# UN NUEVO ENFOQUE EN EL ESTUDIO DE LAS INTERFERENCIAS

**D. Llombart Jaques ***
**J. A. Llombart Jaques****
**M. Cortada Colomer *****
**M. Brufau Barberá ******

Llombart Jaques, D.; Llombart Jaques, J.A.; Cortada Colomer, M.; Brufau Barberá, M.; Un nuevo enfoque en el estudio de las interferencias, 1992,8: 153-157

RESUMEN

El efecto de las interferencias sobre los cóndilos, se estudia con la aportación del cálculo de estructuras mediante una investigación interdisciplinar.

Con este estudio se intenta profundizar en el estudio objetivo de los efectos de las interferencias para una comparación con los hallazgos clínicos.

**Palabras clave:** Interferencias. ATM. Elementos finitos. Modelización matemática.

SUMMARY

The effect of the interferences on the condyles, is studied througth the structures calculation by means of an interdisciplinar research. With this study we try to go deeply into the objetive study of the effects of the interferences to compare them the clinical discoveries.

**Key words:** Interfernces. TMJ. Finite elements. Mathematical model.

* Prof. Asociado de Oclusión y Prostodoncia. Facultad de Odontología. Barcelona.
** Ingeniero de Caminos Canales y Puertos. Madrid.
*** Prof. Titular de Oclusión y Prostodoncia. Facultad de Odontología. Barcelona.
**** Prof. Asociado de Oclusión y Prostodoncia Facultad de Odontología. Barcelona.

## INTRODUCCION

El trastorno que producen las interferencias sobre la ATM, es un hecho que nos demuestra la experiencia clínica. Es a la vez, un motivo de preocupación para el profesional, tanto desde el punto de vista de su eliminación mediante el tratamiento, como a la vez, el intentar no introducirlas yatrogénicamente en los tratamientos de odontología conservadora y protéticos.(1)

Lógicamente su estudio ha sido objeto de numerosas publicaciones y entre ellas destacamos las que se enfocan desde un punto de vista objetivo cuantificando su incidencia patológica mediante métodos electrónicos. (2, 3)

Sin embargo, siendo las interferencias un factor mecánico sobreañadido a los movimientos mandibulares, echamos en falta un estudio en profundidad de sus repercusiones sobre los cóndilos, desde el punto de vista mecánico también, pues los trabajos explicativos mediante la aplicación del sistema de la palanca (4, 5,) pecan de simplistas y la tecnología actual ha adelantado lo suficiente para permitirnos su estudio en profundidad, y así poder observar las repercusiones mecánicas condilares, y ver así si lo que mecánicamente observamos tiene relación con la observación clínica.

## HIPOTESIS DE TRABAJO

Pretendemos con este estudio, realizar un estudio comparativo del efecto de las interferencias oclusales sobre los cóndilos, determinando sus desplazamientos y las fuerzas de reacción. Estudiaremos el efecto de las interferencias de trabajo, de no trabajo, de relación céntrica a máxima intercuspidación, con la variable de un mayor ángulo de ataque de las piezas, sobre ambos cóndilos simultáneamente en un estudio tridimensional.

## MATERIAL Y METODOS

Realizamos analíticamente un estudio estático de la estructura mandibular, teniendo en cuenta el principio básico de que la totalidad de las fuerzas (de acción y reacción) que actúan sobre el sistema, se encuentran en equilibrio en el momento en que se realiza el estudio.

Realizamos nuestro análisis, utilizando un procedimiento habitual en ingeniería, que consiste en modelizar la mandíbula como un elemento contínuo, constituído por la asociación de diversos elementos en cuyos puntos de unión se establecen unas condiciones matemáticas, que permiten reproducir los vínculos reales de rigidez y la correcta transmisión de las fuerzas, de acuerdo con los principios de la estática.

Consideraremos que la mandíbula es una estructura resistente, que se encuentra en el espacio y cuya vinculación con el resto del cráneo, se produce a través de los contactos de los dientes y de los cóndilos. Los músculos elevadores son unas fuerzas, cuya orientación en el espacio responde a un sistema de vectores, que son tenidos en cuenta en el análisis estructural. El cálculo se realiza, admitiendo las hipótesis básicas de la resistencia de materiales. Por lo tanto el material constitutivo es lineal, elástico y cumple la ley de Hooke. Como las dimensiones transversales son pequeñas, trabajamos sustituyendo la figura formada por las directrices de dichas piezas.

