas: efectivamente, las mesetas oclusales por desplazamiento en sentido vestibular, mientras que las piezas mandibulares aparecen desplazadas en sentido lingual.

En las piezas cuspídeas cuyas coronas son cuboidéas, las áreas oclusal y perioclusal aparecen claramente delimitadas por una *línea de contorno oclusal* marcada por la continuidad lineal de los bordes (crestas marginales) de las mesetas. En cambio, en las piezas anteriores (incisivos y caninos), la especial configuración de sus coronas reduce el área oclusal propiamente dicha a un borde de ataque (una estrecha franja, si se quiere), en vez de la tabla o meseta característica de los dientes multicuspídeos.

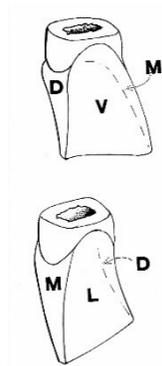


Figura 39. Esquema de un incisivo central superior derecho en visión distovestibular (arriba) y mesiolingual (abajo) (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

Efectivamente, la corona de los caninos e incisivos es cuneiforme (Figura 39), con una arista viva oclusal dispuesta en dirección más o menos transversal; su base que es su continuidad con la raíz a nivel del cuello; de sus cuatro caras, la vestibular (V) y la lingual (L), rectangulares y frontalmente dispuestas, son las que confluyen en sentido oclusal a nivel del borde cortante; y las caras de contraposición lateral (mesial y distal, M y D respectivamente), que son triangulares de vértice oclusal. El borde o faja oclusal de los caninos no es rectilíneo, sino angulado, es decir, formado por dos aristas (mesial y distal, respectivamente) que confluyen con el vértice puntiagudo del ángulo. Los caninos son así piezas uni o monocuspídeas.

En la conformación general de las coronas, la correlación de datos métricos evaluables (parámetros) de sus respectivas caras es constante. En consecuencia, se puede constatar que invariablemente:

- 1) en visión vestibular o lingual la anchura de la corona es mayor en la zona yustaoclusal que en la paracervical;

- 2) en visión mesial o distal, la anchura de la corona es máxima en la zona cervical y mínima en la oclusal;
- 3) las caras vestibulares son más extensas que las linguales;
- 4) en sentido ocluso-apical, las caras distales de todos los dientes son menos altas que las mesiales; y
- 5) las caras mesiales son siempre más aplanadas que las distales.

La línea obtenida uniendo los puntos más salientes de las caras circundantes de la corona se llama *línea de contorno máximo*. Entre ella y el cuello queda la porción coronal cervical; mientras que entre la línea de contorno máximo y la línea de contorno oclusal queda la antes aludida área perioclusal de la corona.

Pormenorizando ahora los accidentes morfológicos que complican la configuración oclusal de las coronas, cabe, de entrada, su distinción en accidentes salientes o positivos, y accidentes entrantes o negativos:

I. Accidentes positivos (relevantes o elevaciones). Por lo pronto hay que distinguir los relieves acuminados (cúspides y tubérculos) de los lineales o alargados.

a) Las *cúspides* son las eminencias puntiagudas, conoideas o piramidales, presentes en la superficie oclusal de los premolares (que tiene dos = bicúspides) y de los molares (que tienen cuatro o más = multicuspídeos). Los caninos han sido ya considerados como piezas monocuspídeas.

En las piezas de corona cuboidea y, en términos generales, los vértices cuspidéos se disponen en los bordes longitudinales que establecen límite entre las mesetas oclusales y las caras coronales lingual y vestibular. Dichos bordes discurren por lo alto en sentido mesio-distal. La combinación de los cuatro términos referenciales odontológicos permite precisar la localización de los vértices cuspidéos respecto a la meseta oclusal: vestibulo-mesial, vestibulo-distal, linguo-mesial y linguo-distal.

b) Los *tubérculos* son resaltes romos, de forma variable, localizados en cualquiera de las caras coronales que no sean la oclusal. Es muy característico el tubérculo presente en la vecindad de la encía en la cara lingual de incisivos y caninos: es el llamado *cíngulum* o *cíngulo*.

c) *Crestas y aristas*. Tipifican los resaltes longitudinales. Geométricamente, el borde en el que confluyen dos planos, caras o facetas, para constituir un ángulo diedro saliente se llama arista. Aunque semánticamente responden a un mismo concepto, en odontología se hace una distinción artificiosa entre las crestas y aristas que tienen en común el hecho de ser ambas bordes salientes. En principio, las *crestas* serían bordes de delimitación (rectas marginales) entre la meseta oclusal y las caras adyacentes; y las *aristas*, los bordes salientes de confluencia entre las facetas cuspidéas. Una discriminación que resulta clara respecto a las crestas marginales transversales de la delimitación ocluso-mesial y ocluso-distal, puesto que los vértices cuspidéos quedan, por definición, situados en los correspondientes bordes de la delimitación.

Con ello, tales crestas marginales son a la vez *crestas cuspidéas*, que discurriendo en sentido longitudinal mesio-distal demarcan en cada caso dos vertientes respecto a la meseta oclusal: una interior, que forma parte de la meseta oclusal, y otra exterior, paraclusal, que es vestibular o lingual según la situación, vestibular o lingual de la cúspide.

Y como las cúspides están generalmente conformadas como pirámides cuadrangulares, su fragmentación en facetas hace que exista otra cresta transversal que discurre en sentido vestibulo-lingual. Ocurre así que en la configuración de cada cúspide intervienen dos vertientes y dos crestas; que cada cresta resulta de la continuidad lineal (o alineación) de dos aristas, y que las cuatro aristas delimitan entre sí cuatro facetas cuspidéas. En el esquema sinóptico que continúa, las cifras referenciadas corresponden a datos de la cúspide mesio-vestibular representada en la Figura 40:

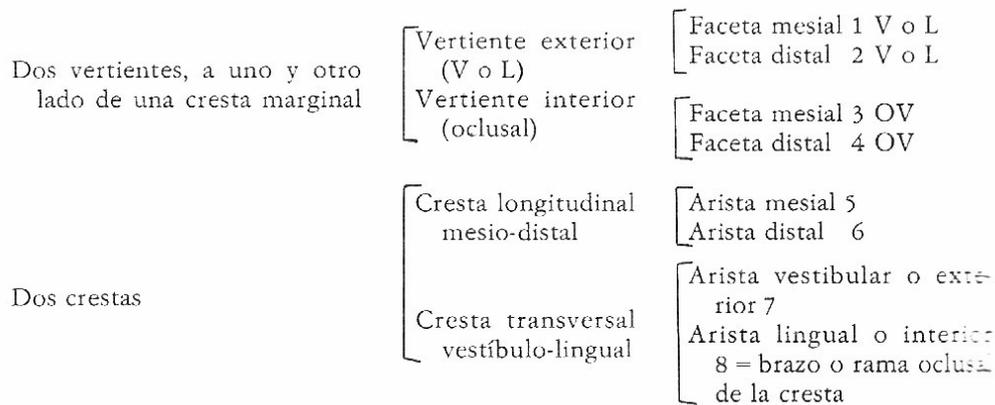


Figura 40. Descripción y relación de superficies, planos y líneas en los accidentes de la anatomía oclusal dentaria (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

A su vez por la alineación de las aristas situadas en la meseta oclusal, se forman crestas intraocclusales *transversales*, uniendo en general cúspides vestibulares linguales (Figura 41).

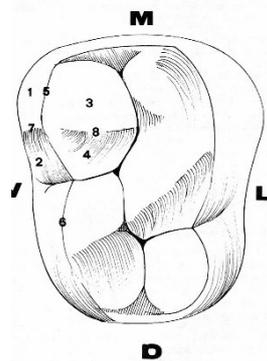


Figura 41. Esquema numerado de los accidentes oclusales dentarios sobre un molar superior derecho en visión caudal (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

II. Accidentes negativos. Entre los accidentes negativos o entrantes cabe diferenciar las depresiones lineales o *surcos*, de las *fosas* conoideas o piramidales.

Los *surcos* corresponden geoméricamente a senos diédricos, es decir, a los rincones del fondo del ángulo diedro entrante por concluir dos facetas.

Los *surcos principales* o longitudinales (centrales) de las piezas cuspidéas discurren en sentido mesio-distal en el fondo del valle que conforman las vertientes oclusales de los grupos cuspidéos vestibulares y linguales. Los surcos longitudinales no cortan nunca las crestas marginales mesial y distal: sus extremos finalizan antes, bifurcándose en finas ramas.

Los *surcos secundarios* o accesorios, de discurrir transversal u oblicuo, son ramas que, partiendo de uno a otro lado del surco central, separan entre sí los lóbulos cuspidéos

mesiales de los distales. Los surcos accesorios cortan habitualmente las crestas marginales vestibular y lingual, marcando también en dichas caras el límite entre los lóbulos.

Cuando dos ramas accesorias transversales nacen del mismo punto del surco central, la alineación de dichas ramas es considerada como surco principal transversal o vestibulo-lingual.

b) *Fosas*. Son depresiones puntiformes o aristadas (pirámides negativas) de la cara oclusal de la pieza cuspídea. Las *fosas centrales* coinciden con los puntos de confluencia del surco central con el arranque de los surcos transversales u oblicuos. Las *fosas marginales* coinciden con los puntos de bifurcación de los extremos (mesial y distal) del surco principal central (Figura 35).

c) *Fositas*. Son minidepresiones de las caras vestibulares y linguales de los dientes. Las más características son las de la cara vestibular en que acaban los surcos transversales tras cortar el borde o cresta marginal vestibulo-oclusal (Figura 35).

1.9. Morfología oclusal individual de las piezas dentarias

Dada la infinita variedad de conformación y volumen de las cúspides, de la longitud y pendiente de las crestas y bordes, de la ubicación de las fosas, y del diseño y trayecto de los surcos, cualquier intento de pormenorización individual de dichos accidentes sería presuntuoso por nuestra parte. Tal vez, ese intento tenga justificación a efectos de un conocimiento exhaustivo de índole puramente odontológico; pero a efectos del entendimiento de la biomecánica del sistema cráneo-gnático, los datos que se aportan con esta consideración sinóptica de la Figura 38 son plenamente suficientes. En ella, los vértices cuspídeos aparecen como puntos circulares y los surcos como líneas de trazado sinuoso grueso.

En este capítulo se describe de forma sencilla la relación estática y dinámica del sistema cráneo-mandibular, para facilitar su comprensión.

2.1. Posiciones relativas en la ATM

2.1.1. Relación céntrica

En odontología la Relación Céntrica (RC) se refiere a la posición relativa entre las dos articulaciones temporomandibulares con respecto al cráneo (Figura 42). Es una posición en que las dos articulaciones pueden rotar, es decir, abrir o cerrar la boca sin perder la relación centrada con respecto al cráneo, y es independiente de la separación que exista entre los dientes (o dimensión vertical). Podría definirse “como la relación de la mandíbula con respecto al maxilar superior cuando el complejo cóndilo-disco, correctamente alineado, se encuentra en la posición más superior en la cavidad glenoidea del hueso temporal, independientemente de la posición de los dientes o de la dimensión vertical y en los dos lados” (Le Pera, 1973).

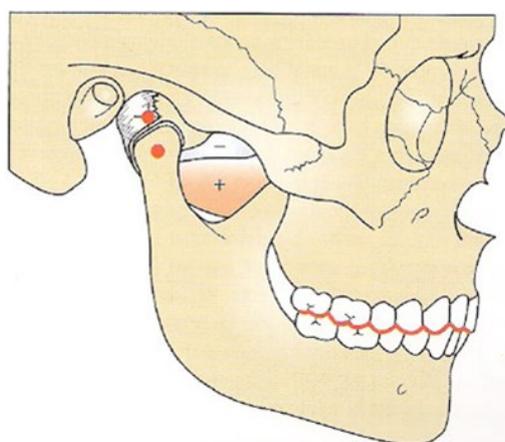


Figura 42. Relación céntrica (Dawson 1985).

La relación céntrica es la única relación entre maxilares que es clínicamente repetible, por lo tanto es la posición óptima para confección de prótesis o cualquier tratamiento rehabilitador. Y además, con su registro se reduce el tiempo necesario para realizar los ajustes oclusales intrabucales.

2.1.2. La oclusión dental

La oclusión dental es la posición de contacto en estática entre los dientes superiores e inferiores cuando la boca está cerrada, es lo que en odontología se conoce comúnmente como mordida (Figura 43). Es cuando en esta oclusión los dientes de la arcada inferior y superior tienen el máximo contacto posible, y se dicen que están en máxima intercuspidadación (MI). En esta posición determinó que el área máxima de contacto no necesitaba superar los 4 mm².

Para que la oclusión sea estable y no produzca daños al periodonto¹⁹ ni tampoco a las estructuras de la articulación temporomandibular, esta posición de "máxima

¹⁹ Unidad anatómica y funcional, que protege y da soporte a los dientes. Está constituido por la encía, el ligamento periodontal, cemento y el hueso alveolar.

intercuspidación" debe coincidir con la "oclusión céntrica". Esto ocurre, cuando está lo más cercanamente posible a la "relación céntrica". Odontológicamente hablando, ocurre cuando no existe ningún desvío entre la MI y la oclusión en RC en el paciente.

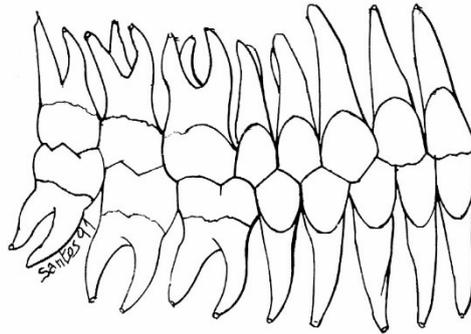


Figura 43. Esquema de los dientes en oclusión visión externa del lado derecho (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

En la oclusión céntrica, normalmente las cúspides bucales mandibulares contactan en el centro (fosas y surcos) de los dientes maxilares, y las cúspides palatinas maxilares contactan con el centro (fosas y surcos) de los dientes mandibulares (Figura 44).

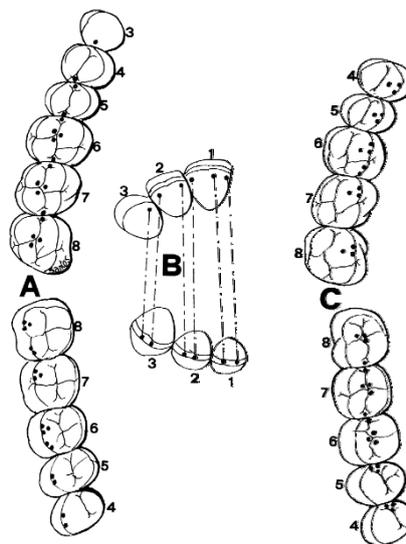


Figura 44. Esquema de los contactos interdentes lado derecho, visión oclusal.

La superficie de oclusión corresponde a una superficie imaginaria que teóricamente contacta con los bordes incisales de los incisivos y las protuberancias contactantes de los dientes posteriores. Es lo que se conoce de manera figurada como plano de oclusión, pero no es plana, ya que es una combinación de las curvas de compensación en los planos sagital (curva de Spee) y frontal (curva de Wilson) y la curva incisiva (curva que describen los bordes incisales inferiores, sobre todo en el adulto). En lugar de ser una superficie plana, el plano de oclusión representa una superficie alabeada promedio de la superficie oclusal, y está relacionada con las funciones específicas que se realizan durante la dinámica mandibular.

En conjunto, las curvas de Spee, de Wilson y de los bordes incisales constituyen la llamada curva de oclusión (Figura 45). De manera pragmática y en la práctica odontológica la

denominación de plano de oclusión combina la curva de oclusión y su relación con el cráneo.

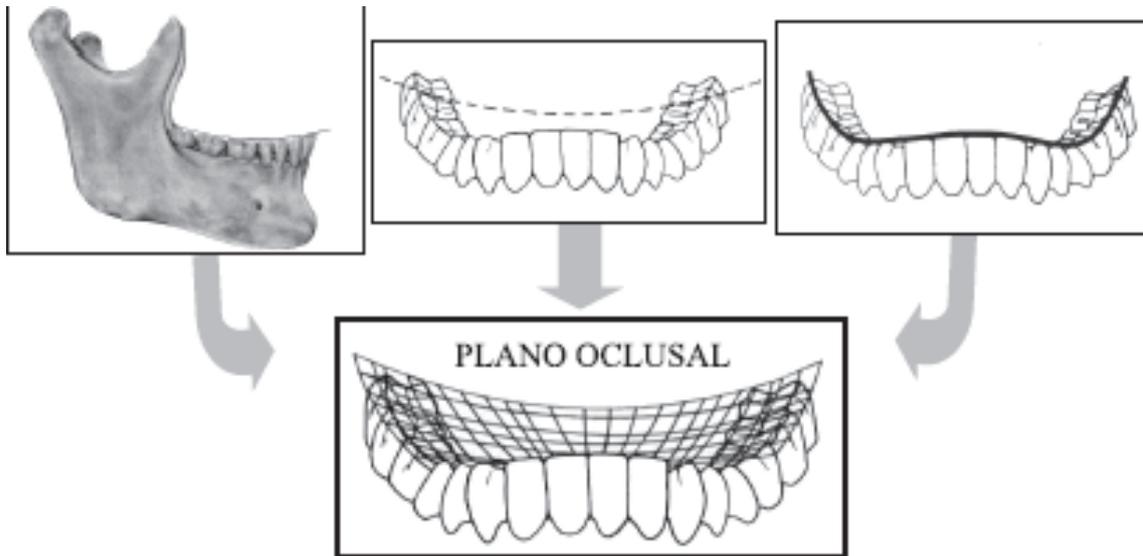


Figura 45. Curva de Spee, curva de Wilson, curva incisiva. Su combinación en el plano oclusal (Carbó Ayala 2009).

El plano de oclusión o superficie masticatoria según la terminología odontológica, está determinado por tres puntos significativos: la cúspide distovestibular del segundo molar inferior de ambos lados, y el punto interincisal (punto de contacto entre los incisivos centrales inferiores a nivel oclusal). La unión de estos tres puntos forma un triángulo del cual se obtiene la superficie masticatoria (Figura 46), pero que no tiene una relación directa con las superficies de contacto dental.



Figura 46. Plano oclusal o superficie masticatoria (Carbó Ayala 2009).

Para fines diagnósticos, y en general para la práctica, se acepta en odontología *la representación del plano de oclusión* proyectado sobre el plano sagital como una recta que pasa equidistante de los bordes incisales y las cimas cuspídeas antagonistas en oclusión, aunque la forma de trazarla varía según distintos autores; esta línea alcanza de manera genérica casi la línea de cierre de los labios (Figura 47).



Figura 47. Vista sagital del plano oclusal o superficie masticatoria (Carbó Ayala 2009).

Curva incisiva: Con ella se determina la línea de la sonrisa estéticamente correcta, formada por los bordes incisales superiores y la relación de los inferiores con la guía anterior²⁰, en odontología se determina por los requerimientos fonéticos y estéticos del paciente.

Las curvaturas del plano posterior de oclusión se caracterizan por una curva anteroposterior (curva de Spee) y una curva mediolateral (curva de Wilson) ya mencionadas con anterioridad.

La Curva de Spee: hace referencia a la curvatura anteroposterior de las superficies oclusales, empezando en la punta del canino inferior y siguiendo con la cúspide vestibular de los bicúspides y molares, y continuando en el borde anterior de la rama (Figura 48). La curvatura del arco se relaciona, en promedio, con un arco de circunferencia de 10 cm de radio con centro en la apófisis crista galli²¹.

La curva de Spee es una línea y el plano de oclusión es una superficie hipotética que contactaría con todos los cúlmenes de las cúspides dentales (Figura 49).

²⁰ Guía anterior es la relación dinámica entre los dientes antero inferiores con los dientes antero superiores durante las excursiones mandibulares de lateralidad y de protrusión entre todos los límites de la función.

²¹ La apófisis crista galli está situada en la parte más superior del hueso etmoides en la zona sagital, tiene forma puntiaguda y sobre ella se inserta una estructura de las membranas meníngeas llamada hoz del cerebro.

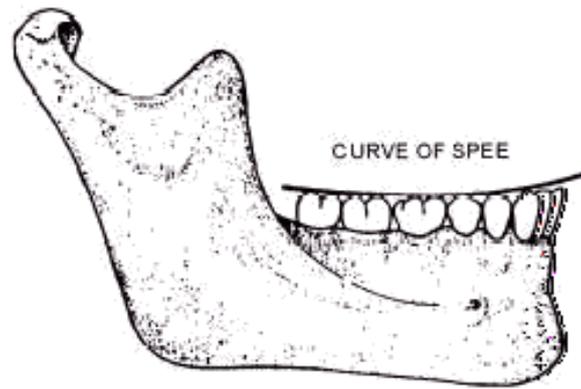


Figura 48. Curva de Spee(Laird, y otros 2016).

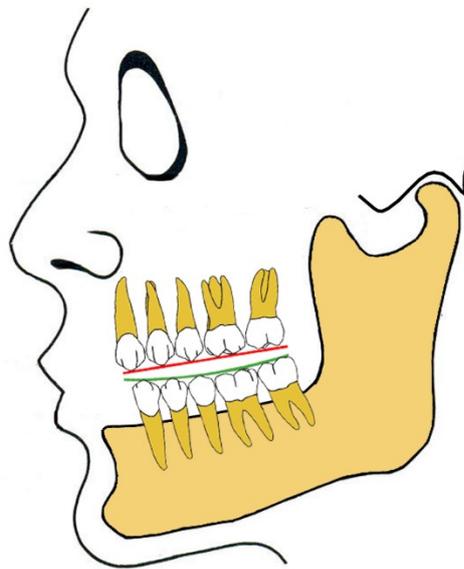


Figura 49. Diferencia entre el plano oclusal superior (línea roja) y la curva de Spee (línea verde) en términos odontológicos (Renderos 2016).

El diseño de la curva de Spee tiene un propósito, así como su localización en relación con el cóndilo. La curva es resultante de las variaciones en la alineación axial de los dientes inferiores. Es la consecuencia de alinear cada uno de los dientes para conseguir una resistencia máxima a la carga funcional (en estática y en dinámica), de esta manera el eje mayor de cada diente inferior debe alinearse casi paralelo a su arco individual de cierre que pasa alrededor del eje condilar (Figura 50). Para ello es necesario que el último molar se incline hacia delante, con el ángulo mayor, y que el diente más anterior se sitúe así con un ángulo menor. Esta progresión coloca las puntas de las cúspides en una curvatura directamente relacionada con el eje condilar mediante una serie gradual de tangentes.

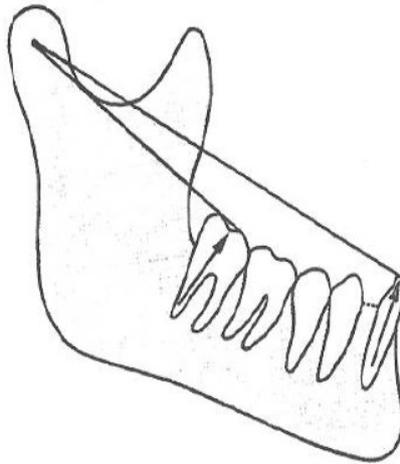


Figura 50. Esquema de la posición de los dientes inferiores respecto de su arco de cierre (Dawson 1985).

La *curva de Wilson* es una curva mediolateral que contacta los vértices de las cúspides vestibular y lingual en cada lado del arco dental (Figura 51). Es el resultado de la inclinación hacia dentro de los dientes posteroinferiores, que va dando lugar a que las cúspides linguales se sitúen por debajo de las vestibulares en el arco mandibular; las cúspides vestibulares están más elevadas que las linguales en la arcada maxilar por la inclinación hacia fuera de los dientes posterosuperiores, esto explica la configuración de la curva de Wilson.

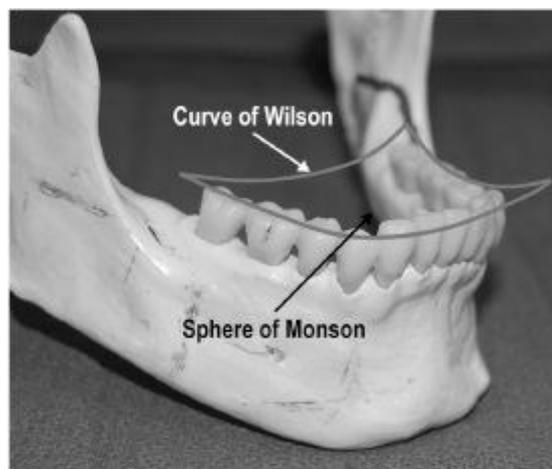


Figura 51. Curva de Wilson y esfera de Monson (Karl 2014).

La inclinación de los dientes posteriores se relaciona con la resistencia a la carga y con la función masticatoria: la alineación axial de los dientes posteriores es casi paralela a la dirección de tracción hacia dentro de los músculos pterigoideos internos (Figura 52 izquierda). Y la alineación de los dientes posteriores con la dirección de la carga desde los músculos pterigoideos da lugar a la curva de Wilson (Figura 52 derecha). Otra razón de la existencia de la curva de Wilson es su participación en la función masticatoria. A nivel óseo la inclinación hacia dentro de la tabla oclusal inferior está destinada para situar el bolo alimenticio sobre las superficies oclusales, sin que en las cúspides linguales produzca un bloqueo (Figura 53).

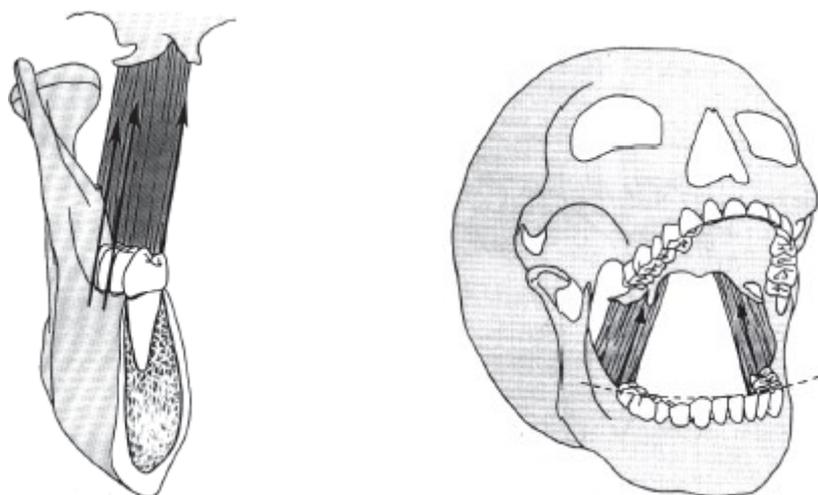


Figura 52. (izquierda) Alineación paralela de los dientes posteriores y músculos pterigoideos; (derecha) Curva de Wilson, y músculos pterigoideos en carga (Dawson 1985).



Figura 53. Posición de las cúspides de los dientes posteroinferiores para permitir la masticación (Dawson 1985).

El plano oclusal constituye un gran ejemplo de interacción entre forma y función; su análisis es esencial en cualquier examen dental por su importancia en la coordinación de la función en todo el sistema masticatorio. Los cambios adaptativos en el plano oclusal constituyen signos de una posible disfunción a cualquier nivel del sistema.

2.2. Movimientos de la articulación temporomandibular y posiciones relativas

La mandíbula es un hueso móvil, que puede situarse en distintas posiciones del espacio. Los movimientos mandibulares son de naturaleza compleja y varían de una persona a otra. Estos movimientos están regulados por diversos factores como las ATMs, los músculos y las relaciones oclusales y otros elementos anatómicos. La mandíbula puede realizar 5 movimientos diferentes: apertura y cierre, lateralidad, protrusión y retrusión, lo que supone giros y traslaciones en el espacio respecto de diferentes ejes de giro. De todos los ejes posibles los de importancia clínica son el eje terminal de bisagra, y el eje de rotación frontal que pasa por los cóndilos.

Eje terminal de bisagra: eje de rotación de apertura y cierre (Figura 53 y Figura 54), está determinado por la recta que pasa por los centros de rotación de los cóndilos en Relación Céntrica (que es la posición más superior y posterior de los cóndilos en la ATM). Cada

cóndilo tiene un centro de rotación que en la realidad no tiene por qué coincidir con el centro anatómico (Figura 54).

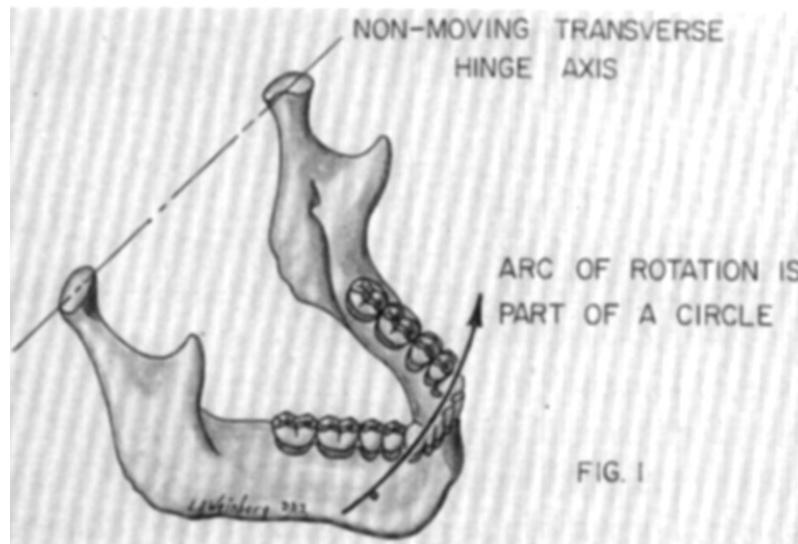


Figura 53. Eje de bisagra (Lawrence y Weinberg 1959).

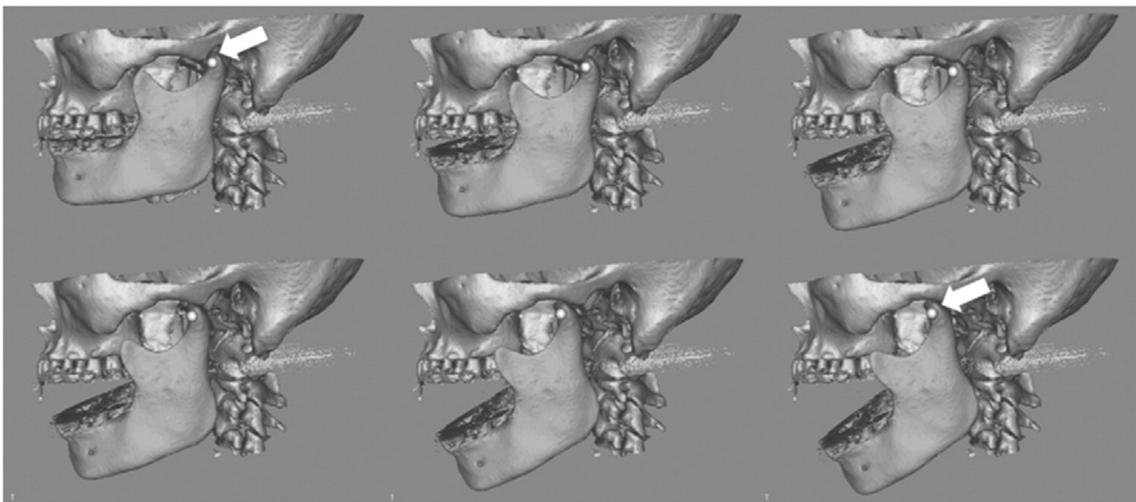


Figura 54. Movimiento de rotación de apertura y cierre (Sung-Goo, y otros 2010).

Los polos internos de los cóndilos constituyen los únicos puntos que permitirán un eje de rotación fijo (Figura 55), ya que los cóndilos no son paralelos al eje horizontal. Esto significa que los polos externos de los cóndilos deben moverse incluso si los internos se encuentran rotando alrededor de un eje fijo (como ocurre en la dinámica en relación céntrica).

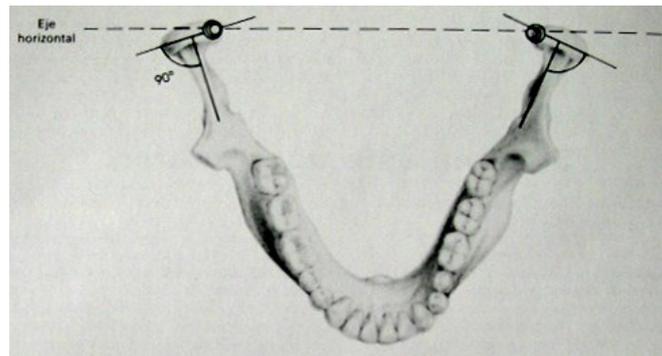


Figura 55. Polos internos de los cóndilos (Dawson 1985).

Eje rotación frontal (vertical): eje de rotación en los movimientos de masticación de lateralidad (Figura 56 y Figura 57). Ocurre cuando hay un desplazamiento del cóndilo de balanceo o de no trabajo de atrás hacia delante, y el otro cóndilo (el de trabajo) tiene un movimiento de rotación condilar.

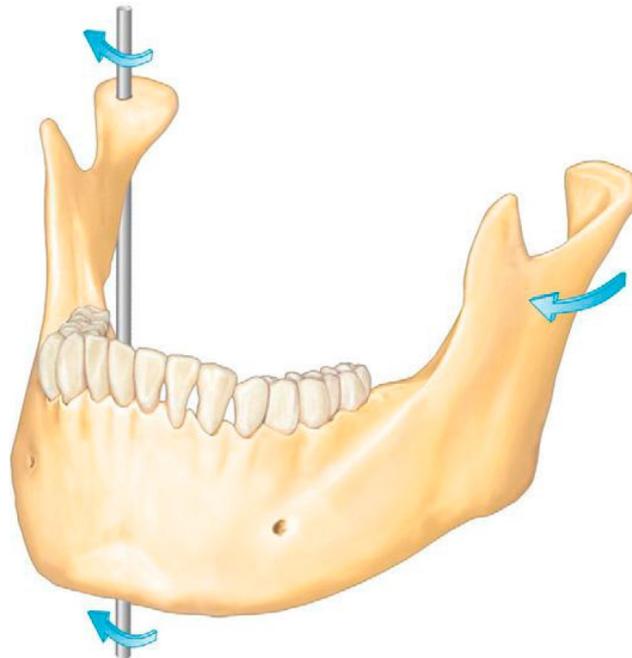


Figura 56. Eje de rotación frontal (Okeson 2013).

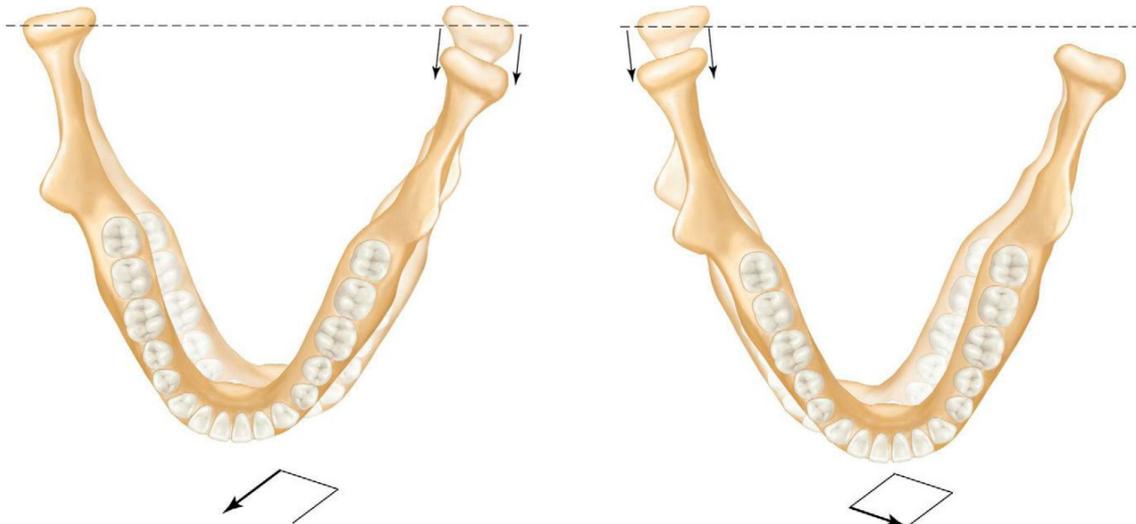


Figura 57. (Izquierda) Movimiento bordeante lateral derecho en un plano horizontal y (Derecha) Continuación del movimiento hacia la derecha en dirección al plano sagital y en avance (Okeson 2013)

Eje rotación sagital (Figura 58): En un lado el cóndilo gira y en el contrario el cóndilo tiene un movimiento de subida y bajada. Este movimiento está limitado por los ligamentos y los músculos en el lado de no trabajo.

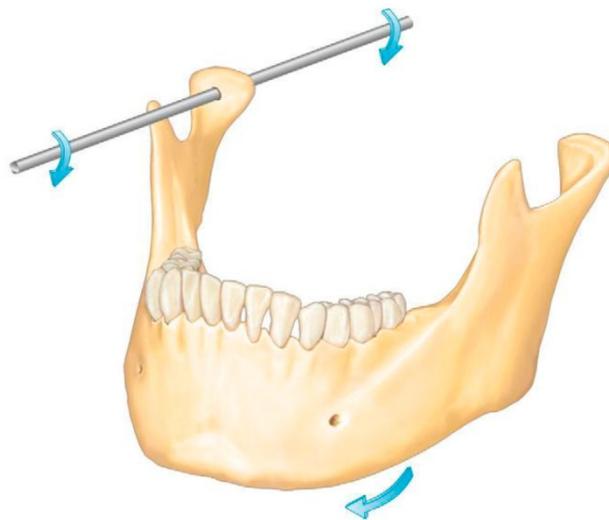


Figura 58. Eje de rotación sagital (Okeson 2013).

2.3. Movimiento de apertura-cierre o rotación mandibular

La dirección de los músculos locomotores de la mandíbula no propician que el eje de bisagra se mantenga fijo, por lo que para realizar el giro de apertura o cierre puro, es necesario que la mano de una persona guíe este giro si existen interferencias que desvíen la mandíbula desde RC a MI para su localización en los trabajos de odontología (Figura 59).

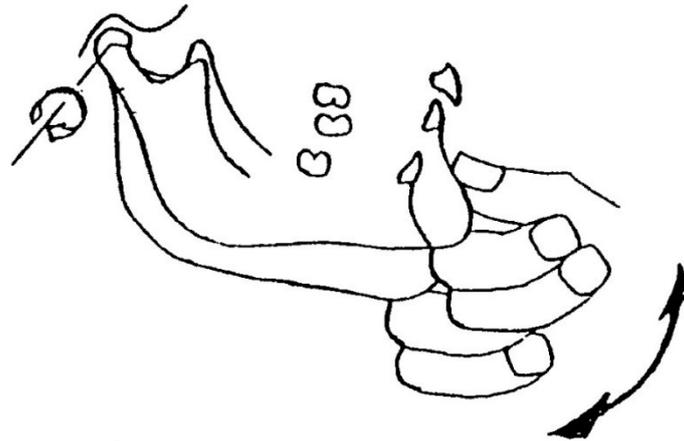


Figura 59. Giro puro de apertura y cierre guiado (Universidad de Córdoba (Argentina) 2014).

Este es un movimiento bordeante mandibular (no funcional) que se vale de la máxima tensión del ligamento témporomandibular para que este arco de apertura y cierre sea repetible. La determinación del eje terminal de rotación es muy importante en odontología, ya que es un punto de referencia para el estudio de la oclusión y sobre todo para la determinación de la posición de reconstrucción oclusal cuando los parámetros dentarios no existan o se encuentren alterados.

Partiendo de la posición de contacto retrusivo y produciendo una apertura mandibular, el movimiento puede ser dividido en dos componentes (Figura 59: 1) cuando los condilos están en rotación (eje de bisagra) hasta que los incisivos inferiores se separen de los superiores hasta aproximadamente 20 o 25 milímetros (Figura 59 izquierda). Cuando los condilos comienzan la translación es debido a que los ligamentos temporomandibulares se tensan, se produce cuando la mandíbula sale de su eje y continúa el desplazamiento. La apertura se sitúa es entonces de manera fisiológica entre 40 a 60 mm (Figura 60 derecha).

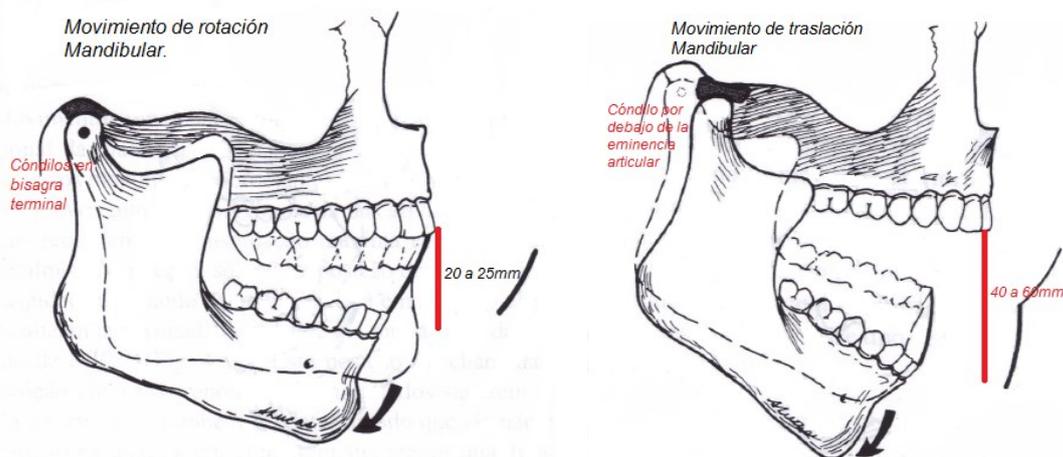


Figura 60. Fases en el movimiento de apertura-cierre. Apertura en rotación pura (izquierda) y continuación de la apertura en rotación con desplazamiento (derecha) (Melgarejo 2015).

2.3.1. Protrusión

Es el movimiento hacia delante de la mandíbula hay un avance desde la posición intercuspídea (Figura 61), se produce porque cada condilo y su disco se desplazan hacia

adelante y abajo a través de su eminencia articular, es decir ocurre una traslación condilar. El músculo pterigoideo externo se contrae, y el límite anterior de este movimiento lo establece el ligamento estilo mandibular²². Cuando la mandíbula sobrepasa al maxilar se llama protrusión máxima, pero no es fisiológica en la masticación.

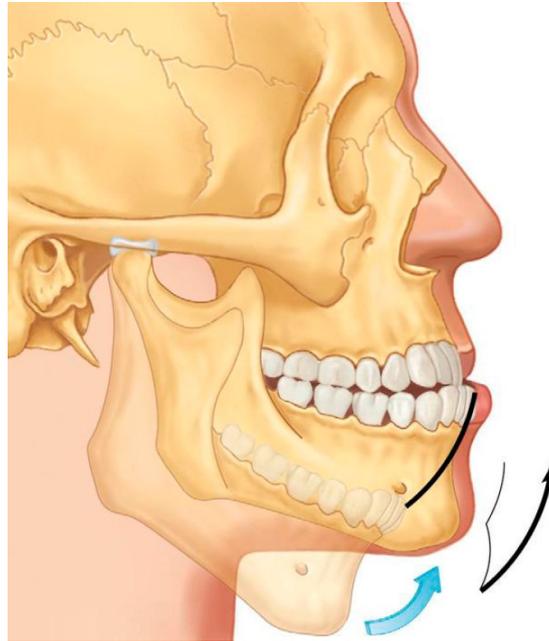


Figura 61. Protrusión mandibular desde máxima apertura (Okeson 2013).

