

# Diseño de un dispositivo intraoral para el tratamiento de la apnea obstructiva del sueño con levas optimizadas para adaptarse a la cinemática de la mandíbula del paciente mediante algoritmos evolutivos

Alex Bataller Torras<sup>1</sup>, Juan Antonio Cabrera Carrillo<sup>2</sup>, Fernando Nadal Martínez<sup>3</sup>, Sergio Postigo Pozo<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Grupo de Investigación Ingeniería Mecánica de Málaga (IMMa). Universidad de Málaga. España. Email: alex@uma.es

<sup>2</sup>Grupo de Investigación Ingeniería Mecánica de Málaga (IMMa). Universidad de Málaga. España. Email: jcabrera@uma.es

<sup>3</sup>Grupo de Investigación Ingeniería Mecánica de Málaga (IMMa). Universidad de Málaga. España. Email: fnm@uma.es

<sup>4</sup>Grupo de Investigación Ingeniería Mecánica de Málaga (IMMa). Universidad de Málaga. España. Email: spostigo@uma.es

## Resumen

Los Dispositivos de Avance Mandibular (DAM) han demostrado ser efectivos en el tratamiento de la Apnea Obstructiva del Sueño (AOS). Estos dispositivos abren las vías aéreas superiores manteniendo la mandíbula en una posición avanzada respecto a su posición de reposo. Hasta la fecha, ninguno de los dispositivos disponibles tiene en cuenta el comportamiento cinemático particular de la mandíbula de cada paciente. Este trabajo presenta un DAM personalizado para el tratamiento de la AOS. En primer lugar, se lleva a cabo un estudio de la cinemática de la mandíbula, que permite determinar la relación entre la apertura de la boca y la protrusión de la mandíbula. A continuación, se desarrolla un modelo cinemático de la mandíbula a partir de parámetros geométricos sencillos de medir. Por último, se diseña un dispositivo que incluye dos levas, una a cada lado de la mandíbula, para forzar el desplazamiento de la mandíbula hacia adelante cuando se abre la boca. El perfil de la leva se diseña utilizando una curva cúbica de Bézier optimizada mediante un algoritmo evolutivo que tiene en cuenta la cinemática de la mandíbula de cada paciente para garantizar que la mandíbula no retruye en ningún momento al abrir la boca.

**Palabras clave:** apnea del sueño; algoritmo evolutivo; cinemática de la mandíbula.

## Abstract

Mandibular Advancement Devices (MADs) have proved to be effective in the treatment of Obstructive Sleep Apnea (OSA). These devices open the upper airways keeping the jaw in an advanced position with respect to its resting position. To date, none of the available devices take into account the kinematic behavior of each patient's jaw. This paper presents a customized MAD for the treatment of OSA. First, a study of the kinematics of the jaw is carried out, making it possible to determine the relationship between the mouth opening and the protrusion of the jaw. A kinematic model of the mandible is then developed using simple-to-measure parameters. Finally, a device is designed that includes two cams, one on each side, to force the movement of the jaw forward when the mouth is opened. The cam profile is designed using a Bézier cubic curve optimized by an evolutionary algorithm that takes into account the kinematics of each patient's jaw to ensure that the jaw does not retract at any time when the mouth is opened.

**Keywords:** sleep apnea; evolutionary algorithm; mandible kinematics.

## 1. Introducción

La apnea del sueño es un trastorno común cuya característica más destacable es la existencia de pausas continuas en la respiración del paciente durante el

sueño. La duración de estas pausas es muy variable. En los casos más leves pueden ser de pocos segundos, mientras que en los casos más graves pueden llegar a durar varios minutos. El tipo de apnea del sueño más común es la apnea del sueño obstructiva. Su origen está

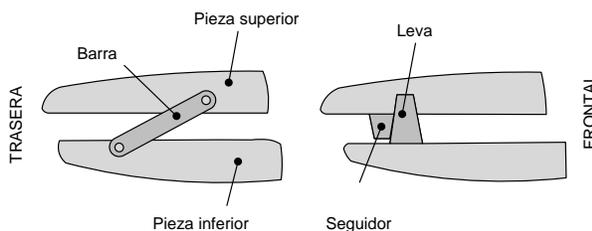
en un estrechamiento de las vías respiratorias superiores.

La AOS es la principal causa de somnolencia y cansancio excesivo durante el día, aunque los problemas de salud asociados a este trastorno pueden llegar a ser mucho más graves. Si no se trata adecuadamente, la apnea obstructiva aumenta el riesgo de desarrollar enfermedades cardiovasculares, como arritmias, insuficiencia cardíaca y accidentes cerebrovasculares.

El tratamiento de la AOS se puede realizar mediante una máquina con aire a presión que recibe el nombre de CPAP (Continuous Positive Air Pressure). El objetivo de la CPAP es mantener las vías aéreas superiores abiertas gracias al aire insuflado. También se pueden tratar algunos tipos de OSA con los dispositivos intraorales. Aunque estos empezaron a utilizarse para el tratamiento de la roncopatía, también se recomienda su uso para pacientes con AOS leve o moderada. La efectividad del tratamiento con dispositivos intraorales ha sido comprobada en numerosos estudios [1]. Su uso está especialmente recomendado en aquellos casos en los que el paciente no tolera el tratamiento con CPAP.