La relación entre tensión y deformación es el módulo de elasticidad o módulo de Young (6). Para el cálculo desarrollado suponemos este valor constante, ya que las condiciones de trabajo del material de la mandíbula no son extremas. El conocer exactamente el módulo de Young de la mandíbula es un problema, pero para nuestro estudio no importa conocerlo, pues no investigamos las deformaciones, sino la magnitud de las fuerzas de reacción y éstas son independientes del valor del módulo de elasticidad. Si el hueso fuese más blando o más rígido los resultados de nuestro estudio serían los mismos.

Realizamos una discretización de la mandíbula, o sea que la hemos sustituído por gran cantidad de partes pequeñas. Discretizar es constituir una pieza única, contínua mediante la asociación de distintas partes y pequeños elementos que en nuestro caso serán nudos y barras.

Las barras están unidas entre sí en unos puntos llamados nudos y la deformación de la estructura se caracterizará por los movimientos en los nudos.

Cada barra tiene seis posibilidades de movimientos en el espacio, (o grados de libertad) o sea, que hay que computar seis parámetros para definir las tres posibilidades de traslación y las tres de giro. La asociación entre barras, se rige por medio de ecuaciones que impiden rigurosamente y de forma matemática la compatibilidad entre acciones y deformaciones. De acuerdo con este método, se plantea un sistema formado por un elevado número de ecuaciones cuya resolución sería inabordable sin la ayuda del ordenador.

Este sistema de cálculo de estructuras por procedimientos matriciales es posterior al advenimiento de los ordenadores, pues anteriomente era impensable el poder desarrollar a mano un cálculo de tal complejidad. También ha evolucionado el software del sistema, pues anteriormente hacían falta ordenadores de altas prestaciones, en cambio con el programa que hemos hecho estos cálculos, el SAP 80 (7), a pesar de ser un programa potentísimo, permite ser llevado a cabo con un ordenador de 640 k de memoria RAM y con un coprocesador matemático.

Los elementos en que hemos constituído la estructura son las BARRAS de las que hemos colocado 48 que constituyen un número suficiente para este tipo de análisis.

En cuanto a los *NUDOS*, se han dispuesto los necesarios para asociar las barras. En los extremos de las barras asociadas a los dientes, existen unos nudos cuya numeración coincide con la de los mismos.

Los *APOYOS* son los cóndilos de la mandíbula. La ATM representa libertad matemática de giro. Los desplazamientos están sin embargo parcialmente coaccionados (elásticamente, en términos estructurales) por la existencia de unas partes blandas que reaccionan frente a las fuerzas de reacción. Cuando exis-

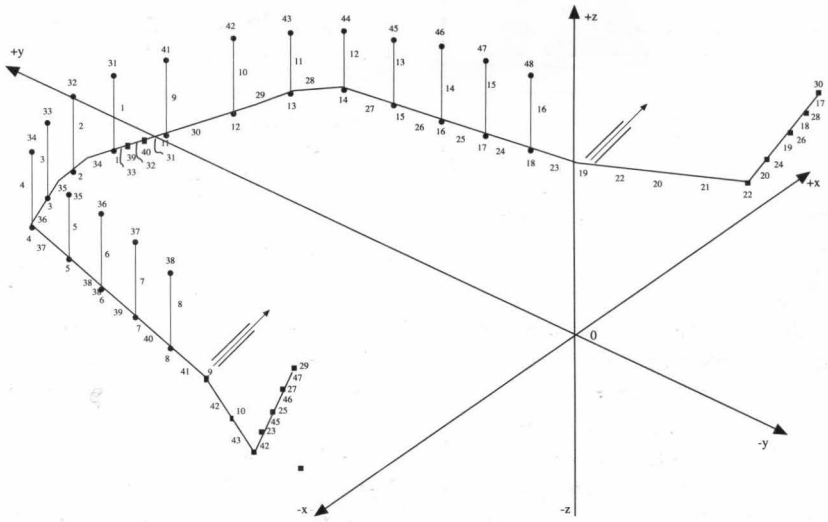



Fig.1.*Modelización matemática de una mandíbula, realizada por el ordenador, a partir de las coordenadas tridimensionales introducidas en él, con el programa SAP 80. Los nudos 29 y 30 son los cóndilos izquierdo y derecho. En los nudos nueve y 19 está el vector correspondiente a los músculos elevadores y los dientes se corresponden con los nudos del mismo número.*

ten contactos en los dientes se disponen, asimismo apoyos para cada caso concreto.

