



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“LA TURBINA DE AIRE EN CIRUGÍA ÓSEA: ESTUDIO
HISTOLÓGICO DE SUS EFECTOS; REGISTROS TÉRMICOS
CON OTROS SISTEMAS”**

TESISTA:

OD. RICARDO CUESTAS CARNERO

DIRECTOR:

PROF. OSCAR COROMINAS VILLAFañE

CÓRDOBA, 1963



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

UNIVERSIDADNACIONALDECORDOBA

FACULTADDEODONTOLOGIA



TRABAJO DE TESIS
PARA OPTAR AL TITULO DE
DOCTOR EN ODONTOLOGIA
DEL
ODONTOLOGO
RICARDO CUESTAS CARNERO

T
D71
C965
Duplicado
Q10475

CORDOBA,

NOVIEMBRE DE 1963

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

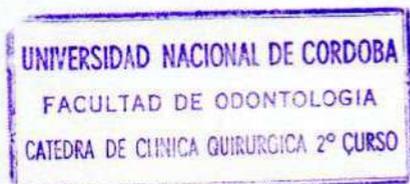
" LA TURBINA DE AIRE EN CIRUGIA OSEA "

Estudio histológico de sus efectos;
registros térmicos comparativos con
otros sistemas.-

CERTIFICADO.-

En mi ~~exacter~~ carácter de Profesor Titular de la Cátedra de Clínica Quirúrgica IIIº Curso, certifico que el Odontólogo Ricardo Cuestas Carnero, ha realizado en ésta Cátedra tratamientos sobre pacientes, destinados a obtener material para documentación del trabajo de tesis: "La turbina de aire en cirugía ósea". Hago constar que los mismos han sido realizados durante el año 1963. - - - - -

Córdoba, noviembre 5 de 1963.-



Carborow
RICARDO CUESTAS CARNERO
PROFESOR TITULAR

CERTIFICADO.-

En mi caracter de Profesor Titular Contratado,
certifico que las preparaciones histológicas
que documentan el trabajo de tesis: "La turbi-
na de aire en cirugía ósea", del Odontólogo
Ricardo Cuestas Gernero, fueron realizadas en el
laboratorio de esta Cátedra durante los años
1962 y 1963, contando con la colaboración del
personal auxiliar. - - - - -



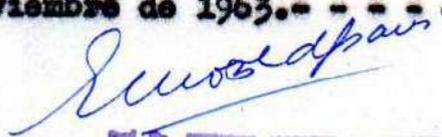
OD. HECTOR GENDELMAN
PROFESOR CONTRATADO

Córdoba, noviembre 7 de 1963.-

UNIVERSIDAD NACIONAL de CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
CATEDRA DE ANATOMIA Y FISILOGIA
PATOLOGICAS GENERAL Y ESPECIAL

CERTIFICO que el Odontólogo Ricardo Cuestas Carnero
ha realizado en el año 1963, en este Instituto, ex-
perimentos en ratas y conejos para su trabajo de te-
sis "La turbina de aire en la cirugía ósea". - - - -

Córdoba, 13 de noviembre de 1963.- - - - -



DR. ENRIQUE MOISÉS DE ESPINOZA
DIRECCION



CERTIFICADO.-

En mi caracter de Jefe del Servicio de Cirugía
Dento-maxilar del Hospital Córdoba, certifico
que el odontólogo Ricardo Cuestas Sarmiere ha
realizado en este Servicio, tratamientos sobre
pacientes, destinados a obtener material para
documentación del trabajo de tesis: "La tur-
bina de aire en cirugía ósea". Hago constar
que los mismos han sido realizados durante
el año 1963. - - - - -
Córdoba, noviembre 7 de 1963. - - - - -

SERVICIO DE CIRUGÍA
DENTOMAXILAR Y ODONTOLOGIA
HOSPITAL CORDOBA


OSCAR CORONINAS
JEFE DE ODONTOLOGIA
HOSPITAL CORDOBA

PADRINO DE TESIS:

Prof. OSCAR COROMINAS VILLAFANE

Maestro y amigo que me inició
en el arte de la Cirugía y con
sus enseñanzas alentó y orien-
tó todos mis trabajos.-

D E D I C A D A

Al querido maestro Doctor Servando García Faure, maestro de varias generaciones de odontólogos, con quien la Facultad de Odontología, de la que ha sido su verdadera "alma mater", tiene tan grande deuda de gratitud.

A la memoria de mis padres.

A mi esposa.