Los dispositivos intraorales abren las vías respiratorias superiores, bien reposicionando la mandíbula en una posición avanzada, o bien manteniendo la lengua en una posición adelantada respecto a la de reposo. Los dispositivos intraorales más utilizados son los DAM. Entre las principales ventajas de estos dispositivos frente a la CPAP, destaca la ausencia de ruido, su bajo precio, la facilidad de transporte y el hecho de no requerir ningún tipo de energía para su funcionamiento.

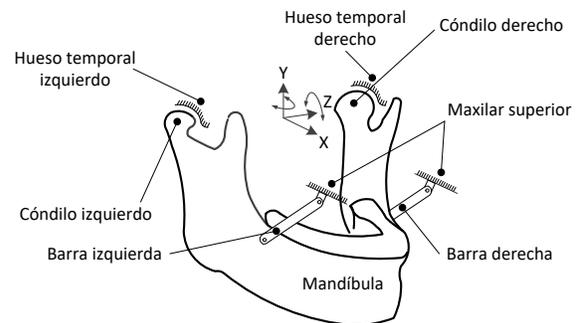
Hay una gran variedad de modelos de DAM [2]. La principal clasificación de los mismos se hace atendiendo al número de piezas independientes que los forman y la posibilidad de que exista movimiento relativo entre ellas. De este modo, existen dispositivos con una única pieza, denominados monoblock, y dispositivos con dos piezas o eslabones. Los primeros se fabrican para un valor de avance mandibular o protrusión fija, mientras que los segundos son ajustables para alcanzar distintos valores de protrusión inicial [3].



**Figura 1.** Esquemas de un DAM de barras (izquierda) y de levas (derecha). Fuente: elaboración propia.

Los DAM de dos piezas permiten al paciente abrir la boca, produciéndose un movimiento relativo de la parte unida al arco dental inferior (mandíbula), respecto a la unida al arco dental superior (maxilar superior). Los sistemas de unión entre las dos piezas más extendidos son barras y levas (ver Figura 1). Diversos estudios demuestran la relación entre la morfología craneofacial y el nivel de retrusión de la mandíbula al abrir la boca [4], [5]. Por lo tanto, la efectividad de un mismo DAM dependerá de la morfología de cada individuo.

Desde el punto de vista cinemático, si analizamos la mandíbula como un sólido independiente, esta se puede mover en el espacio con seis grados de libertad. Su movimiento se puede formular como una combinación de movimientos de rotación y traslación respecto a tres ejes ortogonales. Sin embargo, la mandíbula no se puede mover libremente. La Figura 2 muestra una mandíbula unida al cráneo por medio de las articulaciones temporomandibulares que existen entre los cóndilos y los huesos temporales.



**Figura 2.** Mecanismo formado por dos barras y la mandíbula de un individuo con el eslabón de referencia definido por el maxilar superior y el cráneo. Fuente: elaboración propia.

Además, la mandíbula de la Figura 2 está unida al maxilar superior por medio de dos barras que simulan un DAM. Las restricciones cinemáticas debidas a las articulaciones temporomandibulares y a las barras reducen los grados de libertad a dos: un giro alrededor del eje Y (lateralidad) y un movimiento en el plano Sagital (XY) definido por la cadena cinemática del mecanismo biela-manivela de un grado de libertad que forman la barra (manivela), la mandíbula (biela) y el cóndilo (corredera). El movimiento de lateralidad no tiene influencia en el colapso de las vías aéreas superiores. Sin embargo, es interesante que los DAM permitan este movimiento para aumentar la comodidad del paciente. En cuanto al movimiento en el plano sagital, un DAM correctamente diseñado, debe asegurar que durante el movimiento de apertura de la boca no se produce la retrusión de la mandíbula, es decir, que el incisivo inferior no se acerca al eje Y. Pero esto no

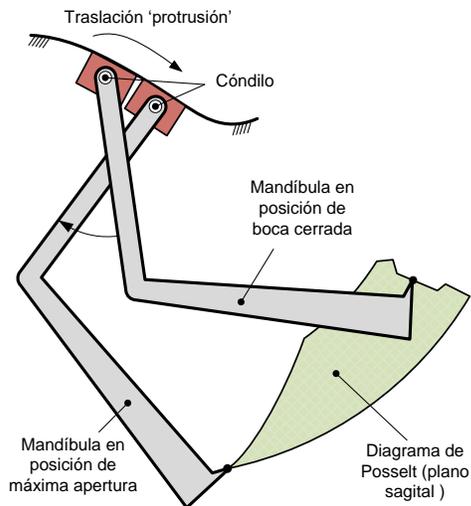
depende solamente del diseño del propio DAM, sino también de las proporciones de la mandíbula del individuo en el que se coloca. Esto nos lleva a la conclusión de que para asegurar el correcto funcionamiento de un DAM, este debe ser diseñado y fabricado específicamente para el individuo que lo va a usar. Sin embargo, hasta la fecha, ninguno de los DAM comercializados tiene en cuenta la cinemática mandibular de cada paciente, por lo que un mismo dispositivo tiene un comportamiento diferente en individuos distintos [6].