La posición de los dientes, (nudos de la estructura) y cóndilos (apoyos) se ha representado mediante coordenadas en el espacio. El eje de coordenadas está situado en un punto intermedio de los ángulos mandibulares. Se han tomado medidas reales y se han marcado los valores «X» «Y» «Z» de los puntos de interés.

Introducimos estos datos en el ordenador, son asimilados por el programa y mediante sus salidas de gráficos nos da la imagen que vemos en la figura. (Fig.1)

En los cóndilos (nudos 29 y 30) se han establecido las condiciones matemáticas asociadas a la vinculación real con el resto del cráneo. No existen restricciones frente a la posibilidad de giro del cóndilo. En cuanto a los movimientos de traslación se imponen unos resortes elásticos o «muelles» matemáticos en las tres direcciones de los ejes coodenados. El valor de la rigidez de estos muelles puede ser impuesto como un dato de entrada en el proceso. Existe la posibilidad de hacer un mismo cálculo o proceso con distintos valores de la rigidez de los «muelles» con el objeto de determinar su influencia en los resultados finales.

El cálculo puede hacerse para diferentes estados: oclusión en máxima intercuspidación, o bien, contacto en una sola pieza. Así definiremos matemáticamente la prematuridad como la imposición de una coacción vertical (apoyo) y de la adición de una fuerza horizontal que depende de la angulación de las cúspides. Los casos de trabajo y no trabajo se distinguen entre sí por la diferencia de signo en la componente «X» de dicha fuerza. En el caso de RC. a PIM., la fuerza está dirigida en la dirección «Y». Con este sistema estudiamos y relacionamos las situaciones de *Máxima intercuspidación, interferencia en trabajo, interferencia en no trabajo, prematuridad de RC a PIM,* con diferentes angulaciones en el ataque de las piezas.

Para llevar a cabo el estudio con las mayores garantías de fiabilidad, se establece una condición mecánica según la cual existe diferencia de rigidez de los apoyos, según que la reacción de apoyo apriete hacia un cóndilo, o tire de él. En el primer caso la rigidez del muelle es mucho mayor que en el segundo. Dado que la dirección de apoyo, para cada caso no es conocida a priori, se realiza un cálculo de primer orden encaminado a determinar únicamente la dirección de las reacciones. Para este primer cálculo, se disponen muelles con idéntica rigidez en todas direcciones. Realizado el cálculo de primer orden y determinado la dirección de las reacciones de apoyo, se asigna a cada muelle su rigidez adecuada, distinguiendo el caso de que la fuerza de reacción tire del cóndilo o apriete hacia él. Se repite el cálculo, llamado de segundo orden, que tiene en cuenta la diferente rigidez de los apoyos y se consideran los valores resultantes a efectos de nuestro análisis.

La sistemática es como sigue: se introducen los datos en el ordenador y se realiza un cálculo de primer orden. En él hemos colocado inicialmente el mismo valor en todos los muelles de los cóndilos y suponemos que se trata de oclusión mutuamente protegida, donde contactan desde el primer premolar a la muela del juicio. Imponemos coacciones verticales (restraints) en cada una de las piezas e iniciamos el cálculo.

Al observar los listados de resultados ya vemos la utilidad del procedimiento indicado y de la necesidad de introducir «muelles» no sólo en los apoyos, sino en los contactos de los dientes. En la primera salida, vemos que las fuerzas resultantes de los nudos 34 a 38 y 44 a 48 tienen un valor absurdo para el primer caso, consistente en suponer apoyos rígidos. Por tanto en el cálculo de segundo orden suprimiremos los restraints rígidos y colocaremos muelles de gran rigidez (en el cálculo de primer orden la rigidez es infinita). Con ello afinamos las condiciones iniciales y procedemos al cálculo de segundo orden con esta corrección, así como la del valor de los muelles en los cóndilos, donde se asigna un valor diez veces inferior en los casos que la fuerza tira del cóndilo.

Es necesario observar que los valores absolutos de la rigidez de los muelles carecen de significado real. Lo importante es el valor relativo, de uno a 10, que distingue la condición de apoyo que tira o empuja al cóndilo.

En todos los casos de prematuridades se han realizado cálculos de primer orden, para que observados los resultados, proceder a un cálculo de segundo orden con las entradas de datos ya afinadas.

Los resultados cuantitativos no indican gran cosa, de manera absoluta. Las consecuencias las sacamos al considerar los valores relativos en comparación con los resultados obtenidos en el cálculo por la hipótesis de máxima intercuspidación.