Lo interesante en términos de la oclusión funcional, es la trayectoria protrusiva desde la posición de máxima intercuspidad hasta la posición de contacto dentario borde a borde interincisiva, es la que se utiliza para cortar ciertos alimentos, y que posteriormente son trasladados al sector posterior para su trituración. Por lo tanto, es necesario que durante esta posición exista una armonía o equilibrio oclusal, en términos odontológicos, con las piezas posteriores que no deben contactar, para no interferir con la función incisiva. Todo contacto dentario que ocurra durante este movimiento se lo denomina contacto dentario protrusivo.

2.3.2. Retrusión

Es el movimiento no funcional de la mandíbula para llevarla desde la máxima intercuspidad hacia atrás. Por tanto, se realiza para llevar la mandíbula desde la posición de protrusión a oclusión céntrica, por acción de las fibras horizontales del músculo temporal.

El recorrido retrusivo mandibular según un estudio realizado por Posselt (1969) y corroborado por numerosos investigadores es aproximadamente de 1 milímetro en el 90% de la raza humana, no dependiendo de la edad del hombre. Incluso en pacientes que han sido objeto de una reconstrucción de la oclusión dentaria en la posición retrusiva, tras analizarlos después de un tiempo, vuelven a tener una posición retrusiva de 1 milímetro con respecto a su posición dentaria actual (Celenza 1973). Sin embargo, en los pacientes

²² Espesamiento de la fascia cervical profunda que separa la glándula parótida (posterior) y las glándulas salivares submandibulares (anteriores). Se extiende desde cerca del vértice de la apófisis estiloides hasta la parte inferior del borde posterior de la rama mandibular cerca del ángulo.

que tienen enfermedad articular degenerativa de las ATMs, este recorrido es mayor (+2 mm), es debido a la patología que afecta a las articulaciones, así como a los ligamentos que intervienen en el movimiento retrusivo. Por tanto, siempre que existan movimientos retrusivos amplios, es conveniente realizar un examen clínico para determinar el estado de salud o de enfermedad de las ATMs.

Isberg y Isacson (1986) realizó un estudio en monos macacos, a los que sometió a una masticación en protusiva durante varias semanas, corroborando posteriormente que presentaban daños importantes en sus tejidos retrodiscales.

Esta disposición es comprensible si tenemos en cuenta que en la trayectoria sagital, en dirección hacia atrás, del cóndilo del lado de la masticación, en los instantes finales del ciclo, el cóndilo va ligeramente por detrás de la posición de máxima intercuspidadación. Esta posición más anterior de intercuspidadación queda más avanzada y es a la que se recurre finalmente para estabilizar la mandíbula durante la deglución. Debido a esto no hay dudas que la posición de máxima intercuspidadación no puede ser una posición bordeante retruida, ya que el cóndilo necesita un pequeño espacio posterior durante el ciclo masticatorio. Esto es preciso porque la ATM se rige por leyes de la ortopedia general, comunes a todas las articulaciones sinoviales, las cuales nunca funcionan en posiciones bordeantes, sino en otras intermedias.

2.3.3. Posición retrusiva

El 82 % de los humanos tienen dos posiciones, la de máxima intercuspidadación (P.M.I) y la retrusiva, que obedece a una posición fisiológica límite de los ligamentos, y que se sitúa entre 0.65 a 1 mm más posteriores.

2.3.4. Movimiento de lateralidad o de diducción

La mandíbula presenta movimientos laterales (derecha e izquierda) durante el proceso masticatorio. En estos movimientos el lado hacia donde se dirige el cuerpo mandibular y más concretamente la sínfisis²³ mandibular, recibe el nombre del lado de trabajo o lado de desvío (laterotrusión), pues se aleja del plano medio sagital; mientras que el lado opuesto, el que se aproxima a la línea media se denomina lado de no trabajo o balanceo (mediotrusión). Cuando la mandíbula se mueve lateralmente hacia la derecha, es el cóndilo de la derecha el que rota (aunque no se trata de una rotación pura, ya que tiene lugar un ligero desplazamiento hacia fuera), por lo que se denomina cóndilo del lado de trabajo o pivotante, rotando así mismo la mandíbula sobre él, mientras que el cóndilo izquierdo (cóndilo de lado de no trabajo) no rota, sino que se traslada hacia delante, abajo y adentro. Los contactos dentarios que tengan lugar en esta situación reciben la denominación según el lado en que se encuentren, contactos dentarios en el lado de trabajo y de no trabajo respectivamente o sus otros homónimos (de balanceo o mediotrusivos).

La trayectoria del cóndilo mediotrusivo (que va hacia el medio en dirección al plano sagital o medial, así como también adelante y abajo) está indicada por las líneas 1, 2 y 3. (Figura 62). La vista frontal de la mandíbula nos muestra la trayectoria del cóndilo laterotrusivo.

²³ Línea de simetría de la mandíbula que une la rama derecha y la izquierda de la mandíbula.

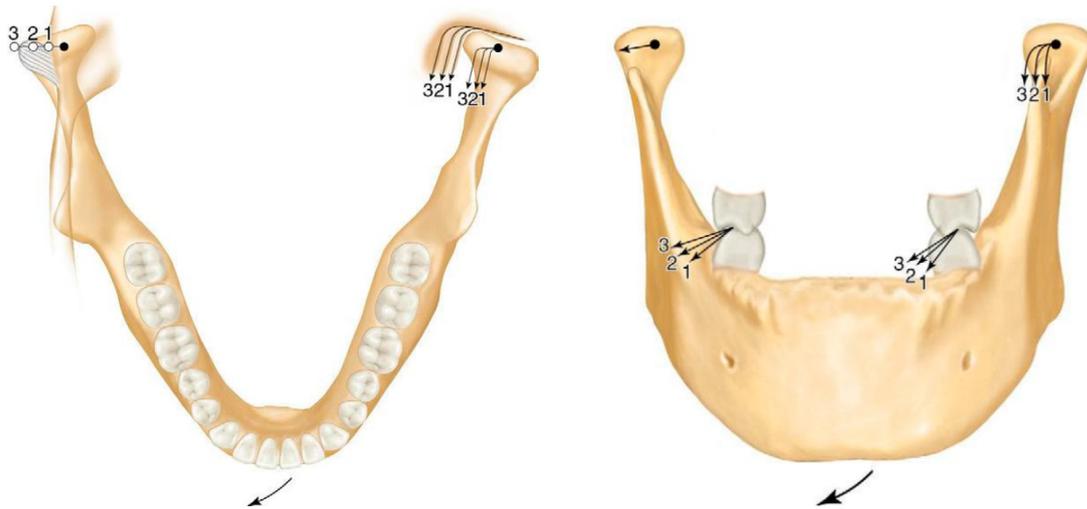


Figura 62. Trayectoria de los cóndilos en lateralidad derecha; izquierda: vista craneal y derecha: vista frontal (Okeson 2013).

2.4. Determinantes de la oclusión

Existen diversos factores que determinan las relaciones morfológicas de los dientes posteriores, que son debidos a las características propias de los pacientes, y puede ser fijos (solo modificables con medios quirúrgicos o tallados sobre ellos) y variables (modificables mediante ortodoncia). Entre los fijos tenemos la guía condilar, movimiento de Bennett, distancia intercondilar, relación céntrica y la posición de descanso fisiológico en términos odontológicos; y entre los variables: las relaciones entre los dientes anteriores o acabalgamiento entre ellos, el plano oclusal, curva de Spee o curva de despegue llamada por Pedro Planas (Planas 1996), curva de Wilson y altura cuspídea.

2.4.1 Relaciones entre los dientes anteriores

Cuanto mayor sea el overjet o distancia antero-posterior entre los dientes superiores e inferiores, menores deben de ser las alturas cuspídeas de dientes posteriores para conseguir equilibrio oclusal. Cuanto menor sea el entrecruzamiento supero-inferior de ellos, menor altura cuspídea para conseguir el equilibrio oclusal (Planas 1996).

2.4.2. Altura o entrecruzamiento de las cúspides

Las cúspides deberán tener una altura y volumen acorde con el resto de los determinantes de la oclusión para no producir interferencias oclusales. El entrecruzamiento entre ellas es otro factor limitante para conseguir el equilibrio oclusal. A mayor entrecruzamiento se precisará una guía condilar más marcada, un plano de oclusión más elevado y un acabalgamiento incisivo mayor (Planas 1996).

2.4.3. Guía condilar

Es la dirección del movimiento condilar contra la eminencia articular en un plano sagital. Se mide teóricamente por el ángulo α que forma el plano de Frankfurt con la inclinación de la

vertiente distal de la eminencia articular (Figura 63), tomando su proyección sobre el plano sagital.

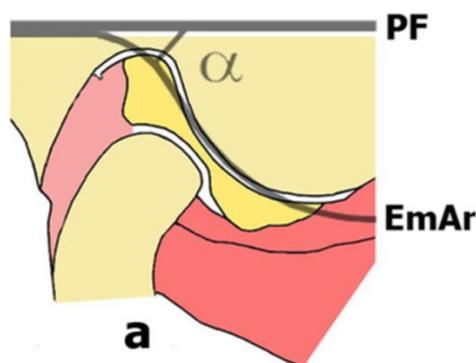


Figura 63. Guía condilar (Méndez Renderos 2016).

Esta inclinación de la vertiente distal de la eminencia articular está sujeta a variaciones individuales y por tanto influye en el movimiento condilar y es variable durante su trayecto, tan solo parcialmente reproducible con los articuladores totalmente ajustables. Si es muy inclinada (propia de una cavidad glenoidea profunda), el movimiento es más marcado y se produce una mayor separación de los dientes posteriores en los movimientos protrusivos y de diducción. A menudo se encuentra que la guía condilar no necesariamente es igual de un lado al otro en un mismo sujeto. No hay acuerdo sobre la mejor manera de determinar el valor de la guía condilar. Usualmente se usan registros en cera u otros materiales plásticos siendo sus resultados muy variables; aunque por este medio se ha determinado que tiene un rango promedio entre 21 y 64° (García Cañas, Brandin de la Cruz y Del Río Highsmith 2012).

2.4.4. Quinta de Hanau:

Conociendo los factores citados anteriormente, Konral Thielemann sugirió una fórmula “conceptual” que relacionando los factores básicos del quinteto de Hanau, permitía, supuestamente, conseguir una oclusión equilibrada bajo la fórmula desarrollada por Rudolph Hanau, ingeniero que matemáticamente encontró 5 factores que planteó en una fórmula no matemática (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992) para realizar una oclusión balanceada con dientes artificiales en prótesis completa:

$$EO = \frac{GC \times Gi}{Ac \times CSp \times PO}$$

En la que EO = equilibrio oclusal; GC= guía condilar (Trayectoria condílea); Gi= guía incisal (acabalgamiento); Ac = altura cupídea; CSp = curva de Spee; y PO = plano oclusal (posición del PO).

Por supuesto, tanto los factores descritos como la fórmula expresada tienen únicamente aplicación en la mecanización de dentaduras artificiales. Una aplicación que es sólo indicativa, puesto que el valor del cociente de Thielemann no es una constante universal que condicione rígidamente la interrelación factorial.

Esta fórmula simplemente da la pauta para conseguir un mismo cociente de equilibrio oclusal, si se aumenta (o aparece aumentado) el valor del numerador, habrá que aumentar el

denominador; o si, permaneciendo fijos los factores del numerador, disminuye el valor de alguno de los del denominador, y habrá que aumentar el valor de uno u otro (o los dos) de los factores divisores.

Se explica así la inentendible como inaceptable redacción de que rutinariamente se hace uso: *“si el plano oclusal está aumentado, habrá que disminuir la curva de Spee...”* (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

Del mismo modo que un plano no es geoméricamente aumentable, tampoco una curva no es geoméricamente disminuible. Pero se puede entender en estos términos, que se aumente o disminuya la pendiente de un plano, es decir, el valor del ángulo que tal plano forma con otro horizontal, como se puede disminuir o aumentar el radio de curvatura de una curva en un punto dado. Así mismo se aplica a la pendiente de la guía condilar, a la pendiente de la guía incisal, a la pendiente del plano oclusal, a la pendiente (o inclinación) de las cúspides que se entrecruzan (que condicionan su altura), y a la longitud de los radios de la curva de Spee. Es lo que realmente hay que atender si se pretende aplicar razonablemente la fórmula de Thielemann. (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

Durante la protusión, en la medida de que el ángulo de la trayectoria condílea aumenta en recorrido, la parte posterior de la mandíbula se aleja de forma creciente de los dientes maxilares. Se produce lo que es el llamando Fenómeno de Christensen.

2.4.5. Movimiento de Bennett

Es el movimiento mandibular que resulta del desplazamiento condilar lateral dentro de la cavidad glenoidea, también se llama transtrusión.

Los cóndilos no tienen una configuración esférica perfecta ni tampoco la cavidad glenoidea. El movimiento de Bennett depende de la configuración del polo interno condilar en relación con la pared medial articular y la cantidad de angulación del cóndilo con respecto a la mandíbula. Por lo tanto, el movimiento de Bennett es la única forma de explicar los movimientos laterales articulares sin que los cóndilos choquen con estructuras como la pared medial de la cavidad.

La mandíbula es capaz de producir un movimiento lateral directo que se conoce como desplazamiento lateral inmediato o Movimiento inmediato de Bennett. Si la mandíbula en su totalidad se desplaza lateralmente, la trayectoria del cóndilo mediotrusivo exhibirá un movimiento lateral inmediato. Esto es importante dado que incrementará la posibilidad de choque entre las cúspides posteriores durante el tratamiento.

En la Figura 64, se hace recoge una descripción del movimiento de Bennett durante una lateralidad. El desplazamiento lateral sucede desde el punto 1 al 2, observándose una rotación en el lado de trabajo y una traslación en el lado de balanceo.

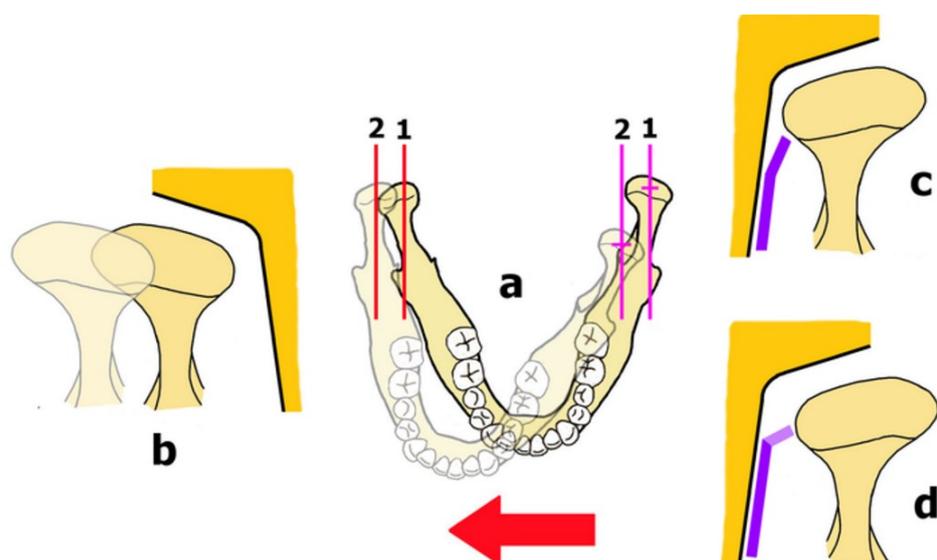


Figura 64. Movimiento de Bennett a) sobre la mandíbula b) sobre el cóndilo de trabajo c) y d) sobre el cóndilo mediotrusivo, Bennett progresivo (c) y Bennett inmediato (d) (Méndez Renderos 2016).

El movimiento de Bennett progresivo en el lado de no trabajo o mediotrusivo es donde el cóndilo se traslada medialmente, hacia abajo y adelante siguiendo la anatomía de la pared medial de la cavidad glenoidea Figura 64(c). Movimiento de Bennett inmediato en donde el cóndilo realiza un movimiento hacia medial para aproximarse a la pared medial y luego poder continuar el movimiento de forma progresiva (d).

El movimiento de Bennett se puede ver bien desde el lado de trabajo (el cóndilo de trabajo puede rotar lateralmente hasta 3 mm o trasladarse hacia fuera de la cavidad glenoidea); o desde el lado de no trabajo. En este caso el movimiento de Bennett puede ser progresivo (cuando en el lado de no trabajo o de balance, el cóndilo se desplaza medial, abajo y adelante, Figura 64 c) o inmediato (ocurre un desplazamiento medial y es previo al desplazamiento condilar progresivo, Figura 64 d).

Observado desde un plano horizontal, el cóndilo de balance forma el ángulo de Bennett a partir de la intersección del plano sagital con la trayectoria condilar durante el movimiento de Bennett, cuyo valor promedio es de 15° . *Ángulo de Bennett* es el ángulo producido por las diferencias de trayectorias del cóndilo durante la protusión y la mediotrusión, visto desde el plano horizontal.

Cualquier variación en el movimiento de Bennett, sucede durante los primeros mm de movimiento condilar a partir de la distensión de los ligamentos capsulares; posteriormente, la trayectoria es esencialmente un arco durante el resto del movimiento. En general, el movimiento de Bennett, tiene un rango de desplazamiento entre 0.3 y 1.1 mm con un promedio de 0.75 mm; los desplazamientos excesivos (2.5-3.5 mm) quitan relevancia a la acción de la guía anterior, aumentando la incidencia de interferencias oclusales y producen un aplanamiento considerable de las cúspides debido al desgaste dental producido durante movimientos laterales.

Los trazos pantográficos²⁴ demuestran que el movimiento de Bennett tiende a aumentar a medida que la oclusión es más mutilada. Jóvenes y adultos con buena oclusión demuestran valores reducidos de movimiento de Bennett.

En general, el movimiento de Bennett tiene influencia sobre la dirección de los surcos de las piezas dentales posteriores, las concavidades palatinas de los dientes anteriores, y sobre la altura y posición cuspídea. Por todo lo anteriormente citado, el registro adecuado de esta situación protésicamente permite obtener morfologías oclusales sin interferencias. A mayor movimiento de Bennett, los surcos de los dientes posterosuperiores estarán más distalizados, los posteroinferiores más mesializados, con alturas cuspídeas más bajas y las concavidades palatinas anteriores serán más profundas.

2.4.6. Distancia intercondilar:

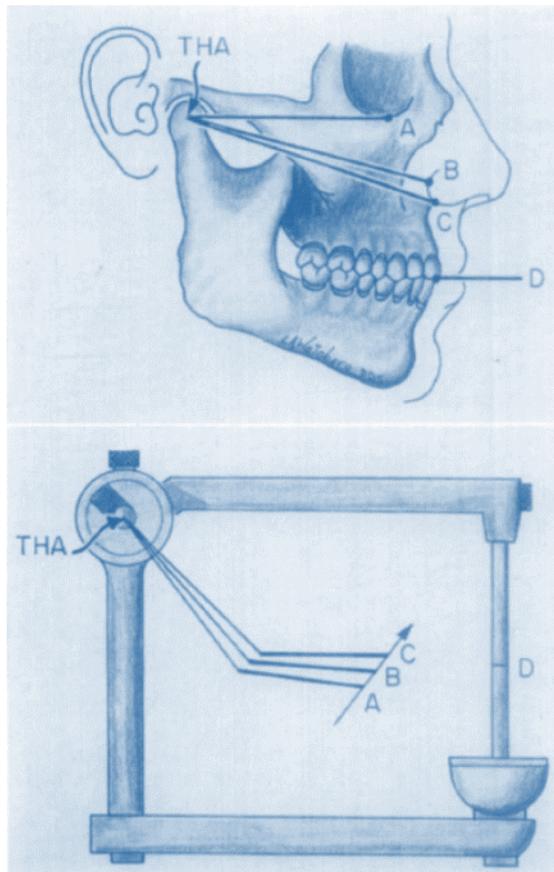
Es la distancia existente entre los cóndilos mandibulares. Se dice que a mayor distancia intercondilar, a nivel oclusal corresponde una mayor concavidad palatina superior, más pequeño es el ángulo formado por los surcos de trabajo y de balanceo o de no trabajo y por lo tanto, habrá una orientación más hacia mesial. A menor distancia intercondilar, mayor es el ángulo formado por los surcos de trabajo y de balanceo y, por lo tanto, los surcos estarán más hacia distal.

Una distancia intercondilar grande implica un arco dental grande y sus efectos son evidentes en la dirección de los surcos a nivel horizontal durante el desplazamiento mandibular lateral pero por otro lado, el efecto de la distancia intercondilar en movimientos de apertura y cierre o protrusivo es nulo. Por tanto, como su influencia es a nivel horizontal, no afecta al equilibrio de la altura cuspídea y su valor clínico en la desoclusión carece de importancia real.

La distancia intercondilar es el factor menos influyente de todos los determinantes porque su efecto es más evidente en un plano horizontal que en el vertical y en los movimientos de apertura y cierre; por lo tanto, su efecto en los movimientos mandibulares es insignificante para la morfología posterior.

²⁴ *Procedentes del pantógrafo dental: instrumento que registra gráficamente los movimientos mandibulares.*

CAPÍTULO 3. EL ARTICULADOR DENTAL



3.1. Concepto

Los articuladores dentales son aparatos destinados a reproducir los movimientos y las posiciones de la mandíbula y el maxilar en una persona, para poder realizar procedimientos de diagnóstico y terapéutica de la boca. Su función principal es actuar como si fuera un paciente en ausencia del mismo (Figura 65). Existen articuladores mecánicos rígidos y articuladores virtuales (Figura 66).

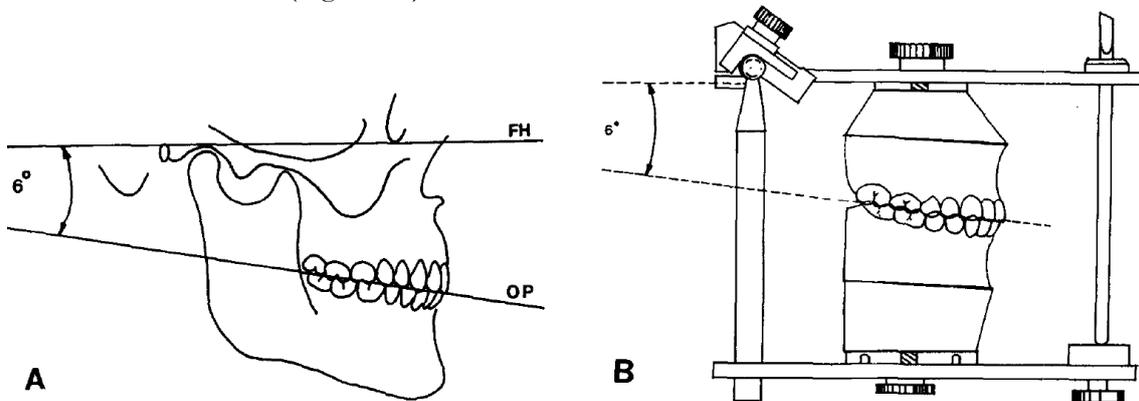


Figura 65. Esquema de la correspondencia entre el sistema cráneo-mandibular humano (A) y un articulador dental (B) (Ellis, Tharanon y Gambrell 1992).



Figura 66. Articulador dental mecánico Stratos 300 (izquierda) y articulador dental virtual Exocad (derecha) (Ivoclar Vivadent 2016) (Exocad 2016).

Sobre el articulador dental se montan los modelos o símiles dentales, que son obtenidos de la boca del paciente, y se transfieren utilizando (en el caso de los articuladores mecánicos) un instrumento llamado arco facial (Figura 67), que nos permite que ambos modelos estén en la misma relación en un eje horizontal del articulador respecto al que mantienen las arcadas dentarias con el eje condilar del cráneo y que se consideran en odontología similares por el diseño del instrumento.



Figura 67. Conjunto de arco facial y articulador dental Arquímedes Pro donde se observa la transferencia del modelo dental (Inrodent 2017).

Una vez que se tienen los modelos bien relacionados en el articulador, se pueden estudiar numerosos aspectos odontológicos: la oclusión, el diagnóstico y tratamiento de patologías dentales de la ATM, realización de restauraciones protésicas, tanto fijas como removibles, totales o parciales. Inclusive pueden ser útiles para informar y explicar al paciente su patología y un posible tratamiento rehabilitador de la boca.

A pesar de que se ha dicho con asiduidad que “la boca del paciente es el mejor articulador”, los articuladores mecánicos presentan ventajas (Álvarez Arenal, y otros 1997), frente a la boca para el estudio de la oclusión, entre ellas:

- Se mejora la visualización de las relaciones interoclusales, de los dientes del paciente tanto en situaciones de estática o de movimiento de los mismos. Se reduce el tiempo de trabajo con el paciente en el sillón, puesto que no es necesaria su presencia durante la utilización del articulador. Permite la visión lingual, imposible de conseguir directamente en el paciente, siendo aquella indispensable para desarrollar en la rehabilitación bucal un esquema oclusal adecuado. Se favorece el refinamiento de los modelos montados en el articulador, respecto a su oclusión. Permite delegar más procedimientos dentales al personal auxiliar.
- Su uso es esencial e imprescindible para conseguir una oclusión bilateral balanceada en prótesis completas. En prótesis parciales removibles asegura el correcto montaje de las piezas protésicas; y en las prótesis fijas permite una reconstrucción adecuada de las superficies oclusales.

Sin embargo, para todo ello, es necesario que los articuladores (especialmente en los mecánicos) cumplan unos requisitos:

- Que la relación horizontal y vertical de los modelos del paciente se consiga y mantenga con precisión, por lo que han de tener un dispositivo para la fijación de la relación céntrica.

- Que se puedan retirar y poner con facilidad los modelos del paciente sin perder la correcta relación a nivel horizontal y vertical.
- Que permitan controlar la dimensión vertical del paciente, y variarse sin consecuencias patológicas, por lo que tendrán un vástago en la guía incisal con un tornillo para ajustarse y calibrarse con precisión
- Que permitan hacer coincidir el eje de apertura-cierre del paciente con el eje de bisagra del articulador, y reproducir los movimientos bordeantes²⁵ de la mandíbula.
- Que permitan la transferencia correcta con un arco facial.
- Que estén contruidos con precisión, rigidez, materiales duraderos, ser resistentes al desgaste en las partes móviles, que permitan hacer los ajustes con libertad, fijarlos de forma definitiva y ser regulables de manera fiable.

3.2. Clasificación de los articuladores dentales

La clasificación más tradicional de los articuladores mecánicos es según su grado de ajustabilidad, es decir por la posibilidad de regular los parámetros individuales del paciente. Se dividen de forma clásica en no ajustables, semiajustables y totalmente ajustables.

3.2.1. Articuladores no ajustables (Clase I y II)

Los de la clase I, llamados también oclusores, de bisagra o charnela, solo permiten el movimiento de cierre mandibular, y observar la relación interdental totalmente estática. En los de clase II se permite tanto el movimiento horizontal como vertical (Figura 68).



Figura 68. Articulador no ajustable (Howat, Capp y Borret 1992).

También se incluyen aquí, los de valores promedio (Figura 69), en los que las guías son fijas, presentando inclinaciones no modificables, que se corresponden con valores promedios de la mayor parte de la población: 40° de guía condílea, y 15 ° de ángulo de Bennett normalmente son utilizados para la realización de la prótesis completa y de 25° y 10°, para la prótesis fija. Permiten regular la dimensión vertical regulando la altura del puntero incisal pero este cambio no guarda relación con el eje de rotación del paciente.

²⁵ Se conocen como movimientos bordeantes aquellos realizados hasta el límite máximo permitido por estructuras anatómicas: ATM, dientes o ligamentos.

Algunos de estos articuladores admiten la transferencia con arco facial, y su utilización se limita a la reconstrucción de prótesis fijas no muy extensas.



Figura 69. Articulador semiajustable de valores promedio (Howat, Capp y Borret 1992).

3.2.2. Articuladores semiajustables (Clase III)

Permiten individualizar algunos parámetros guía. Reproducen la dirección y el punto final de algunos movimientos condilares, pero no sus trayectorias intermedias, y cuentan con una cierta capacidad de desplazamiento lateral. La distancia intercondilar no es totalmente ajustable, pudiéndose estandarizar en algunas de las tres configuraciones: pequeña (S), mediana (M), y grande (L). La distancia anatómica entre los dientes y el eje de rotación es más aproximada a la realidad.

Los articuladores semiajustables se clasifican, dependiendo de su diseño en: Tipo arcón (Ar: articulación, Con: condilar), en los que las cajas condilares que representan a la fosa articular del temporal y a la eminencia articular de la mandíbula están en la rama superior, y como característica el elemento condilar se ubica en la rama inferior (tal y como sucede en la articulación temporomandibular donde la cavidad glenoidea y la eminencia están por encima del cóndilo). Y los de Tipo no arcón, son los que la fosa articular está integrada en la rama inferior y el elemento condilar en la superior (justo a la inversa de los que sucede en la ATM) (Figura 70).

Los articuladores semiajustables son instrumentos de uso práctico y sencillo, incluso de costo muy asequible para cualquier profesional de la odontología, por lo que su uso es el más generalizado. Existen distintas compañías que fabrican este tipo de articuladores, entre ellos las casas Dentatus y Hanau, con modelos de distintos tipos cada una de ellas.

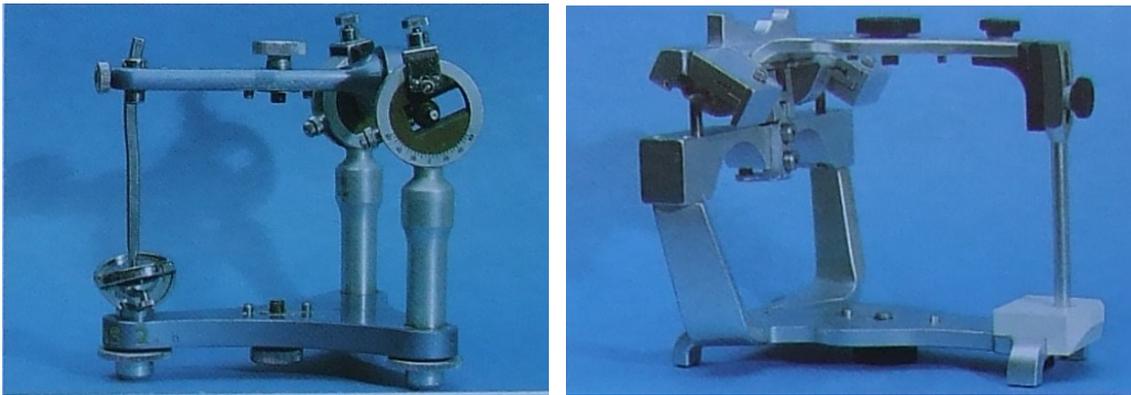


Figura 70. Articuladores semiajustables: Dentatus ARL tipo NoArcón (izquierda) y Denar MKII tipo Arcón (derecha) (Howat, Capp y Borret 1992).

3.2.3. Articuladores totalmente ajustables (Clase IV)

Estos modelos permiten modificar varios parámetros: la inclinación condilar horizontal, la guía incisiva, la distancia intercondílea y el ángulo de Bennett. Se pueden intercambiar las cavidades condíleas o introducir otras curvas convenientes, para simular con mayor exactitud la trayectoria real, por lo que reproducen con mayor exactitud las posiciones y los movimientos mandibulares con las unas angulaciones similares a las del paciente y hasta en forma curvilínea; los cóndilos del articulador no tienen la misma forma que los cóndilos irregulares en el cráneo, pero puede conseguirse con mayor fiabilidad que dupliquen los movimientos de los cóndilos reales (Figura 71).



Figura 71. Articulador ajustable Denar 5A (Howat, Capp y Borret 1992).

Es importante señalar que tan sólo los instrumentos que pueden reproducir todos los movimientos bordeantes de los cóndilos, incluyendo los protusivos y laterales, se podrían decir que en verdad son totalmente ajustables.

Para la transferencia de los parámetros del paciente al articulador, se utilizan distintos instrumentos (arcos faciales cinemáticos, axiógrafo y pantógrafo) que permiten registrar la posición del eje de bisagra, y los desplazamientos de los cóndilos en su movimiento (Pessina, Bosco y Vinci 1995).

Los articuladores totalmente ajustables requieren de más experiencia, habilidad y comprensión, así como de un mayor tiempo de ajuste; por lo que su principal uso es en investigación oclusal y en otros aspectos protésicos. Entre ellos se encuentran los articuladores Denar y Stuart (Departamento de Prótesis Bucofacial 2002).

3.2.4. Articuladores virtuales (Clase V)

El desarrollo de las nuevas tecnologías, especialmente el CAD /CAM se ha expandido en muchos campos, entre ellos la odontología. La realidad virtual permite al odontólogo trabajar virtualmente sobre modelos tridimensionales, y simulan las condiciones reales del paciente. De ahí, que actualmente existan en el mercado articuladores virtuales como (SAM®2P, Kavo PROTAR®Evo, Whip Mix Denar® Mark 330, Ceramill Artex ®, Zirkonzahn; Open Technology), que están sustituyendo a los mecánicos, pues trabajan con más precisión y menos errores, a la vez que permiten un análisis más detallado de la oclusión, tanto estática como en movimiento(Figura 72).

Actualmente, los articuladores virtuales son objeto de análisis en las investigaciones en el campo de la odontología, se está analizando la precisión en la simulación de los movimientos específicos de cada paciente, y la fiabilidad de ellos por la precisión de puntos de contacto, y se ha demostrado una buena correspondencia entre el número y posición de los contactos en la dinámica de sus elementos (Maestre-Ferrín, y otros 2012).



Figura 72. Articulador Artex CR virtual que funciona sobre Ceramill Map400 y Ceramill Mind (AmannGrirrbach 2017).

3.3. Evolución histórica de los articuladores, con los estudios sobre oclusión

Desde mediados del Siglo XIX, cuando se inicia la andadura de la Odontología planteada sobre bases científicas y desde sus comienzos, el progreso de la técnica se vio unido al perfeccionamiento de los articuladores dentales, que evolucionaron desde algo muy rudimentario, pero útil en esa época, hasta lo digital que hoy hay disponible en el mercado. Es llamativo el hecho de que cada uno de los creadores que jalaron la historia de la dentistería diseñase su propio articulador, con la pretensión de ser un instrumento definitivo. A continuación, hacemos un breve recorrido por esta evolución en función de los avances en los estudios de la oclusión (Ash y Ramfjord 1996) (Lejoyeux 1979).

Las primeras herramientas solo permitían antagonizar modelos de escayola, eran las llamadas llaves de escayola (Figura 73). Fue *Philip Pfaff* (1713-1766) el primer autor que describió la primera técnica de toma de impresiones con cera mediante su ablandamiento en agua caliente en 1756 (Guerini 1909) (Bremner 1958).

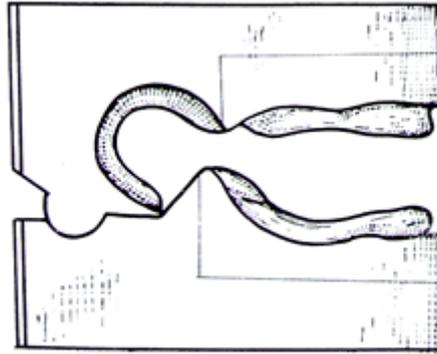


Figura 73. Oclusor de llave de escayola (Lejoyeux 1979).

Posteriormente, se diseñaron instrumentos con eje de apertura y cierre: articuladores de bisagra. La mayoría de los autores consideran a *Jean Baptiste Gariot* como el autor que ideó el primer articulador de bisagra en 1805 (Figura 74). Consistía en acoplar físicamente los moldes de escayola de ambos maxilares. Posteriormente Saussine incorporó al mismo el sistema de charnela.



Figura 74. Articulador de Gariot (Jain 2015).

No fue hasta 1840 cuando vieron la luz los primeros modelos metálicos diseñados por *Cámeron* y *Evens* (el de este último con posibilidad de movimientos de lateralidad o diducción), que curiosamente, estaban mecanizados de forma que la rama móvil era la inferior (Figura 75). Fue presentado por *Daniel T. Evens* en 1840 y parece que fue construido por *James Cameron*.



Figura 75. Articulador de Cameron 1840 (Lejoyeux 1979).

Posteriormente se construyen articuladores propiamente dichos, basados en teorías científicas: articuladores científicos. Se inicia este período hacia 1848 con *Bonwill*, cuando patentó el primer articulador de amplia acogida profesional (Figura 76), al que siguieron los de Gysi, Walter, Hall, Christensen, Monson y Hanau.

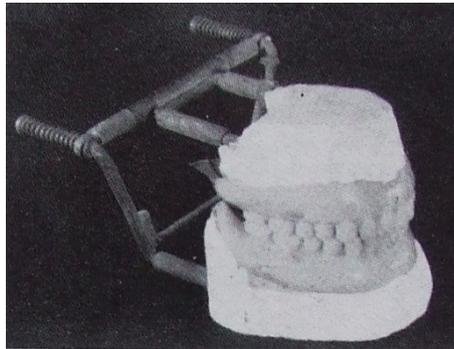


Figura 76. Articulador de Bonwill (Lejoyeux 1979).

En 1858 Bonwill inventó su articulador “anatómico”, básicamente falso por su errónea idea de que la trayectoria condílea discurría por un plano horizontal (Figura 77). Pero fue el primero en reconocer y fijar la atención en la relación de la sobremordida anterior²⁶ y acabalgamiento²⁷, respecto a la longitud de las cúspides de los dientes posteriores. Bonwill fue quizás el primer hombre de ciencia de la profesión dental, era un gran matemático y como tal aplicó en primicia a la oclusión sus vastos conocimientos. Entre ellos desarrolló en 1887 el Triángulo de Bonwill (triángulo equilátero de 10 centímetros de lado que tiene por vértices los centros de los cóndilos mandibulares y el punto del reborde alveolar situado entre ambos incisivos centrales inferiores), que representó el primer paso en el estudio de la Odontología protésica sobre una base científica.

Es verdaderamente un misterio de la historia dental el que durante cuarenta años no descubriese nadie que los dientes montados en un articulador de Bonwill, y los colocados en la boca del paciente guardaban una relación “disclusiva”.

²⁶ Problema de maloclusión en el que los dientes superiores están muy por delante de los dientes inferiores.

²⁷ Término de uso en odontología que indica el entrecruzamiento entre las posiciones de los dientes superiores e inferiores, lo mismo que el jinete se cruza con la cabalgadura al montarla.

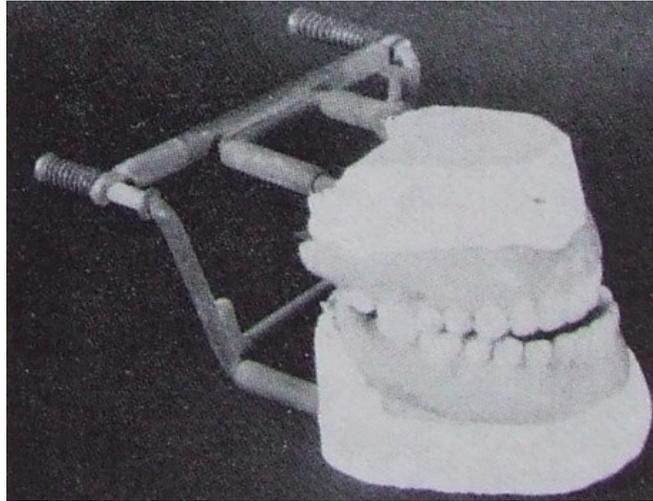


Figura 77. Trayectoria Horizontal en articulador Bonwill (Lejoyeux 1979).

Hasta Bonwill se preconizaba montar los dientes de forma que solo contactasen las cúspides bucales. Él fue el primero en percatarse de que las cúspides linguales también contactaban si se pretendía un equilibrio oclusal en los movimientos de diducción.

El error de Bonwill respecto a la trayectoria condilar fue descrito por Walker en 1893 ante la Asociación Dental del Sur de Harward, al evidenciar lo que realmente acontecía en la boca como resultado del desplazamiento descendente del cóndilo por la guía tubercular o del tubérculo articular de la mandíbula sobre el hueso temporal (con lo que caía también ese lado del cuerpo mandibular). Walter describió antes que nadie el fenómeno de Christiensen²⁸. Para poder determinar la trayectoria del cóndilo de cada paciente, Walker construyó un aparato al que llamó “inclinómetro” y más tarde su articulador “fisiológico” en el que añadió guías condilares ajustables (Figura 78).

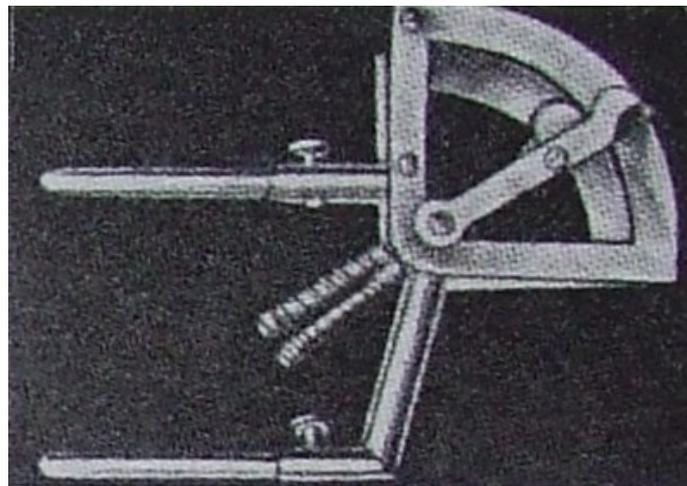


Figura 78. Articulador de Walker 1908 (Lejoyeux 1979).

En 1899 *Gritman* introduce mejoras en el articulador, fijando la trayectoria condilar en la rama superior, y aumentando la distancia con la rama inferior (Figura 79).

²⁸ Durante la protusión, en la medida de que el ángulo de la trayectoria condílea aumenta, la parte posterior de la mandíbula se aleja de forma creciente de los dientes maxilares.

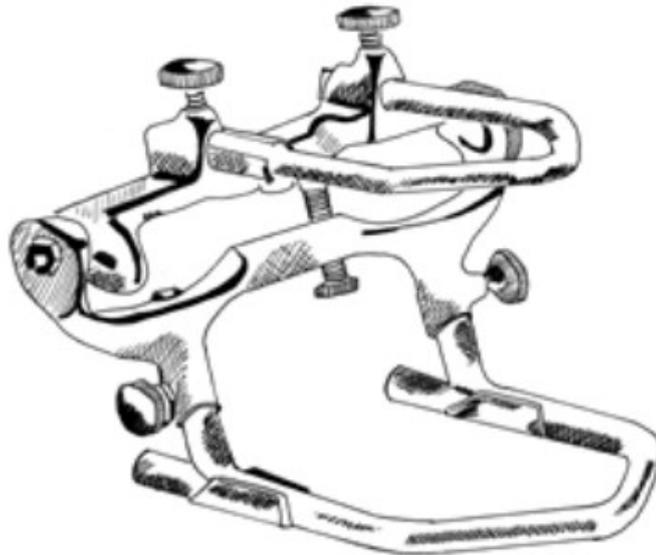


Figura 79. Articulador de Gritman (Gritman y Snow 1899).