En resumen, cuando la boca está cerrada, todos los dispositivos mantienen la mandíbula en una posición protruida, pero para asegurar que la protrusión se mantiene al abrir la boca, es necesario realizar un estudio cinemático del conjunto DAM-mandíbula de cada paciente.

En este trabajo se desarrolla un DAM que tiene en cuenta la cinemática de la mandíbula de cada paciente, asegurando que esta se mantiene en una posición adelantada al abrir la boca. Este dispositivo está formado por dos conjuntos leva-seguidor. Los perfiles de las levas se ajustan mediante algoritmos evolutivos para garantizar el movimiento prescrito por el especialista para cada paciente al abrir la boca.

## 2. Modelo cinemático de la mandíbula

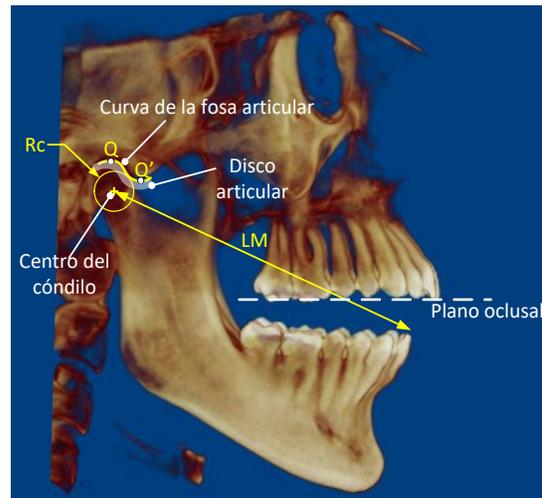
La Figura 3 muestra el esquema cinemático de un mecanismo que reproduce el movimiento mandibular en el plano sagital.



**Figura 3.** Modelo de 2 GDL de la mandíbula. Fuente: elaboración propia.

La unión temporomandibular se ha representado por medio de un par de rotación y un par prismático que permite un deslizamiento a lo largo de una curva definida por la eminencia de la fosa articular. Se puede observar que el mecanismo tiene dos grados de libertad. El eslabón que representa a la mandíbula se ha representado en dos posiciones diferentes. La posición de reposo con la boca cerrada y la posición de máxima apertura.

En la misma figura, se ha dibujado el diagrama de Posselt [7] que representa el lugar geométrico que puede ser ocupado por el extremo del incisivo inferior con los movimientos de apertura, cierre, avance y retroceso de la mandíbula. Este diagrama está delimitado por bordes que son fundamentales para el diseño personalizado del dispositivo de avance mandibular. Los bordes anterior y posterior se generan manteniendo la mandíbula en la posición de máxima protrusión y retrusión respectivamente mientras se abre y cierra la boca. El borde superior muestra la trayectoria del incisivo inferior al pasar de la posición de máxima protrusión a la de máxima retrusión con la boca cerrada. Se aprecia cómo la boca se abre y cierra levemente para evitar la colisión entre el incisivo inferior y el superior.

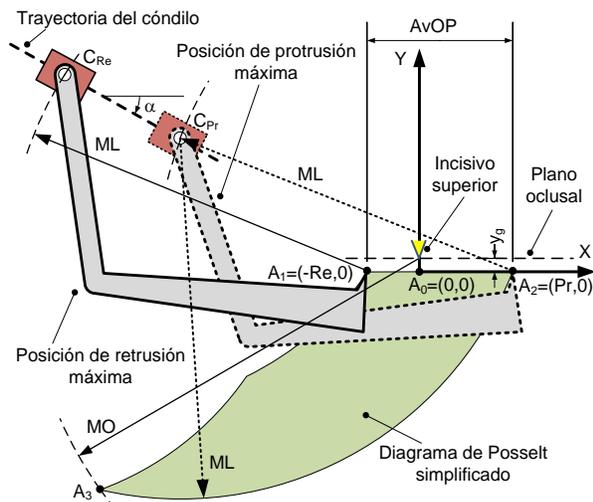


**Figura 4.** Escáner de un paciente con los parámetros necesarios para definir el modelo cinemático de la mandíbula: longitud mandibular (LM), radio del cóndilo (Rc) y puntos Q y Q', máximo y mínimo de la curva definida por la fosa articular. Fuente: elaboración propia.