I N D I C E

I. Consideraciones sobre el uso de los instrumentos rotatorios en cirugía. Ventajas, desventajas y técnicas.....	1
II. Histología normal del hueso, estructura, composición química, fisiología.....	14
III. Planteamiento del problema: calor friccional. Posibles consecuencias sobre la estructura y fisiología del hueso. Consideraciones previas.....	20
IV. Trabajo personal:	
a. Método	26
b. Resultados:	
1. Registro del aumento de la temperatura.....	33
2. Estudio histológico del hueso sometido al corte con instrumentos rotatorios:	
a) "in vivo":	
a') en hueso humano.....	37
a') en hueso de ratas.....	40
a') en hueso de conejos.....	42
b) "post-mortem"	
b') en hueso vacuno	47
b') en hueso humano (costillas).....	54
c. Discusión:	
1. Registros del aumento de la temperatura.....	59
2. Estudio histológico del hueso sometido al corte con instrumentos rotatorios.....	60
d. Conclusiones:	
1. Registro del aumento de la temperatura.....	63
2. Estudio histológico del hueso sometido al corte con instrumentos rotatorios.....	64
e. Resumen	66
V. Bibliografía	69

"El diente a extraer pertenece al cirujano,
el hueso del cual se extrae pertenece al paciente"

Ciro Durante Avellanal

I. CONSIDERACIONES SOBRE EL USO DE LOS INSTRUMENTOS ROTATORIOS
EN CIRUGIA. VENTAJAS, DESVENTAJAS Y TECNICAS

El problema de la resección ósea en cirugía ha originado grandes discusiones entre traumatólogos, cirujanos generales, ortopedistas, neurólogos, así como también entre los cirujanos especializados de nuestra profesión.

Entre los primeros, todos especialistas de la medicina general, ha habido una evolución paralela a los progresos de la técnica operatoria y a los adelantos realizados en las ciencias afines a la medicina, como ser la metalurgia del instrumental, la racionalización del mismo, los diseños cada vez más adecuados, más precisos, todo lo cual ha conducido a técnicas quirúrgicas cada vez más depuradas. Así, del empleo incontrolado de la fuerza manual mediante el osisector a mano, preconizado por diversos autores (1,2), se ha recurrido, con el transcurrir del proceso evolutivo arriba mencionado, al martillo y escoplo, al taladro que, muy mejorado, aún hoy se emplea en cirugía general, la sierra flexible accionada a mano y conocida por sierra de Gigli (3), la sierra con arco de acción manual, la sierra eléctrica, mejorada luego hasta lograrse una de corte intermitente (3), etc.

Los cirujanos especializados de nuestra profesión, a más de emplear en sus técnicas el instrumental an-

teriormente señalado y de haber sufrido en forma paralela el proceso evolutivo indicado, gracias a la familiaridad y al dominio del torno dental, que fuera ideado originariamente para el corte dentario (operatoria dental) (4), se han visto desde un principio tentados y en cierto grado forzados a recurrir al mismo para la intervención sobre hueso.

El torno dental ha tenido una evolución lenta hasta fechas relativamente recientes, en las que ha adquirido la versión actual. El primer instrumento rotatorio que registra, en forma comprobada, la historia, es el taladro de acción digital atribuido a Archigines (5), médico griego radicado en Roma, cuya antigüedad se remonta al año 100 a.C. Recién en 1864 es presentado por Harrington el primer taladro accionado mecánicamente por un sistema de relojería que actuaba durante dos minutos (6); en 1872 Morrison presenta el torno dental a pedal, desarrollado sobre la base de una hiladora y que se constituye, por su rápida y universal aceptación, en el primer torno dental fabricado en serie, y que aún en nuestros días, en zonas alejadas al progreso, es empleado con eficacia. En 1887, Schneider presenta en Alemania, la primera versión del torno accionado por un motor eléctrico, especialmente preparado a tal fin por la firma Reinger, Gebbert y Schof (actual Siemens S.A.) (4). Doce años más tarde es patentado el sistema Doriot, que, mejorado en ciertos de sus aspectos técnicos, se emplea aún hoy universalmente. Los motores accionadores, lentos en un principio (5.000 a 6.000 rpm en 1936; 30.000 rpm en 1956), son hoy el elemento básico de todo con-

sultorio dental (7,8). Paralelamente a esta rápida evolución que ha sufrido el torno durante los últimos dos decenios, también ha evolucionado el instrumento cortante a emplear. De la fresa de acero se ha pasado rápidamente a la de carburotungsteno y de éstas en su versión para las estructuras dentarias a las especialmente diseñadas para actuar sobre tejido óseo (9).

Un progreso significativo en el empleo del torno dental en cirugía dental, lo ha constituido el desarrollo del martillo o impactor automático, que ha tenido entre nosotros a Gietz (10) como uno de sus primeros defensores.