Balkwill, dispone en sus trabajos de 1886, como los tres pilares en los que se sustenta la odontología actual, aunque han sido olvidados durante mucho tiempo. Los movimientos mandibulares de apertura y cierre se realizan al girar alrededor de un eje pasante por los cóndilos. Durante el movimiento mandibular de lateralidad, la mandíbula se desplaza en bloque. En el movimiento de protusión mandibular los cóndilos se desplazan hacia abajo y también adelante.

Con estos postulados se marca un punto de inicio que es muy importante para el estudio de la *dinámica mandibular*, ya que hasta este momento nunca se había hablado de la existencia de un eje mandibular y, además, *Balkwill* es el primero en describir la trayectoria condilar. Por tanto, podemos considerar a *Bonwill* y *Balkwill* como los pioneros que dieron lugar a un cuerpo de conocimiento de la ciencia de la Oclusión.

Al mismo tiempo que Walker, otros dos investigadores, Gysi y Muller trabajan en la Universidad de Zurich sobre los mismos problemas. Gysi (1908 y 1910), conocedor de los precedentes de Bonwill, Walker, Christensen y Spee, diseñó un articulador (Figura 80), utilizando el triángulo de Bonwill como base, y siguiendo la misma línea general de razonamiento que Walker, de la que difería en detalles mínimos. Además Gysi correlacionó el desplazamiento condíleo con los contactos entre dientes anteriores introduciendo el concepto de “guía incisal”.

Walker hizo sus deducciones teniendo en cuenta la relación que la trayectoria del cóndilo guardaba con parámetros antropométricos faciales. Gysi avanzó un poco más al correlacionar la guía condilar con la incisiva; una idea original de la que no se conoce mención anterior.

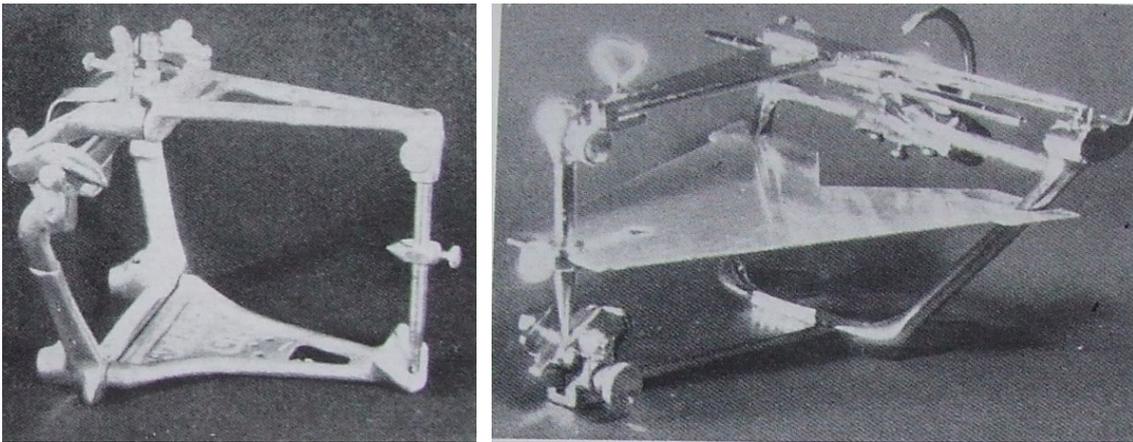


Figura 80. Los articuladores desarrollados por Gysi durante 1908-1914 (Lejoyeux 1979).

Hall, conocedor de las teorías de Gysi, por su parte llegó a dos importantísimas conclusiones para el entendimiento de la dinámica oclusal entre las arcadas protésicas:

1ª) que en lugar de ser los cóndilos los que al desplazarse regulan la dinámica de los contactos dentarios, es la oclusión contactante entre las facetas cuspídeas la determinante de los movimientos mandibulares durante el acto masticatorio; y 2ª) que los únicos movimientos de la mandíbula de utilidad práctica para el protésico en cuanto a la posibilidad de reproducir en un articulador, son los leves movimientos que tienen lugar mientras están en contacto los planos oclusales de dos o más dientes.

Es decir, Hall propugna la modificación de la altura e inclinación de las facetas cuspídeas como factor determinante de la oclusión entre arcadas protésicas.

En 1898, Monson, admirador y amigo de Bonwill, demostró por primera vez ante un grupo de profesionales un método para montar los dientes basado en el triángulo de Bonwill no plano, sino esférico (como los triángulos esféricos de la geometría). Así nació su teoría de la conformación esférica de la superficie oclusal. Y como las cúspides de altura máximas de la superficie oclusal son los determinantes del plano oclusal, también este factor determinante fue indirectamente puesto en evidencia por Monson.

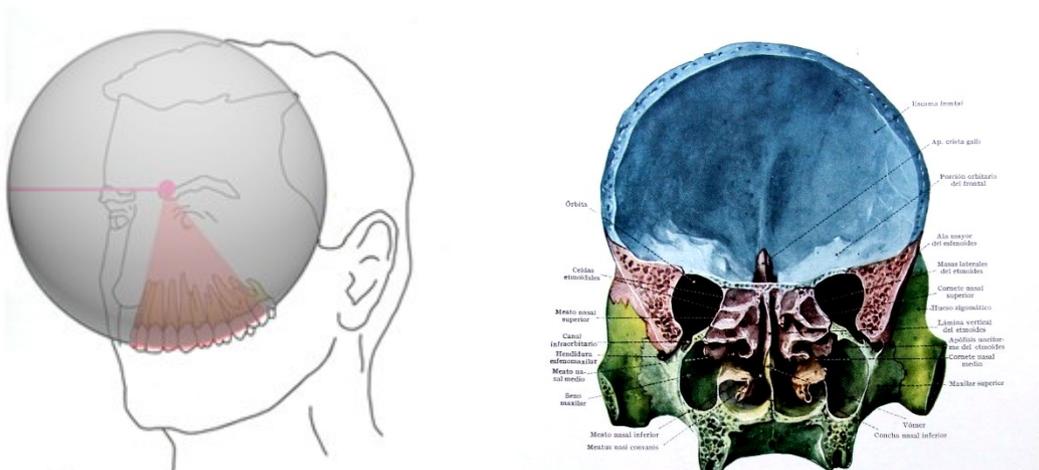


Figura 81. Esquema de la Esfera de Monson con centro en la apófisis crista galli (izquierda) (Méndez Renderos 2016). Corte frontal del cráneo donde se aprecia en el centro la apófisis crista galli (derecha) (Spalteholz 1975).

Una observación más detenida de los dientes naturales sugirió a Monson que las líneas trazadas imaginariamente como prolongaciones de los ejes longitudinales de los dientes, mostraban convergencia hacia un centro común (Figura 81 izquierda). El emplazamiento de dicho centro, en el tipo ideal de individuo, estaría aproximadamente en el vértice de la apófisis crista galli del hueso etmoides (Figura 81 derecha). Con ello corrobora las previas, aunque hasta entonces desconocidas, observaciones de Spee.

Efectivamente, a finales del siglo XIX, Graf Von Spee recopiló sus investigaciones acerca de la oclusión humana, que no publicó hasta pasados unos años. Examinando multitud de cráneos describió la famosa línea curva que lleva su nombre. Imaginó luego la convergencia de los radios de esa curva hacia un centro común, y sospechó que la mandíbula pudiera desplazarse con tal punto como centro, confirmándole en su idea de la curvatura de los dientes superiores acoplada a la de los inferiores. En suma, creyó haber descubierto la explicación lógica del plan de la naturaleza. Pero el fallo de Spee fue que limitó sus observaciones a los movimientos de pro-retrusión (Figura 82).



Figura 82. Curva de Spee (Dawson 1985).

Fácilmente se llega a admitir que las arcadas dentarias se adaptan, en su posición de reposo habitual, a la superficie de una esfera. Lo que ya no resulta tan claro es que se conserve esa disposición esférica en los movimientos masticatorios.

Al mismo tiempo que Monson (aún sin existir entre ambos relación alguna), Carl Christensen, que investigaba en Copenhague, valoraba la curva de Spee como representativa de los desplazamientos pro-retrusivos²⁹ de la mandíbula. Y estaba persuadido de que si tal era cierto para el movimiento antero-posterior, lógicamente debería serlo también para las movimientos de lateralidad de la mandíbula.

²⁹ *Movimientos pro-retrusivos en odontología significan en dirección hacia delante y atrás en la mandíbula*

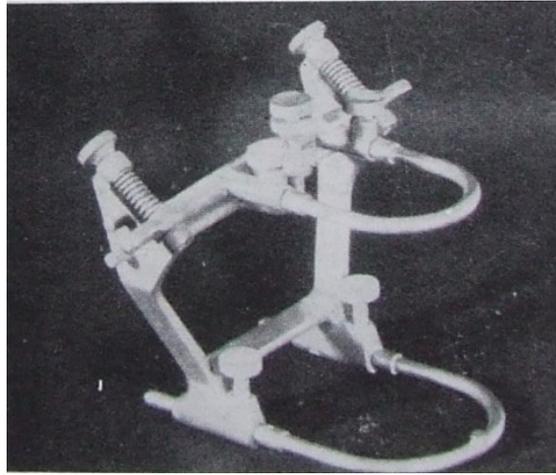


Figura 83. Articulador de Christensen de 1908 (Lejoyeux 1979).

Fundándose en esta hipótesis, construyó el articulador “racional” (Figura 83). Sobre él montó modelos planos de escayola, y con las guías del articulador fue desgastando los modelos hasta dejar esférica su superficie. Seguidamente recubrió los dientes naturales de un paciente con sendas láminas de caucho, haciéndole ejecutar movimientos masticatorios sobre cera. Al observar luego la cera comprobó que sus superficies habían adoptado una posición esférica, lo que para él demostraba el principio de la esfericidad oclusal. Lo mismo hizo Monson compaginando ambas experiencias, siendo sorprendente es que ambas investigaciones fuesen llevadas a cabo en simultaneidad sin que ninguno de los autores tuviese conocimiento de los trabajos del otro.

Como síntesis de sus teorías, Monson diseñó un aparato en el que se combinaban el triángulo de Bonwill, los movimientos de los cóndilos de Gysi y la curva de Spee, en una dinámica que compaginaba los desplazamientos pro-retrusivos con los de lateralidad. Aunque realmente lo que Monson trató de incorporar a su articulador fueron los principios de esfericidad que él consideraba imprescindibles para conseguir el equilibrio oclusal. Pero las teorías de Monson, revisadas por Le Pera (1954) y Saizar (1972) invocan algo más que el principio de esfericidad.

Un punto en el que Monson (1927) no cesó de insistir era que cualquier modificación en la oclusión es causa de una alteración en la relación articular témporo-mandibular. Como Gysi indicaba, la trayectoria condílea no solo es diferente en los distintos individuos, sino en los dos lados de un mismo individuo. Monson concuerda con Gysi en este particular, pero va más allá, intentando averiguar la causa. En su opinión, la causa hay que buscarla en la perturbación de la oclusión dentaria, responsable a su vez de las deformidades conllevadas de la mandíbula, maxilar y cavidad glenoidea. En lógica consecuencia piensa que tales deformidades son susceptibles de corrección rectificando la oclusión. Este aspecto es uno de los caballos de batalla de la actual investigación odontológica. Santos y Del Río (1992).

Rudolph Hanau (1921-1922), basándose en los resultados conseguidos por *Gysi*, registró inclinaciones condilares sagitales y laterales, con registros intrabucales de cera y desarrolló un articulador todavía usado ampliamente hoy en día: *modelo H de Hanau* (Figura 84). Se puede ajustar en él la inclinación de la pendiente condilar, siendo ésta rectilínea.

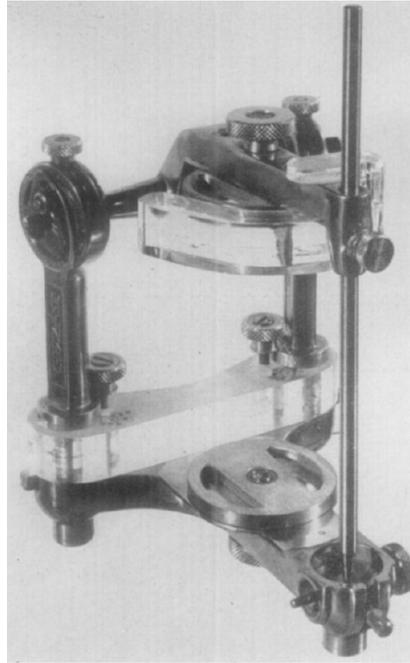


Figura 84. Articulador H Hanau (Flinchbaugh 1958).

En realidad, Hanau no tuvo más que recopilar los datos clave anotados por cada uno de sus predecesores (la guía condilar, la guía incisal, la inclinación con respecto a la altura cuspídea, la curva de Spee y el plano oclusal) y ofrecerlos globalmente como “quinteto” por antonomasia de factores determinantes de la dinámica oclusiva entre arcadas protésicas. Entre los años 1955-1956 *Stuart* desarrolla el articulador que lleva su nombre (Figura 85). Es un articulador *arcon* totalmente ajustable con su pantógrafo para el ajuste del mismo.

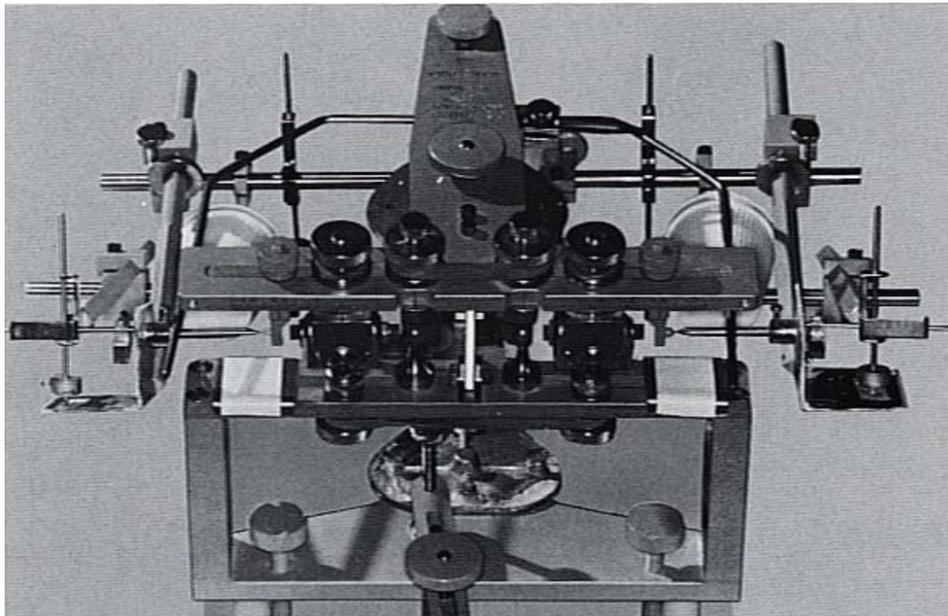


Figura 85. Pantógrafo conectado al articulador de Stuart (Lucía 1961).

En 1958 aparece el articulador *Dentatus A.R.L.* diseñado por *Arne G. Lauritzen*, que es muy parecido al *Hanau H2*, pero con un vástago incisal ligeramente curvo y además posee un tornillo micrométrico para medir la amplitud de los movimientos (Figura 86).



Figura 86. Articulador Dentatus ARL (Dentatus 2017).

Stuart diseña en 1964 un articulador semiajustable tipo *arcon*, dónde la distancia intercondilar se puede ajustar en tres posiciones preestablecidas y con guías condilares y de *Bennett* planas y un vástago incisal recto.

La casa *Denar*, comercializó en 1968 el *Denar D.Y.A.*, diseñado por *Niles Guichet*. Es un articulador ajustable, que mediante un pantógrafo neumático, se pueden adaptar las guías de plástico, para imitar los movimientos mandibulares.

La aplicación de los sistemas CAD/CAM a la odontología, ha revolucionado el campo del diseño y la realización de prótesis dentales. El Sistema *Cerec* aparece en 1981 con *Mörmann* y *Brandestini* al crear el software CAD. En los noventa, a mediados aparecieron otros sistemas como: *Procera*, *DCS Dental*, o *Cicero*. Debido a su alto coste y la necesidad de potentes equipos hizo que no se extendiera el uso de estos productos, pero aun así aparecieron otros sistemas como *Belledent*, *Cadim*, *Dentscan*, *CCD System*, *Cynovad*, *Digident-Girrbach*, *Decim* y *Etkon*.

La segunda revolución para la odontología por *Cad-Cam* se produjo a principios de siglo, ampliarse enormemente la cantidad de sistemas y produciéndose una explosión del trabajo digital en odontología, con: *Cercon-Degussa*, *Cad-Esthetics System-Ivoclar*, *Lava-3M-Espe*, *DDS*, *GC-Dental*, *Bego* y *Everest-Kavo*. En estos momentos el futuro de la odontología se encuentra indiscutiblemente unido a este tipo de aparatos. Para el clínico y el laboratorio dental es hoy imprescindible contar con su uso.

Siguen nuevas apariciones, como los sistemas *Hint-Els*, o el *Evolution-4D*, similar al *Cerec*, que aun siendo el pionero, todavía y pasado el tiempo, se mantiene como el más versátil, modulable y práctico. Sus efectos son los progresos en el facilitado trabajo de diseño tridimensional o el nuevo escaneado extraoral independiente (Acuña Priano 2007).

La aparición de articuladores virtuales, no se ha dado hasta el presente siglo, destacando el *DentCAM* (Figura 87) desarrollado en la Universidad de Griefswald, el *Stratos 200* (*Ivoclar Vivadent®*, Inc), los articuladores virtuales de *Szentpétery*, el articulador de la Escuela de

Ingeniería de Bilbao de España (Solaberrieta, Minguez, Barrenetxea, Sierra, & Etxaniz, 2013), D-Isny (Zebris Company), entre otros.

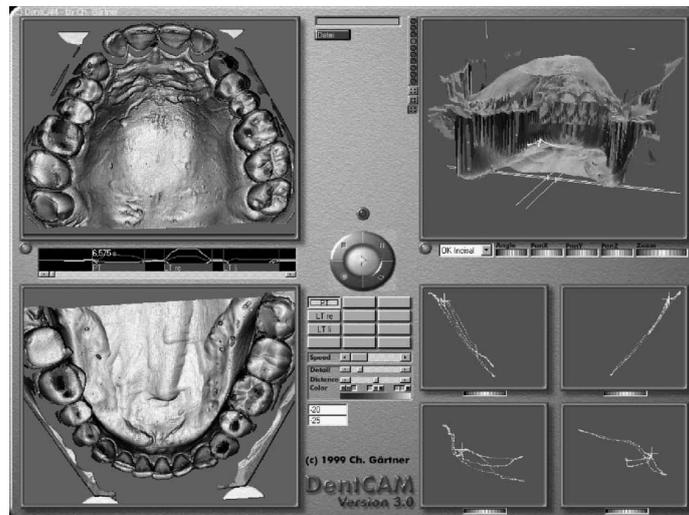


Figura 87. DentCAM (Bisler, y otros 2002).

En los últimos años han proliferado los sistemas dentales virtuales que permiten incorporar un articulador virtual, como Exocad Articulador Virtual (Figura 88) (añadido para exocad dentalCAD), con el cual se permite al usuario considerar una oclusión llamada dinámica durante el diseño de coronas y puentes. Los parámetros tales como el indicado como ángulo condilar, el ángulo de Bennett o el desplazamiento lateral inmediato, pueden ser ajustados de manera similar a un articulador dental mecánico físico.

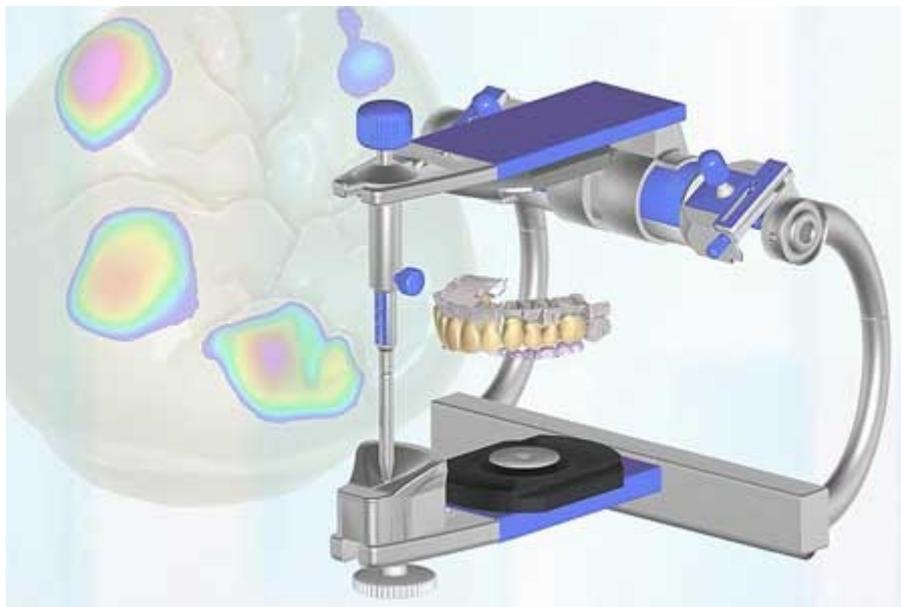


Figura 88. Módulo de articulador virtual de ExoCAD (Simple3Dent 2017).

El sistema Cerec 4.2. incorpora también la función de articulador, con la posibilidad de determinar las superficies de contacto tanto en cierre como en movimiento, llamados por el sistema Cerec dinámicas y pretendiendo mejorar la oclusión funcional correcta. Para ello el software muestra la trayectoria completa del movimiento. Y posee los instrumentos que permiten una intervención individual para eliminar contactos prematuros en la oclusión, con un solo clic de ratón (Figura 89).



Figura 89. Articulador virtual de Cerec (Sirona 2017).

El software Zirkonzahn.Modellier tiene un nuevo módulo CAD/CAM Articulador Virtual (Figura 90), que no sólo simula el movimiento de la articulación temporomandibular en el software de modelado reproduciéndolo en la pantalla del ordenador y en la actualidad, es el único sistema con el cual el técnico dental puede captar los parámetros de su articulador, escanearlo y agregar los datos obtenidos al archivo del software. En consecuencia, el laboratorio dental no está obligado a usar un articulador en particular, y puede seguir utilizando los articuladores habitualmente empleados. Las mediciones del articulador que se captan de esta manera se transfieren fielmente al software para poder articular virtualmente los modelos. Si el modelo ha sido montado con el arco facial, es indispensable captar y memorizar las mediciones del articulador para garantizar que los movimientos efectivos de la articulación temporomandibular se reproduzcan correctamente en el software.

Con su articulador virtual es posible simular el movimiento de cualquier modelo de articulador existente (por ejemplo, Artex®, KaVo®, SAM®). Para los articuladores con el sistema magnético veloz (split-cast-system)³⁰, los modelos del arco dental superior e inferior son registrados automáticamente por el software en la relación oclusal correcta tras el escaneo y el registro del articulador.

³⁰ Split Cast, se denomina en odontología a la separación que se realiza en la base de escayola de los modelos que se transfieren al articulador, para poder manipular de manera individual la base que se une al articulador y las estructuras que simulan las arcadas dentales.



Figura 90. Módulo de articulador virtual del software CAD/CAM de Zirkonzahn (Zirkonzahn 2017).

El sistema Ceramill, también ha incorporado el articulador virtual Ceramill Artex®" (Figura nº 91). Con el kit de transferencia Ceramill, el par de modelos que están articulados en el articulador Artex son transferidos al escáner Map400 –conservando la coordinación Artex® – y digitalizándolo en esa relación. De este modo, las posibilidades de movimiento del Artex® CR están sincronizadas tanto digital de modo manual. Las estructuras molestas para la visión del trabajo pueden ser tratadas y eliminadas con rapidez, con lo que reduce al mínimo el tiempo requerido para el tallado de la prótesis dental en la boca del paciente al mejorar la visión del tratamiento.

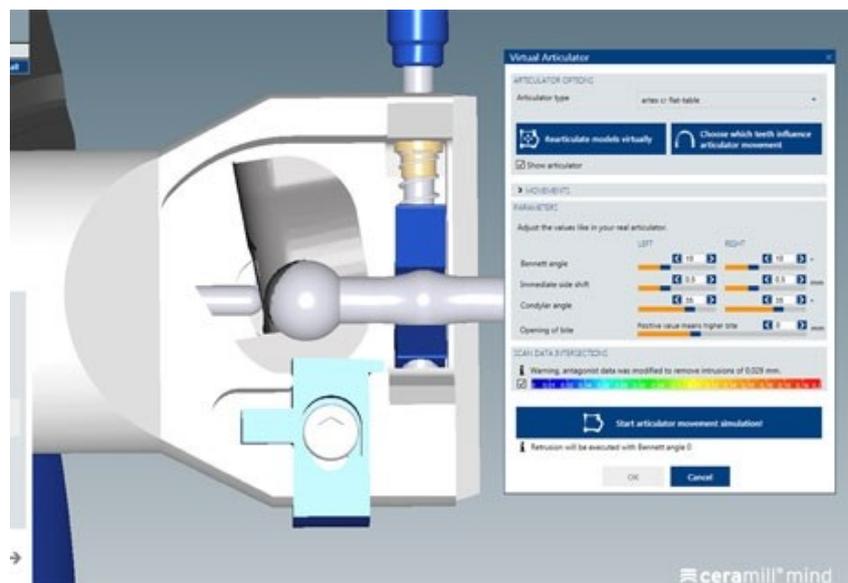


Figura 91. Artex CR virtual como actualización para Ceramill Map400 y Ceramill Mind (AmannGrirrbach 2017).

3.4. Descripción funcional de un articulador dental

Todos los articuladores dentales son en esencia artilugios mecánicos más o menos complicados, basados en el principio de la bisagra o charnela, en la que dos partes o brazos –uno superior y otro inferior- mecánicamente unidos comparten un eje o fulcro alrededor del que se pueden realizar movimientos de apertura o cierre similares a los de abrir o cerrar la tapa articulada de una caja o baúl. El símil es oportuno porque en la generalidad de los articuladores del mercado, el elemento inferior (base del aparato) es fijo, y el superior, como la tapa del baúl, móvil.

De algún modo más o menos exitoso, todos los articuladores pretenden remedar la disposición de los elementos que forman parte del sistema triarticular cráneo-mandibular: el elemento o brazo superior es equivalente a la maxila, y el inferior, a la mandíbula. En cada uno de dichos brazos se fija con escayola el modelo de la arcada dentaria correspondiente (superior e inferior), que es una reproducción por vaciado de la correspondiente arcada dental del paciente.

Desde muy pronto, la simple bisagra única de eje transversal fijo fue sustituida por sendos complejos mecánicos articulares (uno a cada lado), equivalentes a las articulaciones temporomandibulares (ATM) del sistema cráneo-gnático. Con la posibilidad, además, de propulsión y diducción de la pieza móvil, y desde los modelos de Hanau (aún en uso), el presunto ajuste individual de la inclinación de la trayectoria condílea y del ángulo de Bennett.

El intercontacto oclusal dinámico de los duplicados en yeso (odontológicamente conocidos como “modelos”) de las arcadas dentarias del paciente transpuestas al articulador, proporciona el substratum o base anatómica de la “tercera articulación”: la articulación interdientaria de este ingenioso complejo simulador. Y es un simulador por tres razones fundamentales según (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992):

1. Es un aparato mecánico rígido, en el que faltan los discos intraarticulares (los discos de la ATM), flectores³¹ moldeables en los que está la clave de la peculiar dinámica del complejo bitéporo-mandibular.
2. En los articuladores que rutinariamente se manejan, la pieza móvil es la superior, portadora del “modelo” de la arcada maxilar, mientras que la inferior, equivalente a la mandíbula permanece fija. Es decir, ocurre lo contrario de lo que acaece en el sistema cráneo-gnático humano, lo que hay que tener en cuenta para la interpretación y manipulación dinámica cuando se trabaja con el articulador: a) la protrusión mandibular se consigue retruyendo la parte superior móvil; b) al desviar hacia un lado el modelo superior (único desplazable) equivale a desviar el modelo mandibular hacia el contrario, con la consiguiente transposición de los lados de balance y desvío.
3. En el ajuste rutinario que en los articuladores convencionales se parte de un supuesto ángulo de Bennett, en el cual no se considera la posibilidad de la diducción mentoniana a partir de la mandíbula propulsada, momento en

³¹ Flector se considera una pieza sometida a flexión.

que se retro pulsa el cóndilo del lado de desvío, produciéndose un ángulo de Bennett inverso, de seno posterior no previsto en el diseño de los articuladores.

La comparación entre los registros dinámicos de la mandíbula en sujetos vivos, y los obtenidos con los distintos tipos de articuladores han arrojado una y otra vez resultados discrepantes lo que es una buena prueba de que la mecanización protésica, aún con los aparatos más sofisticados, deja todavía mucho que desear.

Es sorprendente como se han ido manteniendo los errores de estas invenciones. Desde que en 1908 Gysi construyera su articulador, al que no vaciló en catalogar de “anatómico”, con el brazo inferior mandibular fijo a la base inamovible del aparato y al superior (maxilar) móvil, el resto de los constructores hasta hoy en día han mantenido en sus diseños tan antianatómica disposición.

Siguiendo esta disposición, actualmente se utilizan con exclusividad dos clases de articuladores conocidos genéricamente como tipo ARCON y tipo NO ARCON. Estos últimos conocidos como articuladores condilares, en las clínicas odontológicas de Norteamérica; lo cual es un contrasentido e induce a confusión, ya que el término ARCON (Clayton 1986) viene del articulador diseñado por Bergstrom, al que bautizó como “ARTiculador CONdile”, por asociación de las dos primeras sílabas de tal adjetivación. Por eso no se entiende que sean precisamente los de otro tipo (NO ARCON) los catalogados por los americanos de “condilares”. Como, lógicamente, ambos cuentan con elementos que remedan a los cóndilos mandibulares, es preferible la referencia sistemática a los tipos ARCON y NO ARCON, con lo que se evita el posible confusionismo.

Existen numerosos modelos de articuladores en el mercado (HANAU; STUART; DENAR...) por lo que no tiene cabida describirlos aquí con detalle, pero sí sus fundamentos mecánicos generales de funcionamiento.

Fundamentos mecánicos

Como ya hemos constatado con anterioridad, en contraposición anatómica desde los modelos diseñados por Hanau, todos tienen la pieza superior (maxilar) móvil, tanto los articuladores ARCON como los NO ARCON, y cuentan con sendos grupos mecánicos o articulares (uno a cada lado) que remedan a las ATM del complejo cráneo-gnático.

Cada grupo articular (Figura 92) consta de un cojinete, cerquillo o casquillo exterior (1) dispuesto en un plano vertical parasagital, en el que se inscribe (con posibilidad de giro) un grueso disco rasurado conocido como guía condilar o guía condílea (2), si bien en realidad es la ranura o muesca del disco, generalmente recta y oblicuada, la verdadera guía.

Las caras que enmarcan la ranura no son planas sino, acanaladas, de manera que entre ellas queda mecánicamente retenida (aunque con posibilidad de movimiento a lo largo de la guía) la correspondiente esfera condilar (3).

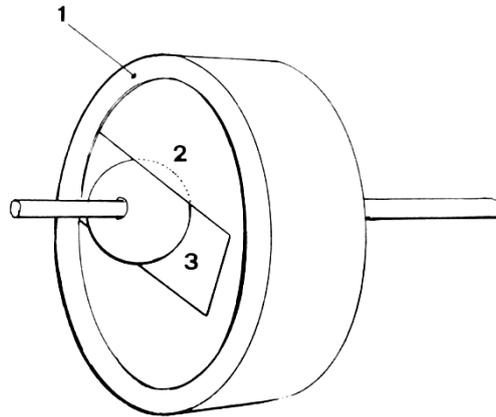


Figura 92. Grupo mecánico de un articulador. 1. Casquillo. 2. Guía condilar. 3. Esfera condilar (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

Así planteada la mecanización, resulta que las guías condíleas (ranuras o carriles, vanos de los discos articulares del aparato) equivalen a las superficies articulares del temporal de las ATMs (que conducen la trayectoria condilar), mientras que las esferas que deslizan entre las ranuras equivalen a los cóndilos mandibulares.

Las esferas condíleas de sendos grupos mecánicos, están invariablemente unidas por una barra transversal (eje de bisagra) que representa al eje diacondíleo de la ATMs.

Como el disco portador de la guía condílea es capaz de girar, manteniéndose inscrito en su cerquillo, y pueden ser bloqueado en una posición determinada, la inclinación o pendiente de la guía condilar es uno de los parámetros ajustables en los articuladores.

También lo es el recorrido de la esfera en su guía, pues este queda delimitado al topar la esfera en su movimiento con un tornillo, cuya longitud se modifica al apretarlo o aflojarlo. Pero, además, cada grupo articular (cerquillo y guía condílea inscrita en él) puede girar en bloque alrededor de su eje vertical, y ser fijado en un ángulo determinado respecto al plano sagital (ajuste del llamado ángulo de Bennett).

Contando con las anotadas características básicas comunes (con algunas variaciones de diseño), la mecánica de los articuladores tipo ARCON es, respecto a los NO ARCON, radicalmente diferente. En los tipos ARCON (Figura nº 93 izquierda) las esferas están solidarizadas a la base fija del aparato (equivalente mandibular), sin que en ningún momento se desplacen; mientras que la pieza móvil superior (maxilar) está formando cuerpo con los cojinetes temporales y, por lo tanto, con las guías condilares (que son las que giran y se desplazan); lo que supone un diseño antianatómico.

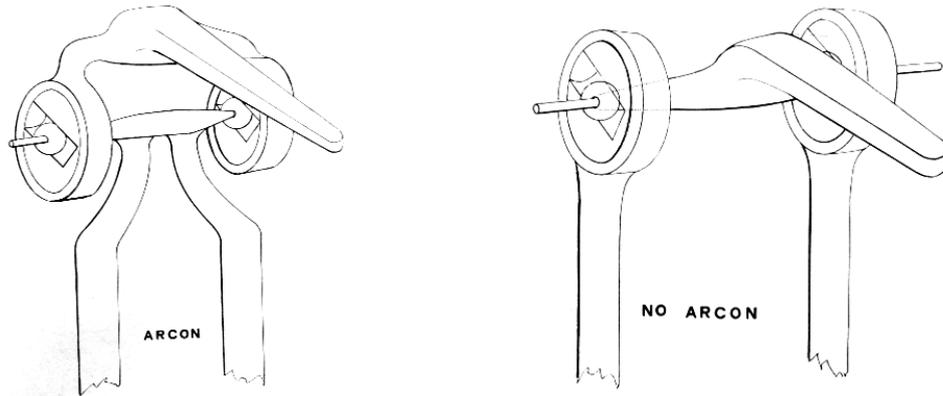


Figura 93. Esquema de Articulador tipo Arcón (izquierda). Esquema de Articulador tipo No Arcón (derecha) (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

Por el contrario, en los articuladores tipo NO ARCON (Figura 93derecha) son los cojinetes fijados al símil de los temporales (portadores de las guías condíleas) los solidarizados a la base fija del articulador por intermedio de los llamados postes condilares. En cambio, la pieza o rama superior, móvil, del aparato (portadora del modelo maxilar) está soldada a la barra transversal – eje de bisagra –, en cuyos extremos se sitúan las esferas condíleas. Son, pues, las que al mover el modelo (superior) maxilar, rotan y se deslizan (mecánicamente retenidas) en la correspondiente ranura condilar fija.

Este tipo de articuladores sólo es anatómico en cuanto a que son los cóndilos los que se desplazan; y es antianatómico porque al estar los cóndilos unidos en movimiento al modelo maxilar, este último es móvil, por lo que la dinámica del articulador es inversa a la de la ATM, a la que pretende remedar.

Ello conduce a un falseo del status de la relación céntrica, debido al efecto de esta posición que exige en este caso la retrusión mandibular, por lo que en el articulador habrá que propulsar la rama superior móvil, con lo que las esferas condíleas se situaran en el extremo ventrocaudal (parte anterior) de la guía, es decir, el opuesto al ocupado por los cóndilos mandibulares en la tesitura de la relación céntrica del sistema cráneo-gnático humano que está en la posterior.

Este contrasentido no se da en los articuladores tipo ARCON, en los que la tracción protrusiva (hacia delante) de la pieza superior hace que las esferas condíleas se sitúen en el punto más alto y posterior de la guía (como corresponde al status de relación céntrica en la mandíbula humana).

Pero no por eso los articuladores tipo ARCON son anatómicos. Y no lo son por dos evidentes razones. (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992):

1. Porque en ellos se mueve el modelo maxilar en vez del mandibular, con las desventajas de índole práctica que ello implica; y
2. Porque, consecuentemente, los cóndilos permanecen inamovibles durante la dinámica del contacto entre arcadas protésicas, al contrario de lo que ocurre en los desplazamientos contactantes entre arcadas naturales.

3.4.1. Reproducción del movimiento en el articulador

La reproducción del eje horizontal de movimiento es el primer requisito y esencial, ya que la exactitud de las otras relaciones depende de un punto de partida correcto. Si al abrir la mandíbula los cóndilos giran en un eje (para el registro de mordida) y los cóndilos del articulador giran para cerrar con otro ángulo, los modelos seguirán un arco de cierre completamente diferente y obtendremos una posición relativa errónea entre el modelo inferior y el superior.

El modelo superior se relaciona con el eje condilar y el plano de Frankfort mediante el uso de un arco facial en el articulador. Por esta razón el primer requisito para la aceptación de la fidelidad de un articulador es que pueda admitir un montaje del arco facial.

El modelo inferior se relaciona con el superior por una mordida en relación céntrica³². Si el eje condilar está en una relación correcta en ambos modelos, el articulador puede abrir o cerrar a través del eje de bisagra y todavía mantener los modelos en relación céntrica. Sólo si los modelos están montados con un arco facial los cambios en dimensión vertical no afectarán la precisión de la relación intermaxilar.

La relación céntrica es el punto de partida de la oclusión. Después de que los modelos hayan sido dispuestos en relación céntrica, la misión más importante de un articulador es reproducir las trayectorias que las piezas inferiores recorren en relación con las superiores durante la función. Esto se consigue reproduciendo los movimientos bordeantes de los cóndilos y combinando estas trayectorias condilares con trayectorias correctas de la guía anterior.

La diferencia mayor entre los diversos tipos de articuladores está relacionada con las formas como el articulador duplica las trayectorias condilares del paciente. Al evaluar cualquier articulador hay que comprender que no importa lo sofisticado que sea el instrumento, sólo puede hacer lo siguiente en vista a los movimientos condilares:

- Reproducir el eje horizontal de rotación condilar
- Reproducir el eje vertical de rotación condilar
- Reproducir el eje sagital de rotación condilar
- Permitir simultáneamente los múltiples ejes de rotación durante la traslación condilar.
- Reproducir las trayectorias rectas protrusivas de cada cóndilo
- Reproducir las trayectorias de cada cóndilo durante las excursiones laterales rectas de la mandíbula
- Reproducir las trayectorias múltiples de cada cóndilo durante las excursiones entre las laterales rectas y la protrusión recta.

A pesar de las muchas afirmaciones sobre la completa posibilidad de graduación de las trayectorias condilares, muy pocos instrumentos son realmente capaces de reproducir los siete movimientos mandibulares que se acaban de mencionar sin alguna interpolación (Dawson 1985).

³² La relación céntrica en odontología se produce cuando la dinámica de la mandíbula se produce sin salir del eje de rotación que pasa por los dos cóndilos mandibulares.

Los primeros seis movimientos de la lista pueden reproducirse con precisión en numerosos instrumentos gnatólogicos de calidad, pero la séptima exigencia, registro de todas las trayectorias entre la protrusiva recta y las laterales rectas deben ser interpoladas.

Con independencia de la precisión con que pueden ser copiados en un articulador los movimientos condilares, por sí solos no dan suficiente información para determinar los contornos oclusales completos. También aporta información la guía anterior incorporada a los movimientos bordeantes a nivel oclusal que son copiados en el articulador.

El que los articuladores al uso remedan de modo tan complicado y precario la dinámica del complejo triarticular cráneo-gnático, ha llevado a muchos odontólogos e investigadores a considerar que el mejor articulador es la boca (del paciente), y hacerse, como lo hizo el Prof. Santos, catedrático de anatomía la siguiente cuestión: “¿por qué en vez de emplear un simulador no valerse de un articulador verdaderamente anatómico?” (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).

3.5. Toma de muestras y montaje de modelos en articuladores mecánicos

La técnica de montaje de modelos de estudio no varía sustancialmente respecto a otras que se utilizan en los procedimientos protésicos. A grandes rasgos los pasos a seguir son los siguientes:

- Toma de impresiones
- Obtención o positivación de los modelos que reproducen al paciente
- Registro con arco facial
- Montaje del modelo superior
- Montaje del modelo inferior
- Registros excéntricos
- Ajustes de guías condilares

3.5.1. Toma de impresiones

Consiste en el registro tridimensional en negativo de las estructuras dentales y tejidos adyacentes de la parte de la boca que se quiera reproducir (Figura 94), para lo que se requiere porta impresiones adecuados que cumplan los requisitos indispensables, así como el material que endurece en la boca, más o menos elástico según nuestras necesidades a reproducir (Figura 95).



Figura 94. Impresión con alginato de una arcada dental superior.



Figura 95. Porta impresiones o cubetas estándar perforadas.

Normalmente se utiliza para dicha impresión el alginato dental, material de fácil manejo y eficaz por sus resultados en las tareas de la reproducción de la morfología de las arcadas dentales y la mucosa (estructuras duras y blandas) tanto del maxilar como del mandibular. Este material da unos resultados aceptables para la reproducción de los trabajos ordinarios en odontología (montaje en articulador y antagonistas de trabajos que requieran el uso de otros materiales).

Los alginatos para impresiones son materiales elásticos que se obtienen a partir de las sales solubles del ácido algínico que proviene de las algas marinas llamadas alginas. Al mezclarlos

con agua en su dosis indicada por el fabricante cambian de fase sol³³ a una de gel. En los alginatos cuando esta reacción de gelación se completa no se puede revertir a sol y por ello se les llama hidrocoloides irreversibles.

Una vez realizada la pasta, según su protocolo correspondiente, se procede a colocarla en el porta impresión para llevarlo a la boca del paciente.

3.5.2. Obtención en positivo de los modelos

Una vez que la impresión ha sido retirada de la boca, se lava, se rellena (se realiza el vaciado, que realmente es el relleno del vacío producido al registrar la forma) con yeso-piedra y por último se recorta el yeso sobrante, obteniendo los modelos (Figura 96).



Figura 96. Modelos dentales en yeso.

El vaciado de las impresiones u obtención del positivo, se realiza normalmente con yeso semiduro (Welmix Stone 2 de Kerr (®) tipo IV). Este tipo de yeso cumple los requisitos del llamado en odontología yeso piedra para los vaciados de los modelos, y que son:

- *La Precisión y estabilidad dimensional*, es decir exactitud en la reproducción de detalles y en las dimensiones, lo que permite que un modelo sea una copia fidedigna para el estudio en el montaje de articulador.
- *Resistencia a la fractura y la abrasión*, para que no se modifiquen los detalles de la superficie y no se fracture en su retirada de las impresiones ni en su manejo posterior.

³³ Las partículas en solución “sol” con forma inestable pasan a un estado “gel” o de gelificación con mantenimiento de su forma que no puede volver al estado de solución por llevar partículas de yeso, por eso los alginatos dentales se consideran geles irreversibles.