El diagrama de Posselt de la mandíbula de un paciente puede ser generado a partir de medidas realizadas en una radiografía lateral o un escáner como el que se muestra en la Figura 4. En primer lugar, se define la longitud mandibular (LM) como la distancia entre el centro del cóndilo y el extremo del incisivo inferior. En

segundo lugar, es necesario conocer la trayectoria del cóndilo. Para ello, se localiza su centro, se mide su radio ( $R_c$ ) y se traza una curva paralela a la forma de la fosa articular a una distancia igual al radio del cóndilo. En el modelo que se presenta en este trabajo se ha simplificado esta trayectoria considerándola un segmento recto que pasa por los puntos  $Q$  y  $Q'$ , máximo y mínimo de la curva definida por la eminencia de la fosa articular respectivamente.

La Figura 5 muestra el modelo desarrollado en este trabajo para el estudio de la mandíbula. En la figura se aprecia que el borde superior  $A_1$ - $A_2$  del diagrama de Posselt es un segmento recto. Esto es debido a que, al medir la protrusión y retrusión con una galga de George, los incisivos superior e inferior quedan separados una distancia  $y_g$  debido al espesor de la horquilla de mordida de la galga. Esto permite que la mandíbula puede moverse con la boca cerrada desde la posición de máxima retrusión a la de máxima protrusión sin que haya colisión entre los incisivos y, por tanto, sin necesidad de abrir y cerrar ligeramente la boca como ocurre en el diagrama original. superior  $A_1$ - $A_2$ .



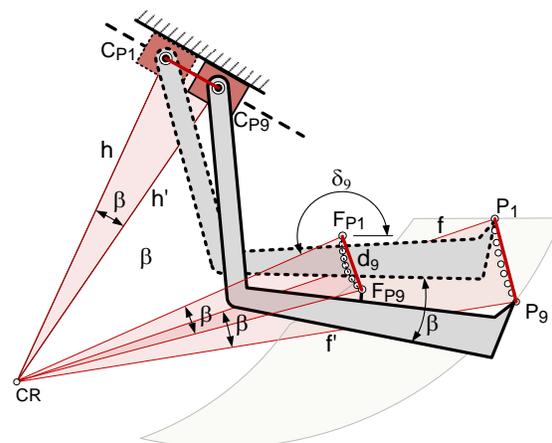
**Figura 5.** Modelo simplificado utilizado para desarrollar el dispositivo de avance mandibular. Fuente: elaboración propia.

Los segmentos  $A_1$ - $A_2$  y  $A_2$ - $A_3$  del diagrama de Posselt representados en la Figura 5 se utilizan para el diseño de las levas del DAM. Para ello, se define un sistema de referencia fijo, que está unido al maxilar superior con el eje  $X$  paralelo al plano oclusal. Este plano es tangente al extremo de los incisivos del arco dental superior y pasa por las cúspides de los dientes posteriores del mismo arco (Figura 4). El origen del sistema de referencia se encuentra en la posición del incisivo inferior cuando

este está alineado con el superior. Esta es la posición a partir de la cual se miden la máxima protrusión (avance),  $Pr$ , y la retrusión (retroceso),  $Re$ , con la galga de George. Su suma,  $AvOP$ , define la longitud del borde  $A$  a partir de las posiciones extremas del incisivo  $A_1$  y  $A_2$ , conociendo la trayectoria del cóndilo, y la distancia  $ML$ , se pueden encontrar las posiciones extremas del cóndilo,  $C_{Re}$  y  $C_{Pr}$ . El borde  $A_2$ - $A_3$  es la trayectoria descrita por el incisivo inferior al abrir la boca con el cóndilo en posición de máxima protrusión. Este tramo se puede dibujar como un arco de círculo con radio  $ML$  y centro  $C_{Pr}$ . El punto  $A_3$  es la intersección entre el arco anterior y un arco con su centro en el incisivo superior y radio  $MO$ , distancia entre los extremos de los incisivos superiores e inferiores con la boca en posición de máxima apertura. Esta distancia puede ser medida con un pie de rey o incluso con una simple regla.

### 3. Diseño óptimo del dispositivo

Con el modelo simplificado descrito en el apartado anterior, se ha desarrollado una metodología para obtener los bordes del diagrama de Posselt ( $A_1$ - $A_2$ - $A_3$ ), que definen los límites del movimiento del incisivo al combinar la protrusión-retrusión de la mandíbula con la apertura-cierre de la boca. Para mantener la mandíbula en una posición protruida, se define la trayectoria que se desea que describa el incisivo inferior al abrir la boca. Esta trayectoria debe situarse dentro del área delimitada por el diagrama de Posselt y tiene como objetivo principal el provocar un avance progresivo de la mandíbula, de modo que cuanto más se abre la boca, más avanza la mandíbula.



**Figura 6.** Centro de rotación de la mandíbula cuando el incisivo inferior se mueve desde  $P_1$  hasta  $P_9$ . Fuente: elaboración propia.