Cada uno de los instrumentos diseñados para la remoción del tejido óseo ha tenido su época de auge y sus indicaciones y contraindicaciones. No obstante a ello, en nuestros días, aún existen defensores de uno u otro de ellos, basados en una u otra de sus ventajas, tema sobre el que volveremos más adelante.

En nuestra especialidad se plantea a menudo la necesidad de remover estructuras óseas a fin de lograr el objetivo quirúrgico. Sin entrar en detalles, señalaremos los casos más frecuentes, algunos de ellos de incumbencia del práctico general y otros del cirujano especializado.

En primer lugar debe mencionarse determinados casos de extracciones complicadas, como son las iniciadas por la técnica del forceps y que, por un defecto de técnica o de diagnóstico u otra causa, deben ser terminadas por la técnica de la alveolectomía o del colgajo, para así, de esta manera

lograr el objetivo quirúrgico con mayor facilidad, menor trauma y mejor cicatrización (10).

Otro tanto podría decirse de la extracción de dientes que radiográficamente evidencian una marcada dificultad: dientes con raíces dilaceradas, cementosis, dientes con raíces convergentes o divergentes, elementos con tratamientos radiculares efectuados en tiempos lejanos, dientes con caries muy avanzada o con coronas espiga, etc., (11) circunstancias estas que obligarán a realizar una extracción a cielo abierto, con la consiguiente necesidad de remover tejido óseo maxilar a fin de lograr una liberación del elemento aprisionado e impedido de ser extraído por las técnicas convencionales.

La remoción de elementos retenidos o incluidos (terceros molares superiores e inferiores; caninos superiores e inferiores; etc.) plantea en casi todos los casos la necesidad de la eliminación de las estructuras óseas circundantes, a fin de permitir y facilitar la ulterior avulsión del mismo.

La apicectomía constituye otra de las intervenciones en que el cirujano oral se ve en la necesidad de eliminar tejido óseo en forma de una ventana a los fines de obtener el acceso necesario al objetivo quirúrgico, es decir la eliminación del proceso periapical y el ápice radicular.

Los procesos que asientan en los huesos maxilares, torus palatino, mandibular, quistes, exostosis, etc., requieren en todos los casos, por sus características, la elimi

nación de tejido óseo.-

En todos los casos el operador debe tener presente que "el diente a extraer pertenece al cirujano; el hueso del cual se extrae pertenece al paciente"(1), por lo que, la resección ósea debe ser suficiente y no excesiva de manera que no perjudique la zona operatoria, ni tampoco demasiado escasa de forma que nos obligue a traumatismos exagerados y a maniobras improvisadas.

VENTAJAS Y DESVENTAJAS

¿Cuál será el procedimiento de elección a emplear a fin de realizar una cirugía menos traumática, sin consecuencias postoperatorias y sin shock psíquico para el paciente?

A los fines de responder a este interrogante, analizaremos los distintos métodos para la eliminación de las estructuras óseas, con elementos de juicio aportados en parte por colegas de reconocido prestigio y en parte a juicio la experiencia personal.

Los osisectores a presión manual ofrecen como ventaja preponderante la ausencia de golpes durante su empleo. Existen autores (1-2) que manifiestan que su acción puede ser controlada por el operador cuando este actúa con un buen punto de apoyo y con el instrumento en buenas condiciones de corte, es decir bien afilado. No compartimos este criterio. En primer lugar, es un instrumento de efectividad relativa, de corte lento, de manejo fatigoso, agobiador para el paciente,

antieconómico por la necesidad de su frecuente re-afilado y no aplicable en todas las intervenciones, especialmente en las que se requiere actuar también sobre las estructuras dentarias. Si bien en manos de un operador hábil y experimentado puede ser un valioso auxiliar para la resección de los tejidos duros no dentarios, su empleo lo desaconsejamos al práctico general. En determinados casos quirúrgicos, como ser aquellos en que se debe actuar en la zona de terceros molares superiores e inferiores, su empleo lo desaconsejamos incluso al operador hábil dado que la aplicación de la fuerza que en todos los casos será relativamente controlada, ofrece el peligro del deslizamiento del instrumento con su secuela de posibles lesiones de los tejidos circundantes. El osisector, en todos los casos, provocará la compresión de las trabéculas óseas en la zona circundante a la línea de corte, compresión esta, que interpretamos negativamente desde el punto de vista de la regeneración cicatricial. (1-10)