Existe otro tipo de yeso, también sulfato de calcio (SO_4Ca) de consistencia más porosa llamado yeso París, de menor estabilidad dimensional, que se utiliza para el montaje en el articulador, en su uso hay que controlar lo mejor posible sus cambios dimensionales.

Cualquier tipo de yeso en odontología es sulfato de calcio que en fase de polvo está hemihidratado y que con la mezcla de agua pasa a sulfato de calcio dihidratado, en este cambio se produce una reacción exotérmica con liberación de calor (3,900 cal. g mol).

Los distintos tipos de yesos dependen principalmente de su manera de deshidratación para su preparación variando en su temperatura, tiempo de preparación, presión atmosférica de evaporación de agua, trituración y adición de otras sustancias como activadores o retardadores que le confiere características distintas en dureza o resistencia a la compresión, fragilidad, expansión térmica, tiempo de fraguado.

En odontología se consideran cuatro tipos de yeso o escayola:

- Tipo I. Utilizado para zocalado³⁴ de modelos y montaje en los articuladores. Antes se usaba para tomar impresiones directamente en la boca en pacientes desdentados. Es muy frágil.
- Tipo II. Utilizado para llenar las muflas³⁵ en la confección de prótesis, zocalados, montajes, entre otros.
- Tipo III. Se utiliza para la confección de los modelos en la fabricación de prótesis con acrílico.
- Tipo IV y V. Empleado para la confección de prótesis metálicas y fijas.

Existen también yesos sintéticos que se utilizan para determinados procesos y normalmente son de elevado coste.

En el manejo del yeso piedra se deben de tener en cuenta una serie de detalles: la temperatura del agua influye poco en la velocidad del fraguado (no así como en el alginato), el tiempo de fraguado que varía según su relación polvo agua (aumentando el tiempo en relación al aumento de agua), ya que la fragilidad aumenta con el aumento del agua, la expansión térmica del material que se reduce en un medio húmedo aunque esta es casi despreciable según los fabricantes. Con respecto al ácido algínico de la impresión de alginato que altera el fraguado del yeso, puede ser neutralizado con una pincelación de lechada de yeso antes del vaciado completo con el yeso.

El uso de las mezcladoras de escayolas de vacío, mejoran las propiedades del material al disminuir el aire contenido en su interior y conseguir una mezcla de mayor consistencia, pero no están habitualmente presentes en las clínicas y no siempre se utilizan en los laboratorios de prótesis en estos procesos.

El vaciado del alginato se debe de realizar en la clínica dental evitando traslados y retraso en el vaciado, por las distorsiones que se producen en los traslados, las manipulaciones innecesarias, los cambios térmicos y el retraso temporal en su vaciado.

³⁴ Forma que se le da a los modelos dentales en su base para hacerla regular y de fácil manejo empleado un zócalo que da forma aplana y simétrica.

³⁵ Recipiente destinado a contener el molde, en el cual se conformará la prótesis dental.

Una vez seca la impresión con aire a presión y lavada con la lechada de yeso antes de su mezcla total, se hace la mezcla poniendo agua y escayola en la proporción habitual del fabricante (1:3, normalmente) y se mezcla en un tazón de goma hasta que tenga una consistencia “como de nata montada”.

Sobre un vibrador de escayola se va poniendo el yeso en la impresión de manera que vaya escurriendo sobre las paredes y de un extremo al otro, o bien con pequeños golpes con la mano sobre una superficie dura para evitar que queden burbujas de aire en el interior.

Una vez rellena toda la impresión se pone algo más para darle mayor resistencia a la hora de sacarla del material de impresión o se ponen sobre un zocalador para darle forma una forma homogénea (Figura 97). Esta fase se mejora manteniéndola en un ambiente de alta humedad.

Endurecida la escayola, y pasada su fase de calentamiento, se retira del material de impresión y se recortan los restos de yeso o escayola sobrantes (Figura 98) y se zocalan si es preciso en un segundo paso.



Figura 97. Zocalado de un modelo sobre una base de zócalo (Ledosa 2014).



Figura 98. Recortado de un modelo mediante una recortadora húmeda. Renfert MT3 (Renfert 2017).

Requisitos de calidad a controlar en los modelos para ser montados en el articulador dental:

- Estar limpios y libres de burbujas.
- No debe haber ninguna parte distorsionada.
- Reproducir todos los tejidos dentarios y copiarlos perfectamente.
- Tener un recorte o delimitación adecuada y unas bases correctas.
- Permitir el montaje con exactitud de la oclusión del paciente.
- Se deben manejar los yesos duros al menos tipo III (o piedra).
- Haber esperado a su estado de endurecimiento (45 a 60 minutos).
- Tienen que ser desinfectados.

3.5.3. Registros de la relación Intermaxilar y de posicionamiento Cráneomaxilar

Una vez recortados los modelos, están listos para su montaje en el articulador. Para ello se precisan dos registros:

- *Registro de la posición Cráneomaxilar.* Con ella se relaciona la posición del maxilar superior y todas sus estructuras oclusales (dientes) con estructuras anatómicas del cráneo que sirven anatómicamente como referencia con el articulador dental (articulaciones temporomandibulares, punto más inferior del reborde infraorbitario, punto násion, plano de Frankfort, según las especificaciones del tipo de articulador mecánico que se utilice). Este registro se hace con el arco facial.
- *Registro de la posición intermaxilar o registro de mordida.* Con ella se relaciona la posición entre el maxilar y la mandíbula. Es de vital importancia porque con ella se aprecia el primer contacto interdentario durante el cierre sin desvío en el eje de cierre caudocraneal mandibular (oclusión dentaria en Relación Céntrica, RC) y su tendencia al desvío intermaxilar tras el contacto hasta llegar al máximo engranamiento dentario en el resto de los planos del espacio (Máxima Intercuspidación, MI, u Oclusión Funcional, OF). Que pueden coincidir o no en el contacto dentario en RC en la mínima Dimensión Vertical intermaxilar y la MI.

El registro de la mordida o intermaxilar tiene por objetivo conseguir una relación más favorable entre la posición de la mandíbula con respecto al cráneo y significativamente del maxilar superior para mejorar la situación de todas las estructuras anatómicas relacionadas con la dinámica mandibular (dientes, huesos, músculos, articulaciones y otras estructuras relacionadas) (Figura 99).



Figura 99. Registro de mordida o de la posición intermaxilar (Valladares 2017).

Los registros se pueden tomar con distintos materiales dependiendo de su aplicación (ceras, acrílicos, resinas, godivas, siliconas...), pero como normas de éxito se precisa que el material de registro permita:

- Captar puntos de apoyo duros y estables (dientes, coronas, implantes...)
- Evitar el contacto con elementos depresibles y no estables (mucosa, dientes con movilidad...)
- Que el registro sea lo más delgado, de 1 a 2mm de grosor.
- El registro sea estable y resistente.
- La superficie del registro sea fácilmente identificable para su manejo.
- El manejo no requiera presión excesiva.
- Tiene que disponer de una sistemática confiable y manejable.
- No se desplace al morder.
- Se comporte de manera firme y estable en boca y modelos.
- De efecto repetible y uso fácil.
- Material de espesor uniforme.
- Asentamiento fácil en los modelos.

Existen múltiples técnicas: técnicas unimanual (Ash y Ramfjord 1996), bimanual, con rollos de algodón, con calibradores o espaciadores, de desprogramación de dientes anteriores (Plano inclinado de Lucía), con placas estabilizadoras. No existe evidencia científica de cuál es la mejor, ni la más idónea en la práctica clínica general.

El registro intermaxilar se puede tomar dependiendo del objetivo del operador:

- En Máxima Intercuspidación MI que es la oclusión funcional OF que tiene el paciente.
- En Relación Céntrica en la que no se ha llegado al posible desvío de la mandíbula, en ella siempre habrá un aumento de la dimensión vertical DV respecto a la oclusión céntrica OC que se produce en el engranamiento dentario y debe ser tomada antes del posible desvío de la mandíbula del paciente. Este aumento de la DV debe ser el mínimo posible para evitar distorsiones en el montaje del articulador.

El registro en MI se hace en los casos que se mantiene la oclusión habitual del paciente. El registro en RC se realiza para fines diagnósticos, para hacer rehabilitaciones complejas y cuando existe patología de tipo oclusal.

El registro de la posición Cráneomaxilar lo hacemos mediante el Arco Facial, su uso permite:

- Relacionar el maxilar superior con respecto a la base del cráneo.
- Transferir la distancia intercondílea.
- Transferir el eje de rotación condilar.

En la técnica de uso del arco facial, el sistema más habitual es tomar un punto de referencia y apoyo dentro del oído externo en el que se sitúan las olivas del arco facial. Por la relación entre el oído externo y el eje de giro mandibular (Figura 100).

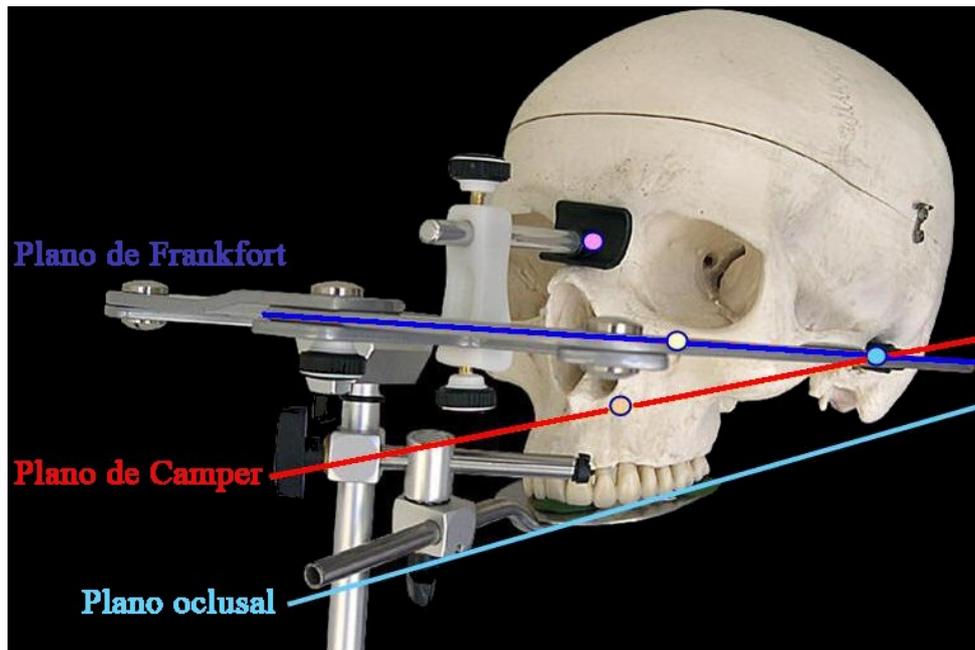


Figura 100. Posicionamiento del arco facial sobre un cráneo humano y los planos de referencia odontológicos más importantes (Iruretagoyena 2014).

Los pasos a seguir son:

- Explicar al paciente lo que se le va a hacer y preparar todos los elementos del arco facial.
- Aflojar los tornillos del arco facial.
- Preparar la horquilla del arco facial con revestida cera Moyco calentada a 56°C y llevarla a la boca del paciente para que queden marcados los dientes superiores del paciente, buscando una posición lo más centrada o simétrica posible (Figura 101).

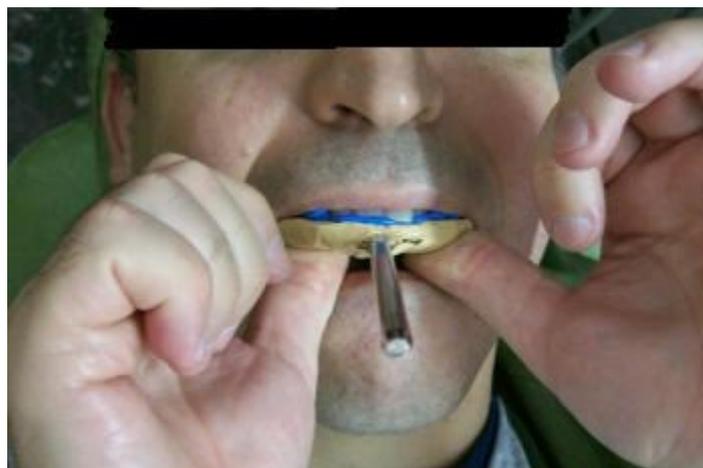


Figura 101. Horquilla del arco facial en la boca del paciente (Iruretagoyena 2014).

Retirarla y enfriarla a temperatura ambiente y tras comprobar la adaptación sobre el modelo superior, de nuevo se le coloca al paciente comprobando su perfecta adaptación y mediante

unos rollos de algodón situados sobre los dientes inferiores se pide al paciente que cierre para que de esta manera se quede fija la horquilla en la boca del paciente o mediante la ayuda del paciente (Figura n° 102).



Figura 102. Situación de la horquilla en el arco facial (Iruretagoyena 2014).

Del extremo anterior de la horquilla se fija la barra vertical del arco facial que debe coincidir con la prolongación de la línea media del paciente.

Se sitúan las olivas del arco facial en el conducto auditivo externo, y las ramas del arco facial a una distancia simétrica en ambos lados.

Se posiciona el puntero sobre el punto infraorbitario (punto más inferior del reborde inferior de la órbita). Entre este punto y el centro del eje de rotación del cóndilo se describe el Plano de Frankfort que anatómicamente se considera en el humano paralelo al horizonte cuando está de pie y mirando a la lejanía en dirección horizontal.

Se comprueba la horizontalidad de la rama anterior del arco facial con la línea bipupilar (línea que une las dos pupilas del paciente).

Se fija la prolongación de la horquilla del arco facial.

Comprobada la situación correcta de todos los puntos indicados, la estabilidad de arco facial, la horizontalidad del arco y la fijación de la horquilla se retira el arco facial liberando los tornillos que fijan los elementos del arco facial situados en los puntos que están en el trágion o dentro del conducto auditivo. Y el paciente abre la boca liberando la horquilla de su fijación intraoral.

Existen arcos faciales que nos dan referencia de la distancia intercondilar que es variable entre pacientes.

3.5.4. Montaje de modelos en el articulador mecánico

El montaje del modelo superior en el arco facial tras su registro con el arco facial en el paciente sirve para relacionar las estructuras anatómicas del cráneo con el maxilar del paciente. De esta manera se simula la misma posición en el articulador mecánico (Figura 103).



Figura 103. Montaje del modelo superior en articulador (Iruretagoyena, M.A. 2017)

El protocolo de montaje del modelo del maxilar superior en el articulador mecánico consiste en los siguientes pasos:

- 1) Ajustar las platinas con un asentamiento adecuado. Dejar la rama superior abierta y colocar la mesa de montaje en el miembro inferior del articulador en la posición más baja. Retirar el puntero del articulador para mejorar el manejo durante este proceso.
- 2) Ajustar el articulador según las normas del fabricante para el montaje. Fijando los tornillos de deben quedar bloqueados para el montaje, siendo lo habitual con Trayectoria Condílea (TC) a 30° y Ángulo de Bennett (AB) a 15°.
- 3) Poner en posición simétrica en ambos lados la distancia intercondílea del arco Facial y fijarlo en el lugar apropiado del articulador (en el eje de las bolas condilares que simula el eje de bisagra o de rotación de la mandíbula y del articulador). Comprobar su adaptación.
- 4) Cerrar la rama superior del articulador y ajustar el puntero infraorbitario hasta que quede al mismo nivel que el indicador del articulador del plano de Frankfurt o seguir el protocolo indicado por el fabricante del articulador. Situar la pieza telescópica de la mesa de montaje hasta que soporte la horquilla del arco facial sin forzar su posición. Colocar el modelo superior para verificar el espacio preciso para la colocación de la escayola que lo fijará con la rama superior a través de la platina.
- 5) Humedecer el modelo superior y colocarlo sobre la cera del arco facial. Comprobada su perfecta adaptación sin ninguna basculación, poner escayola sobre la platina de montaje superior del articulador y sobre la parte superior del modelo y volcar la rama superior del articulador hasta que contacten los dos segmentos de escayola hasta la referencia de altura del montaje prevista.
- 6) Durante este proceso se ha de seguir verificando la estabilidad del modelo y se intentará no poner un exceso de escayola que alteraría la forma de los modelos. Se ha de poner la menor cantidad posible de escayola para evitar sus alteraciones térmicas durante el fraguado y mantener una presión constante durante el fraguado hasta pasar la fase exotérmica. Con posterioridad se puede aumentar el grosor de la escayola para mejorar la estabilidad del modelo con la platina.

El protocolo de montaje del modelo mandibular en el articulador mecánico del montaje relaciona el símil de la parte móvil de la boca con el articulador que simulará la estática y la dinámica debida al contacto entre las arcadas dentarias humanas a través del contacto dentario. Describiremos primero el montaje en Oclusión Funcional cuando coincide con Máxima Intercuspidación y con posterioridad el montaje en Oclusión Céntrica.

Montaje del modelo inferior en Máxima Intercuspidación:

- 1) Colocar el pin incisal y regularlo a "0". De esta manera las ramas superior e inferior quedan paralelas entre sí.
- 2) Ajustar la platina inferior y volcar el articulador que se apoya en la mesa sobre la rama superior.
- 3) Colocar el modelo inferior hasta que quede perfectamente estable, apoyado en el modelo superior, de la misma manera que contactan al cerrar la boca habitualmente. Esta posición es perfectamente predecible debida al perfecto engranaje de los dientes entre sí. Recordamos que se han revisado todas las superficies de contacto dentario para quitar cualquier imperfección apreciable en la escayola en los dos modelos que altere este proceso.
- 4) Apreciado el grosor que es preciso rellenar con la escayola se abre el articulador y tras haber sido humedecido el modelo inferior se sigue el mismo proceso que con el modelo superior.

Montaje del modelo inferior en Oclusión Céntrica:

Esta técnica se utiliza cuando existe un desvío entre Oclusión Céntrica y la Oclusión Funcional, este desvío se produce durante el movimiento del cierre tras impactar de forma prematura algún diente en el cierre antes de llegar a Máxima Intercuspidación. Esta se produce en el humano produciendo un desvío en el cierre y dando lugar a una adaptación de la posición de las dos articulaciones temporomandibulares y una alteración de la actividad de la musculatura de cierre de la mandíbula.

- 1) El montaje se hace de la misma manera, excepto que la dimensión vertical que se regula a nivel del puntero incisal será aumentada en la misma cantidad que la suma del grosor de las dos ceras del registro de mordida a nivel de 2º premolar superior y 1º molar inferior.
- 2) El montaje del modelo inferior se hará con el material de registro interpuesto y comprobada su perfecta estabilidad.
- 3) Terminado el montaje y retiradas las ceras se apreciará el primer contacto en la escayola entre las dos arcadas dentarias.

3.6. El articulador virtual y el montaje de los modelos

Los Articuladores Virtuales, son instrumentos informáticos que pueden reproducir la oclusión dental en el ámbito de la realidad virtual, que se desarrollan como programas informáticos concretos, de muy variada composición en sus elementos de software, y que difieren por los distintos tipos de registros que necesitan para su efectiva y precisa actuación.

Existen articuladores virtuales obtenidos a partir de articuladores mecánicos, que se escanean mediante un escáner 3D (por lo que se puede establecer con ellos la misma clasificación que en los mecánicos), otros han sido íntegramente diseñados por CAD de forma virtual. De manera similar se podrían diseñar otros articuladores utilizando los resultados de la radiología tridimensional (como la Tomografía Computerizada) tal como se han obtenido estos patrones óseos simulando cambios en la anatomía apreciada en las imágenes siguientes al correlacionarlos con el articulador dental virtual como si fuera de un patrón anatómico individual. (Figura 104).

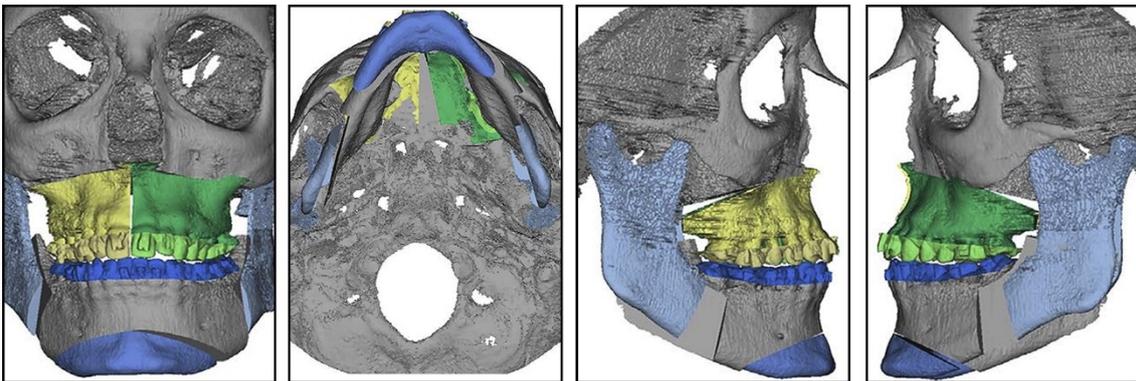


Figura 104. Planificación con tomografía computerizada (Uribe, y otros 2013).

A estos articuladores dentales virtuales se le añadirían los datos necesarios para la función: relación intermaxilar –estática- (oclusal) y relación cráneo-mandibular dinámica (pendiente condílea o de la trayectoria condílea y ángulo de Bennett), con ayuda también del registro de la actividad muscular (electromiografía) u otro proceso que permita captar la dirección de los movimientos mandibulares.

Hasta hace poco, la mayoría de los sistemas de CAD-CAM, se basaban únicamente en el enfrentamiento con el antagonista, sin tener en cuenta la movilidad mandibular, y por tanto las guías condilares o anteriores. En los últimos años han aparecido articuladores que permiten simular los movimientos mandibulares, para el estudio oclusal y su diseño en la pantalla del ordenador. Son los denominados articuladores virtuales, (VA –Virtual Articulator-), o simuladores digitales de la articulación oclusal, consistentes en un programa informático, que es capaz de relacionar los modelos virtuales, permitiendo movimientos similares a los naturales del paciente: es precisamente la aplicación de la tecnología de la realidad virtual a la oclusión (VR –Virtual Reality-). Esto permitiría pasar de la fórmula empleada generalmente para el modelado oclusal, hasta ahora suele ser estática y referida a un registro de las superficies antagonistas, a un sistema eficaz que reproduzca la relación completa entre ambas arcadas, las ATMs, y la combinación con los movimientos masticatorios: realizando la cinemática mandibular.

El articulador virtual, por software, para el diseño oclusal en la pantalla del ordenador, aún no es empleado de forma generalizada en estos sistemas, pero ya se encuentran como aplicaciones en algunos de ellos. Uno de los pioneros se utiliza en el sistema Cynovad. Aquí, directamente relacionado con la confección de un encerado oclusal.

Otros dispositivos electrónicos y digitales, de registro por ordenador, que podrían combinarse con la construcción plástica de la oclusión, en cera u otro material, solo se están utilizando para diagnóstico, o como complementos a articuladores mecánicos sofisticados; así podemos encontrar programas como Rosy32 Robot System (Diagnostic

Articulador), de registro dinámico, el VirtSet, de diagnóstico y predicción oclusal-ortodóntica, o el ArtiKulator-Software (ArtiDemo), de regulación virtual de un articulador, con elección del articulador mecánico real (Sam, Artex, Kavo,...). Entre éstos, el sistema más completo desarrollado hasta el momento, con escaneado de modelos y registros, y en correspondencia con la cinemática mandibular que se obtiene por un arco facial cinemático, con sensores de posición y movimiento, es el DentCAM.

El T-Scan, es un sistema de análisis oclusal digital, que tras un barrido dental por sensores electrónicos que detectan el contacto y el tiempo de exposición y proporciona a los médicos las representaciones exactas en 2D y 3D de los tiempos de contacto durante las distinta mordidas del pacientes. Esta información valiosa es necesaria para determinar y restaurar fácilmente el equilibrio perfecto de la mordida de su paciente según su fabricante Tekscan (Figura 105).

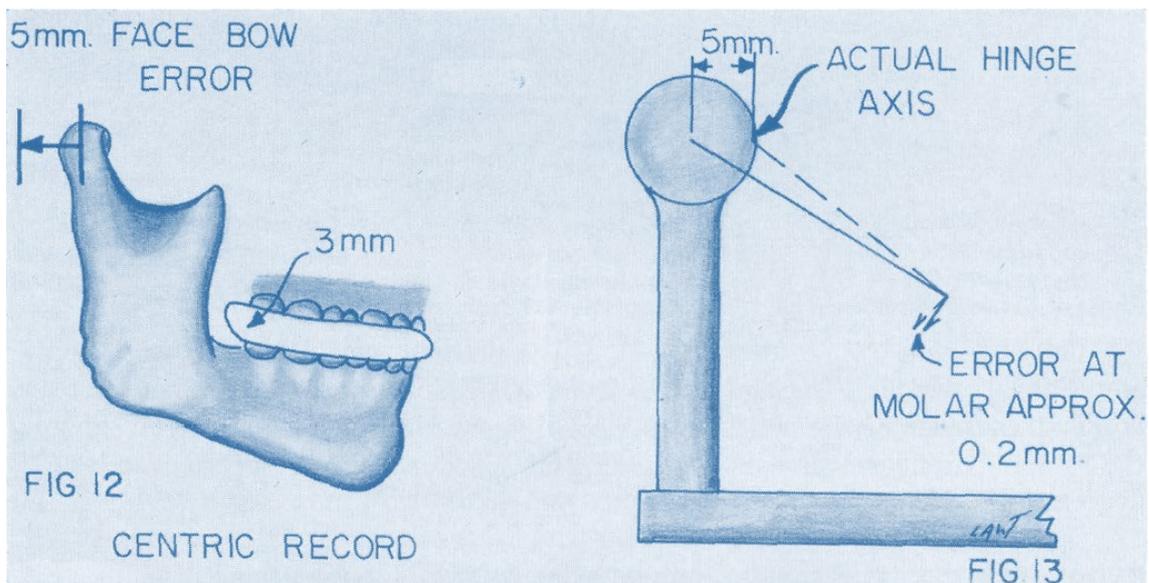


Figura 105. Sistema T-Scan para el mapeo de presión en la oclusión dental (Tekscan 2017).

Si se aúna la utilidad de sistemas como el T-Scan y la axiografía con transductores informáticos de posición: la oclusión y los movimientos mandibulares serán transferidos, con todos sus datos, al ordenador, integrándose con los modelos tridimensionales de las arcadas. Entonces se estaría en un proceso similar a como el que se desarrolla con el sistema presente en el DentCAM.

Para aplicar estos sistemas en los estudios de la oclusión, es necesario un escaneado de las arcadas dentarias, bien de forma directa en la misma boca del paciente utilizando escáner intraoral, o bien realizando el escaneo fuera de la boca del paciente al escanear los modelos dentales obtenidos tras la impresión. Hay que tener en cuenta que este estudio no precisa realmente la intensidad y dirección de las fuerzas de los contactos.

CAPÍTULO 4. MATERIALES Y MÉTODOLÓGÍA



4.1. Introducción

El trabajo se comenzó obteniendo el articulador virtual Dentatus ARL, a partir de la geometría exacta de un articulador físico de dicha marca y modelo, y procediendo posteriormente a su modelado a través del programa de Computer-Aided Engineering (CAE) Autodesk Inventor Professional 2015, introduciendo modificaciones en el diseño para particularizarlo al caso de asimetrías del paciente. Y se le dotó de los movimientos concretos del articulador físico.

Por otra parte, se adquirió la geometría de los modelos reales gracias a técnicas de fotogrametría y Structure from Motion (SFM). De esta manera se obtuvo la información geométrica de las arcadas superior e inferior de la paciente seleccionada. Por último, se precisó el reglaje del articulador virtual según el fabricante del articulador mecánico para el montaje de los modelos y se transfirió el posicionamiento de los modelos superior e inferior con las arcadas dentarias completas desde el articulador real al virtual, donde se replica con exactitud el montaje real del articulador mecánico con arco facial.

En un primer estudio se sometió todo el conjunto así preparado a análisis de elementos finitos, variando diversos parámetros del articulador, y determinando las tensiones y fuerzas de reacción (así como su disposición espacial) producidas en cada una de las localizaciones en estudio (cóndilos y modelos dentales) en respuesta a la presión de oclusión aplicada.

En un segundo estudio se emplea el mismo articulador virtual modelado en el apartado anterior con la salvedad de que los objetos de análisis son modelos semiesféricos en lugar de las arcadas dentarias. En concreto, esta investigación propone el contacto esférico por presentar simetría en cualquiera de sus infinitos ejes, a diferencia de la modelización geométrica de arcadas dentarias propuestas por otros trabajos (Kondo, Ong, & Foong, 2004) (Chung & Wolfgramm, 2015). Se obtuvo el vector 3D resultante de la suma de todos los vectores de reacción producidos en los distintos contactos dentarios debido a la presión de oclusión ejercida, así como las reacciones en los cóndilos.

4.2. Descripción del articulador Dentatus ARL

El articulador utilizado en esta tesis, es el Dentatus ARL, articulador semiajustable tipo NoArcon, diseñado por Arne G. Lauritzen y muy parecido al Hanau H2 (Figura 106), ya empleado en otras investigaciones (Dora Balos, Soaita, & Cerghizan, 2015). Sus características principales de reglaje son la Trayectoria Condílea (TC) de -20° a 60° , Ángulo de Bennett (AB) de 0° a 40° y con una translación del elemento condilar por los canales condilares de 8 mm en avance y de 2 mm en retroceso, lo que nos permite una trayectoria condílea de 10 mm en su totalidad.



Figura 106. Articulador Dentatus ARL.

A continuación, se describen los elementos principales de este articulador y su función (Figura 107) y un listado de sus distintas partes en la Tabla 3.

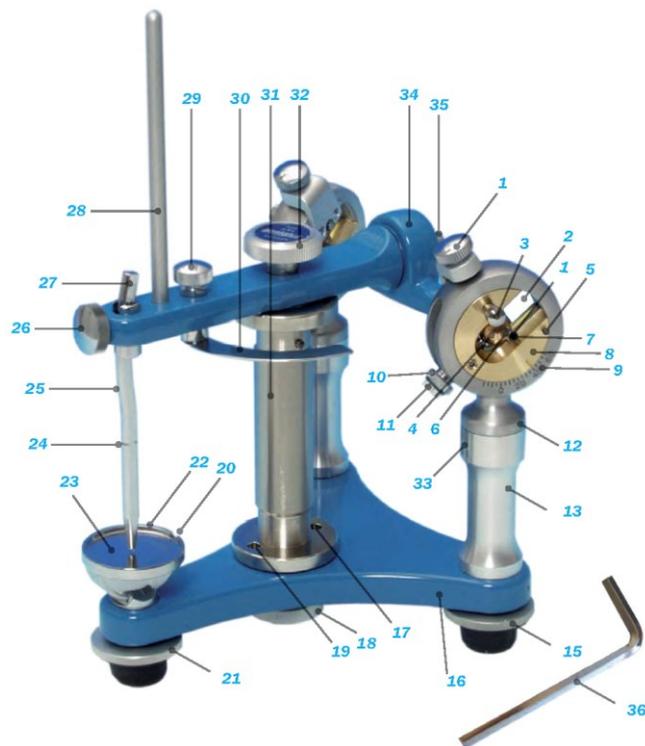


Figura 107. Articulador Dentatus ARL con las referencias de sus distintas partes (Dentatus 2017).

Tabla 3. Descripción de las partes del articulador Dentatus ARL (Dentatus 2017).

| Número | Descripción |
|---------------|---|
| 1 | Tornillo de fijación para la inclinación de la pendiente condílea (HCI). |
| 2 | Espacio de desplazamiento condíleo, que corresponde a la trayectoria o pendiente condílea. |
| 3 | Tornillo de fijación del eje condilar. (Cerrando este tornillo el articulador tan sólo puede realizar un movimiento de bisagra). |
| 4 | Esfera condilar. |
| 5 | Soporte donde se apoya el arco facial cuando se toma la medida en el oído. |
| 6 | Eje condilar. |
| 7 | Punto de apoyo de la aguja condilar. |
| 8 | Disco condilar. |
| 9 | Calibración numérica del ajuste de la inclinación, de la trayectoria condílea en relación al plano horizontal. |
| 10 | Tornillo de fijación grande para el desplazamiento anterior de la esfera condilar. |
| 11 | Tornillo de fijación pequeño para el desplazamiento posterior de la esfera condilar. |
| 12 | Parte superior del poste condilar. |
| 13 | Columna o poste condíleo. |
| 15 | Tornillo de fijación para los postes condíleos. |
| 16 | Rama inferior. |
| 17 | Pivote posterior para platina de montaje. |
| 18 | Tornillo de sujeción de la platina de montaje de modelo interior |
| 19 | Pivote anterior para platina de montaje. |
| 20 | Ranura en la tabla incisal. |
| 21 | Tornillo de fijación de la tabla incisal. |
| 22 | Calibración tabla incisal. |
| 23 | Tabla incisal plana. |
| 24 | Surco sobre la varilla incisal. |
| 25 | Varilla incisal curvada. |
| 26 | Tornillo de fijación para la varilla incisal. |
| 27 | Calibración varilla incisal. |
| 28 | Varilla de soporte. |
| 29 | Tornillo de fijación para la sujeción del plano orbitario. |
| 30 | Plano indicador del punto o plano orbitario. |
| 31 | Poste de centrado. |
| 32 | Tornillo de sujeción de la platina de montaje de modelo superior. |
| 33 | Calibración numérica del poste vertical que señala el ajuste lateral (Angulo Bennett). |
| 34 | Conjunto de la rama superior. |
| 35 | Tornillo de cierre universal. |
| 36 | Llave Allen para la junta universal del tornillo de cierre. |

El articulador tiene sendas platinas de montar (superior e inferior) donde se colocan los modelos de escayola superior e inferior respectivamente, mediante el ajuste de una serie de tuercas manuales (piezas 32 y 18).

La rama superior del articulador posee dos elementos condilares, a través de ellos, pasa el eje de bisagra transversal. Estos elementos condilares se deslizan en ranuras llamadas guías condilares, las cuales pueden inclinarse y simular la trayectoria del cóndilo (Figura 108) y sus partes descritas en la Tabla 4.

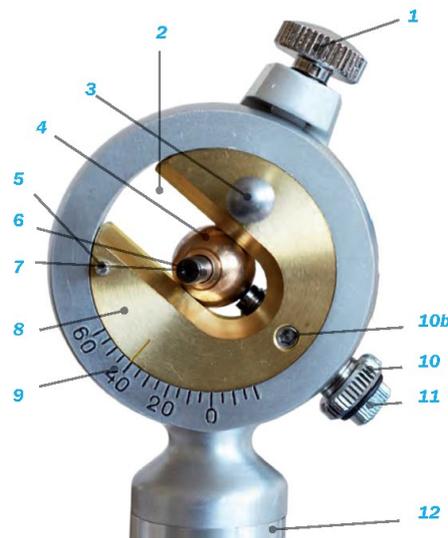


Figura 108. Esfera condilar del articulador dental ARL con sus partes señaladas (Dentatus 2017).

Tabla 4. Enumeración y descripción de la esfera condilar articulador dental ARL (Dentatus 2017).

| Número | Descripción |
|--------|--|
| 1 | Tornillo de fijación para la inclinación de la pendiente condílea (HCI) |
| 2 | Espacio de desplazamiento condíleo, que corresponde a la trayectoria o pendiente condílea. |
| 3 | Tornillo de fijación del eje condilar. |
| 4 | Esfera condilar. |
| 5 | Soporte donde se apoya el arco facial cuando se toma la medida en el oído |
| 6 | Eje condilar. |
| 7 | Punto de apoyo de la aguja condilar. |
| 8 | Disco condilar. |
| 9 | Calibración numérica del ajuste de la inclinación, de la trayectoria condílea en relación al plano horizontal. |
| 10 | Tornillo de fijación grande para el desplazamiento anterior de la esfera condilar |
| 10b | Tornillo de bloqueo del sistema de desplazamiento de la esfera condilar. |
| 11 | Tornillo de fijación pequeño para el desplazamiento posterior de la esfera condilar. |
| 12 | Parte superior del poste condilar. |

Este articulador permite el movimiento de desplazamiento mandibular lateral (movimiento de Bennett). Dicho movimiento se designa como inclinación condilar lateral (B) y se determina a partir de la inclinación condilar horizontal (H) según la siguiente fórmula: $B=(H/8) +12$ (Formula de Hannau) (Figura 109).

Ejemplo: para un valor de inclinación condilar horizontal o trayectoria condílea de 40 (H) correspondería un ángulo de Bennett (B) de $17=5+12$.

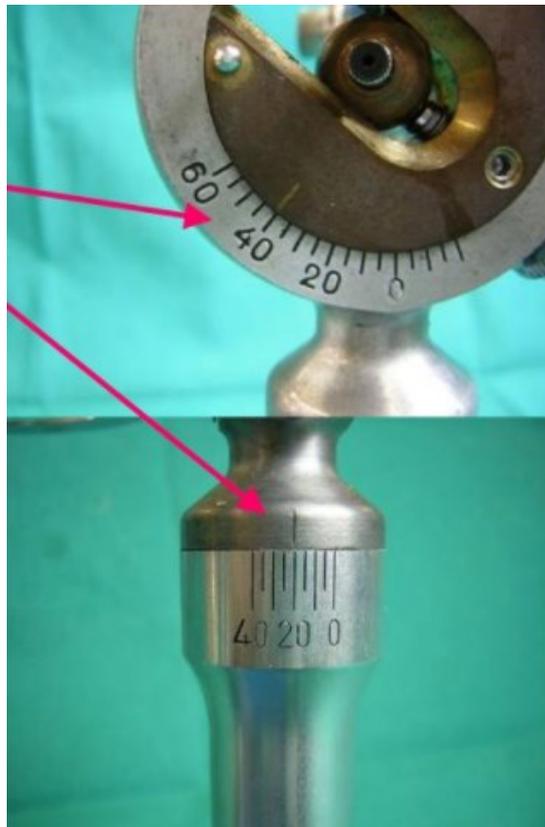


Figura 109. Reglaje de Ángulo de Bennett a 17° por Trayectoria Condílea de 40°.

Para obtener el movimiento de lateralidad es muy importante manipular correctamente la parte superior del articulador.

En la excursión lateral derecha, el eje condilar del lado de balanceo o no trabajo que es el contralateral (en la caja para el eje condilar) se mueve lateralmente hacia atrás (en sentido inverso a la anatomía humana que se dirige hacia adelante); en tanto que el elemento condilar permanece en contacto con el tope céntrico del lado de trabajo (o sea sin desplazamiento). De este modo en el articulador mecánico ARL (de tipo No Arcon) el elemento condilar de la caja del eje condilar del lado de trabajo derecho permanece en contacto con el elemento condilar. Y el elemento del lado de balanceo o no trabajo en este caso el izquierdo se aleja del punto “0” del tope condilar en los movimientos laterales, tal como se aprecia en la siguiente figura. (Figura 110).

Se resume el movimiento de lateralidad en este modelo de articulador analizado, no se desplaza la esfera condilar (símil del cóndilo) en el lado de trabajo, en la dirección hacia donde se desplaza la mandíbula, sino que queda alojado en la parte anterior, y que en el lado de no trabajo o balanceo es donde se desplaza en dirección hacia atrás sobre la guía condilar.

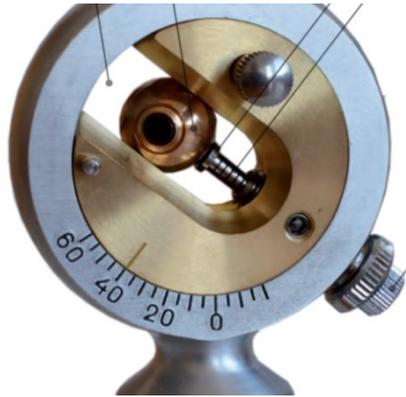


Figura 110. Alejamiento del punto "0" del tope condilar en los movimientos laterales en el lado de no trabajo, en este caso se ha medido 5,5mm en sentido posterior con el vástago activado que marca el movimiento realizado (Dentatus 2017).

El articulador también tiene una mesa o tabla incisal donde se apoya la guía incisal (Figura 111) que sirve para simular la guía proporcionada por los dientes anteriores. Esta superficie puede ajustarse para una inclinación positiva de 60°, (hacia delante) e inclinación negativa (hacia atrás) de 20°. Todos los ángulos están medidos en grados sexagesimales; del mismo modo se puede ajustar hacia la derecha e izquierda. La inclinación hacia delante y atrás permite simular el acabalgamiento de los dientes anteriores y hacia los lados simula los Ángulos Funcionales Masticatorios descritos por Pedro Planas en su Rehabilitación Neuro-Oclusal (Planas 1996).

Mediante el vástago incisal se varía la altura de la rama superior respecto de la inferior permitiendo el ajuste de la Dimensión Vertical (DV).



Figura 10
I. Tornillo.
II. Fijador de tornillo.
III. Punta incisal especial.
21. Tornillo para fijar la tabla incisal.
22. Calibración de inclinación de la tabla incisal

Figura 111. Terminación del vástago y mesa incisal (Dentatus 2017).

La elección de este articulador tiene una doble intención. En primer lugar, sus características se ajustan adecuadamente para el estudio de tensiones y reacciones tanto a nivel de la arcada dentaria como de las estructuras condilares. En segundo lugar, se investiga y avanza en el manejo de un aparato que actualmente está vigente en el trabajo del dentista y protésico, simplificando de forma coherente y globalmente la complejidad de la anatomía y fisiología oral y de las Articulaciones Temporo Mandibulares (ATMs) reales. Siempre teniendo en cuenta en todo momento sus limitaciones a la hora de reproducir un

elemento biológico complejo por un elemento mecánico, que simula la situación de las dos arcadas dentarias y sus relaciones espaciales con las ATMs, interrelacionadas por elementos biológicos de configuración y dinámica muy distintas, tal como hemos descrito en los capítulos anteriores de esta tesis.

4.3. Modelo mandibular utilizado

4.3.1. Caracterización del modelo mandibular

El modelo mandibular utilizado en la investigación corresponde a una mujer de 20 años con sendas arcadas dentarias completas, con unas características de buena salud oral, con morfología estructural a nivel dentario y óseo sin patología apreciable con las características de normoclusión³⁶, de estabilidad en la morfología y posición dentaria, sin patología articular y muscular de la región orofacial³⁷. Esta paciente no presentaba ningún tipo de desvío apreciable clínicamente en el cierre mandibular desde Oclusión Céntrica a Oclusión Funcional o de máxima intercuspidación, con AFMP³⁸ (Ángulos Funcionales Masticatorios Planas) simétricos. Al mismo tiempo que sin antecedentes de ortodoncia y con un equilibrio oclusal en estática y dinámica, sin sobrecargas, ni síntomas de desgaste o sintomatología a nivel dental. Podemos considerar esta boca un modelo de Equilibrio Oclusal según las normas de la Rehabilitación Neuro-Oclusal (RNO) (Figura 112, Figura 113 y Figura 114).



Figura 112. Izquierda: Imagen de la boca de la paciente con alineamiento de frenillos labial y lingual, ligera desviación dentaria hacia la derecha de la inferior respecto a la superior cierre sin desvíos por coincidencia entre la Oclusión Céntrica y la Oclusión.