El proceso ignora las unidades que expresa las coordenadas de los nudos. Ello carece de importancia pues lo que importa realmente no es la magnitud de las fuerzas en su valor absoluto sino la congruencia entre unidades para poder establecer las comparaciones adecuadas, de lo que ocurre en los cóndilos entre la situación de máxima intercuspidación y cualquier otra con interferencias.

## RESULTADOS

El proceso por ordenador nos da unos listados enormes con resultados numéricos. Tal como hemos dicho en el apartado anterior, importan poco estos números, pues lo realmente importante, es la comparación entre las diferentes hipótesis. Por tanto, pedimos al ordenador que nos de estos mismos resultados en forma de gráficos así podemos proceder mejor a su comparación y deducir lo siguiente:

(fig. 2, 3, 4 y 5)

1. Frente a los estudios anteriores, donde las conclusiones son muy poco consistentes, con el método que hemos empleado, vemos que frente al estímulo de las interferencias, hay en los cóndilos unos desplazamientos y unas fuerzas de reacción perfectamente cuantificables.
2. En sentido vertical los desplazamientos y fuerzas de reacción son de poca intensidad, frente a cualquier tipo de interferencia, de lo que inferimos que las fuerzas y desplazamientos que se producen es este sentido tienen poca repercusión patológica.
3. La interferencia más perjudicial, la de no trabajo, produce en el cóndilo contrario un desplazamiento posterior y una reacción de gran intensidad. En el cóndilo del mismo lado un desplazamiento anterior y una reacción de magnitud parecida. Es en la interferencia donde observamos mayores valores en el desplazamiento y la fuerza, lo que se corresponde con la mayor incidencia patológica.
4. Tanto los desplazamientos, como las fuerzas de reacción aumentan de manera considerable, cuanto mayor sea el ángulo entre las superficies de contacto de las interferencias. Este es un efecto no estudiado hasta la fecha. Posiblemente sin la aplicación del cálculo de

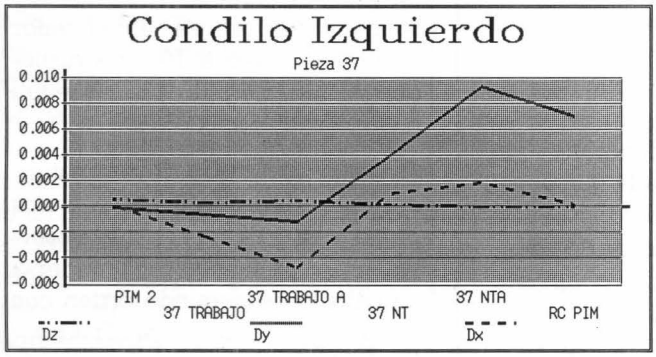



Fig. 2. *Gráfico correspondiente a los resultados de las fuerzas de reacción en el cóndilo izquierdo con la interferencia colocada en el molar 37.*
*En primer lugar observamos los valores correspondientes a PIM 2 que representa la máxima intercuspidación. Vemos a continuación los valores correspondientes a la interferencia de trabajo, de trabajo con mayor ángulo, de no trabajo, de no trabajo con mayor ángulo, finalizando con la de relación céntrica a máxima intercuspidación.*

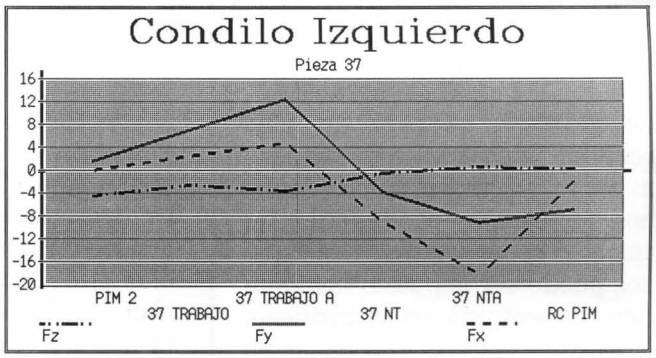
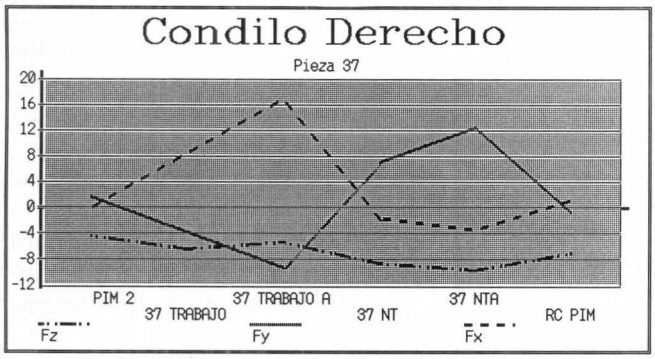