La Figura 6 muestra un ejemplo de esta curva,  $\{P_1, \dots, P_9\}$  con una línea formada por nueve puntos, que permite la apertura de la boca con un movimiento mandibular con avance continuo desde la posición  $P_1$  definida por un valor concreto de protrusión, hasta que el incisivo inferior alcanza el punto  $P_9$ . En este punto, el incisivo se encuentra sobre el borde anterior del diagrama de Posselt, por lo que la boca no puede abrirse más y la mandíbula alcanza su máxima protrusión. Una curva incorrecta puede provocar la retrusión de la mandíbula en un determinado instante al abrir la boca. La forma de esta curva se verá afectada principalmente por la protrusión inicial y la apertura máxima de la boca permitida por el dispositivo oral.

Una vez definida la secuencia de puntos que debe seguir el incisivo inferior, se puede obtener la posición del centro del cóndilo  $C_{P_1}, \dots, C_{P_9}$  para cada posición del incisivo inferior  $P_1, \dots, P_9$ . Como ya se ha mencionado, la trayectoria del centro del cóndilo se define sobre una línea recta que depende de la forma de la fosa articular, y que puede ser obtenida a partir de la radiografía o escáner del paciente. Las posiciones que alcanza el centro del cóndilo quedan definidas por los puntos  $C_{P_1}, \dots, C_{P_9}$  que se encuentran en la intersección entre su trayectoria y un arco de radio  $ML$  y centro en la posición  $P_1, \dots, P_9$  correspondiente del incisivo inferior (ecuación 1):

$$y_{C_{P_i}} - y_{Q'} + Rc \cdot \cos \alpha = (x_{C_{P_i}} - x_{Q'} - Rc \cdot \sin \alpha) \cdot \tan \alpha \quad (1)$$

$$(x_{C_{P_i}} + x_{P_i})^2 + (y_{C_{P_i}} + y_{P_i})^2 = ML^2$$

Cuando el incisivo inferior se mueve del punto  $P_1$  al punto  $P_9$ , el centro del cóndilo se mueve del punto  $C_{P_1}$  al punto  $C_{P_9}$  y la mandíbula gira el ángulo  $\beta$  (ver Figura 6). El Centro de Rotación (CR) de este movimiento se encuentra en la intersección de las bisectrices perpendiculares a los segmentos  $C_{P_1}-C_{P_9}$  y  $P_1-P_9$ . El desplazamiento del centro del seguidor del mecanismo leva-seguidor que está unido a la mandíbula,  $F_{P_1}-F_{P_9}$ , puede ser calculado considerando su movimiento como una rotación sobre el CR con ángulo  $\beta$ .

Para encontrar la trayectoria seguida por el punto  $F$  entre las posiciones 1 y 9, consideramos incrementos de tiempo más pequeños. En este caso, utilizaremos ocho desplazamientos  $P_i-P_{i+1}$  en los que se ha discretizado la curva (Figura 7).

Las ecuaciones que obtienen las coordenadas  $(x_{F_{P_i}}, y_{F_{P_i}})$  de las ocho posiciones del centro del seguidor serán:

$$f_i = \sqrt{(x_{CR_i} - x_{P_i})^2 + (y_{CR_i} - y_{P_i})^2} \quad (2)$$

$$h_i = \sqrt{(x_{CR_i} - x_{C_{P_i}})^2 + (y_{CR_i} - y_{C_{P_i}})^2} \quad (3)$$

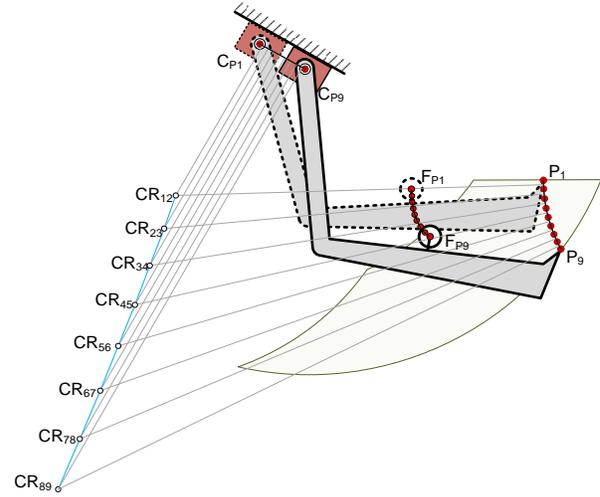
$$\beta_i = 2 \cdot \arcsin \left( \frac{\sqrt{(x_{P_i} - x_{P_{i+1}})^2 + (y_{P_i} - y_{P_{i+1}})^2}}{2 \cdot f_i} \right) \quad (4)$$

$$d_i = 2 \cdot \sqrt{(x_{CR_i} - x_{F_{P_i}})^2 + (y_{CR_i} - y_{F_{P_i}})^2} \cdot \sin \left( \frac{\beta_i}{2} \right) \quad (5)$$

$$\delta_i = \arctan \left( \frac{y_{CR_i} - y_{F_{P_i}}}{x_{CR_i} - x_{F_{P_i}}} \right) \quad (6)$$

$$x_{F_{P_{i+1}}} = x_{F_{P_i}} + d_i \cdot \cos \left( \delta_i + \frac{\pi}{2} - \frac{\beta_i}{2} \right) \quad (7)$$

$$y_{F_{P_{i+1}}} = y_{F_{P_i}} + d_i \cdot \sin \left( \delta_i + \frac{\pi}{2} - \frac{\beta_i}{2} \right) \quad (8)$$



**Figura 7.** Centros de rotación de la mandíbula de los ocho desplazamientos considerados para el incisivo inferior cuando este se mueve desde  $P_1$  hasta  $P_9$ . Fuente: elaboración propia.