³⁶ En odontología normoclusión se considera cuando los dientes están bien alineados, engranan correctamente a nivel de los molares y los caninos, tiene un ligero avance de los inferiores y los dientes anteriores se engranan con ligero solapamiento de los superiores con los inferiores; tienen una posición simétrica los dos lados y los huesos donde se insertan mantiene una posición similar que se suele manifestar con un patrón de estética facial en perfil correcta.

³⁷ En relación a la región oral o boca y facial que es la cara.

³⁸ Ángulos Funcionales Masticatorios Planas: es una exploración funcional que se realiza en odontología, que observa la diferencia en la movilidad hacia los dos lados e indica las trayectorias de la mandíbula guiadas por el contacto dentario.



Figura 113. Imagen de la boca de la paciente, con movimientos de lateralización mandibular simétricos hacia ambos lados con reparto de los contactos tanto en trabajo como en lado que balancea, compatible con las normas de Equilibrio Oclusal de la Rehabilitación Neuro-Oclusal, con los AFMP simétricos.

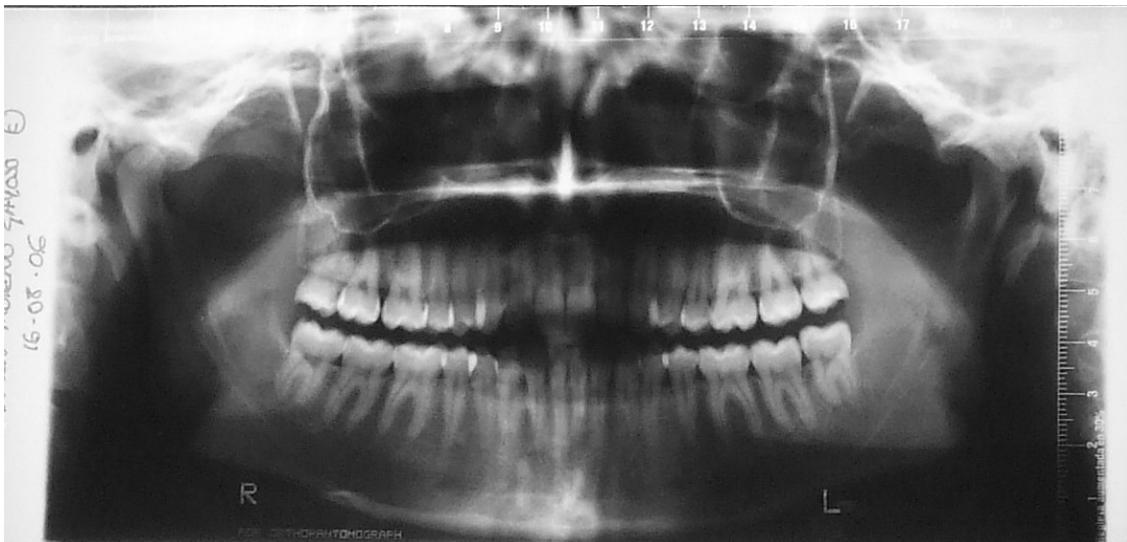


Figura 114. Ortopantomografía de la paciente con posicionador radiográfico en la boca donde se aprecia la buena disposición de todas las piezas dentarias y las simetrías de todas las estructuras óseas.

4.3.2. Obtención de las impresiones

Las impresiones se han obtenido en alginato, siguiendo la siguiente técnica. Se elige una cubeta que recoja todas las zonas que queremos reproducir. Esta tiene una rigidez precisa para que el material de impresión pueda permanecer en ella y endurezca en una zona sin distorsiones y quede lo suficientemente retenido para que al ser retirado no se desprenda o deforme, consiguiendo una réplica lo más exacta posible de la zona de impresión (Figura 115).



Figura 115. Toma de impresiones en alginato con sus herramientas correspondientes.

En el manejo para la mezcla del alginato se precisa además del alginato, medidores de agua y alginato, tazón, espátula y la cubeta. El alginato es preciso homogeneizarlo perfectamente en su mezcla siguiendo las dosis y especificaciones del fabricante en tiempo y temperatura, evitando dejar zonas de aire en la cubeta ya que distorsionaría la impresión.

Antes de tomar la impresión hemos secado la superficie dental de saliva, porque nos distorsionaría la morfología de los dientes apareciendo artefactos que al vaciarlos en la escayola aparecerían como burbujas redondeadas y pueden deformar la superficie de contacto dentario haciendo que los contactos interarcadas sean menos fieles.

La cubeta con el alginato debe de ser mantenida en la boca sin movimientos durante su fraguado y solo se retirará una vez pasado el tiempo indicado por el fabricante del alginato, y tras ser comprobado su total fraguado en una porción que hemos dejado fuera de la boca.

La retirada de la cubeta debe hacer con la precaución de no desprender el material de impresión de las zonas retentivas de la cubeta que tiene previsto para ello. Lavada la impresión se retiran los excesos de material que no precisan ser reproducidos.

El material de impresión debe ser guardado en un lugar con alta humedad y no demasiado calor para evitar la evaporación excesiva de agua de su contenido, y en un tiempo no superior a lo indicado por el fabricante (nunca debe de superar a pesar de todas las indicaciones los 15 minutos).

El vaciado de las impresiones lo realizamos en esta ocasión con yeso semiduro (welmix Stone 2 de Kerr tipo IV). Este tipo de yeso cumple los requisitos del llamado en odontología yeso piedra para los vaciados de los modelos.

4.3.3. Montaje de los modelos en el articulador dental

Con los modelos de las arcadas dentarias tomadas con alginato y vaciadas en escayola Velmix Stone® con vibradora y siguiendo el protocolo habitual de comprobación de calidad de los modelos. Se hace el montaje en el articulador dental mecánico Dentatus ARL, utilizando el arco facial específico, Dentatus AEB para este articulador, con tres referencias (los dos Tragi3n³⁹ y reborde infraorbitario⁴⁰) (Figura 116).

³⁹ Tragi3n es un punto situado superficialmente a 11mm en el plano de Franckfort. Por delante de la parte más posterior del trago, que es un cartílago situado delante de la entrada del conducto del oído. Por el que en



Figura 116. Arco facial Dentatus AEB con posicionamiento en los dos Trágion y punto infraorbitario (Dentatus 2017).

El montaje se realizó siguiendo la metodología recomendada por el fabricante Dentatus sobre un articulador ARH similar al ARL, salvo la utilización de ceras interarcadas, que nosotros omitimos, por la gran estabilidad durante el engranaje dentario de nuestro paciente y la coincidencia entre Máxima Intercuspidación y la Oclusión Céntrica. A continuación, se muestra imágenes (Figura 117 y Figura 118) del montaje según el fabricante y del realizado por nosotros.

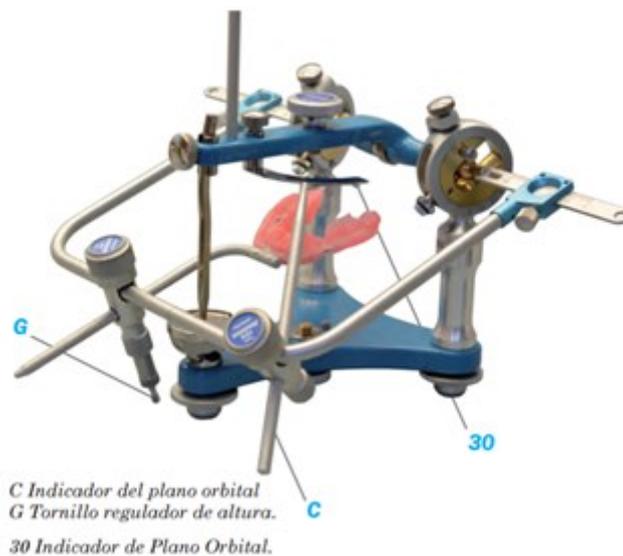


Figura 117. Montaje del modelo superior en el articulador dental mecánico Dentatus ARH con el puntero infraorbitario en contacto con el plano de referencia infraorbitario, llamado orbital por la casa Dentatus (Dentatus 2017).

En nuestro caso localizamos el eje de giro condilar, descrito a 11mm. en el centro y por delante del trago, que es una protuberancia que tapa la entrada del Conducto Auditivo Externo en una línea que partiendo de este punto se dirige al ojo (Figura 118). Lo marcamos en la piel del paciente en los dos lados y allí situamos la terminación de las dos regletas laterales del arco facial como se aprecia en la figura antes citada.

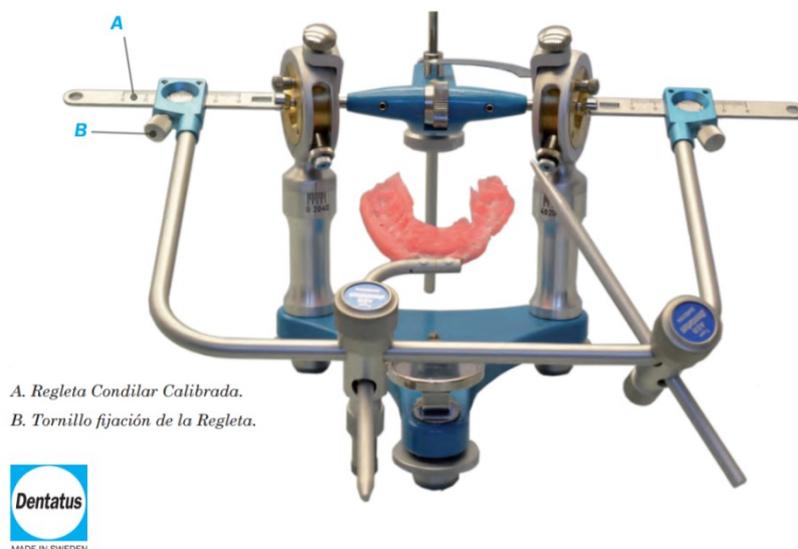
odontología convencionalmente se considera que pasa el eje giro de la mandíbula y que se puede localizar con exactitud con los pantógrafos y kinesiógrafos para después trasladarlo a los articuladores dentales llamados ajustables.

⁴⁰ Punto superficial más inferior del reborde orbitario.



Figura 118. Arco facial estabilizado en la boca de la paciente con notable paralelismo entre línea bipupilar y barra anterior del Arco Facial Dentatus AEB, puntero infraorbitario colocado en Punto Infraorbitario y simetría en las regletas condilares. Izquierda: Vista frontal; y Derecha: Vista lateral durante el registro con el Arco Facial Dentatus AEB.

El montaje del modelo superior se realizó con el reglaje del articulador normalizado en las condiciones de uso del fabricante para su realización (tornillos fijos y en posición de TC a 40° y AB a 20° sin desplazamiento en la esfera condilar o en posición “cero” o “básica” bilateral, que coincide con la posición de los cóndilos inmovilizados, que solo pueden realizar movimientos de rotación en eje terminal de bisagra (Figura 119).



A. Regleta Condilar Calibrada.
B. Tornillo fijación de la Regleta.

Figura 119. Detalle montaje del articulador Dentatus ARH. Montaje simétrico de las dos regletas condilares (Dentatus 2017).

El montaje del modelo se realiza con escayola rápida de alta estabilidad dimensional (marca Snow White plaster n° 2 de la casa Kerr). De esta manera conseguimos una similitud espacial de las relaciones entre la arcada dentaria de las ATMs y el cráneo, en la posición de eje de bisagra terminal, método empleado para asegurar las relaciones espaciales entre la arcada superior y las referencias anatómicas cráneo-mandibulares de manera correcta al reproducir el eje de bisagra terminal. Muy importante es la condición simétrica en el registro sobre el paciente y el posterior montaje en el articulador, así como la horizontalidad de la rama superior del articulador que debe ser paralela a la línea bipupilar durante su registro (Figura 120 y Figura 121).

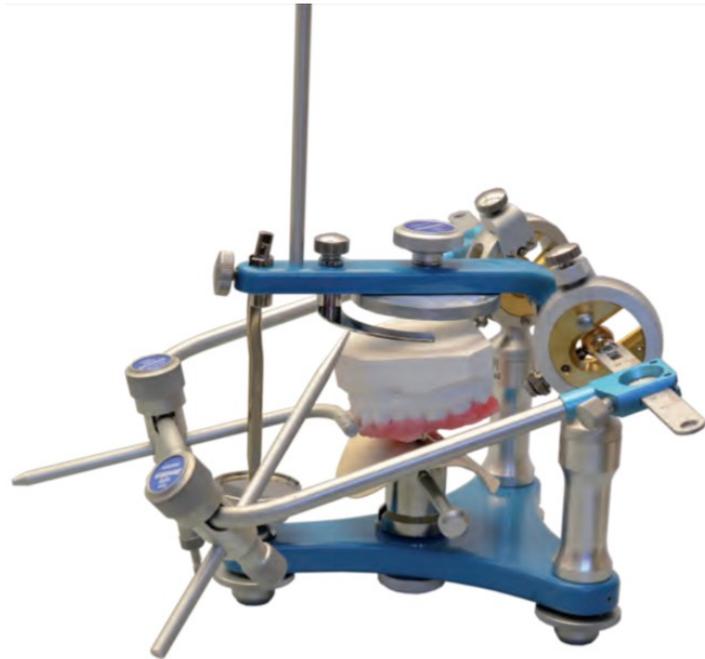


Figura 120. Detalle montaje del articulador Dentatus ARH. Montaje simétrico de las dos regletas condilares, y apoyo en el plano orbital del puntero infraorbitario (Dentatus 2017).



Figura 121. Detalle montaje del articulador Dentatus ARH. Tras haber comprobado la situación correcta de todos los elementos y del modelo superior, se aplica una pequeña cantidad de escayola de fraguado rápida, tipo I de alta estabilidad dimensional, se fija el modelo con la rama superior del articulador y se deja que tengan contacto. Observen el detalle de la pieza telescópica que soporta el peso de apoyo del arco facial y de la escayola fijada en la rama inferior (Dentatus 2017).

Con posterioridad, una vez estable el modelo superior en el articulador, montamos el inferior que lo situamos en posición de máximo engranamiento dentario, o sea en máxima intercuspidadación (Figura 122, Figura 123 y Figura 124).



Figura 122. Montaje del modelo inferior. Posicionamiento del modelo inferior con uso de la cera del registro oclusal para su estabilización durante su montaje (Dentatus 2017).



Figura 123. Montaje modelo inferior. Comprobación de altura para el montaje del modelo inferior con puntero incisal estabilizado a "0" más la suma del grosor de la cera a nivel del espacio situado entre segundo premolar y molar de los dos lados, que al ser retirada la cera se queda el puntero en el "0" real del montaje (Dentatus 2017).



Figura 124. Montaje modelo inferior fijación con escayola tipo I de alta estabilidad dimensional (Dentatus 2017).

En nuestro caso, para el montaje de los modelos en el articulador físico no tenemos necesidad de hacer Registro Intermaxilar o de mordida, lo montaremos en la relación de Oclusión habitual, ya que en este caso y en otros casos similares que no tienen desvíos en el cierre de la mandíbula es recomendable hacerlo por tener menos distorsión en su ejecución según la practica odontológica clásica. El montaje lo realizamos con el puntero incisal a “0” con lo que las ramas superior e inferior del articulador quedan paralelas.

El montaje de los modelos se hace solo haciendo el posicionamiento en su mayor engranaje dentario. En este caso no existe desvío según lo apreciado en la exploración de la boca, no tiene desvío desde Relación Céntrica (RC) a Máxima Intercuspidación (MI) y por lo tanto se queda estable la mandíbula tras el cierre por ser varios los contactos que aparecen de manera uniforme durante el cierre y repartidos en distintas zonas.

En este caso podemos decir que en este paciente la Oclusión dentaria está en relación céntrica; y que la Oclusión en RC, es igual a la Oclusión en Céntrica OC (que es la RC en la mínima dimensión vertical con contacto dentario sin desvío).

En esta situación descrita por nosotros la paciente tiene la RC y la OC coincidentes y son iguales en los tres planos del espacio, y coinciden en Relación Céntrica con su mínima dimensión vertical, ya que el cierre de la paciente no tiene desvío apreciable al manipular la céntrica en clínica.

Con nuestra preparación mostramos el montaje del modelo superior en el articulador mecánico (Figura 125).

Terminamos el montaje con el puntero incisal del articulador a “0” mm, sin ninguna interposición de cera entre las arcadas (Figura 126).

En definitiva y concluyendo, en nuestro caso se aprecia un cierre sin desvío desde Relación Céntrica a cierre en máxima intercuspidación. Por lo tanto, Oclusión Céntrica, Oclusión Funcional y Máxima Intercuspidación coinciden y se aprecian múltiples contactos dentarios con papel articular⁴¹ repartidos por toda la arcada dental. (Figura 127).

⁴¹ El papel de articular es un tipo de papel impregnado de colorantes específicos, usado en odontología que marca los contactos entre los dientes.

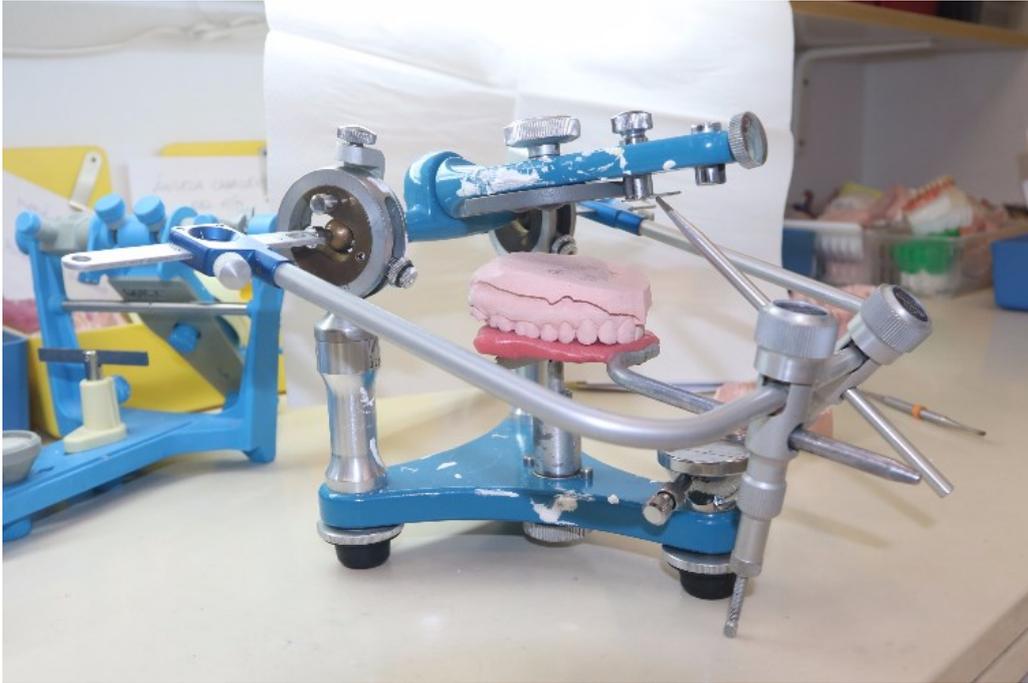


Figura 125. El montaje. Verificación de la posición del modelo superior antes de la colocación de la escayola Snow White 2. (Tipo I de gran estabilidad dimensional).



Figura 126. Modelos montados en el articulador en oclusión céntrica, en ella se puede observar un caso de normoclusión antes descrito.

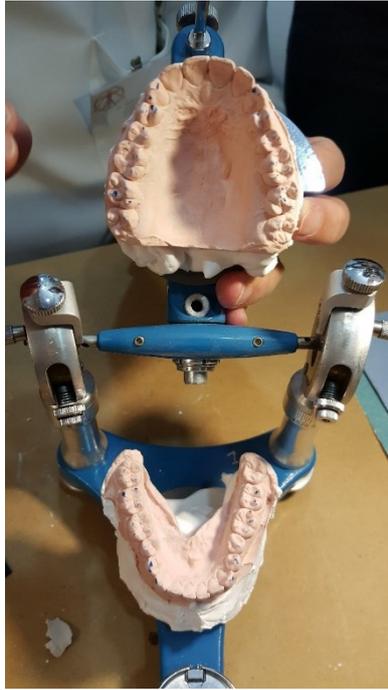


Figura 127. Nuestro montaje completado. Se aprecian en los modelos montados con las marcas de papel articular con ello comprobamos la exactitud del montaje comparándolas con las apreciadas en la boca de la paciente.

4.3.4. Escaneado del modelo

La geometría de los modelos reales se obtiene gracias a técnicas de fotogrametría y Structure from Motion (SFM). De esta manera se obtiene la información geométrica de las arcadas superior e inferior de la paciente seleccionada.

De cada elemento especificado anteriormente se capta un conjunto necesario de fotografías para obtener la nube de puntos 3D que lo describa geoméricamente, concretamente 96 fotos digitales para cada uno de los modelos: superior, inferior, y montados sobre el articulador. Las fotografías se han realizado con una máquina digital SLR, Nikon D3200 24.2 MP CMOS (Nikon Corporation, Tokio, Japón) dispuesta sobre un trípode. Las lentes utilizadas fueron: Nikon AF-S FX Nikkor 50 mm f/1.8G y Nikon AF-S DX Nikkor 18-55 mm f/3.5-5.6G II. El tamaño de las imágenes sacadas fue de 6016x4000 pixeles, para captar el máximo nivel de detalle.

Sobre el objeto a fotografiar se pusieron pegatinas con círculos negros a modo de marcadores, así como en la base circular sobre la que se disponía el objeto fotografiado, para facilitar la alineación de los elementos en el proceso de fotogrametría/ SFM y su escalado en el diseño 3D (Figura 128).

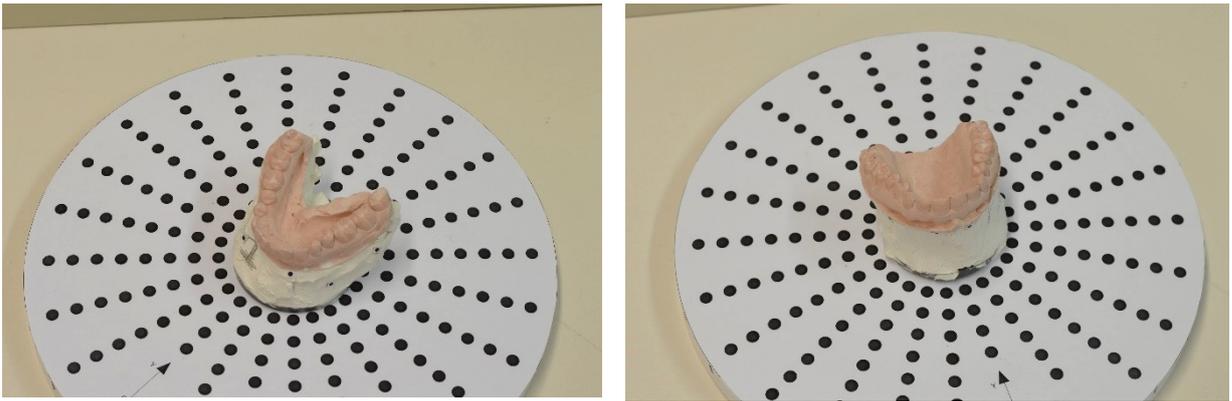


Figura 128. Marcadores en modelo inferior, superior y en el soporte circular.

El patrón circular con la serie de marcadores concéntricos se diseñó usando AutoCAD. Tras imprimirlo en una cartulina se pegó a un plato giratorio. Los modelos se colocaron en el centro del plato giratorio y se fueron tomando imágenes con cada variación de un cierto ángulo (15°), hasta la grabación de un anillo completo (360°). Para cada posición se dispararon imágenes en diferentes alturas de la cámara fotográfica.

Para la obtención de las imágenes digitales, se emplea el programa Agisoft PhotoScan 1.1.6 como herramienta fotogramétrica y de SFM para el procesado de imágenes. La reconstrucción fue llevada siguiendo los siguientes pasos:

1. Detección de los marcadores para facilitar la posterior alineación.
2. Alineación de las fotografías para obtener la nube dispersa con los siguientes parámetros: punto clave: 120.000 y Punto de empate: 40.000.
3. Selección de los puntos con error de reproyección mayor de la media usando la herramienta “Gradual Selección”.
4. Optimización de la alineación de la cámara.
5. Construcción de la nube de puntos con los siguientes parámetros: calidad=alta; profundidad de filtrado= moderado.
6. Si es necesario, combinar los trozos usando los marcadores.
7. Introducción de las distancias entre los marcadores, para escalar el modelo
8. Construcción de la malla usando los siguientes parámetros: Surface type=arbitrary; Face count: High; Interpolation: Enable

La limpieza y tratamiento de la nube de puntos para su conversión a modelo mallado se completa con el software MeshLab 1.3.3. Una vez realizado el modelo mallado se exporta a fichero *.STL. Posteriormente se transforman en sólidos mediante el software Autodesk Inventor Professional.

4.3.5. Montaje de modelos en el articulador virtual

Por último, y siguiendo la metodología anterior, se transfiere el posicionamiento de los modelos superior e inferior con las arcadas dentarias completas del articulador real al virtual, realizándose también por fotogrametría, y SFM para el procesado de imágenes. De esta forma se emula exactamente la distribución espacial de todas las piezas determinando el error absoluto máximo viable, para ver si es posible extrapolar los resultados conseguidos en el escenario virtual a lo que ocurre en la realidad mecánica del articulador dental (Figura 129).

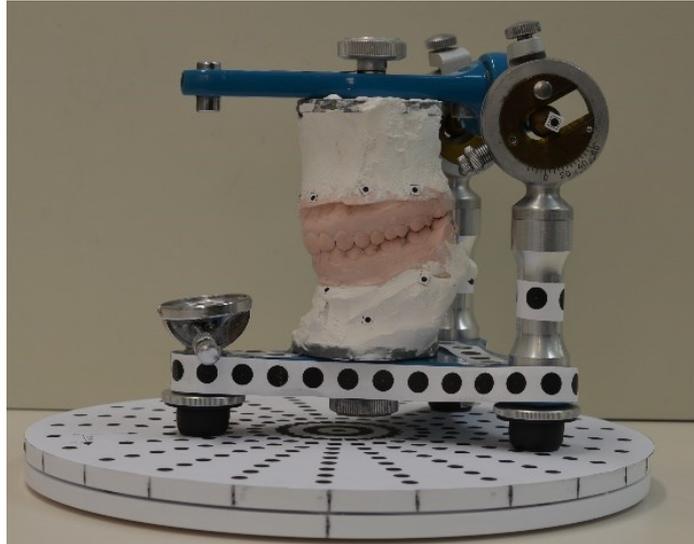


Figura 129. Dianas en el articulador con los modelos montados.

4.4. Software utilizado en el modelizado, simulación dinámica y análisis de elementos finitos

Se ha utilizado el software Autodesk Inventor en el modelizado del articulador, en su simulación dinámica y para el análisis de elementos finitos. Se trata de un software de modelado paramétrico, que la empresa Autodesk sacó al mercado en 1999 mucho después de SolidWorks, Pro/ENGINEER y SolidEdge.

4.4.1. Modelo sólido

La geometría exacta del articulador Dentatus seleccionado se consigue procediendo a su modelado a través del programa de Computer Aided Engineering (CAE) Autodesk Inventor Professional 2015. En nuestro caso, se ha preferido la creación nueva de los distintos elementos del articulador en 3D para favorecer el posterior Análisis de Elementos Finitos (FEA), evitando introducir fuentes de errores debido a las pequeñas imperfecciones ya que este tipo de análisis es muy sensible a cualquier irregularidad.

No obstante se introduce una pequeña modificación a nivel de la morfología de los elementos condilares integrándolas como parte del eje condilar con el objetivo de ganar precisión en las salidas propias de FEA.

Se comienza el proceso diseñando piezas mediante bocetos paramétricos en 2D, y posteriormente mediante extrusiones y operaciones de sólidos se obtienen piezas en 3D (archivos de extensión .ipt); dichas piezas se combinan con ensamblajes (archivos de extensión .iam) para obtener mecanismos más complejos. Para realizar dichos ensamblajes se utilizan las restricciones, reglas que determinan las posiciones relativas y movimientos de las distintas geometrías que se combinan en el ensamblaje. El objetivo de las restricciones de ensamblaje es la eliminación de los grados de libertad entre las piezas. Todas las piezas tienen 6 grados de libertad, una pieza puede girar sobre tres ejes y trasladarse en tres planos.

Se han establecido las variables que permitieran su parametrización, con el fin de simular posibles patologías existentes en los pacientes, y así poder mediante este tipo de articulador virtual paramétrico individualizable, estudiar los movimientos más próximos a la realidad.

En el articulador virtual diseñado se han parametrizado las siguientes variables:

- Inclinación de las trayectorias condíleas: izquierda y derecha
- Longitud de las trayectorias condíleas: izquierda y derecha
- Ángulo de Bennett: izquierdo y derecho
- Altura del poste condíleo: derecha e izquierda
- Distancia intercondilea: suma de dos parámetros la distancia del cóndilo izquierdo al centro del eje, y la distancia del cóndilo derecho al centro del eje.
- Todos los parámetros que permiten situar los modelos sobre el articulador

Todos los elementos transformables se individualizan, para abordar diferentes asimetrías del paciente. No obstante, se prefirió la nueva creación de algunos de los distintos elementos del articulador en 3D desde la nube de puntos obtenida con fotogrametría y SFM para favorecer el posterior Análisis de Elementos Finitos (FEA), evitando introducir fuentes de errores debido a las pequeñas imperfecciones en el diseño mecánico, para permitir su funcionamiento como el símil biológico que se quiere representar, ya que este tipo de análisis es muy sensible a cualquier irregularidad.

4.4.2. Modelado de la superficie semiesférica de los modelos dentales

El escenario de ensayo teórico emplea el mismo articulador virtual modelado en el apartado anterior con la salvedad de que el objeto de análisis son los modelos semiesféricos diseñados en Inventor en lugar de las arcadas dentarias. En concreto, esta investigación propone el contacto esférico por presentar simetría en cualquiera de sus infinitos ejes a diferencia de la modelización geométrica de arcadas dentarias propuestas por otros trabajos (Kondo, Ong y Foong 2004) (Chung y Wolfgramm 2015).

Si se pretende estudiar la descomposición de los comportamientos mecánicos en los contactos esféricos propuestos, se torna como imprescindible introducir una variable de excentricidad (e) (Figura 130) cuya presencia asegura la descomposición de los vectores de reacción en las tres direcciones principales del espacio. El valor seleccionado para e en los ensayos es de 30 mm, mientras que el diámetro de esfera de contacto se establece en 60 mm.

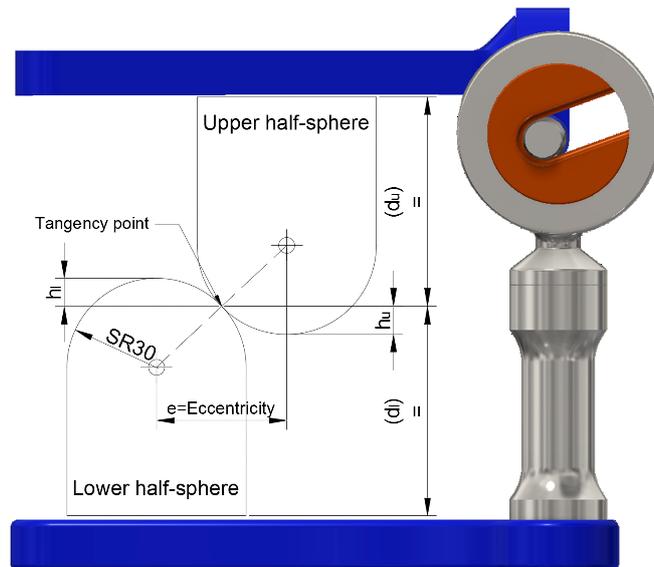


Figura 130. Esquema de descripción y relación geométrica de los modelos semiesféricos.

Otra importante consideración de la relación entre los modelos esféricos es la ubicación del punto de tangencia. Para definirlo correctamente se contemplan 4 variables: la altura del casquete esférico superior (h_u) y del inferior (h_l) así como la distancia a la que se encuentra el primero del elemento superior móvil (d_u) del articulador virtual y del segundo al elemento inferior fijo (d_l). La configuración experimental de estas variables es $h_u=h_l$ con valor de 4 mm. y $d_u=d_l$. En consecuencia, el punto de tangencia se ubica en todo momento en el plano medio de la distancia libre entre el elemento móvil y el fijo del articulador.

4.4.3. Simulación dinámica

La simulación dinámica sirve para reproducir y analizar las características dinámicas de un ensamblaje en movimiento bajo condiciones de carga. De manera similar a como en un articulador mecánico tradicional, podemos hacer distintos movimientos con el articulador dental virtual (ADV) y las arcadas dentales montadas en el mismo de manera virtual, incluyendo las condiciones de carga y el estudio de sus resultados.

Podemos configurar en el ADV la:

- Inclinación de las trayectorias condíleas (ITC) en ambas cajas condilares
- El valor de los ángulos de Bennett (AB) en ambas cajas condilares
- Fijación de cada uno de los ejes condilares de manera individual
- La distancia recorrida por cada una de las esferas condilares
- La distancia entre cada uno de los postes condilares hasta el eje central vertical del articulador
- La altura de cada uno de los postes condilares
- Posicionamiento de los modelos en cualquier localización dentro del espacio entre las ramas del articulador
- Variación del espacio entre las arcadas dentarias, incluyendo las variaciones de la dimensión vertical
- Ocultación virtual de cualquier elemento del articulador para visualizar el resto
- Variaciones del tamaño y posicionamiento en los 3 planos del espacio...

De esta manera podemos efectuar todos los movimientos que un articulador dental mecánico (ADM) puede efectuar y muchos otros más con mucha mayor precisión y sin alterar en nada los modelos reales, además de conseguir resultados más precisos y mejores observaciones que en la realidad.

Se puede realizar cualquier tipo de movimiento interarcadas:

- Apertura y cierre en eje de bisagra y en distinta disposición del eje a lo largo de la trayectoria condilar.
- Movimientos de protrusión-retrusión a cualquier nivel.
- Movimientos de lateralidad hacia cualquier lado y en distintas posiciones con distintos reglajes de ITC y AB.
- Aplicación de distintas fuerzas y estudio de su repercusión en cualquier estructura del ADV y de las arcadas simuladas.

Variar virtualmente la morfología de las arcadas dentarias y apreciar sus repercusiones en otras estructuras del ADV. El reglaje del articulador viene condicionado por el tipo de experimento que se realiza, en este caso, se emplea una configuración de los movimientos similar a protrusiva por lo que el valor dado al ángulo de Bennett es de 0° . Esta consideración viene dada por ser la primera operación que realiza el profesional dental durante el montaje de los modelos en un articulador mecánico, con todas sus variables bloqueadas y puestas al valor que por diseño marque el fabricante. En esta situación del ADV efectuamos la etapa de captación de la geometría y de relación de estructuras virtualizadas a través de técnicas fotogramétricas y SFM ya señaladas anteriormente y en sola presencia de un movimiento de eje bisagra (rotación pura) que se efectúa sin aumento de dimensión vertical por la restricción simultánea de este parámetro.

De esta manera se evitan posibles desvíos de la relación céntrica entre los modelos dentales y los cóndilos. En cuanto a la inclinación de la trayectoria condílea (ITC) se han seleccionado 3 posiciones (20° , 40° y 60°) para cada uno de los escenarios experimentales y posiciones relativas del modelo esférico inferior respecto al superior. Estos valores de ITC para efectuar el estudio se encuentran en la media para hombres y mujeres de $41,9^\circ$ con un rango de 26.1° a 61.8° (SD 9.2) (Alshali, y otros 2013) (Alshali, Yar, Barclay, & Satterthwaite, 2013) (García Cañas, Brandin de la Cruz y Del Río Highsmith 2012).

Además, el escenario teórico se subdivide en el estudio de las reacciones mecánicas producidas en 8 posiciones de la semiesfera inferior homogéneamente distribuidas respecto a la esfera superior y separadas una distancia angular de 45° (Figura 131).

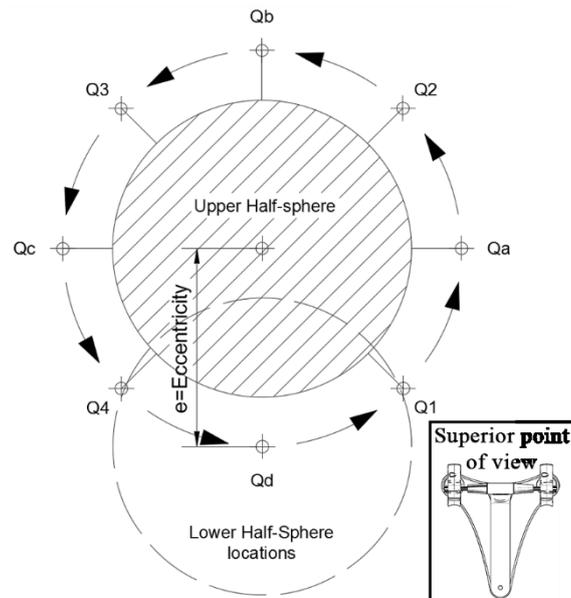


Figura 131. 8 posiciones de estudio (Qx) que distan entre sí en la semiesfera superior fija respecto a la semiesfera inferior en una vista superior del articulador virtual.

Las posiciones principales son Qb y Qd que coinciden con el plano sagital y las Qa y Qc pertenecientes al plano coronal o frontal del paciente. Las posiciones intermedias Q1 a Q4 son equidistantes a las posiciones principales, desplazadas un ángulo de 45° respecto a estas últimas. En consecuencia, el modelo esférico inferior recorre las distintas localizaciones para lograr la descomposición de esfuerzos mecánicos en cada uno de 8 sectores esféricos presentes en una semiesfera que formarán los sectores de referencia en esta investigación.

4.4.5. Análisis de elementos finitos

Mediante el módulo de Análisis de Elementos Finitos (FEA) de Inventor, se estudia el comportamiento del articulador y de sus piezas, así como los modelos montados, bajo diferentes condiciones de carga y sus diferentes reglajes.

Las condiciones de contorno seleccionadas para FEA tienen por objetivo conseguir la mayor aproximación a la realidad junto a ser coherentes con las características intrínsecas del experimento. Así, los materiales empleados para el análisis han sido los propios que intervienen en el sistema masticatorio: dentina y hueso cortical. Los materiales se han caracterizado como isotrópicos⁴² para mantener la coherencia de las direcciones principales de trabajo en los dos escenarios en estudio, a pesar de que los dientes no lo son estrictamente y conociendo que los modelos esféricos no presentan ninguna dirección preferente

La dentina se ha empleado en los modelos de arcadas dentarias y los modelos esféricos. El hueso cortical se le atribuye a todos los elementos móviles del articulador dental. De esta manera, el comportamiento tensional y de deformación se aproxima a la realidad odontológica simulada. Respecto a las propiedades mecánicas específicas, la dentina se caracteriza por un límite de fluencia de 1,1 MPa, módulo elástico último 16,9 GPa, módulo de Young 13,2 GPa, módulo de Poisson 0,25 y módulo cortante 5,28 GPa (Kinney, Marshall y Marshall 2003). El hueso cortical se ha caracterizado con las siguientes

⁴² Isotrópicos se consideran en física a los cuerpos que tienen propiedades idénticas en todas direcciones

propiedades: límite de fluencia 100 MPa, módulo elástico último 17,3 GPa, módulo de Young 19,4 GPa, módulo de Poisson 0,39 y módulo cortante 6,9 GPa (van Eijden 2000).

En cuanto a las restricciones geométricas de los elementos intervinientes en FEA se han establecido 3 restricciones. Una restricción articulada fija en cada superficie condilar, bloqueándose los movimientos de translación y los giros radiales y axiales, dejando el grado de libertad en la rotación tangencial (que permite el movimiento de eje de bisagra). Por otro lado, en los modelos inferiores (arcada y casquete esférico) se fijan en su superficie y que se encuentran a menor altura que los cóndilos y donde no se permite ningún grado de libertad de movimiento. Además, los contactos producidos entre los modelos superiores e inferiores de los experimentos se han considerado de separación, ya que se permite el movimiento relativo entre los cuerpos en contacto e impide la penetración entre los mismos.

Las cargas contempladas en los dos escenarios experimentales son igualmente dos. La primera es de presión de oclusión en posición de máxima intercuspidad que corresponde a una fuerza de 97 N repartida uniformemente sobre una superficie y que supone el 50 % de la mordida máxima humana (Schindler, y otros 2009). Al mismo tiempo se incluye la acción de la gravedad coincidente con la vertical del articulador dental virtual, con el ánimo de contemplar todos los esfuerzos predominantes que tienen lugar en la cabeza humana.

La discretización⁴³ de los elementos implicados en los ensayos se realiza por medio de un mallado basado en tetraedros. El tamaño medio de elemento (fracción del diámetro del modelo es 0,1, el tamaño mínimo de elemento es de 0,2 y el factor de crecimiento es de 1,5 con un máximo ángulo de giro de 60°. El análisis se ha optimizado por medio de una convergencia de las tensiones internas y se ha verificado que el tamaño del tetraedro empleado es independiente del cuerpo mallado por medio de 4 ciclos de refinamiento de malla.

En presencia de todas las condiciones de contorno especificadas se procede a realizar FEA con las repeticiones correspondientes a los 3 distintos valores de ITC y, en el caso del escenario teórico, en cada una de las 8 posiciones relativas de las superficies esféricas. Con ello, se permite hacer la comparación objetiva de las fuerzas de reacción producidas en cada una de las restricciones geométricas especificadas anteriormente.

⁴³ La discretización es un método para simplificar los resultados agrupándolos en grupos para su mejor manejo.

CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN



5.1. Articulador virtual Dentatus parametrizable

Como primer resultado de la Tesis Doctoral, se completó la digitalización para su posterior modelado paramétrico del articulador Dentatus ARL (Figura 132). Este proceso se llevó a cabo con el programa de diseño Autodesk Inventor Professional. Las dimensiones de los componentes y las dimensiones reales (Figura 133) han sido simplificadas en un grado que no alteren a la geometría de articulador mecánico real, pero que ayude a la correcta realización del análisis de elementos finitos.

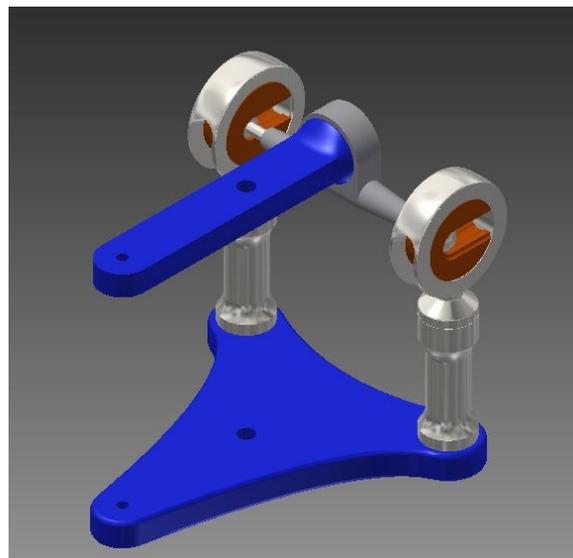


Figura 132. Articulador virtual Dentatus creado en Autodesk Inventor, sin varilla incisal.