Fig. 3. *Lo mismo relativo a los desplazamientos.*



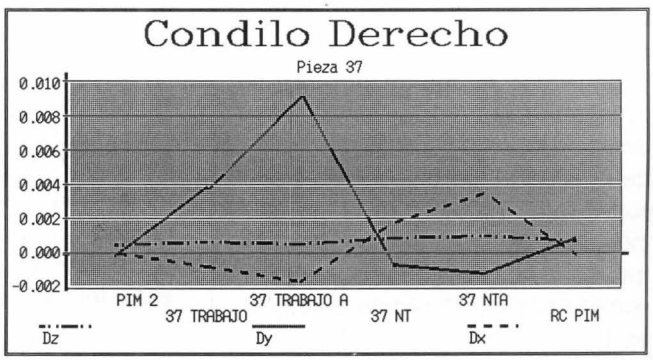




Fig. 4 y 5 *Gráfico con los valores correspondientes al cóndilo del lado opuesto al de la interferencia. A observar los distintos desplazamientos, según interferencia y cóndilo y el gran aumento de valor correspondiente al mayor ángulo de ataque de la interferencia.*

estructuras no se podía estudiar, pero visto, el gran aumento del valor del desplazamiento y de la fuerza en estas circunstancias, es un factor que ha de ser objeto de estudio en próximos trabajos.

5. En la interferencia de relación céntrica a máxima intercuspidación apenas hay variación de desplazamientos y fuerzas en el cóndilo contrario. En cambio son bien visibles, los efectos de la interferencia en el cóndilo del mismo lado.

6. En la interferencia de trabajo son evidentes también los desplazamientos y fuerzas pero de un valor mucho menor que en el caso de la interferencia de no trabajo.

7. Vemos que existe correspondencia entre los resultados numéricos deducidos del análisis estructural y la experiencia clínica relativa a las consecuencias de las interferencias, por lo que creemos que tenemos un instrumento válido para iniciar el estudio de la biomecánica mandibular, y que siguiendo con la modelización matemática podremos profundizar en el estudio de las estructuras mandibulares.

## DISCUSION

Este estudio nos ofrece datos consistentes de las repercusiones condilares de las interferencias. Los resultados guardan relación con el estímulo provocado por cada interferencia y se pueden comparar sus efectos.

Comparando lo que conocemos por la clínica y el estudio de los gráficos, vemos que las peores situaciones se dan en los desplazamientos posteriores del cóndilo, siendo irrelevantes los desplazamientos verticales.

El estudio de un mayor ángulo de ataque de las interferencias, creemos que debe profundizarse, pues vemos en los gráficos la gran variación de magnitud tanto en fuerzas como en desplazamientos y ello puede ser una causa no estudiada en el problema de las interferencias. El hecho de que un tallado selectivo mal realizado aumente los problemas oclusales, puede ser debido a este fenómeno, pues al tocar los dientes, se ha podido incrementar el ángulo de contacto de las interferencias con lo que se ha aumentado su reacción.

Son muchos los resultados numéricos obtenidos, que pueden incrementarse con la introducción de nuevas variables, por lo que insistiendo en lo dicho anteriormente, creemos que nos encontramos con un instrumento, que nos puede ayudar en el estudio de la biomecánica de la articulación témporomandibul3ar.

## BIBLIOGRAFIA

1. LUCIA, V. O.: Modern gnatological concepts. Updated. Quintessence Publishing. Co. Inc. Chicago 1983.

2. CADAFALCH, E.: Proyecto de investigación. Barcelona 1989.

3. CLAYTON, J. A.; BEARD, C. C.: An electronic, computerized pantographic reproducibility index for diagnosing temporomandibular joint dysfunction. J. Prosth. Dent. 55 (4), p: 500-5. Apr. 1986.

4. HUFFMANN, R. W.; REGENOS, J. W.: Principles of occlusion. The Ohio State University. Ohio 1973.

5. PAMEIJER, J. H. N.: Periodontal and occlusal factors in crown and bridge procedures. JHN Pameijer. Amsterdam 1985.

6 BONFIELD, W; DATTA, P. K.: Young´s modulus of compact bone. J. Biomech. 7 p: 147-149. 1974.

7 WILSON, E. L; HABIBULLAH, A. H.: «SAP 80» Structural analysis programs. Technical reference manual. Computers and structures. Berkeley. california. 1987.