El siguiente paso de la metodología desarrollada consiste en obtener el perfil de la leva y, para ello, hay que encontrar primero una curva que pase por las posiciones calculadas para el centro del seguidor. Se ha utilizado una curva cúbica de Bézier con cuatro puntos de control y que está formulada en la ecuación (9) donde  $(x_{BZ0}, y_{BZ0})$  y  $(x_{BZ3}, y_{BZ3})$  son las coordenadas del primer y último punto de control respectivamente y que coinciden con la primera y última posición del centro del seguidor,  $F_{P_1}$  y  $F_{P_9}$  respectivamente. Los parámetros  $t_1$  y  $t_9$ , cuyos valores son 0 y 1 respectivamente, definen la primera y última posición del centro del seguidor en la curva de Bézier.

$$\begin{aligned} x_{F_{P_i}}(t) &= a_x t^3 + b_x t^2 + c_x t + x_{BZ0} \\ y_{F_{P_i}}(t) &= a_y t^3 + b_y t^2 + c_y t + y_{BZ0} \\ c_x &= 3(x_{BZ1} - x_{BZ0}) \\ b_x &= 3(x_{BZ2} - x_{BZ1}) - c_x \\ a_x &= x_{BZ3} - x_{BZ0} - c_x - b_x \\ c_y &= 3(y_{BZ1} - y_{BZ0}) \\ b_y &= 3(y_{BZ2} - y_{BZ1}) - c_y \\ a_y &= y_{BZ3} - y_{BZ0} - c_y - b_y \end{aligned} \quad (9)$$

Un proceso de optimización permite encontrar las incógnitas de la curva de Bézier con un error mínimo. Este proceso se realiza mediante un algoritmo evolutivo denominado MUMSA (Malaga University Mechanism Synthesis Algorithm), desarrollado por el grupo de investigación de la Universidad de Málaga al que pertenecen los autores [8].

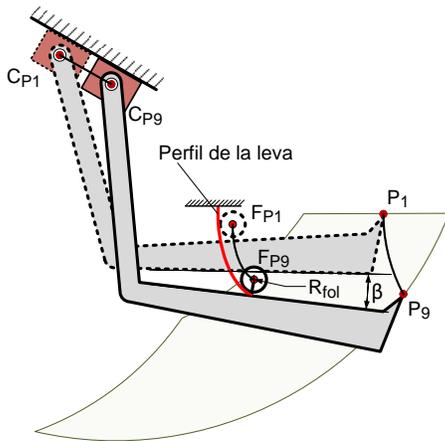
El algoritmo comienza generando aleatoriamente una población inicial de NP individuos. Cada individuo está definido por las variables de diseño del problema cuyos valores se generan aleatoriamente dentro del espacio de búsqueda. Para el problema que estamos tratando, las variables de diseño son las coordenadas del segundo y tercer punto de control de la curva de Bézier,  $(x_{B_{Z1}}, y_{B_{Z1}})$  y  $(x_{B_{Z2}}, y_{B_{Z2}})$  y los valores del parámetro  $t$  para los puntos  $F_{P2}$  a  $F_{P8}$ , necesarios para conocer sus posiciones a partir de la curva de Bézier y poder evaluar la función del objetivo en dichos puntos:

$$\chi = [x_{B_{Z1}}, y_{B_{Z1}}, x_{B_{Z2}}, y_{B_{Z2}}, t_2, t_3, t_4, t_5, t_6, t_7, t_8] \in \mathfrak{R} \quad (10)$$

La ecuación (11) representa la función objetivo utilizada en este trabajo para encontrar la curva de Bézier que mejor reproduce la trayectoria del seguidor. La función calcula el error cuadrático entre los puntos de la trayectoria central del seguidor y los puntos de la curva de Bézier:

$$\sum_{i=1}^n [(x_{F_{Pi}}(\chi) - x_{F_{Pi}})^2 + (y_{F_{Pi}}(\chi) - y_{F_{Pi}})^2] \quad (11)$$

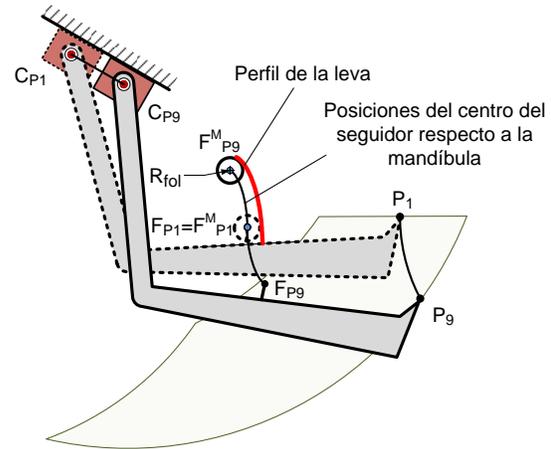
Donde  $n$  es el número de posiciones,  $\chi$  ha sido definida en la ecuación (10),  $(x_{F_{Pi}}(\chi), y_{F_{Pi}}(\chi))$  hace uso de los valores almacenados en  $\chi$  y de la ecuación (9) y  $(x_{F_{Pi}}, y_{F_{Pi}})$  son calculados haciendo uso de las ecuaciones (7, 8).