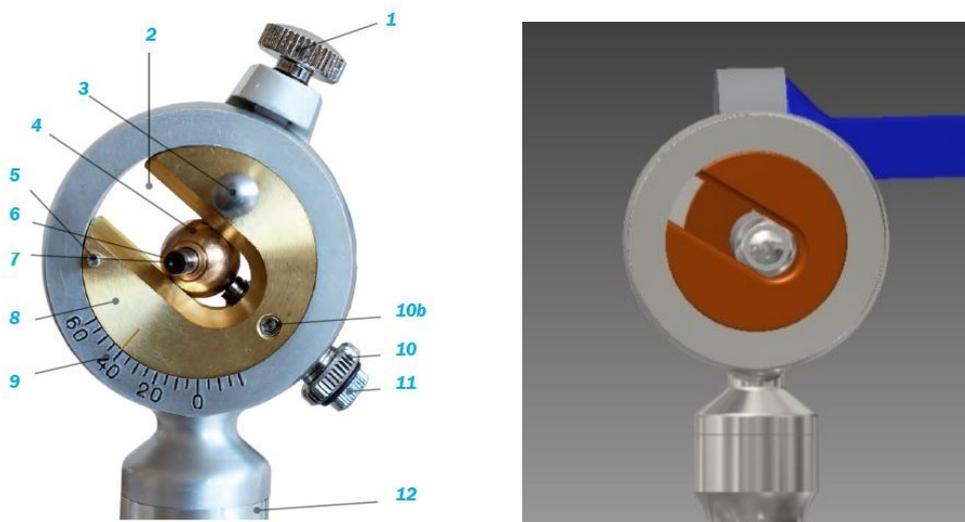


Figura 133. Guía condilar, armazón de la guía condilar, cóndilo y eje montado en el articulador físico Dentatus ARL en posición básica de montaje (izquierda) (Dentatus 2017) y simulado en las mismas condiciones con Autodesk Inventor (derecha).

Para ello se parametrizaron⁴⁴ diferentes variables del articulador, que permiten simular diversas morfologías anatómicas apreciadas en pacientes. La vinculación de las medidas o parámetros de estas variables al modelo virtual creado se realiza en el modelo actual a través de una hoja de cálculo tipo Microsoft Excel que facilita la modificación rápida del mismo, observándose en la Tabla 5.

Tabla 5. Hoja de cálculo que vincula los parámetros de las variables y el modelo virtual.

| Variable | Valor | Unidad | Descripción 1 | Descripción 2 | Grupo |
|-------------|-------|--------|------------------------|--------------------------|-----------------------|
| Taaanc | 800 | Mm | Ancho | Tablero | Mesa |
| Talar | 1500 | Mm | Largo | Tablero | |
| Taalt | 30 | Mm | Alto | Tablero | |
| Padist1 | 80 | Mm | Distancia 1 | Pata | |
| Padist2 | 80 | Mm | Distancia 2 | Pata | |
| Padia | 55 | Mm | Diámetro | Pata | |
| Paalt | 850 | Mm | Altura | Pata | |
| Bades | 30 | Mm | Despegue | Mesa | Base Articulador |
| Balon1 | 190 | Mm | Agujero Guía incisal | A agujero poste condilar | |
| Balon2 | 140 | Mm | Agujero Poste condilar | A agujero poste condilar | |
| BaDia1 | 20 | Mm | Empalme circular | Agujero Guía Incisal | |
| Baalt | 15 | Mm | Altura | Base | |
| PatSep | 1 | Mm | Separación | Base - Pata | Pata Base Articulador |
| PatDia | 25 | Mm | Diámetro metálico | Pata | |
| PatTor | 10 | Mm | Longitud tornillo | Pata | |
| PosDiam | 23 | Mm | Diámetro base | Poste | Poste Condilar |
| PosAlt | 3.5 | Mm | Altura total | Poste | |
| DistConIzq | 0 | Mm | Distancia condilar | Poste | |
| DistConDrch | 0 | Mm | Distancia condilar | Poste | |
| BenetIzq | 15 | Gr | Giro | (-) hacia dentro | |
| BenetDrch | 15 | Gr | Giro | (-) hacia dentro | |
| ArDiaE | 47 | Mm | Diámetro Exterior | Armazón | Armazón Guía Condilar |
| ArDiaI | 37 | Mm | Diámetro Interior | Armazón | |
| ITCDrch | 1 | Gr | ± 90 Giro | ± 90 Giro | |
| ITCIzqu | 1 | Gr | ± 90 Giro | ± 90 Giro | |

⁴⁴ Parametrizar es la personalización de un sistema mediante variables, con ello se denota la posibilidad de que la aplicación permita la modificación de aspectos puntuales de su funcionamiento.

| | | | | | |
|------------|-----|-----------|------------------------|--------------------------------|-------------------------|
| ITCDesDrch | 1 | Mm | ± 15 Desplazamiento | (+) Hacia detrás | |
| ITCDesIzq | 1 | Mm | ± 15 Desplazamiento | (-) Hacia delante | |
| EIDia | 8 | Mm | Diámetro Elemento | Cóndilo | Elemento Condilar |
| EjLon | 80 | Mm | Semi distancia | Centro Elemento Condilar | Eje Condilar |
| CaLon | 170 | Mm | Distancia del eje | al Vástago incisal | Carcasa Eje Condilar |
| CaGir | -95 | Gr | Apertura y Cierre | (-70 gr ≈ horizontal) | |
| VaLonS | 22 | Mm | Longitud superior | Vástago | Vástago Incisal |
| VaLonI | 90 | Mm | Longitud inferior | Vástago | |
| VaPos | 0 | Mm | Longitud Vertical | Hasta la platina | |
| PlaDia | 40 | Mm | Diámetro superior | Plato | Platina de montar |
| PlaDist | -10 | Mm | Distancia a Base | Plato | |

La distancia intercondílea (que se referencia a la obtenida del paciente con el arco facial entre sus cóndilos) es uno de los determinantes de la anatomía oclusal. Este parámetro es normalmente modificable en los articuladores mecánicos llamados ajustables. El ajuste se realiza por medio de arandelas o topes en 3 categorías: grande (112 mm, se usan dos arandelas a cada lado), media (100 mm, se usa una arandela a cada lado) y pequeña (88 mm, sin arandela). Y en otros tipos de articuladores se regula mediante otros sistemas de ajuste más precisos mediante tornillos entre estos rangos. El articulador virtual desarrollado está fijada por defecto en 110 mm (Figura 134) magnitud catalogada como distancia intercondílea media, permitiendo que ésta no sea simétrica.

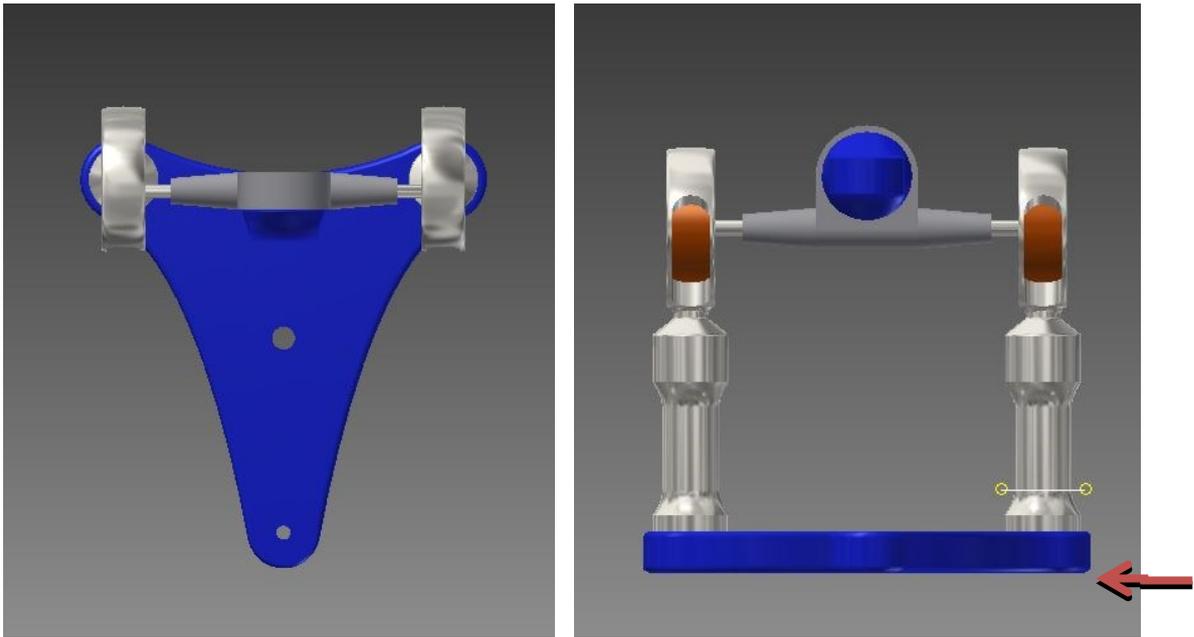


Figura 134. Vista superior (fig. izquierda) y frontal (fig. derecha) del articulador virtual, con la distancia intercondílea por defecto a 110 mm similar a la usada por el fabricante Dentatus.

La modificación de dicho parámetro se realiza mediante la asignación de un desplazamiento en un eje creado genéricamente y a propósito en el articulador virtual. Se ha ejecutado simulando una hendidura en la base, que permite el desplazamiento de cada uno de los ejes condilares de forma independiente y es transferida a través de la hoja de cálculo tipo Microsoft Excel en nuestro programa (Figura 135).

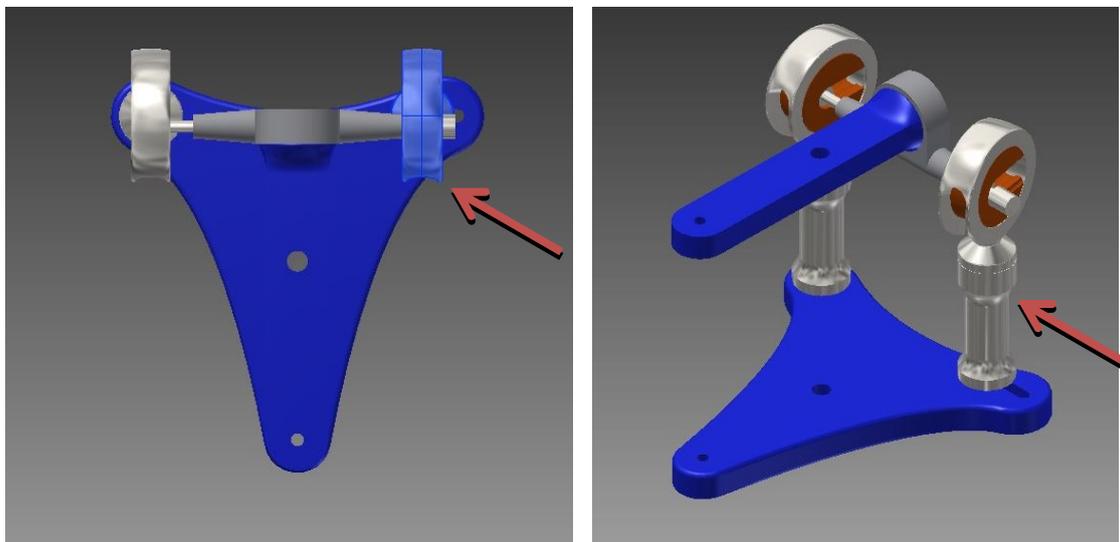


Figura 135. Modificación de la distancia intercondílea de forma asimétrica.

Otro de los parámetros que podremos variar de forma sencilla en el articulador virtual es la altura de los cóndilos, mediante la modificación de la altura de los ejes condilares, variando pues la altura de los postes condilares y es creada como cualquier otro parámetro a través de la hoja Excel. De este modo se podrá implementar y parametrizar cualquier posible patología o asimetría en los pacientes para su estudio o tratamiento aplicándolo en el articulador virtual.

Este parámetro permite modificarse fácilmente en el articulador virtual mediante la modificación de la altura de extrusión⁴⁵ de cada uno de los postes condilares de forma independiente, como se observa en la siguiente reproducción de la Figura 136.

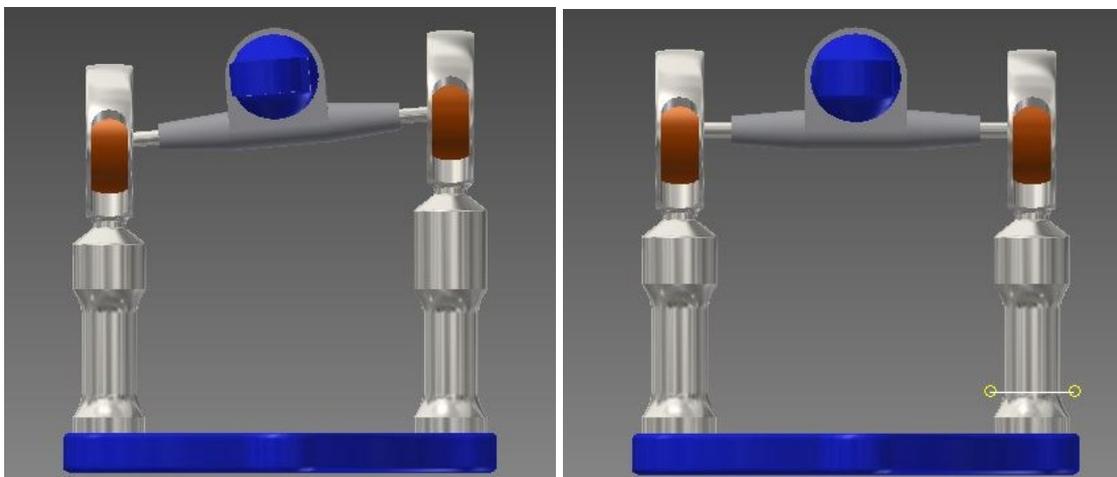


Figura 136. Imágenes de la modificación de la altura de extrusión del poste condilar izquierdo del segundo articulador al tratarlo de forma independiente al resto.

El ángulo de Bennett y la inclinación de la trayectoria condílea son variables también parametrizadas en el diseño, de manera que con el sistema desarrollado, se pueden reproducir las distintas direcciones posibles y las posiciones del cóndilo durante sus desplazamientos, igual que se realiza en el articulador mecánico.

En la Figura 137 se reproduce el articulador para trayectoria condílea izquierda de 30° y el derecho a 60° con el mismo ángulo de Bennett de 0° .

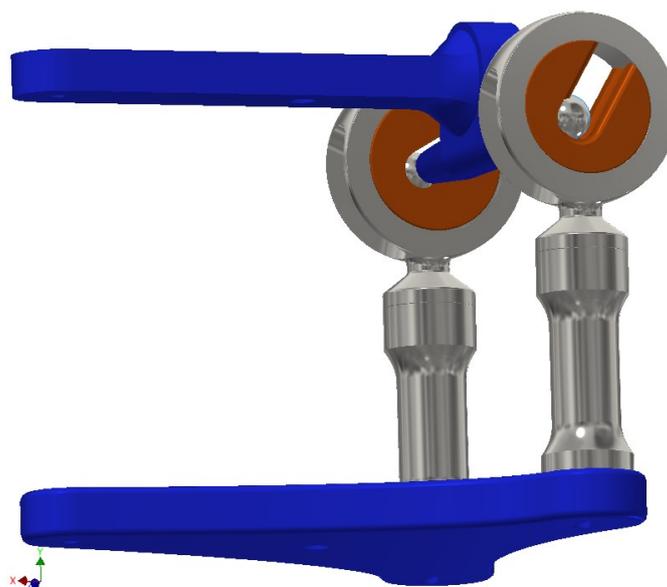


Figura 137. Articulador virtual con la ITC derecha a 30° y la izquierda a 60° .

⁴⁵ La extrusión consiste en cambiar de una estructura en 2D a otra en 3D, pasando de una superficie inicial más o menos compleja a un volumen, a través del barrido de un espacio.

Otra de las innovaciones en el planteamiento de este articulador virtual es la presencia de muelles virtuales, que se sitúan entre el armazón del eje y los cóndilos. Estos muelles tienen la función de permitir los movimientos y registrar los valores durante los desplazamientos donde exista un componente de desvío mandibular o desvíos respecto a la línea media laterales. También, están diseñados para absorber los esfuerzos de oposición al desplazamiento de la estructura del eje y el vástago sobre el eje y de los elementos condilares (Figura 138) y que posteriormente pueden ser registrados para su estudio.

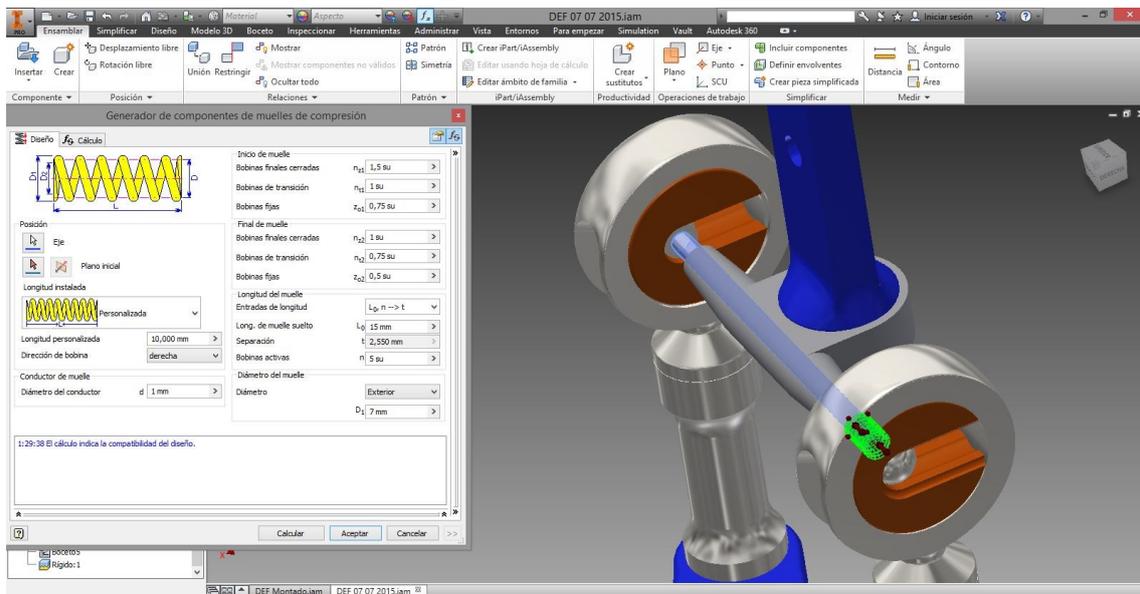


Figura 138. Creación de muelles en el articulador virtual que permite ejecutar y estudiar los esfuerzos de lateralidad producidos en el articulador.

Este movimiento se limita y tolera mecánicamente en el articulador físico mediante el ajuste del movimiento de lateralidad con el dispositivo situado entre el eje y armazón que a la vez permite calibrarlo según el diseño mecánico del fabricante. Por ello, se facilita el movimiento entre la esfera condílea, el eje de rotación y el armazón de la guía condilar. (Figura 139).

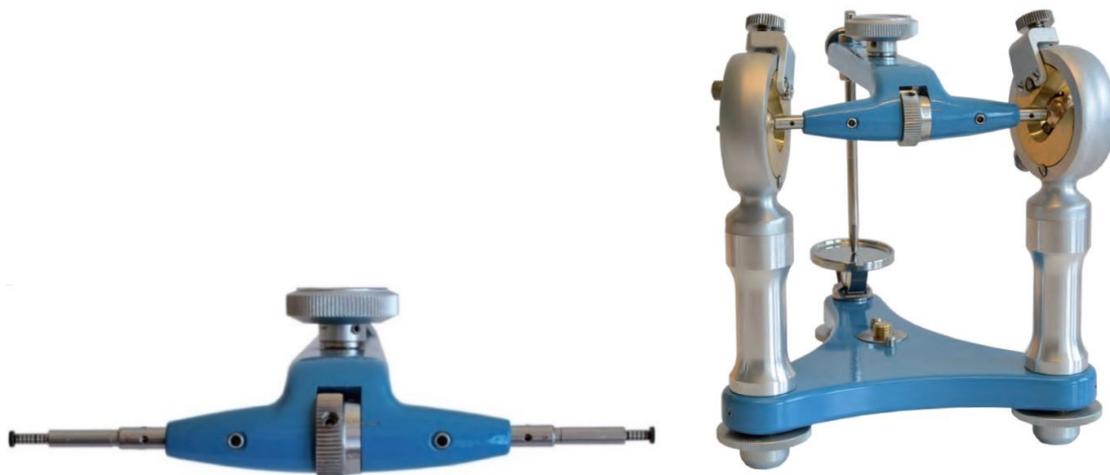


Figura 139. Mecanismo que posibilita los movimientos de lateralidad en el articulador mecánico, permitiendo cumplir el movimiento de las esferas condilares en todos los movimientos posibles.

Las geometrías virtuales obtenidas en nuestro diseño presentan un error global absoluto máximo de 28 μm en función del estudio realizado en el siguiente apartado de captación. Este valor se encuentra en el rango de trabajo empleado por distintos fabricantes (5 μm to 30 μm) y está por debajo de las precisiones obtenidas por impresiones digitales de modelos, como las obtenidas por Ender & Mehl siendo la media de 32.4 μm (Ender y Mehl 2012).

Con este articulador virtual paramétrico individualizable, se pueden simular y estudiar movimientos más próximos a la realidad. No ha sido sólo parametrizada en este trabajo la individualización de la trayectoria condílea, como tienen otros articuladores mecánicos llamados totalmente ajustables (precisando que esta afirmación no es totalmente cierta) sino que se ha trabajado con 36 variables distintas (Tabla 5). Se debe esta situación a que en la cualidad de nuestro diseño no está proyectada la individualización de la trayectoria condílea de forma curvilínea, ya que queremos evaluar durante el estudio las fuerzas que ocurren a nivel de las estructuras que simulan el movimiento.

El articulador mecánico tradicional tiene limitaciones a la hora de reproducir la diversa variabilidad de aspectos biológicos sean fisiológicos o patológicos⁴⁶. En el articulador virtual desarrollado pueden transferirse las variables individuales y específicas de cada paciente, por lo que supone para odontología ganar grados de libertad del diseño dental gracias a un articulador que reproduce la realidad más fielmente.

Así mismo el usuario del articulador (protésico o dentista) podrá asignar y cambiar estas variables fácilmente sin necesidad de trabajar con el paciente al tiempo que puede ocultar componentes para facilitar la visión durante su trabajo.

5.2. Modelos de arcadas virtuales

Para la digitalización de los modelos dentales de escayola del paciente y del propio articulador dental se han empleado las técnicas de fotogrametría clásica y algoritmos de Structure From Motion (SFM). Con ello se consigue obtener la nube de puntos de los modelos. Sin embargo, las funcionalidades serán distintas. Los modelos dentales necesitan un alto grado de precisión en la forma ya que serán los que sean analizados mediante el análisis de elementos finitos. El modelo digital del articulador necesita un mejor grado de conservación de detalles, pero con un alto grado de exactitud de puntos. Estos requerimientos resultan de la necesidad de medir las dimensiones más importantes del artilugio y, al mismo tiempo, el posicionamiento espacial entre los modelos dentales.

La configuración de la captación se basó en obtener unas 96 imágenes de los modelos con un solapamiento adecuado gracias a una variación de 15° en la horizontal entre imágenes. Las técnicas utilizadas permitieron obtener las dos arcadas virtuales (Figura 144 y Figura 141) mediante el software Agisoft PhotoScan Professional. Como resultado del proceso se obtienen las geometrías con un error global absoluto máximo de 0,028 mm.

⁴⁶ *La diferencia entre lo fisiológico y lo patológico en medicina es la normalidad y la salud o la presencia de signos o síntomas que manifiestan enfermedad.*

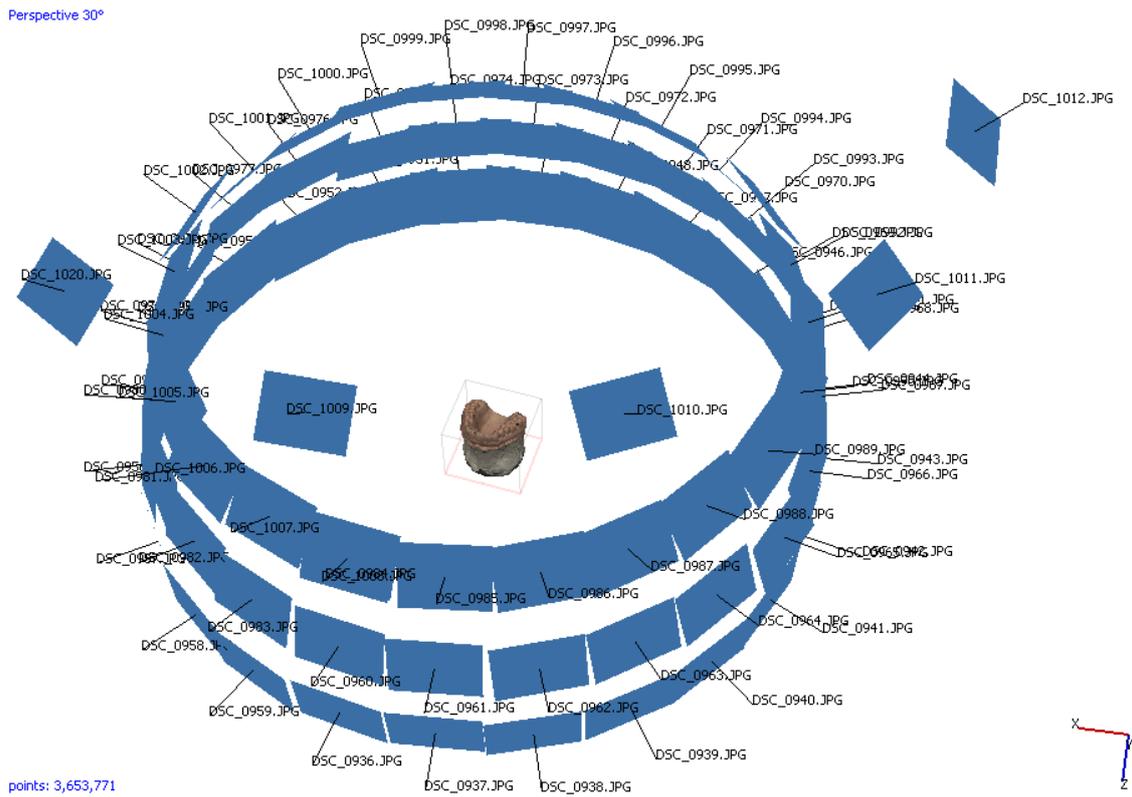


Figura 140. Procesamiento de las nubes de puntos de la arcada superior del paciente mediante Agisoft PhotoScan Professional.

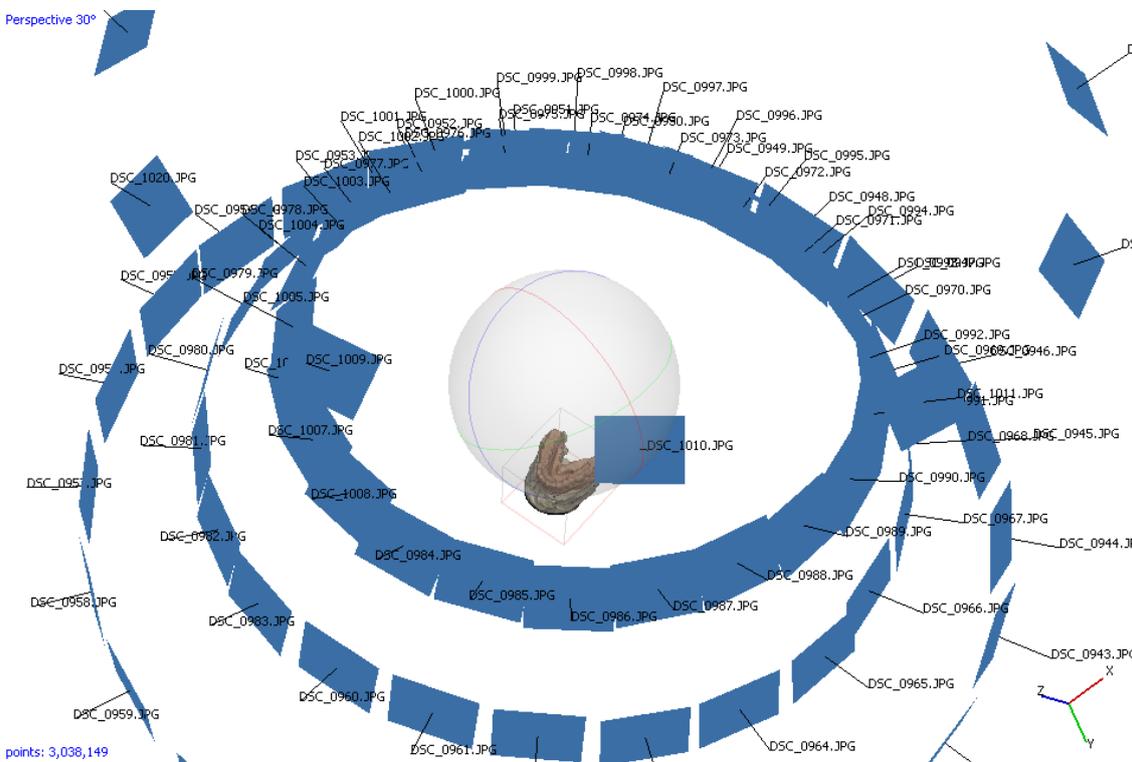


Figura 141. Procesamiento de las nubes de puntos de la arcada inferior del paciente mediante Agisoft PhotoScan Professional.

Las nubes de puntos de los modelos tratados tienen más de 3 millones de puntos. Con ello, se puede dar una idea del detalle de las superficies captadas. Posteriormente se tratan las nubes de puntos para convertirlas en mallas triangulares y, de forma estética, se pueden aplicar textura realistas tal y como se aprecia en la arcada superior de la Figura 142 y en la arcada inferior de la Figura 143.



Figura 142. Mallado texturizado de la arcada inferior del paciente.



Figura 143. Mallado texturizado de la arcada inferior del paciente.

5.3. Virtualización del articulador con los modelos dentales montados

Otro aspecto importante es la digitalización del articulador dental mecánico. Para ello, se sigue la metodología fotogramétrica comentada anteriormente con Agisoft PhotoScan Professional. El resultado de la captación se observa en la Figura 144.

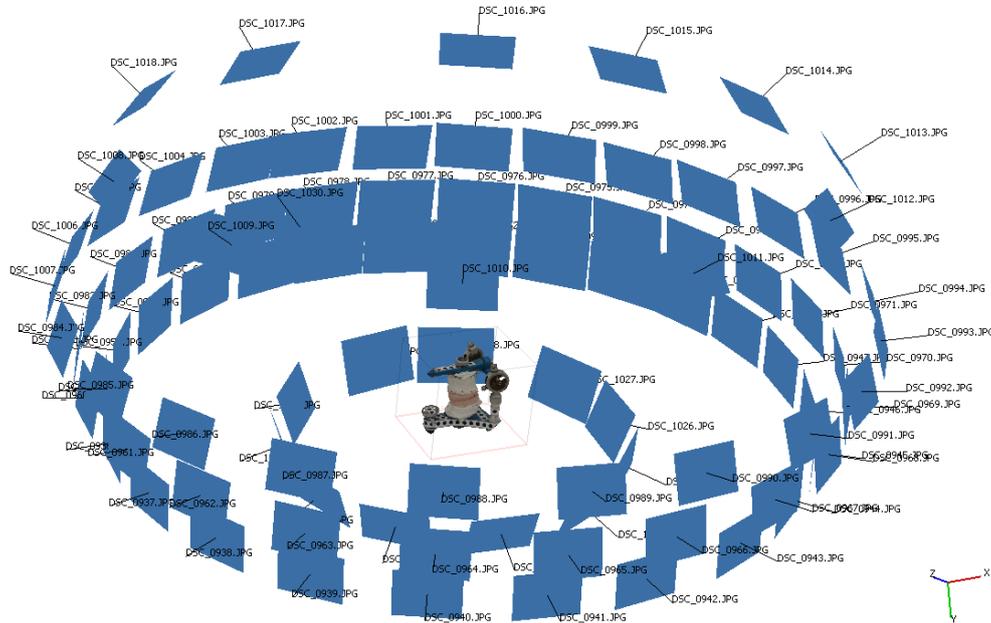


Figura 144. Captación fotogramétrica del conjunto del articulador Dentatus ARL junto a los modelos dentales de escayola.

De forma detallada, se observa en la Figura 145 el resultado con mayor detalle. Por ejemplo, presenta algunas deficiencias como los extremos de los brazos del articulador o ciertas columnas del propio artílugio. No obstante, estas deficiencias se deben a la propia limitación de la técnica fotogramétrica. Las superficies con brillo o planas sin referencias suelen generar dichos problemas.



Figura 145. Modelo de malla del articulador dental Dentatus ARL escaneado junto a los modelos dentales de escayola.

Se ha transferido el posicionamiento de los modelos superior e inferior con las arcadas dentarias completas del articulador mecánico real al virtual cuyo resultado se observa en la Figura 146 y en la Figura 147, una vez recortados los modelos. De esta forma se emula exactamente la distribución espacial de todas las arcadas dentarias con un error absoluto máximo de trabajo aceptable, permitiendo extrapolar los resultados conseguidos en el escenario virtual a lo que ocurre en la realidad mecánica del articulador dental.



Figura 146. Articulador virtual y mandíbulas posicionadas.

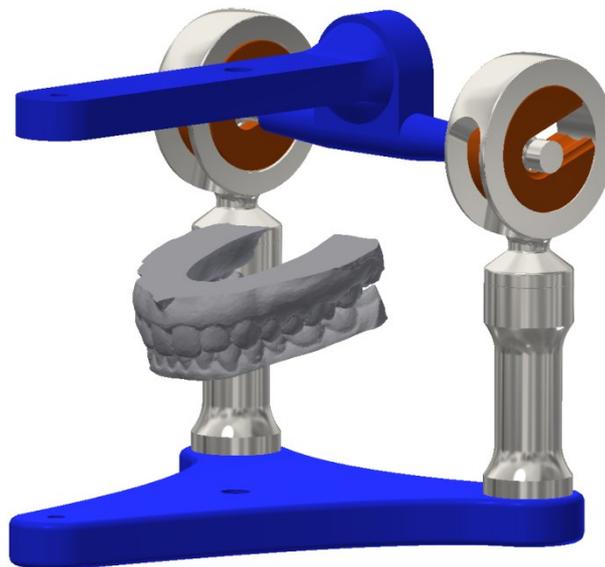


Figura 147. Articulador virtual y modelos posicionados y recortados.

5.4. Articulador virtual parametrizable con el modelo esférico

Considerando que la superficie de mayor simplicidad para simular los modelos dentales es la esférica, y que mediante ella podemos relacionarlos entre sí. Se ha empleado dicha superficie en esta tesis para el diseño del experimento, de esta manera podemos valorar sus

reacciones de manera sencilla al variar las condiciones de la realidad simulada en el ADV o del campo experimental diseñado para el estudio.

Se idea para el ADV un sistema de contacto entre las superficies esféricas en una posición similar a la que en el ADV tienen contacto las arcadas dentales virtualizadas, para poder compararlos. Ramas superior e inferior paralelas o con dimensión vertical a 0 y contacto entre las superficies esféricas en la zona central del articulador, zona donde idealmente deben estar los modelos de las arcadas dentarias.

En esta situación se planificó un sistema de variación del punto de contacto al modificar la posición de la superficie inferior manteniendo fija la superior, esta variación se hizo en un rango de 45° , obteniendo ocho campos de contacto distintos (Figura 148). Dicha variación es similar por diseño a los distintos tipos de contactos que ocurren entre dos superficies oclusales dentarias. El símil geométrico, permite valorar el efecto que sobre cada punto dental se produce durante el contacto interarcadas.

Mediante este diseño se simula de forma simplificada el efecto entre dos superficies más complejas al considerarlas cada una como la suma de todos sus accidentes particulares. La simplificación de las características de toda la superficie de oclusión a un solo punto permite que sean fáciles y manejables los resultados que se obtienen, al tiempo que obtenemos todas las superficies dentales que entran en contacto, conociendo sus características en posición y orientación espacial.

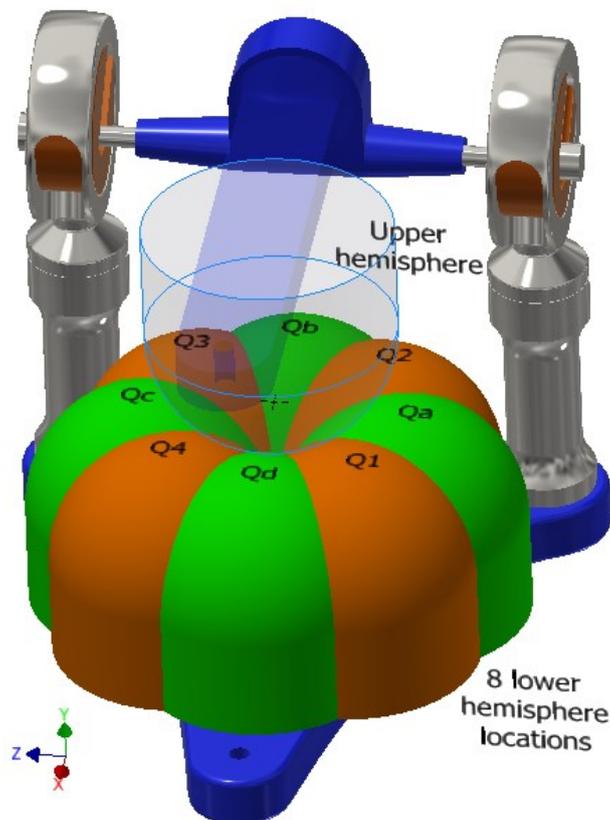


Figura 148. 8 posiciones de estudio (Q_x) que distan 45° entre sí en la semiesfera superior fija respecto a la semiesfera inferior en una vista en perspectiva del articulador virtual.

Siendo el sistema vectorial un modelo habitual para expresar la dinámica de los sistemas lo utilizamos en esta Tesis mostrando su eficacia para ayudar a comprender las reacciones en los distintos puntos del estudio.

Con este análisis se pretende obtener el vector 3D resultante de la suma de todos los vectores de reacción producidos en los distintos contactos dentarios debido a la presión ejercida por la oclusión. Es necesario resaltar que el mejor ajuste de modelos geométricos primitivos simples de la propia morfología de la superficie de contacto entre dos dientes se consigue mediante el empleo de una superficie esférica.

Esta simplificación es muy similar a la ocurrida en el primer contacto entre los dientes naturales durante el desarrollo de la formación del plano de oclusión en la evolución vital de los humanos, tanto en la dentición temporal como la permanente. Con posterioridad estos contactos esféricos por el desgaste se aplanan y ocurre en todos los contactos dentarios que de manera individual aparecen en la boca (Planas 1996).

A modo de ejemplo se observa en la Figura 149 las posiciones relativas marcadas como Q4 y Qb del casquete esférico inferior respecto al superior.

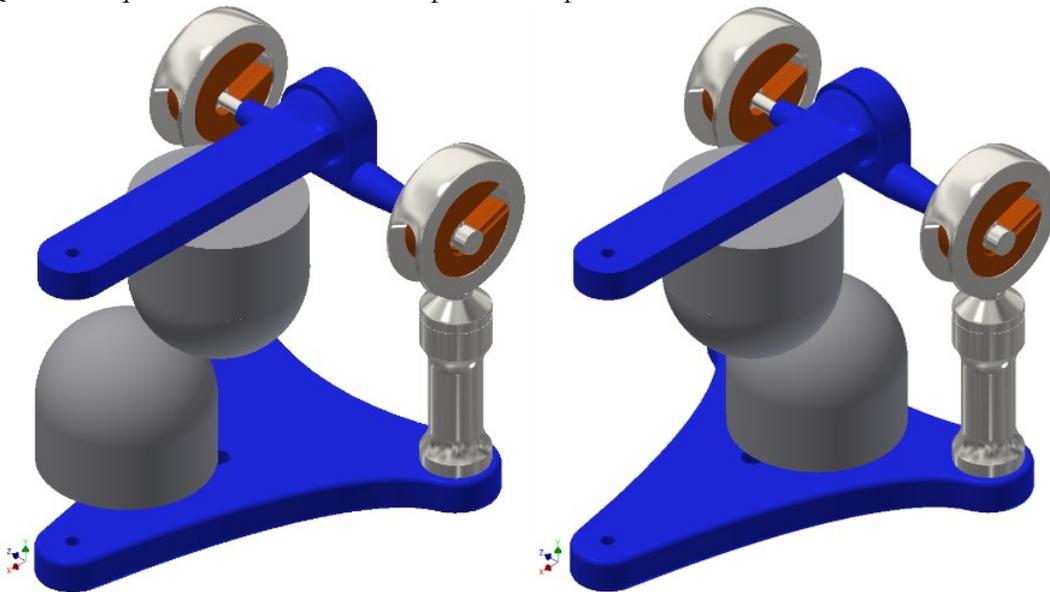


Figura 149. Modelos esféricos montados en el articulador virtual, con los puntos de contacto en Q4 (izquierda) y Qb (derecha).

5.5. Simulación dinámica del articulador

El articulador virtual creado, permite reproducir los movimientos del articulador físico en protrusión, retrusión y lateralidad para distintos valores de las variables parametrizadas. Es posible simular y cuantificar los efectos de la resistencia sobre la base o modelo inferior, en distintos momentos durante todos los movimientos de oclusión. Así es posible generar los puntos de contacto producidos entre la arcada inferior y superior en todos los movimientos permitidos en el articulador. (Figura 150).

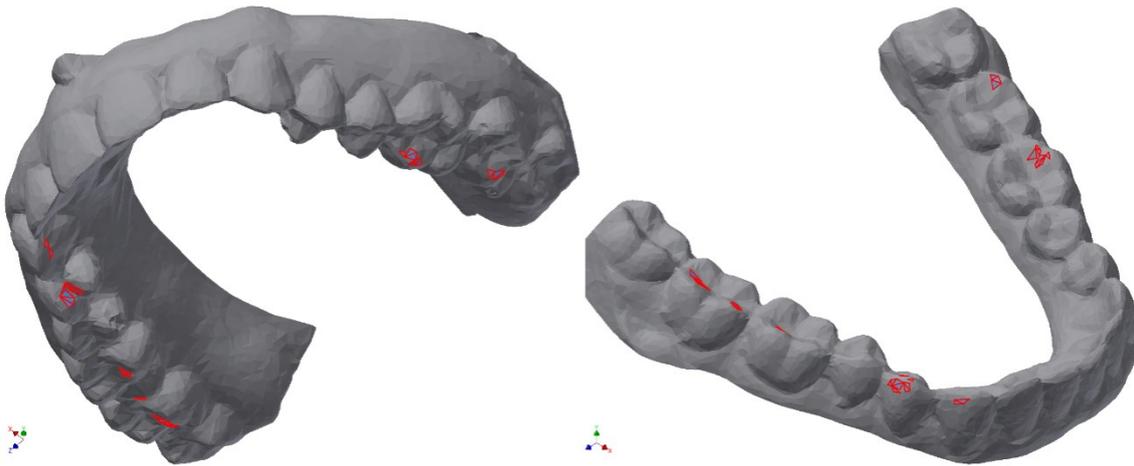


Figura 150. Puntos de contacto generados en las arcadas tras el movimiento de cierre en eje de bisagra con máximo contacto sin penetración en el ADV.