**Figura 8.** Perfil de la leva fijo al maxilar y el seguidor unido a la mandíbula. Fuente: elaboración propia.

Una vez obtenida la curva que define la trayectoria del centro del seguidor, se puede obtener el perfil de la leva como una curva tangente al mismo. Para ello es necesario conocer la forma y tamaño del seguidor. En este caso se ha tomado una circunferencia de 3 mm de radio,  $R_{fol}$ . La Figura 8 muestra el perfil obtenido para la leva. Como se puede ver en dicha figura, el seguidor se mueve con la mandíbula mientras que la leva, unida al maxilar, permanece fija.

Esta configuración supone que la leva, que es la parte más voluminosa del dispositivo, ocupe el espacio lateral del arco dental inferior. Sin embargo, hay más espacio junto al arco superior, por lo que invirtiendo esta configuración se consigue aumentar la comodidad del paciente cuando se usa el dispositivo en boca.



**Figura 9.** Perfil de la leva fijo a la mandíbula y el seguidor unido al maxilar. Fuente: elaboración propia.

El dispositivo final que se presenta en este trabajo tiene el seguidor unido al maxilar y la leva unida a la mandíbula (Figura 9). Por lo tanto, el seguidor permanece fijo mientras la leva se mueve con la mandíbula al abrir la boca. En este caso, para obtener el perfil de la leva se calcula la trayectoria del movimiento relativo del centro del seguidor respecto a la mandíbula y se traza una curva tangente al seguidor a lo largo de dicha trayectoria (Figura 9).

#### 4. El dispositivo

Una vez obtenido el perfil de la leva, se puede crear un modelo virtual del DAM. Para generar el dispositivo se ha programado previamente en un software CAD-CAE una leva paramétrica de geometría ajustable en función de la curva de Bézier obtenida. La leva se une a la férula dental inferior que previamente ha sido modelada

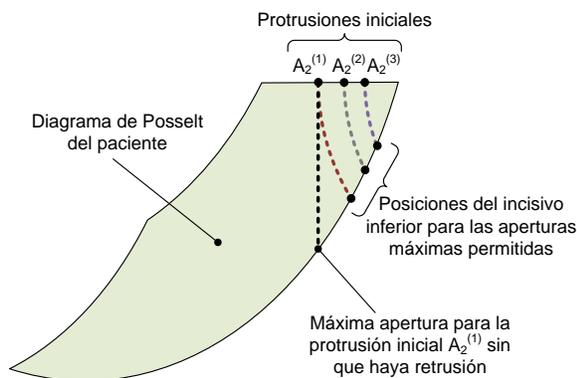
utilizando los datos de un escáner intraoral del paciente. Su posicionamiento debe realizarse con precisión teniendo en cuenta su ángulo con el plano sagital y la distancia al incisivo inferior. El mismo procedimiento se debe llevar a cabo para montar el seguidor en la férula dental superior. En este caso, el punto de referencia es el incisivo superior.

La Figura 10 muestra el dispositivo con dos levas, una a cada lado. Las levas se han reforzado uniendo su extremo superior a un perfil paralelo, definiendo una guía a lo largo de la cual se mueve el seguidor. En la misma figura se observa la férula superior con los dos seguidores de perfil circular, uno a cada lado. Este diseño permite limitar la apertura de la boca para evitar forzar la unión temporomandibular, permitiendo que el incisivo inferior se acerque al borde anterior del diagrama de Posselt, pero sin llegar a alcanzarlo.



**Figura 10.** Dispositivo de avance mandibular. Férulas inferior y superior impresas con impresora 3D. Fuente: elaboración propia.

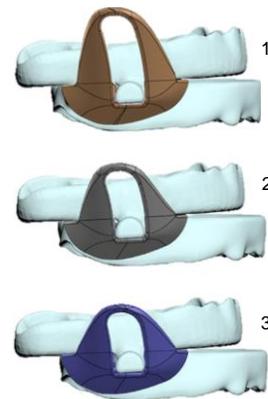
El modelo se envía directamente desde el software CAD-CAE a una impresora 3D para fabricar el dispositivo con material biocompatible. Las férulas superior e inferior se imprimen por separado y posteriormente se ensamblan antes de colocarlos en boca.



**Figura 11.** Diagrama de Posselt de un paciente con tres valores distintos de protrusión inicial y apertura máxima permitidas. Fuente: elaboración propia.