Los puntos de contacto interdentario obtenidos son similares a los conseguidos en el articulador dental mecánico que se ha virtualizado (Figura 151) con los modelos de las arcadas dentarias de escayola montados y marcados con papel de articular en movimiento eje de bisagra (sistema marcaje de puntos de contacto dentario habitualmente usado en Odontología para apreciar sus relaciones oclusales, tanto en pacientes como en modelos de escayola o de fabricación de prótesis). De esta manera se puede modelizar la dinámica mandibular en tiempo real de la oclusión con el articulador dental virtual.

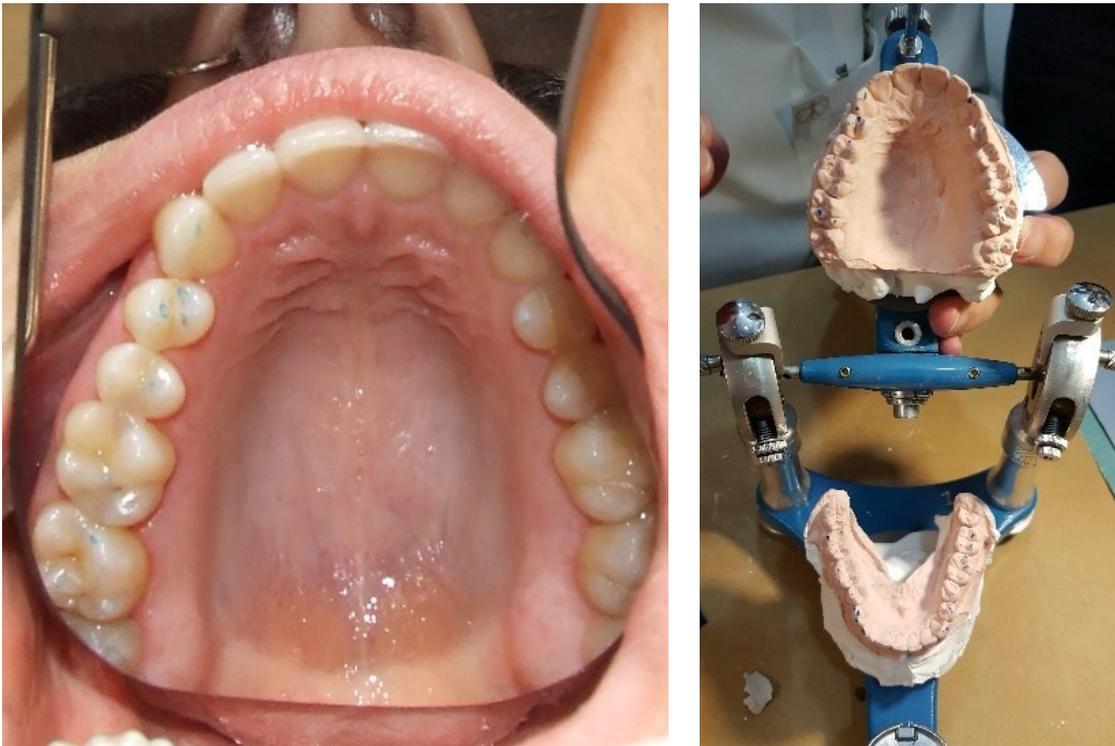


Figura 151. Contactos en la oclusión de la paciente (izquierda) vista en un espejo y tomada la imagen desde arriba, apoyado el espejo intraoral en los dientes inferiores y de sus modelos montados en ADM (derecha).

La necesidad de ponderar cada uno de los contactos y el efecto global que todos ellos tienen en el sistema y en la simulación de la boca nos llevó a idear un sistema de fácil interpretación los modelos teóricos esféricos.

5.6. Análisis de elementos finitos

Tras esta sistemática el articulador virtual está listo para aplicar la representación dinámica y de tensiones que el programa de simulación usado permite. Con él se estudian y cuantifican los esfuerzos generados en cada una de las piezas o zonas previstas, se generan videos y se analizan las trayectorias de los movimientos permitidos que son reproducidos, mediante el entorno de simulación dinámica y estática del programa.

Se estudiaron en los dos escenarios experimentales, con arcadas dentales y con el modelo teórico esférico, las tensiones obtenidas sobre el articulador con una presión de oclusión en posición de máxima intercuspidad correspondiente a una fuerza de 97 N repartida uniformemente sobre una superficie y que supone el 50 % de la mordida máxima humana (Schindler, Lenz, y otros 2009). Al mismo tiempo se incluye la acción de la gravedad coincidente con la vertical del articulador dental virtual con el ánimo de contemplar todos los esfuerzos predominantes que tienen lugar en la cabeza humana.

En el empeño de simplificar los resultados para comprenderlos en toda su magnitud se destacan dos aspectos relevantes:

- La consideración del estudio vectorial del sistema ya referido.
- La aplicación de sólo el contacto en cierre durante el movimiento de eje de bisagra o cierre en Oclusión céntrica o de Máxima intercuspidad.

Todo ello conduce a considerar toda la superficie oclusal como la suma del efecto de los contactos dentarios, lo que permite simplificar a un vector de fuerzas que aglutina a todos los contactos dentarios y aplicarlos en una situación simple. Esta fue considerada como la posición de cierre en máxima intercuspidad para así verificar la exactitud de los datos obtenidos y poder aplicarlos y compararlos a otras situaciones con distintos parámetros de reglaje del articulador virtual.

El análisis de elementos finitos (FEA) fue realizado sobre los dos escenarios del articulador para 3 valores distintos de inclinación de la trayectoria condílea (ITC de 20°, 40° y 60°) y, en el caso del escenario esférico teórico, también en cada una de las 8 posiciones relativas de las superficies esférica con las mismas características de variación de la ITC.

Esta situación nos permitió hacer la comparación objetiva de las fuerzas de reacción producidas en cada una de las restricciones geométricas estudiadas y en distintas situaciones del articulador virtual (a nivel de los dos cóndilos, y en los modelos de escayola) en el escenario de los modelos de arcadas y de los modelos esféricos, como se muestran en las siguientes imágenes de la Figura 152.

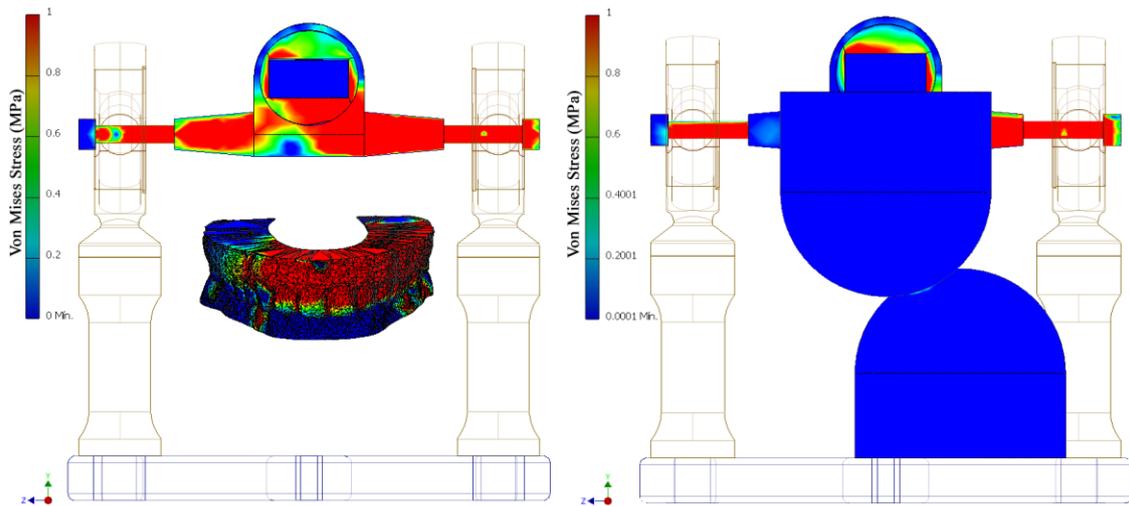


Figura 152. FEA completado en el escenario real (izquierda) y escenario teórico en la posición Q2 (derecha), ambos con ITC de 20°.

Los vectores resultantes de fuerza de reacción se posicionan en el espacio 3D en los cóndilos, posiciones (1) y (2) de la Figura 153, y en la ubicación de los modelos ensayados, posición (3), con el objetivo de facilitar su comprensión y comparación visual. Desde la vista superior del articulador virtual es viable realizar el estudio de la distribución espacial de los vectores 3D de reacción en cada localización analizada en el escenario real (Figura 153) y en el escenario de los modelos esféricos, en las 8 posiciones (Figura 154 y Figura 155).

Reactions on right condyle

(1)

$R_{20} \approx R_{40} \approx R_{60}$

Reactions on left condyle

(2)

$R_{20} \approx R_{40} \approx R_{60}$

Reactions on cast models

(3)

$R_{20} \approx R_{40} \approx R_{60}$

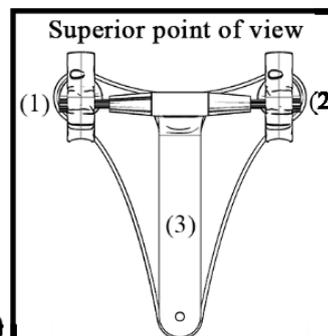


Figura 153. Vista superior de las reacciones en los modelos dentales en las 3 localizaciones del articulador virtual para CTI 20° (rojo), 40°(azul) y 60° (verde).

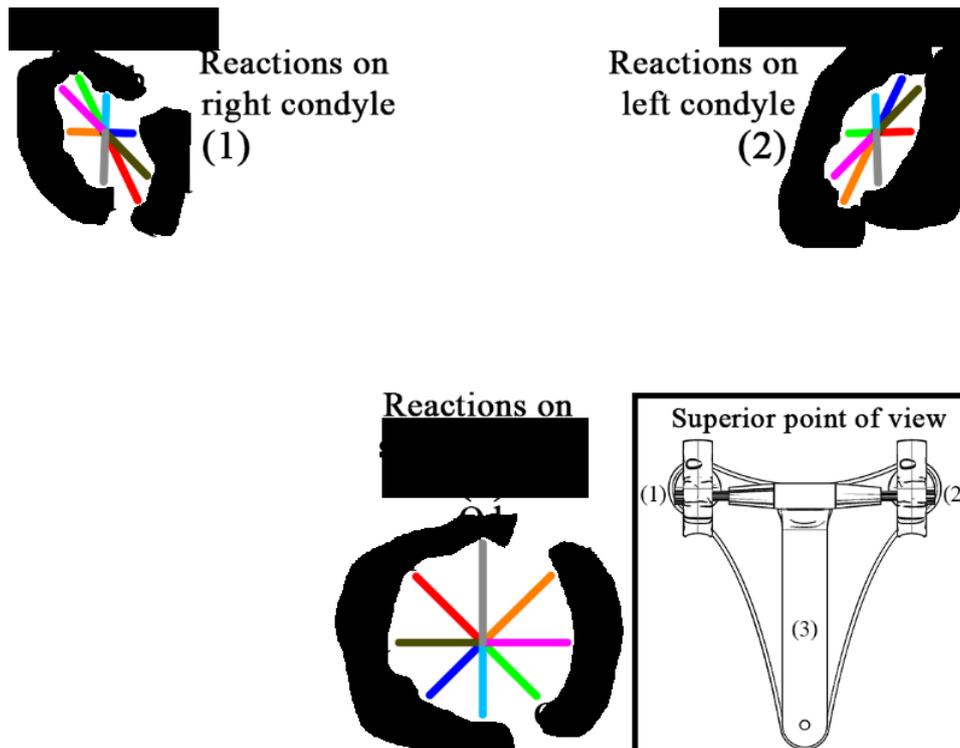


Figura 154. Vista superior de las reacciones en los modelos esféricos en las 3 localizaciones del articulador virtual para las 8 posiciones relativas de esferas para ITC 60°.

La representación 3D de los vectores de las fuerzas de reacción obtenida en el experimento con las arcadas dentarias (Figura 155 y Figura 156), donde se expresa muy claramente la situación dinámica a nivel oclusal y de las esferas condilares del ADV.

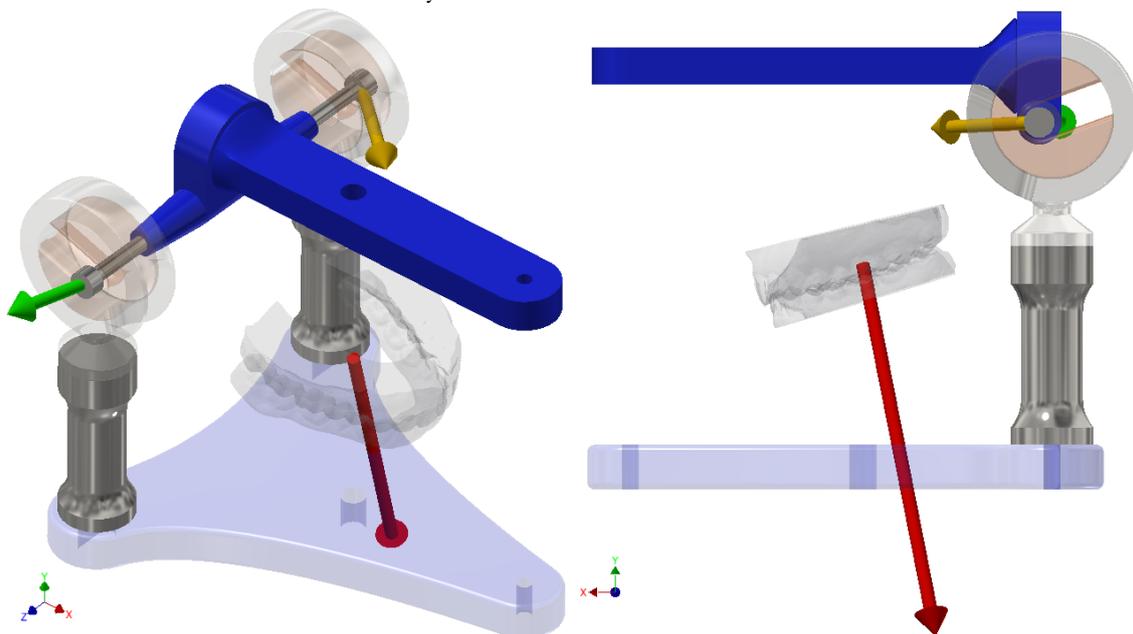


Figura 155. Representación en perspectiva (izquierda) y en proyección sobre el plano sagital desde el lado izquierdo (derecha) de los vectores resultantes en el estudio del ADV con las arcadas dentarias.

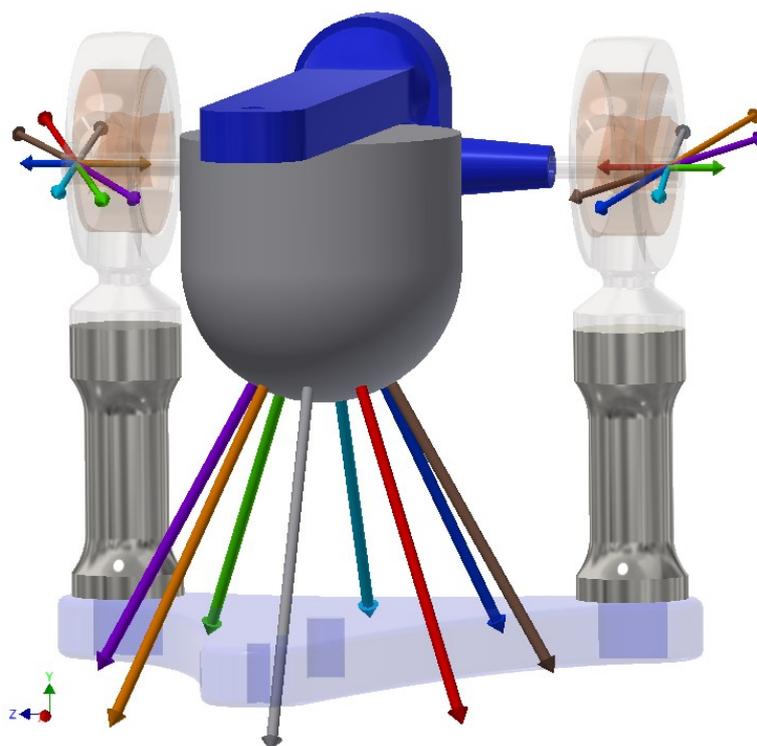


Figura 156. Visión con ligera perspectiva de las resultantes de los vectores reaccionales en las 8 posiciones a nivel del punto de contacto de la hemiesferas y de las esferas condilares del modelo esférico.

En los vectores 3D del primer escenario experimental no se observan diferencias para las fuerzas de reacción en las ITC a 20° (R20), 40° (R40) y 60° (R60) (Tabla 6) en ninguna de las 3 direcciones principales del espacio, con una significancia realizada mediante el test de comparación múltiple por parejas (Student-Newman-Keulsmethod): R20vsR40 de 0.977, R20vsR60 de 0.997 y R40vsR60 de 0.969. Se desprende que cualquier montaje de modelos en el articulador en relación céntrica no presenta dependencia de la ITC del paciente.

Esta afirmación es acorde con lo propuesto por Christopher *et al.* de que los cambios de localización de los cóndilos sólo tienen un efecto pequeño en las trayectorias condilares del individuo estudiado (Christopher, y otros 1999). Así la resultante de la fuerza de reacción obtenida en FEA dependerá exclusivamente de las variables de posicionamiento espacial en el articulador de las arcadas dentarias que ha sido realizado con el arco facial y de la estricta geometría de las superficies oclusales que contactan. Esto implica que la caracterización de la reacción global en los contactos analizados será única para cada paciente. Además, podemos afirmar que, la captación del articulador virtual y FEA es catalogada como una técnica reproducible sin alteración de su resultado porque las variables dependientes son cuantificables de manera directa y con alta precisión.

Tabla 6. Fuerzas de reacción del escenario real experimental en las localizaciones de estudio.

| ITC | 20° | | 40° | | 60° | |
|--------------|------------------------|--------------------------|------------------------|--------------------------|------------------------|--------------------------|
| | Fuerza de Reacción (N) | (X, Y, Z) componente (N) | Fuerza de Reacción (N) | (X, Y, Z) componente (N) | Fuerza de Reacción (N) | (X, Y, Z) componente (N) |
| Contacto del | 111.74 | 19.80 | 112.26 | 19.21 | 112.66 | 18.26 |

| | | | | | | |
|-------------------|-------|--------|-------|--------|-------|--------|
| modelo | | 101.63 | | 102.29 | | 102.93 |
| | | 42.02 | | 42.07 | | 42.02 |
| Cóndilo derecho | 21.88 | 5.95 | 22.12 | 6.60 | 22.02 | 7.24 |
| | | -0.19 | | -0.21 | | -0.28 |
| | | -21.06 | | -21.11 | | -20.79 |
| Cóndilo izquierdo | 33.23 | -25.75 | 33.25 | -25.80 | 33.18 | -25.50 |
| | | 1.40 | | 0.68 | | 0.00 |
| | | -20.96 | | -20.97 | | -21.23 |

En cuanto modelo esférico considerado como segundo escenario experimental, es preciso incidir sobre los resultados obtenidos, debido a las características de las diferentes localizaciones del casquete esférico inferior respecto al superior. Los vectores 3D de este escenario experimental (Figura 156) se dividen en las posiciones contenidas en los planos sagital y coronal/frontal (desde Qa a Qd) y aquellas posiciones contenidas en los planos intermedios que son diagonales (desde Q1 a Q4).

También se distinguen entre las posiciones anatómicas naturales o fisiológicas de tracción condilar (Q2, Qb y Q3) y las posiciones patológicas de compresión condilar (Q1, Qd y Q4), quedando Qa y Qc como posiciones de reacciones de lateralidad pura.

Igual que ocurre en el escenario real, no se encuentran diferencias significativas ($P > 0.05$; NS para test de Student-Newman-Keulsmethod) en todas las combinaciones posibles entre las distintas ITC ensayadas para cada una de las 8 posiciones relativas. De nuevo se determina con este proceder que no existe dependencia de la variable ITC en posición de relación céntrica condilar.

Tabla 7. Probabilidad del test de Kruskal-Willis para A20vsA40vs60 en cada posición.

| Localización | Modelos | Qa | Qb | Qc | Qd | Q1 | Q2 | Q3 | Q4 |
|--------------|---------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| F/D | 0.933 | 0.829 | 0.993 | 0.993 | 0.993 | 0.929 | 0.999 | 0.993 | 0.993 |
| CD | 0.929 | 0.929 | 0.993 | 0.993 | 0.993 | 0.993 | 0.721 | 0.829 | 0.993 |
| CI | 0.993 | 0.879 | 0.999 | 0.999 | 0.999 | 0.933 | 0.382 | 0.993 | 0.721 |

Nota donde los contactos esféricos es F, los contactos entre modelos dentales es D, en el cóndilo derecho es CD y en el cóndilo izquierdo CI.

Por otro lado, las reacciones de fuerza en diagonal (Q1 y Q4) y (Q2 y Q3) provocan en el cóndilo opuesto al que comparten dirección del propio vector 3D de reacción, un movimiento estrictamente de lateralidad. A modo de ejemplo, la fuerza de reacción en el contacto con los modelos esféricos de las posiciones Q2 o Q4 comparte la dirección con las reacciones del cóndilo izquierdo. Sin embargo, en el cóndilo opuesto (derecho) presenta una reacción de lateralidad (perpendicular al plano sagital).

Observando las posiciones anatómicas naturales, este esfuerzo de lateralidad está orientado hacia el interior de la ATM mientras que la del otro cóndilo se dirige hacia la parte posterior-dorsal. Esta distribución espacial de reacciones mecánicas en la ATM se asemeja

a los esfuerzos descritos en el movimiento similar al patológico de Bennett inmediato⁴⁷. En consecuencia, la aparición de este fenómeno en relación céntrica implica que la ATM está sufriendo esfuerzos propios de rotación en el cóndilo derecho y en el izquierdo aparecen esfuerzos de translación en dirección hacia la dirección craneal, dorsal y externa.

Por estas consideraciones se desprende la necesidad de corregir los vectores de reacciones 3D que presenta esta morfología mecánica con el objetivo de evitar la sobrecarga diferencial en cada uno de los cóndilos de las ATMs.

Profundizando en el comportamiento de la ATM, se observa en la Figura 156 que las posiciones de los modelos semiesféricos Qb y Qd no producen ningún esfuerzo de lateralidad en los cóndilos. Sin embargo, las posiciones comprendidas entre Q1 y Q4 son las que más esfuerzos laterales generan. Esto implica que los sectores esféricos que reúnen las características de estar sometidos a posiciones anatómicas naturales (fisiológicas o sin carga) y bajo impacto de lateralidad en la ATM son los comprendidos Q2-Qb y Qb-Q3. El resto de sectores mostrarán una patología más pronunciada a medida que se acerquen a Qd. En relación con el predominio de cargas oclusales que producen desvíos laterales.

En la Figura 157 se aprecia la clasificación por sectores esféricos con su relación al grado de patología presentado y propuesto por esta investigación. No obstante, la situación ideal de reparto de esfuerzos mecánicos se encontrará sobre la división correspondiente a Qb y cercana al centro esférico y con una mayor cota en la proximidad a la cima de la esfera, tomando como base la superficie esférica inferior. En esta posición el vector 3D de reacción muestra la ausencia de esfuerzos perpendiculares al plano sagital y una posición de mínima tracción y sin tensión condilar.

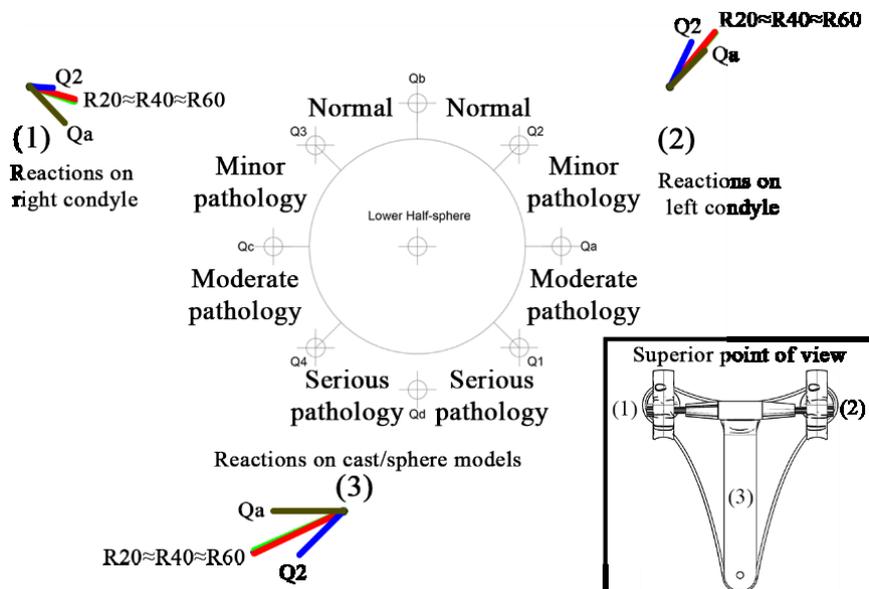


Figura 157. Vista superior de las reacciones en el modelo dental superpuestas con las reacciones Qa y Q2 para ITC de 20°, 40° y 60° de las reacciones en el modelo esférico para ITC 60°. Vista de los sectores esféricos divididos por la gravedad de patología en el equilibrio de la ATM.

⁴⁷ Es el movimiento de desplazamiento lateral que se produce en la mandíbula de manera inmediata antes de desplazarse lateralmente.

En este punto de análisis se establece que el resultado conseguido en los modelos de arcadas comparado con el logrado por los modelos esféricos presenta un claro paralelismo. Así el vector 3D de fuerza resultante del modelo dental tiene un comportamiento inequívocamente similar al producido en el sector semiesférico comprendido entre Qa-Q2 como se observa en la figura 157.

El paralelismo entre el escenario real y el teórico es extremadamente importante desde el punto de vista del diagnóstico oclusal, de las disfunciones de ATM y de la rehabilitación cráneo-mandibular.

En este caso de la paciente de estudio simulada en el articulador dental virtual, implica que el vector de reacción 3D de los modelos dentales (Figura 152, izquierda) se asemeja a los vectores de reacción encontrados sobre cualquier punto de la superficie geométrica del sector semiesférico superior comprendido entre Qa-Q2 (Figura 158). Estas superficies geométricas son las que dominan en el reparto de tensiones y en la resultante de la fuerza en cada una de las localizaciones en estudio bajo las condiciones de contorno simuladas. Según lo establecido anteriormente, el vector 3D de reacción de esta paciente se encuentra localizado en un sector semiesférico con una patología leve desde el punto de vista de equilibrio de las ATMs.

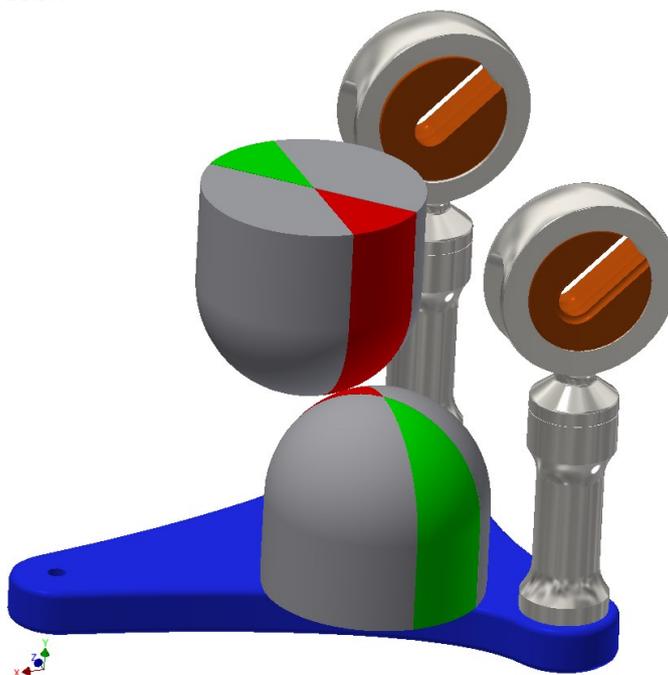


Figura 158. Superficie de contacto entre la posición Qa y Q2 del modelo esférico superior e inferior en color rojo con ITC 40° y sus antagónicos en color verde que corresponde a las superficies de contactos dentales cuyo vector 3D de reacción predomina en el escenario real estudiado.

Recuérdese que el articulador simulado es NO Arcon debido a la posición que tiene el cóndilo en la parte anterior de la guía condílea (diseñado como transparente en esta visión del ADV) y que la parte móvil del articulador es la superior y por tanto inversa a la situación anatómica humana.

Estos hechos mostrados en la dinámica mandibular descrita son de vital importancia en odontología pues muestran al profesional dental sobre qué orientación semiesférica de superficie dentaria debería predominar su actuación de una forma gráfica y de fácil comprensión para llegar a lograr un equilibrio adecuado en la dinámica bucal. Así se

consigue en el momento de inicio o reposo de la dinámica mandibular una situación equilibrada en las ATMs.

Ejemplificando el caso de la paciente en estudio, los sectores esféricos mostrados en color rojo (Figura 158) corresponden siempre a los sectores esféricos que están en contacto. A partir de esta información y con el objetivo de conseguir un equilibrio entre la superficie de oclusión y las dos ATMs, podemos apreciar que en las superficies dentales con esta geometría (flechas rojas de la Figura 159) se debe de eliminar material, operación más viable en el trabajo en clínica, en presencia en todo momento de la relación de las cúspides de mantenimiento de la dimensión vertical indicadas en Capítulo 1 según las normas del tallado selectivo y del equilibrio oclusal. Por otro lado, los sectores esféricos marcados en verde de la Figura 159 (tanto superior como inferior) deben corregirse mediante la adición de material. Siendo este procedimiento el más indicado y de fácil implementación en una rehabilitación protésica.

De esta forma, se conduce el vector resultante del estudio hacia una zona de equilibrio potenciando estas geometrías dentales. En consecuencia, con esta información, el tallado y adición de material u orientación y situación espacial de las piezas dentales se vuelve fácil de determinar, al conocer qué superficies contribuyen de manera decisiva en la corrección o desvío en la rehabilitación equilibrada de las ATMs, tan importante en la odontología.

En la Figura 159 se muestran los contactos en cada uno de los modelos de arcadas dentales de la paciente en estudio que resultan de su posición de máxima intercuspidad. Si se comparan estas superficies esféricas con la geometría de los contactos dentales se deduce cuáles son aquellos que deben predominar en la intervención odontológica.

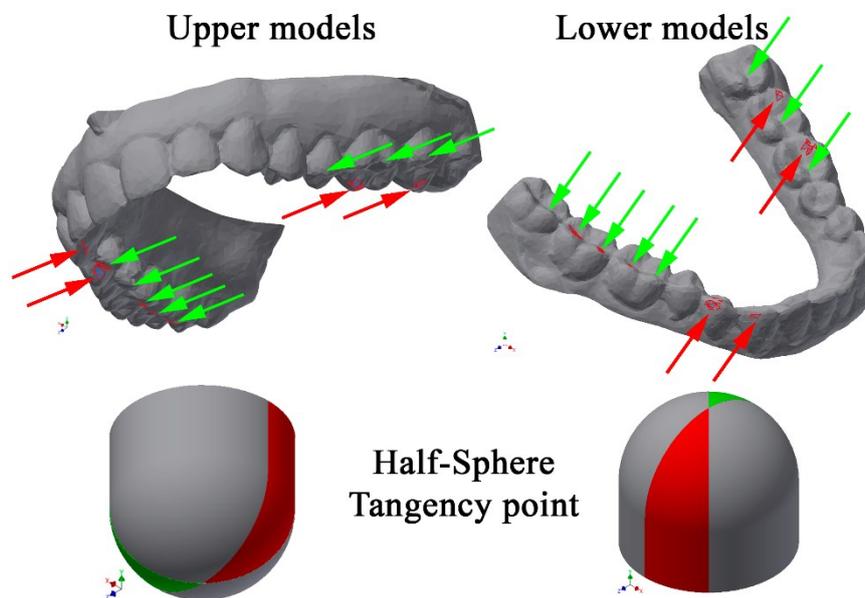


Figura 159. Superficies de contacto en máxima oclusión (en rojo) de los modelos en estudio para ITC de 40° donde se muestran las zonas de actuación y sistema de adición (verde) o sustracción (rojo) en relación a las semi-esferas superior e inferior. No es correcta en su totalidad para conseguir el Equilibrio Oclusal descrito en la RNO por Pedro Planas.

En consecuencia, se puede afirmar que no basta con la actuación sobre los contactos dentales con la búsqueda exclusiva de incrementar el número de contacto, sino que es recomendable conocer cuáles contribuyen de forma decisiva al reparto de esfuerzos en la

ATM. Esto implica un equilibrio en los vectores de fuerzas de la musculatura de cierre con cargas correctas y sin patología a nivel dentario y de las ATMs.

El desarrollo del sistema esférico fue la consecuencia de la ingente cantidad de datos numéricos obtenidos al hacer simulación parcial de un movimiento protrusivo con una superficie plana y sin accidentes oclusales, por no tener variación respecto al plano sagital y no precisar la variante de la inclinación del ángulo de Bennett, a distintas distancias de 0, 1, 2 y 3 mm por medio de FEA, a nivel del incisivo central inferior y de las dos esferas condilares, con variaciones de la inclinación de la trayectoria condílea. A pesar de la simplicidad prevista en el diseño de este método, los resultados los apreciamos tan complejos que no pudimos apreciar en su análisis una continuidad para sacar conclusiones de la repercusión que el contacto simulado ejercía sobre ellas.

Estos datos posiblemente se deben a la precisión del sistema, que permite apreciar los rangos de resultados muy pequeños, por ello se hace variable la respuesta. Se debe a la variación de los múltiples puntos de contacto, en este caso plano o sea sin cúspides, en la arcada dentaria a distinto nivel espacial y a la orientación del impacto, dando unos resultados tan fluctuantes para su análisis. En el caso de haber cúspides superiores e inferiores en el plano de contacto tal con el caso de los modelos, las geometrías de cúspides que impactan producen aún más fluctuante el resultado

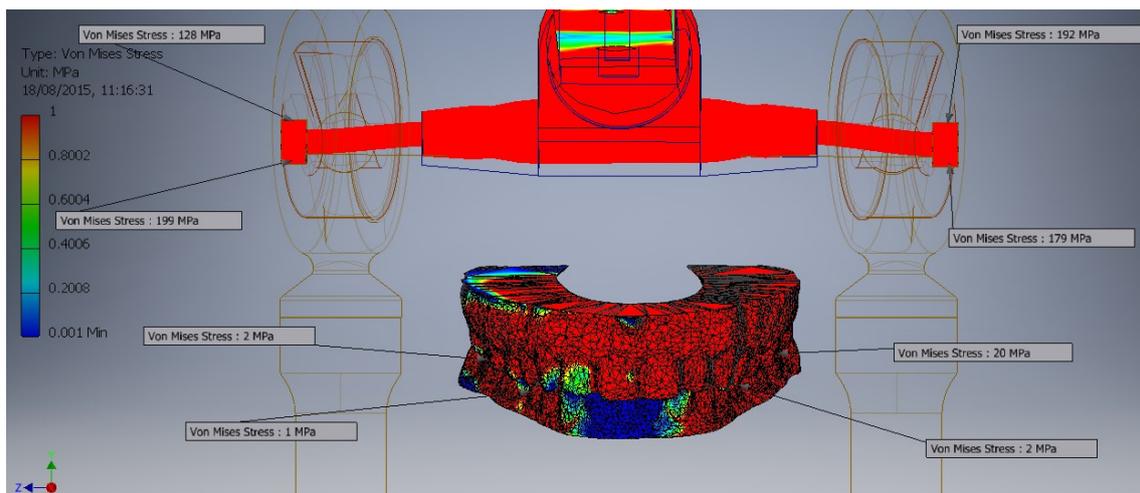


Figura 160. Imagen del Análisis con Elementos Finitos (FEA) donde se aprecian los contactos dentarios y reacciones en cajas condilares.

Los contactos dentarios se han mantenido con ligeras alteraciones entre los distintos métodos utilizados para representarlos, a pesar de las diferencias de toma de muestras a nivel temporal desde 2012 modelos iniciales digitalizados a 2017, fecha en que volvemos a montar en el articulador mecánico con nuevas impresiones y volvemos a marcar con papel articular azul Bausch BK2 en la boca de la paciente.



Figura 161. (Izquierda) Imagen de la arcada superior tomada en boca marcada con papel de articular septiembre de 2106. (Centro) imagen del nuevo modelo superior montado de nuevo en el articulador dental mecánico en octubre de 2016. (Derecha) imagen de los contactos oclusales obtenidos en el articulador dental virtual montado en mayo de 2012 con el que se ha registrados los datos de la tesis.

5.7. Discusión general

Los resultados obtenidos se consideran de gran valor, ya que se ha conseguido escenificar la dinámica de la mandíbula humana a través de la simulación con un Articulador Dental Virtual (ADV) y sus reacciones a nivel dentario y de las articulaciones temporomandibulares con resultados fiables, apreciados en distintos estadios de la elaboración del ensayo físico y comprobados en repeticiones del proceso. Los resultados alcanzados se pueden considerar fiables a la vez que aportan una nueva visión a la odontología.

Por apreciar las fuerzas y sus reacciones a nivel de distintos puntos del ADV, que era nuestro objetivo primordial, han sido comprobadas las coincidencias de los contactos dentarios en distintos niveles del experimento y también han sido repetidas estas observaciones con resultados similares por el uso del papel articular en los distintos escenarios clínicos sobre el paciente, en el montaje del articulador mecánico y por los resultados del articulador virtual. Al mismo tiempo, es posible parametrizar o individualizar las distintas morfologías cráneo-mandibulares del paciente en nuestro ADV.

Se ha dado una visión novedosa en odontología, donde la dinámica no es apreciada en toda la magnitud que se requiere, para comprender el estado fisiológico o las patologías odontológicas.

Se añade por medio de lo descrito en esta tesis nuevos puntos de vista sobre la oclusión dentaria, muy limitada por la apreciación simplista que proporciona el uso del papel articular, no teniendo en cuenta el factor tiempo en el contacto dentario y la imposibilidad de controlar la intensidad y la dirección de las fuerzas a nivel oclusal y de las ATM.

Por otro lado, es un método de fácil interpretación para los dentistas por el sistema vectorial desarrollado, de esta manera se aprecian las fuerzas que hay que controlar o que pueden ocasionar patologías a nivel dentario, articular o muscular. La sistemática desarrollada permite diagnosticar y tratar de manera virtual incluso en ausencia del paciente la situación de las articulaciones temporomandibulares a través de análisis, pudiéndose planificar variaciones de la superficie oclusal.

El procedimiento desarrollado es aplicable en clínicas dentales y en la fabricación y diseño de prótesis implementándolo a otros sistemas actuales. Mediante este reglaje de las estructuras del articulador podemos simular la anatomía ósea apreciada en otros tipos de imágenes volumétricas (TAC, Resonancias Magnéticas) relacionando, con los medios adecuados, los datos de los distintos sistemas. Esta visión dinámica del ser humano puede ser aplicable a otros campos o especialidades médicas.

Las reacciones obtenidas pueden ser aplicadas a otras estructuras anatómicas relacionadas como el cráneo o la columna vertebral. Es posible facilitar el uso de las herramientas diagnósticas en odontología como son los articuladores dentales y hacerlos más eficaces en por sus aplicaciones.

Mediante el uso de articuladores virtuales parametrizables e individualizables se dejarían en desuso gran cantidad de articuladores físicos, aumentando el uso de los virtuales, unificando su tipología, evitando el uso de articuladores con defectos mecánicos, eludiendo los defectos de montaje de los modelos, mejorando la precisión y calidad de los trabajos realizados. Estas ventajas se pueden conseguir facilitando el conocimiento y manejo del articulador virtual, debido a una mayor rapidez y precisión en los movimientos de simulación generados, respecto al articulador mecánico y obteniendo mayor información durante el trabajo odontológico.

El ADV no deja de ser una interpretación simplificada de la realidad, por varios motivos:

- No es posible reproducir con plenitud una realidad biológica mucho más compleja tanto a nivel de la boca que incluso se relaciona con el resto del organismo. Con estructuras anatómicas más sofisticadas y respuestas neurosensoriales⁴⁸ en muchas de ellas: ligamento periodontal, músculos, lengua, mejillas, articulaciones temporomandibulares. Los datos obtenidos son de una tremenda complejidad para su interpretación debido a las grandes variaciones que se producen a nivel espacial y temporal a nivel de la boca.
- Es preciso analizar otros movimientos mandibulares más complejos como son la lateralidad mandibular, asimétrica durante todo su recorrido y normalmente distinta hacia la derecha o la izquierda, tanto en su movimiento de alejamiento o de acercamiento a la línea media.
- Las estructuras bucales están sometidas a distintas fuerzas o posiciones del cuerpo que puede variar los resultados en la realidad y de momento no han sido contempladas en este estudio, como son entre otros los cambios de posiciones del cuerpo en los tres planos del espacio respecto a la mandíbula, cambios en la temperatura corporal, grado de humedad, distintas características físicas de los huesos por edad, sexo y distintas patologías.

⁴⁸ En la percepción neurosensorial se relaciona la información recibida por un sensor de capacidad variable, su transmisión neurológica y su modulación e interpretación por el sistema nervioso y su respuesta que también es regulada por otros sistemas. Lo que origina que ante un mismo estímulo pueda haber respuestas muy distintas.

En esta tesis se ha partido de los modelos dentales montados en el articulador dental mecánico y por tanto no se aporta ninguna novedad en las etapas de toma de impresión, vaciado y montaje en el articulador, aunque esperemos que con posterioridad podamos aportar avances en estos procesos, tanto a nivel de clínica como en el laboratorio de prótesis.

Se ha conseguido un modelo informático fiable que simula el funcionamiento del Sistema Craneo-Mandibular, con todos sus movimientos y que es individualizable, por lo que muestra mayores y mejores características funcionales que los articuladores mecánicos actuales.

Por lo anteriormente citado presenta mejores capacidades diagnósticas y terapéuticas, y además permite el análisis dinámico a nivel de las arcadas dentarias y de las articulaciones temporo-mandibulares.

La caracterización geométrica de las superficies dentales y la simulación de los modelos dentales 3D se ha realizado con éxito y se ha desarrollado un articulador dental virtual, con un diseño genérico y abierto en el que sus parámetros pueden ser modificados con facilidad para adaptarse a las características propias de cada individuo.

Los objetivos generales se han cumplido, ya que podemos simular los movimientos mandibulares humanos con la posibilidad de individualizarlos fácilmente y de manera similar a como lo hace un articulador dental mecánico. Pudiéndose realizar el análisis dinámico a nivel de cierre y en movimiento a nivel dentario y de las articulaciones temporo-mandibulares, con la salvedad de la difícil interpretación del análisis de los movimientos realizados fuera del eje de bisagra.

Se espera que, tras el diseño del modelo esférico y sus resultados vectoriales, las variaciones de los datos en el plano de oclusión y en otros puntos del articulador dental virtual pueda ser realizado con mayor facilidad.