El tratamiento de la apnea del sueño con férulas de avance mandibular requiere un sistema de ajuste de la protrusión preciso, de manera que el ortodontista pueda hacer pequeñas variaciones de la protrusión inicial a lo largo del tratamiento. Con el diseño propuesto, para variar la protrusión de forma adecuada, será necesario fabricar una secuencia de varias férulas inferiores, cada una con un valor de protrusión inicial diferente.

La Figura 11 muestra el diagrama de Posselt de un paciente con tres valores de protrusión inicial (1, 2 y 3). Cada una de estas posiciones tiene su propia curva de avance, por lo que los perfiles de las levas generadas serán diferentes.



**Figura 12.** Secuencia de tres levas diferentes (1, 2 y 3) diseñadas para el mismo paciente a partir de valores distintos de protrusión inicial. Fuente: elaboración propia.

Aunque los perfiles sean distintos, todas las levas pueden ir acopladas al mismo seguidor, por lo que sólo será necesario disponer de una férula superior. La Figura 12 muestra la secuencia de las tres férulas inferiores diferentes generadas a partir de las curvas de avance definidas en la Figura 11. Estas férulas se acoplan a una misma y única férula superior.

## 5. Conclusiones

En este trabajo se ha presentado un método para diseñar un dispositivo de avance mandibular personalizado. El dispositivo está diseñado teniendo en cuenta la cinemática de la mandíbula del paciente y siguiendo un proceso de síntesis para generar el perfil de leva.

Los datos de entrada se definen a partir de una radiografía de la mandíbula del paciente y de las medidas de protrusión, retrusión y apertura máxima de la boca tomadas por un especialista. Una vez obtenida la trayectoria del seguidor necesaria para conseguir el movimiento prescrito para el incisivo inferior, se ha

utilizado el algoritmo MUMSA para diseñar la leva que transmite con precisión el movimiento a la mandíbula. La definición del perfil de la leva mediante una ecuación permite su reproducción precisa en un modelo paramétrico 3D definido en un software CAD-CAE. Con este modelo se puede simular el comportamiento del dispositivo y confirmar su correcto funcionamiento. Finalmente, se utiliza el mismo software CAD-CAE para ensamblar las levas y seguidores con el modelo 3D de las férulas dentales del paciente. La fabricación se realiza directamente con una impresora 3D a partir del modelo generado con dicho software.

## 6. Agradecimientos

Una parte sustancial del trabajo descrito en este artículo ha podido ser realizada gracias a la financiación obtenida con el contrato 806/31.4830 entre la Universidad de Málaga y la empresa privada Laboratorio Ortoplús S.L.

## 7. Referencias

- [1] M. Glos, T. Penzel, C. Schoebel, G.-R. Nitzsche, S. Zimmermann, C. Rudolph, A. Blau, G. Baumann, P.-G. Jost-Brinkmann, S. Rautengarten, J. C. Meier, I. Peroz and I. Fietze. Comparison of effects of OSA treatment by MAD and by CPAP on cardiac autonomic function during daytime. *Sleep Breath*, vol. 20, p. 635–646, 2016.
- [2] K. C. P. Sutherland. Mandibular advancement splints for the treatment of sleep apnea syndrome. *Swiss Medical Weekly*, vol. 141, 2011.
- [3] K. E. Bloch, A. Iseli, J. N. Zhang, X. Xie, V. Kaplan, P. W. Stoeckli and E. W. Russi. A Randomized, Controlled Crossover Trial of Two Oral Appliances for Sleep Apnea Treatment. *American Journal of respiratory and critical care medicine*, vol. 162, p. 246–251, 2000.
- [4] P. Mayoral Sanz, M. Garcia Reyes, A. Bataller Torras, J. A. Cabrera Castillo and M. O. Lagravère Vich. Craniofacial morphology/phenotypes influence on mandibular range of movement in the design of a mandibular advancement device. *BMC Oral Health*, nº 19 – 2021.
- [5] Marcos García, Juan A. Cabrera, Alex Bataller, Javier Vila, Pedro Mayoral. Mandibular movement analysis by means of a kinematic model applied to the design of oral appliances for the treatment of obstructive sleep apnea. *Sleep Medicine* vol 73, p 29-37, 2020.
- [6] Konrad E. Bloch, Angelo Iseli, Jinnong N. Zhang, Xiaobin Xie, Vladimir Kaplan, Paul W. Stoeckli and Erich W. Russi. A Randomized, Controlled Crossover

Trial of Two Oral Appliances for Sleep Apnea Treatment. *American Journal of respiratory and critical care medicine*. Vol 162. pp 246–251, 2000

[7] Ulf Posset. Studies in the Mobility of the Human Mandible. *Acta Odontologica Scandinavica. Supplementum*, vol. 10, supplementum 10, 1952.

[8] J.A. Cabrera, A. Ortiz, F. Nadal and J.J. Castillo. An evolutionary algorithm for path synthesis of mechanisms. *Mechanism and Machine Theory* 46 (2011) 127–141.