El grado de consecución de los objetivos específicos:

- a. Diseño geométrico informático de un articulador dental mecánico que permita modificar sus características, para relacionarlo con las variaciones apreciadas en cada individuo. Se ha conseguido.
- b. Montaje de los modelos en un articulador dental mecánico tradicional y traspaso a articulador dental virtual. Siguiendo la metodología habitual clínica en la que se abarcarían los restantes objetivos previstos para el articulador dental virtual. Se ha conseguido.
- c. Posicionamiento del modelo 3D del maxilar superior en relación con las articulaciones temporomandibulares y de las estructuras craneofaciales en el articulador dental virtual. Se ha conseguido, partiendo de los modelos montados en el articulador dental mecánico.
- d. Posicionamiento y relación del modelo 3D mandibular con el maxilar en una posición reproducible con exactitud a la del individuo. Se ha conseguido.
- e. Traslación al modelo 3D de las características individuales del movimiento entre los dos modelos del paciente. Se ha conseguido una dinámica estándar de movimiento no individualizada para el individuo. Por lo tanto, queda pendiente de conseguir la individualización particular, aunque se ha conseguido la genérica.

- f. Análisis estático y dinámico del modelo 3D obtenido a nivel dentario y de las articulaciones temporo-mandibulares. Se ha conseguido solamente el análisis a nivel de la dinámica en eje de bisagra, quedando pendiente temporalmente el análisis dinámico en dirección protrusiva y en diducción mandibular.

6.1. Desarrollos futuros

La aplicación de la dinámica, que implementa el aspecto cinemático que tienen hasta ahora los articuladores virtuales, podrá conocer en qué posición y que morfología oclusal debe tener la superficie de contacto dentaria para que sea equilibrada en sus cargas.

El estudio de esta dinámica permitirá un mejor reparto de cargas a nivel oclusal y del equilibrio de esfuerzos a nivel de las articulaciones temporo mandibulares y sus sistemas de soporte entre ellos los músculos y los huesos.

El estudio dinámico en los articuladores dentales permitirá conocer las causas a nivel oclusal que provocan las disfunciones cráneo-mandibulares, tanto a nivel articular o muscular y sus posibles remedios variando la morfología del plano oclusal solo a nivel de simulación virtual y sin alterar la anatomía del paciente.

Con la implementación de la radiología o estudios volumétricos de los pacientes y la interpolación de estos archivos con el diseño del articulador dental virtual permitirá en el futuro la individualización automática de la situación del paciente, incluso incorporando la morfología dentaria.

A causa del perfeccionamiento de estas técnicas se podría evitar a los pacientes la necesidad de tomar impresiones y de registros con los arcos faciales. Así incluso se podría apreciar y valorar la cinemática mandibular mediante la comparación de estos estudios en distintas posiciones de la mandíbula.

La anterior implementación descrita entre la captación de imágenes y los articuladores dentales virtuales permitirá planificar los cambios dentales sobre situaciones de morfología ósea estable para hacer planificaciones de ortodoncia que tengan en cuenta el equilibrio dinámico entre dientes y articulaciones témporomandibulares.

Además del diseño de prótesis dentales se podrán planificar la situación anatómica de los implantes dentales y su rehabilitación protésica equilibrada, evaluando el efecto de las cargas oclusales a nivel dinámico sobre ellos.

Del mismo modo se podrán planificar las cirugías a nivel maxilofacial (cirugías ortognáticas) para modificar la morfología ósea, que son realizadas para mejorar la morfología facial y oclusal teniendo en cuenta sus posibles resultados a nivel de la dinámica mandibular.

El conocimiento de la dinámica y el efecto de sus fuerzas a nivel de la mandíbula permitirá diagnosticar alteraciones del crecimiento, así como potenciar o frenar el crecimiento de estas estructuras, mediante técnicas ortopédicas, según las leyes de crecimiento de la Rehabilitación Neuro-Oclusal descritas por Pedro Planas.

El desarrollo realizado con el articulador dental virtual puede ampliarse y abrirse a otros campos o especialidades de la medicina y de otras ciencias biológicas.

BIBLIOGRAFÍA



- Acuña Priano, C. *Oclusión*. 2007. <http://www.occlusion.es/2007/09/21/funcion-y-parafuncion-en-implantologia/#comments> (último acceso: 22 de 2 de 2017).
- Alshali, R., R. Yar, C. Barclay, y J. Satterthwaite. «Sagittal condylar angle and gender differences.» *Journal of prostodontics* 22, n° 7 (2013): 561-65.
- Álvarez Arenal, A., G. Ibaseta Díaz, J.P. Fernández Vázquez, R. Gallego González, y M.A. Álvarez Fernández. «Empleo del articulador en la práctica profesional.» *Archivos de Odontostomatología* 13, n° 8 (1997): 465-71.
- AmannGrirrbach. *Ceramill Artex*. 2017. <https://www.amanngrirrbach.com/es/productos/diseno-cad/ceramill-artex/> (último acceso: 18 de 2 de 2017).
- Angle, E. *Classification of Malocclusion*. Philadelphia: S. S. White Dental Manufacturing Co, 1899.
- Antonio, y Mayte. *El Blog Anatómico de Antonio y Mayte*. 2013. <http://elreydelpop.overblog.net/article-trauma-interesante-post-por-el-doctor-d-luis-villegas-117072888.html> (último acceso: 11 de 11 de 2016).
- Ash, M.M., y S. Ramfjord. *Occlusion. 4th ed.* Philadelphia: Saunders, 1996.
- Bacca, F. «Huesos del cráneo: frontal.» *Slideshare*. 2010. <https://es.slideshare.net/ferbacca/anatomia-hueso-frontal> (último acceso: 25 de 11 de 2016).
- Bisler, A., U. Bockholt, B. Kordass, M. Suchan, y G. Voss. «The virtual articulator.» *International Journal of Computerized Dentistry* 5, n° 2-3 (2002): 101-6.
- Body, V. «Visible Body.» *Human Anatomy Atlas 2017 Edition*. 2014. <https://www.visiblebody.com/anatomy-and-physiology-apps/human-anatomy-atlas> (último acceso: 25 de 11 de 2016).
- Braus, H. *Anatomie des Menschen: ein Lehrbuch für Studierende und Ärzte*. Berlin: Heidelberg, 1921.
- Bremner, M.D.K. *The Story of Dentistry*. Nueva York y Londres: Dental Items Of Interest Pub Co. Inc., 1958.
- Carbó Ayala, J.E. *Anatomía dental y de la oclusión*. La Habana: Ciencias Médicas, 2009.
- Celenza, F.V. «The centric position; replacement and character.» *Journal of Prosthetic Dentistry* 30, n° 4 (1973): 591-8.
- Christopher, C., M. Greg, W. Christopher, y J. Iven. «Trajectories of condylar points during nonworking side and protrusive movements of the mandible.» *The Journal of Prosthetic Dentistry* 82, n° 3 (1999): 322-31.
- Chung, D., y R. Wolfgramm. «Maxillary arch perimeter prediction using Ramanujan's equation for the ellipse.» *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 147, n° 2 (2015): 235-41.
- Clayton, J.A. *Die elektronische Pantographie*. 1986.
- Companioni Ladín, F.A., y Y. Bachá Rigal. *Anatomía aplicada a la estomatología*. La Habana: Ciencias Médicas, 2012.
- Companioni Landín, F., y Y. Bachá Rigal. *Anatomía aplicada a la estomatología*. La Habana: Ecimed, 2012.
- Dawson, P. «Optimum TMJ condyle position in clinical practice.» *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 5, n° 3 (1985): 11-32.
- Dentatus. *Articuladores y arcos faciales*. 2017. <http://dentatus.com/es/dental-products/articuladores-y-arcos-faciales/> (último acceso: 18 de 2 de 2017).
- Departamento de Prótesis Bucofacial. *Protocolos de actuación en Implantoprótesis*. Madrid: Universidad Complutense de Madrid, 2002.

- Ellis, E., W. Tharanon, y K. Gambrell. «Accuracy of Face-bow Transfer: Effect on Surgical Prediction and Postsurgical Result.» *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 50 (1992): 562-67.
- Ender, A., y A. Mehl. «Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision.» *The Journal of Prosthetic Dentistry* 109, n° 2 (2012): 121-28.
- Euguzki. *Fisioterapia y osteopatía*. 2017. <http://fisioeguzki.com/work/tratamiento-de-atm-con-puncion-seca/> (último acceso: 15 de 3 de 2017).
- Exocad. *Virtual Articulator*. 2016. <https://exocad.com/our-products/exocad-dentalcad/virtual-articulator/> (último acceso: 15 de 2 de 2017).
- Figun, M.E., y R.R. Garino. *Anatomía odontológica funcional y aplicada*. Buenos Aires: Ateneo, 1978.
- Flinchbaugh, R.W. «Modification of the model H Hanau articulator and face-bow.» *The Journal of Prosthetic Dentistry* 8, n° 5 (1958): 781-85.
- Galeon. *Sistema Óseo*. 2011. <http://sistemaoseo2009.galeon.com/> (último acceso: 15 de 11 de 2016).
- García Cañas, P., N. Brandin de la Cruz, y J. Del Río Highsmith. «Medidas de inclinación de la trayectoria condílea y del ángulo de Bennet de la población occidental, actualización y revisión bibliográfica.» *Ciencia Dental* 9, n° 2 (2012): 1.
- García-Porrero, J., y J. Hurlé. *Anatomía Humana*. Madrid: MCGraw-Hill Interamericana, 2003.
- Gray, H. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia and New York: Lea and Febiger, 1918.
- Gritman, A.D., y G. Snow. The Gritman Dental Articulator. Estados Unidos Patente US629531 A. 25 de 07 de 1899.
- Guerini, V.A. *History of Dentistry*. Philadelphia y New York: Lea & Febiger, 1909.
- Hopital Ribas, A. «Recogida de impresiones dentales.» *Revista Española de Medicina Legal* 34, n° 1 (2008): 49-51.
- Howat, A.P., N.J. Capp, y N.V.J. Borret. *Oclusión y maloclusión*. Madrid: Diorki, 1992.
- Inrodent. *Articulador Semiajustable Arquimedes Pro*. 2017. <http://www.inrodent.com/articuladores/550-articulador-semiajustable-arquimedes-pro-sin-arco-facial.html> (último acceso: 16 de 2 de 2017).
- Iruretagoyena, M.A. «Glosario de términos en prótesis de completa.» *Salud Dental Para Todos*. 2014. <http://www.sdpt.net/completa/diccionario.htm> (último acceso: 8 de 12 de 2016).
- . *Salud dental para todos*. 2017. <http://www.sdpt.net/completa/articulador/arcofacialanatomico.htm> (último acceso: 20 de 03 de 2017).
- Isberg, A. *Temporomandibular Joint Dysfunction: A Practitioner's Guide*. Reino Unido: Isis Medical Media Ltd, 2001.
- Isberg, A.M., y G. Isacson. «Tissue Reactions of the Temporomandibular Joint Following Restrusive Guidance of the Mandible.» *Journal of Craniomandibular Practice* 4, n° 2 (1986): 142-8.
- Ivoclar Vivadent. *Stratos 300*. 2016. <https://www.ivoclarvivadent.us/explore/stratos-300-articulator> (último acceso: 15 de 2 de 2017).
- Jain, A.R. «Articulators through the Years Revisited: From 1700 to 1900—Part I.» *World Journal of Dentistry* 6, n° 4 (2015): 222-25.
- Karl. *Pcket Dentistry*. 2014. https://pocketdentistry.com/orthognathic-surgery-part-i-terminology-and-surgical-techniques/#fig5_4 (último acceso: 16 de 1 de 2017).

- Kinney, J., S. Marshall, y G. Marshall. «The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature.» *Critical reviews in oral biology and medicine* 14, n° 1 (2003): 13-29.
- Konchak, P.A., N.R. Thomas, D.T. Lanigan, y R. Devon. «Vertical dimension and freeway space. A kinesiographic study.» *The Angle Orthodontist*, 1987: 145-54.
- Kondo, T., S. Ong, y K. Foong. «Tooth segmentation of dental study models using range images.» *IEEE transactions on medical imaging* 23, n° 3 (2004): 350-62.
- Laird, M.F., N.E. Holton, J.E. Scott, R.G. Franciscus, S.D. Marshall, y T. Southard. «Spatial determinants of the mandibular curve of Spee in modern and archaic Homo.» *American Journal of Physical Anthropology* 161, n° 2 (2016): 226-36.
- Lawrence, A., y A.B. Weinberg. «The transverse hinge axis: real or imaginary.» *Journal of Prosthetic Dentistry* 9, n° 5 (1959): 775-87.
- Ledosa. *Laboratorio Europeo de Ortodoncia*. 2014. <http://laboratoriocosa.com/zocalado-y-escayola/> (último acceso: 10 de 03 de 2017).
- Lejoyeux, J. *Prothèse Complete I*. Paris: Maloine S.A., 1979.
- Lucía, V.O. *Modern Gnathological Concepts*. St. Louis: Mosby Co., 1961.
- Lux, L.H. *A Comparison of Two Methods to Articulate a Maxillary Cast with Lateral Cephalometry*. Marquette: University of Marquette, 2014.
- Maestre-Ferrín, L., J. Romero-Millán, D. Peñarrocha-Oltra, y M. Peñarrocha-Diago. «Virtual articulator for the analysis of dental occlusion: An update.» *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal* 17, n° 1 (2012): 160-63.
- McKechnie, G. «Depth micrometer with an extra probe.» *Wikipedia*. 2005. <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:MicrometerDepth916947.jpg> (último acceso: 20 de 12 de 2015).
- Melgarejo, H.R. *Oclusión en odontología*. 2015. <http://occlusionyodonto.blogspot.com.es/> (último acceso: 22 de 1 de 2017).
- Méndez Renderos, M.E. *Oclusión Dental*. 2016. <https://occlusiondental.wikispaces.com/M08.+Determinantes+de+la+Oclusi%C3%B3n> (último acceso: 1 de 2 de 2019).
- Morales, P. «La guía.» *Fosa temporal*. 2010. <http://biologia.laguia2000.com/anatomia-animal/fosa-temporal> (último acceso: 16 de 12 de 2015).
- Nakamura, T., T. Inoue, S. Ishigaki, y T. Maruyama. «The Effect of Vertical Dimension Change on Mandibular Movements and Muscle Activity.» *The International Journal of Prosthodontics*, 1988: 297-301.
- Okeson, J.P. *Tratamiento de oclusión y afecciones temporomandibulares. 7 ed.* Barcelona: Elsevier España, 2013.
- Orts-Llorca, F. *Anatomía humana. Tomo n° 1*. Barcelona: Científico-Médica, 1979.
- Pessina, E., M. Bosco, y A.M. Vinci. *Articuladores y arcos faciales en prótesis odontológica y gnatología*. Barcelona: Madisson, 1995.
- Pino, K. «Análisis Cefalométrico.» *Slideshare*. 2014. <https://es.slideshare.net/katitta/cefalometra-36167578> (último acceso: 29 de 11 de 2016).
- Planas, P. *Ley plana de la mínima dimensión vertical y ángulo funcional. 2 ed.* Barcelona: Masson, 1996.
- Posselt, U. *Fisiología de la oclusión y rehabilitación*. Buenos Aires: Editorial Beta, 1974.
- . *Fisiología de la oclusión y rehabilitación*. Buenos Aires: Beta, 1981.
- . *Physiology of occlusion and rehabilitation*. Philadelphia: Davis Co. Illustrated, 1969.
- Renderos, Méndez. *Oclusión dental*. 2016. <https://occlusiondental.wikispaces.com/M13.+Curvas+Oclusales> (último acceso: 12 de 1 de 2017).

- Renfert. *MT3*. 2017.
<http://www.renfert.com/esp/es/productos/aparatos/recortadoras/mt3.html>
 (último acceso: 12 de 03 de 2017).
- Ríos, M. *Magaestudio*. 2013. <http://magaestudio.blogspot.com.es/2013/09/anatomia-humana.html> (último acceso: 18 de 11 de 2016).
- Sabotta, J., y H. Becher. *Atlas de Anatomía Humana*. Madrid: Editorial Médica Panamericana, 1994.
- Santos Gutiérrez, L., y F. del Río de las Heras. *Morfología funcional del sistema cráneo-gnático. Claves Conceptuales*. Madrid: Complutense, 1992.
- Schindler, H., J. Lenz, J. Türp, K. Schweizerhof, y S. Rues. «Small unilateral jaw gap variations: equilibrium changes, co-contractions and joint forces.» *Journal of oral rehabilitation* 36, n° 10 (2009): 710-18.
- Schindler, H., J. Lenz, J. Türp, K. Schweizerhof, y S. Rues. «Small unilateral jaw gap variations: equilibrium changes, co-contractions and joint forces.» *Journal of oral rehabilitation* 36, n° 10 (2009): 710-18.
- Sicher, H. *Oral anatomy. 4th ed.* St. Louis: Mosby, 1965.
- Sieiro. *Clinica Dental Sieiro*. 2016. <http://www.clinicadentalsieiro.es/wp-content/uploads/2014/06/denticion-de-leche.jpg> (último acceso: 16 de 12 de 2016).
- . *Clinical Dental Sieiro*. 2016. <http://www.clinicadentalsieiro.es/wp-content/uploads/2014/06/Tipos-de-dientes.jpg> (último acceso: 16 de 12 de 2016).
- Simple3Dent. *exocad · módulo Articulador Virtual*. 2017.
<http://www.simple3dent.com/scan/13-cad/cad-protesis-fija/21-exocad-modulo-articulador-virtual.html> (último acceso: 2 de 3 de 2017).
- Sirona. *Software CEREC 4.2*. 2017. <http://www.sirona.es/es/paquetes-de-cerec/premium/cerec-software-42-premium/> (último acceso: 5 de 03 de 2017).
- Sobotta, J., y J.P. McMurrich. *Atlas and textbook of human anatomy*. Philadelphia: Saunders, 1909.
- Solaberrieta, E., O. Etxaniz, R. Minguez, J. Gorozika, L. Barrenetxea, y E. Sierra. «Virtual prouction of dental prostheses using a dental virtual articulator.» *International Journal on Interactive Design and Manufacturing* 9 (2015): 19-30.
- Spalteholz, W. *Atlas de anatomía humana*. Barcelona: Labor S.A., 1975.
- Splarka. «Micrometers.» *Wikipedia*. 2005.
<https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Micrometers.jpg> (último acceso: 23 de 12 de 2016).
- Steinhardt, G. «Anatomy and physiology of the temporomandibular jount effect of function.» *Int. D. J.*, 1958: 155-71.
- Sung-Goo, K., y otros. «The relationship between three-dimensional principal rotations and mandibular deviation.» *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 110, n° 5 (2010): 52-60.
- Tekscan. *Preassure Mapping, Force Measurement & Tactile Sensors*. 2017.
<https://www.tekscan.com/> (último acceso: 18 de 03 de 2017).
- Universidad de Córdoba (Argentina). *Depósito de documentos*. 2014.
<http://www.odo.unc.edu.ar/documentos/catedras/oclusion/Unidad4.pdf> (último acceso: 19 de 1 de 2017).
- Uribe, F., N. Janakiraman, D. Shafer, y R. Nanda. «Three-dimensional cone-beam computed tomography-based virtual treatment planning and fabrication of a surgical splint for asymmetric patients: surgery first approach.» *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 144, n° 5 (2013): 748-58.

- Valencia, U. «Mural.» *Universitat de València*. 2015. <http://mural.uv.es/quinbor/mandibula.jpg> (último acceso: 4 de 12 de 2015).
- Valladares, K. *Dr. Kenneth Valladares*. 2017. <http://kennethvalladares.blogspot.com.es/2013/10/carillas-con-proceso-de-labio.html> (último acceso: 13 de 03 de 2017).
- van Eijden, T. «Biomechanics of the mandible.» *Critical reviews in oral biology and medicine* 11, n° 1 (2000): 123-36.
- Wikipedia. *Human skull side simplified*. 2016. https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/9/90/Human_skull_side_simplified_%28bones%29-es.svg (último acceso: 15 de 12 de 2016).
- Xavií, D. «Hueso Temporal.» *Slideshare*. 2014. <https://es.slideshare.net/danielxavi/expo-de-temporal> (último acceso: 25 de 11 de 2016).
- Zirkonzahn. *Software-module CAD/CAM virtual articulator*. 2017. <http://www.zirkonzahn.com/en/cad-cam-systems/cad-cam-software/zirkonzahn-module/software-modules-cadcam-overview/software-module-cadcam-virtual-articulator> (último acceso: 5 de 03 de 2017).

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|---|-----|
| Tabla 1. Valores de parámetros mandibulares estudiados en análisis (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992)..... | 49 |
| Tabla 2. Evaluación antropométrica de bloques cráneo-faciales sin mandíbula (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992). | 51 |
| Tabla 3. Descripción de las partes del articulador Dentatus ARL (Dentatus 2017). | 129 |
| Tabla 4. Enumeración y descripción de la esfera condilar articulador dental ARL (Dentatus 2017). | 130 |
| Tabla 5. Hoja de cálculo que vincula los parámetros de las variables y el modelo virtual. | 154 |
| Tabla 6. Fuerzas de reacción del escenario real experimental en las localizaciones de estudio..... | 170 |
| Tabla 7. Probabilidad del test de Kruskal-Willis para A20vsA40vs60 en cada posición.... | 171 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1. Plano sagital (S), frontal (F) y horizontal (H) (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992)..... | 21 |
| Figura 2. Principales direcciones del cuerpo humano (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992)..... | 23 |
| Figura 3. Arriba: corte sagital; Abajo: corte frontal del cráneo (Spalteholz 1975)..... | 26 |
| Figura 4. Huesos del cráneo y del macizo facial (vista frontal) (Antonio y Mayte 2013). | 27 |
| Figura 5. Huesos del cráneo y del macizo facial (vista sagital) (Galeon 2011)..... | 27 |
| Figura 6. Visión medial del maxilar y hueso palatino derechos (Ríos 2013). | 29 |
| Figura 7. Hueso malar derecho: cara externa (izquierda) y cara interna (derecha) (García-Porrero y Hurlle 2003). | 30 |
| Figura 8. Hueso frontal (vista anterior) (Companioni Ladín y Bachá Rigal 2012)..... | 30 |
| Figura 9. Hueso Esfenoides (Companioni Landín y Bachá Rigal 2012)..... | 31 |
| Figura 10. Esquemas de los componentes del hueso temporal (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992)..... | 32 |
| Figura 11. Detalles del hueso temporal (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992). | 32 |
| Figura 12. Hueso temporal (Xavii 2014). | 33 |
| Figura 13. Fosa temporal del hueso Temporal (Body 2014). | 33 |
| Figura 14. Hueso temporal para ver apófisis vaginal y sutura tímpano escamosa de Glasser (Sobotta y McMurrich 1909). | 34 |
| Figura 15. Hueso temporal para ver sutura tímpano escamosa y tímpano-petrosa Glasseri (Braus 1921)..... | 34 |
| Figura 16. Hueso maxilar inferior (mandíbula), a) mitad derecha vista por su superficie lateral, b) mitad derecha vista por su superficie medial, c) visto por su superficie caudal (Spalteholz 1975)..... | 36 |
| Figura 17. Configuraciones parabólicas de la mandíbula (B') y arcada dentaria (A') (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992). | 37 |
| Figura 18. Secciones de la articulación temporomandibular y esquemas de su desplazamiento (Valencia 2015)..... | 38 |
| Figura 19. Visión externa y superficial de los músculos de la cara (Euguzki 2017). | 39 |
| Figura 20. Músculos pterigoideos (Gray 1918)..... | 39 |
| Figura 21. Direcciones de las fibras musculares del temporal visión de la cara derecha (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992)..... | 40 |
| Figura 22. Esquema lateral del cráneo con puntos craneométricos donde se pueden apreciarse las relaciones espaciales en zona infratemporal (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992)..... | 41 |
| Figura 23. Detalles de las inserciones de los músculos pterigoideos, externo A B y E e interno D y C (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992)..... | 41 |
| Figura 24. Visión externa de la calavera en su lado derecho sin la mandíbula (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992). | 42 |
| Figura 25. Inserción del músculo temporal (izquierda) (Gray 1918) y su territorio en el cráneo (derecha) (Wikipedia 2016). | 42 |
| Figura 26. Fosa temporal e infratemporal (Morales 2010)..... | 43 |
| Figura 27. Esquema de sección de maxilares a nivel posterior de fosas nasales y fosa pterigoidea. Relaciones anatómicas de la fosa pterigoidea (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992)..... | 44 |
| Figura 28. izquierda) distancia subórbito-marginal derecha) distancias subnaso-alveolar y ocluso marginal (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992). | 45 |

| | |
|--|----|
| Figura 29. Puntos craneométricos (Orts-Llorca 1979)..... | 47 |
| Figura 30. Instrumentos de medida: abajo se observa el medidor de profundidad y arriba se encuentra el calibrador de Palmer o micrómetro (Splarka 2005)..... | 48 |
| Figura 31. Distancias antropométricas de la mandíbula (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992)..... | 48 |
| Figura 32. Planos de la cabeza (Pino 2014)..... | 53 |
| Figura 33. Representación de los planos de referencia cráneo-mandibulares. Eje orbital (azul claro), Frankfort (rojo), referencia horizontal (verde), oclusal (azul oscuro) (Lux 2014). | 54 |
| Figura 34. Clasificación dental (Sieiro 2016)..... | 56 |
| Figura 35. Corona y raíces de los dientes (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992).. | 56 |
| Figura 36. Terminología de topografía dental (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992). | 58 |
| Figura 37. Dientes de leche (Sieiro 2016)..... | 59 |
| Figura 38. Criterio internacional OMS en la denominación de los dientes (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992). | 61 |
| Figura 39. Esquema de un incisivo central superior derecho en visión distovestibular (arriba) y mesiolingual (abajo) (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992)..... | 62 |
| Figura 40. Descripción y relación de superficies, planos y líneas en los accidentes de la anatomía oclusal dentaria (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992)..... | 64 |
| Figura 41. Esquema numerado de los accidentes oclusales dentarios sobre un molar superior derecho en visión caudal (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992)..... | 64 |
| Figura 42. Relación céntrica (Dawson 1985). | 69 |
| Figura 43. Esquema de los dientes en oclusión visión externa del lado derecho (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992). | 70 |
| Figura 44. Esquema de los contactos interdentes lado derecho, visión oclusal..... | 70 |
| Figura 45. Curva de Spee, curva de Wilson, curva incisiva. Su combinación en el plano oclusal (Carbó Ayala 2009). | 71 |
| Figura 46. Plano oclusal o superficie masticatoria (Carbó Ayala 2009). | 71 |
| Figura 47. Vista sagital del plano oclusal o superficie masticatoria (Carbó Ayala 2009). | 72 |
| Figura 48. Curva de Spee(Laird, y otros 2016). | 73 |
| Figura 49. Diferencia entre el plano oclusal superior (línea roja) y la curva de Spee (línea verde) en términos odontológicos (Renderos 2016)..... | 73 |
| Figura 50. Esquema de la posición de los dientes inferiores respecto de su arco de cierre (Dawson 1985). | 74 |
| Figura 51. Curva de Wilson y esfera de Monson (Karl 2014). | 74 |
| Figura 52. (izquierda) Alineación paralela de los dientes posteriores y músculos pterigoideos; (derecha) Curva de Wilson, y músculos pterigoideos en carga (Dawson 1985). | 75 |
| Figura 53. Posición de las cúspides de los dientes posteroinferiores para permitir la masticación (Dawson 1985). | 75 |
| Figura 54. Movimiento de rotación de abertura y cierre (Sung-Goo, y otros 2010)..... | 76 |
| Figura 55. Polos internos de los cóndilos (Dawson 1985)..... | 77 |
| Figura 56. Eje de rotación frontal (Okeson 2013). | 77 |
| Figura 57. (Izquierda) Movimiento bordeante lateral derecho en un plano horizontal y (Derecha) Continuación del movimiento hacia la derecha en dirección al plano sagital y en avance (Okeson 2013) | 78 |
| Figura 58. Eje de rotación sagital (Okeson 2013). | 78 |

| | |
|---|-----|
| Figura 59. Giro puro de apertura y cierre guiado (Universidad de Córdoba (Argentina) 2014). | 79 |
| Figura 60. Fases en el movimiento de apertura-cierre. Apertura en rotación pura (izquierda) y continuación de la apertura en rotación con desplazamiento (derecha) (Melgarejo 2015). | 79 |
| Figura 61. Protrusión mandibular desde máxima apertura (Okeson 2013)..... | 80 |
| Figura 62. Trayectoria de los cóndilos en lateralidad derecha; izquierda: vista craneal y derecha: vista frontal (Okeson 2013). | 82 |
| Figura 63. Guía condilar (Méndez Renderos 2016). | 83 |
| Figura 64. Movimiento de Bennett a) sobre la mandíbula b) sobre el cóndilo de trabajo c) y d) sobre el cóndilo mediotrusivo, Bennett progresivo (c) y Bennett inmediato (d) (Méndez Renderos 2016)..... | 85 |
| Figura 65. Esquema de la correspondencia entre el sistema cráneo-mandibular humano (A) y un articulador dental (B) (Ellis, Tharanon y Gambrell 1992)..... | 89 |
| Figura 66. Articulador dental mecánico Stratos 300 (izquierda) y articulador dental virtual Exocad (derecha) (Ivoclar Vivadent 2016) (Exocad 2016)..... | 89 |
| Figura 67. Conjunto de arco facial y articulador dental Arquímedes Pro donde se observa la transferencia del modelo dental (Inrodent 2017). | 90 |
| Figura 68. Articulador no ajustable (Howat, Capp y Borret 1992)..... | 91 |
| Figura 69. Articulador semiajustable de valores promedio (Howat, Capp y Borret 1992). . | 92 |
| Figura 70. Articuladores semiajustables: Dentatus ARL tipo NoArcón (izquierda) y Denar MKII tipo Arcón (derecha) (Howat, Capp y Borret 1992)..... | 93 |
| Figura 71. Articulador ajustable Denar 5A (Howat, Capp y Borret 1992). | 93 |
| Figura 72. Articulador Artex CR virtual que funciona sobre Ceramill Map400 y Ceramill Mind (AmannGrirrbach 2017). | 94 |
| Figura 73. Oclisor de llave de escayola (Lejoyeux 1979)..... | 95 |
| Figura 74. Articulador de Gariot (Jain 2015). | 95 |
| Figura 75. Articulador de Cameron 1840 (Lejoyeux 1979)..... | 96 |
| Figura 76. Articulador de Bonwill (Lejoyeux 1979). | 96 |
| Figura 77. Trayectoria Horizontal en articulador Bonwill (Lejoyeux 1979)..... | 97 |
| Figura 78. Articulador de Walker 1908 (Lejoyeux 1979)..... | 97 |
| Figura 79. Articulador de Gritman (Gritman y Snow 1899). | 98 |
| Figura 80. Los articuladores desarrollados por Gysi durante 1908-1914 (Lejoyeux 1979).. | 99 |
| Figura 81. Esquema de la Esfera de Monson con centro en la apófisis crista galli (izquierda) (Méndez Renderos 2016). Corte frontal del cráneo donde se aprecia en el centro la apófisis crista galli (derecha) (Spalteholz 1975)..... | 99 |
| Figura 82. Curva de Spee (Dawson 1985). | 100 |
| Figura 83. Articulador de Christiensen de 1908 (Lejoyeux 1979)..... | 101 |
| Figura 84. Articulador H Hanau (Flinchbaugh 1958)..... | 102 |
| Figura 85. Pantógrafo conectado al articulador de Stuart (Lucía 1961)..... | 102 |
| Figura 86. Articulador Dentatus ARL (Dentatus 2017). | 103 |
| Figura 87. DentCAM (Bisler, y otros 2002). | 104 |
| Figura 88. Módulo de articulador virtual de ExoCAD (Simple3Dent 2017). | 104 |
| Figura 89. Articulador virtual de Cerec (Sirona 2017). | 105 |
| Figura 90. Módulo de articulador virtual del software CAD/CAM de Zirkonzahn (Zirkonzahn 2017). | 106 |
| Figura 91. Artex CR virtual como actualización para Ceramill Map400 y Ceramill Mind (AmannGrirrbach 2017). | 106 |

| | |
|---|-----|
| Figura 92. Grupo mecánico de un articulador. 1. Casquillo. 2. Guía condilar. 3. Esfera condilar (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992)..... | 109 |
| Figura 93. Esquema de Articulador tipo Arcón (izquierda). Esquema de Articulador tipo No Arcón (derecha) (Santos Gutiérrez y del Río de las Heras 1992). | 110 |
| Figura 94. Impresión con alginato de una arcada dental superior. | 113 |
| Figura 95. Porta impresiones o cubetas estándar perforadas. | 113 |
| Figura 96. Modelos dentales en yeso..... | 114 |
| Figura 97. Zocalado de un modelo sobre una base de zócalo (Ledosa 2014). | 116 |
| Figura 98. Recortado de un modelo mediante una recortadora húmeda. Renfert MT3 (Renfert 2017)..... | 116 |
| Figura 99. Registro de mordida o de la posición intermaxilar (Valladares 2017). | 117 |
| Figura 100. Posicionamiento del arco facial sobre un cráneo humano y los planos de referencia odontológicos más importantes (Iruretagoyena 2014)..... | 119 |
| Figura 101. Horquilla del arco facial en la boca del paciente (Iruretagoyena 2014)..... | 119 |
| Figura 102. Situación de la horquilla en el arco facial (Iruretagoyena 2014). | 120 |
| Figura 103. Montaje del modelo superior en articulador (Iruretagoyena, M.A. 2017) | 121 |
| Figura 104. Planificación con tomografía computerizada (Uribe, y otros 2013)..... | 123 |
| Figura 105. Sistema T-Scan para el mapeo de presión en la oclusión dental (Tekscan 2017). | 124 |
| Figura 106. Articulador Dentatus ARL. | 128 |
| Figura 107. Articulador Dentatus ARL con las referencias de sus distintas partes (Dentatus 2017). | 128 |
| Figura 108. Esfera condilar del articulador dental ARL con sus partes señaladas (Dentatus 2017). | 130 |
| Figura 109. Reglaje de Ángulo de Bennett a 17° por Trayectoria Condílea de 40°..... | 131 |
| Figura 110. Alejamiento del punto “0” del tope condilar en los movimientos laterales en el lado de no trabajo, en este caso se ha medido 5,5mm en sentido posterior con el vástago activado que marca el movimiento realizado (Dentatus 2017). | 132 |
| Figura 111. Terminación del vástago y mesa incisal (Dentatus 2017)..... | 132 |
| Figura 112. Izquierda: Imagen de la boca de la paciente con alineamiento de frenillos labial y lingual, ligera desviación dentaria hacia la derecha de la inferior respecto a la superior cierre sin desvíos por coincidencia entre la Oclusión Céntrica y la Oclusión..... | 133 |
| Figura 113. Imagen de la boca de la paciente, con movimientos de lateralización mandibular simétricos hacia ambos lados con reparto de los contactos tanto en trabajo como en lado que balancea, compatible con las normas de Equilibrio Oclusal de la Rehabilitación Neuro-Oclusal, con los AFMP simétricos. | 134 |
| Figura 114. Ortopantomografía de la paciente con posicionador radiográfico en la boca donde se aprecia la buena disposición de todas las piezas dentarias y las simetrías de todas las estructuras óseas. | 134 |
| Figura 115. Toma de impresiones en alginato con sus herramientas correspondientes..... | 135 |
| Figura 116. Arco facial Dentatus AEB con posicionamiento en los dos Tragión y punto infraorbitario (Dentatus 2017). | 136 |
| Figura 117. Montaje del modelo superior en el articulador dental mecánico Dentatus ARH con el puntero infraorbitario en contacto con el plano de referencia infraorbitario, llamado orbital por la casa Dentatus (Dentatus 2017). | 136 |
| Figura 118. Arco facial estabilizado en la boca de la paciente con notable paralelismo entre línea bipupilar y barra anterior del Arco Facial Dentatus AEB, puntero infraorbitario colocado en Punto Infraorbitario y simetría en las regletas condilares. Izquierda: Vista frontal; y Derecha: Vista lateral durante el registro con el Arco Facial Dentatus AEB. | 137 |

| | |
|--|-----|
| Figura 119. Detalle montaje del articulador Dentatus ARH. Montaje simétrico de las dos regletas condilares (Dentatus 2017)..... | 137 |
| Figura 120. Detalle montaje del articulador Dentatus ARH. Montaje simétrico de las dos regletas condilares, y apoyo en el plano orbital del puntero infraorbitario (Dentatus 2017). | 138 |
| Figura 121. Detalle montaje del articulador Dentatus ARH. Tras haber comprobado la situación correcta de todos los elementos y del modelo superior, se aplica una pequeña cantidad de escayola de fraguado rápida, tipo I de alta estabilidad dimensional, se fija el modelo con la rama superior del articulador y se deja que tengan contacto. Observen el detalle de la pieza telescópica que soporta el peso de apoyo del arco facial y de la escayola fijada en la rama inferior (Dentatus 2017)..... | 138 |
| Figura 122. Montaje del modelo inferior. Posicionamiento del modelo inferior con uso de la cera del registro oclusal para su estabilización durante su montaje (Dentatus 2017). | 139 |
| Figura 123. Montaje modelo inferior. Comprobación de altura para el montaje del modelo inferior con puntero incisal estabilizado a “0” más la suma del grosor de la cera a nivel del espacio situado entre segundo premolar y molar de los dos lados, que al ser retirada la cera se queda el puntero en el “0” real del montaje (Dentatus 2017)..... | 139 |
| Figura 124. Montaje modelo inferior fijación con escayola tipo I de alta estabilidad dimensional (Dentatus 2017). | 140 |
| Figura 125. El montaje. Verificación de la posición del modelo superior antes de la colocación de la escayola Snow White 2. (Tipo I de gran estabilidad dimensional). | 141 |
| Figura 126. Modelos montados en el articulador en oclusión céntrica, en ella se puede observar un caso de normoclusión antes descrito. | 141 |
| Figura 127. Nuestro montaje completado. Se aprecian en los modelos montados con las marcas de papel articular con ello comprobamos la exactitud del montaje comparándolas con las apreciadas en la boca de la paciente..... | 142 |
| Figura 128. Marcadores en modelo inferior, superior y en el soporte circular. | 143 |
| Figura 129. Dianas en el articulador con los modelos montados. | 144 |
| Figura 130. Esquema de descripción y relación geométrica de los modelos semiesféricos. | 146 |
| Figura 131. 8 posiciones de estudio (Qx) que distan entre sí en la semiesfera superior fija respecto a la semiesfera inferior en una vista superior del articulador virtual. | 148 |
| Figura 132. Articulador virtual Dentatus creado en Autodesk Inventor, sin varilla incisal. | 153 |
| Figura 133. Guía condilar, armazón de la guía condilar, cóndilo y eje montado en el articulador físico Dentatus ARL en posición básica de montaje (izquierda) (Dentatus 2017) y simulado en las mismas condiciones con Autodesk Inventor (derecha). | 153 |
| Figura 134. Vista superior (fig. izquierda) y frontal (fig. derecha) del articulador virtual, con la distancia intercondílea por defecto a 110 mm similar a la usada por el fabricante Dentatus. | 156 |
| Figura 135. Modificación de la distancia intercondílea de forma asimétrica..... | 156 |
| Figura 136. Imágenes de la modificación de la altura de extrusión del poste condilar izquierdo del segundo articulador al tratarlo de forma independiente al resto..... | 157 |
| Figura 137. Articulador virtual con la ITC derecha a 30° y la izquierda a 60°. | 157 |
| Figura 138. Creación de muelles en el articulador virtual que permite ejecutar y estudiar los esfuerzos de lateralidad producidos en el articulador. | 158 |
| Figura 139. Mecanismo que posibilita los movimientos de lateralidad en el articulador mecánico, permitiendo cumplir el movimiento de las esferas condilares en todos los movimientos posibles..... | 158 |

| | |
|---|-----|
| Figura 140. Procesamiento de las nubes de puntos de la arcada superior del paciente mediante Agisoft PhotoScan Professional. | 160 |
| Figura 141. Procesamiento de las nubes de puntos de la arcada inferior del paciente mediante Agisoft PhotoScan Professional. | 160 |
| Figura 142. Mallado texturizado de la arcada inferior del paciente. | 161 |
| Figura 143. Mallado texturizado de la arcada inferior del paciente. | 161 |
| Figura 144. Captación fotogramétrica del conjunto del articulador Dentatus ARL junto a los modelos dentales de escayola. | 162 |
| Figura 145. Modelo de malla del articulador dental Dentatus ARL escaneado junto a los modelos dentales de escayola. | 162 |
| Figura 146. Articulador virtual y mandíbulas posicionadas. | 163 |
| Figura 147. Articulador virtual y modelos posicionados y recortados. | 163 |
| Figura 148. 8 posiciones de estudio (Qx) que distan 45° entre sí en la semiesfera superior fija respecto a la semiesfera inferior en una vista en perspectiva del articulador virtual. ... | 164 |
| Figura 149. Modelos esféricos montados en el articulador virtual, con los puntos de contacto en Q4 (izquierda) y Qb (derecha). | 165 |
| Figura 150. Puntos de contacto generados en las arcadas tras el movimiento de cierre en eje de bisagra con máximo contacto sin penetración en el ADV. | 166 |
| Figura 151. Contactos en la oclusión de la paciente (izquierda) vista en un espejo y tomada la imagen desde arriba, apoyado el espejo intraoral en los dientes inferiores y de sus modelos montados en ADM (derecha). | 166 |
| Figura 152. FEA completado en el escenario real (izquierda) y escenario teórico en la posición Q2 (derecha), ambos con ITC de 20°. | 168 |
| Figura 153. Vista superior de las reacciones en los modelos dentales en las 3 localizaciones del articulador virtual para CTI 20° (rojo), 40°(azul) y 60° (verde). | 168 |
| Figura 154. Vista superior de las reacciones en los modelos esféricos en las 3 localizaciones del articulador virtual para las 8 posiciones relativas de esferas para ITC 60°. | 169 |
| Figura 155. Representación en perspectiva (izquierda) y en proyección sobre el plano sagital desde el lado izquierdo (derecha) de los vectores resultantes en el estudio del ADV con las arcadas dentarias. | 169 |
| Figura 156. Visión con ligera perspectiva de las resultantes de los vectores reaccionales en las 8 posiciones a nivel del punto de contacto de la hemiesferas y de las esferas condilares del modelo esférico. | 170 |
| Figura 157. Vista superior de las reacciones en el modelo dental superpuestas con las reacciones Qa y Q2 para ITC de 20°, 40° y 60° de las reacciones en el modelo esférico para ITC 60°. Vista de los sectores esféricos divididos por la gravedad de patología en el equilibrio de la ATM. | 172 |
| Figura 158. Superficie de contacto entre la posición Qa y Q2 del modelo esférico superior e inferior en color rojo con ITC 40° y sus antagónicos en color verde que corresponde a las superficies de contactos dentales cuyo vector 3D de reacción predomina en el escenario real estudiado. | 173 |
| Figura 159. Superficies de contacto en máxima oclusión (en rojo) de los modelos en estudio para ITC de 40° donde se muestran las zonas de actuación y sistema de adición (verde) o sustracción (rojo) en relación a las semi-esferas superior e inferior. No es correcta en su totalidad para conseguir el Equilibrio Oclusal descrito en la RNO por Pedro Planas. | 174 |
| Figura 160. Imagen del Análisis con Elementos Finitos (FEA) donde se aprecian los contactos dentarios y reacciones en cajas condilares. | 175 |
| Figura 161. (Izquierda) Imagen de la arcada superior tomada en boca marcada con papel de articular septiembre de 2106. (Centro) imagen del nuevo modelo superior montado de | |

nuevo en el articulador dental mecánico en octubre de 2016. (Derecha) imagen de los contactos oclusales obtenidos en el articulador dental virtual montado en mayo de 2012 con el que se ha registrados los datos de la tesis. 176

**APROBACIÓN DEL COMITÉ
ÉTICO**