El escoplo y el martillo, técnica aún hoy muy usada, ha obviado los inconvenientes relativos a la lentitud y gran presión manual. Los golpes que el martillo descarga sobre el escoplo son transmitidos por éste a las estructuras óseas. Si se está actuando en el maxilar superior, dichos golpes serán transmitidos a todo el macizo craneo-facial. Si se trata del maxilar inferior, los golpes serán resistidos, al final, por las articulaciones temporo-maxilares, las cuales según varios autores, reaccionarán ante dicho trauma operatorio, a punto tal

que los mismos ocupan un lugar de importancia en la génesis de la patología de dicha articulación.(12-13-14-15) Los golpes en todos los casos serán de magnitud de difícil graduación, sea cual sea la naturaleza de la maza, madera, plomo, acero, etc. Ello constituye un importante factor negativo al evaluar analíticamente sus características, tanto desde el punto de vista del operador por los riesgos que corre, como para el paciente por lo que dichos golpes le significan. Es indiscutible que la psiquis del enfermo se verá afectada, en grado diverso, por dichos golpes, maxime en aquellos casos en que no se le han anticipado detalles relativos a la intervención que se le practica, mencionando los golpes.(10-12-16-17)

El martillo automático o impactor agiliza la eliminación del tejido óseo en relación a la técnica del escoplo y el martillo(18), facilitando el trabajo del operador dado que los golpes son accionados por el accionar del motor eléctrico. Los golpes del impactor, en primer lugar, son de magnitud siempre igual y el movimiento teórico de avance del escoplo es de una amplitud también siempre igual, no siendo frenado en su totalidad por la estructura ósea.(10) En segundo lugar, la dirección de avance del escoplo es fácilmente controlable, dado que la fuerza generada por el resorte será paralela al eje del escoplo y el operador no lo podrá variar dado que la fuerza generadora del golpe y el escoplo constituyen una

unidad

(por cierto desmontable). Si bien todos estos considerandos cons

tituyen una ventaja con relación a la técnica del martillo y

escoplo

el martillo, existen casos en los cuales ellos se trocan en desventajas. Dado que la magnitud del golpe que dá el impactor será siempre de una potencia pre-establecida y no pudiéndose disminuirla a voluntad, en aquellos casos de estructuras debilitadas, su empleo condiciona el peligro de la fractura del conjunto óseo. Por otra parte el empleo del martillo automático requiere por parte del operador una educación manual y una experiencia suficiente hasta haberse familiarizado con dicho instrumento. En lo que se refiere al trauma psicológico del paciente, es válido lo apuntado en relación al martillo y el escoplo.

Los instrumentos rotatorios accionados por el equipo convencional de la unidad dental constituyen los elementos preferidos por una gran cantidad de cirujanos orales(11-19-20-21-22-23-24). Todo odontólogo está familiarizado con el torno dental, pudiendo de esta manera realizar cortes de relativa gran precisión en las estructuras óseas(24-25). De esta manera los instrumentos rotatorios son aquellos que permiten eliminar el tejido óseo en el lugar preciso y en la cantidad deseada. Las fresas pueden ser empleadas fundamentalmente en dos variantes:

- a) por corte hasta la eliminación total de la estructura ósea en la medida requerida por la intervención.
- b) por la realización de perforaciones que circunscriben la superficie a eliminar, perforaciones estas que luego son unidas entre sí por otra fresa o por el accionar del escoplo y el

martillo. De esta manera la fresa circunscribe una tapa ósea: con su retiro se ha logrado la finalidad deseada. Como inconveniente de los instrumentos rotatorios, los autores señalan el calor friccional (1-3-10-11-25-26-27-28-29-30-31-32-33) que se genera en la estructura ósea en la línea de corte, calor éste que indudablemente aumentaría al continuarse la intervención con la fresa empastada por el polvillo resultante del corte y los líquidos orgánicos (30-34). Para otros (10-26), el inconveniente del calor friccional ha sido exagerado y el posible postoperatorio desfavorable debe ser atribuido a defectos de técnica por parte del operador que a la técnica en sí. El calor friccional y sus probables consecuencias pueden ser obviadas usando agentes refrigerantes, pudiendo emplearse para ello suero fisiológico o agua destilada estéril (26-27-30-35-36-37-38-39-40-41). Como inconveniente de los instrumentos rotatorios se cita también las virutas óseas que diseminadas por el campo operatorio pueden retardar el proceso cicatricial (1-10-25-27-42-43). Una buena toilette de la mencionada zona evita dicho inconveniente, cuya magnitud con toda seguridad ha sido exagerada por quienes valoran la técnica con parcialidad. En cirugía craneal, ^{micro}neurocirugía, etc., su empleo es corriente. Si existiera algún inconveniente serio, el método hubiera sido abandonado por los mismos (10). Algunos citan casos de producción secundaria de lesiones osteíticas y secuestro (26). En nuestra casística y en la de neurocirujanos consultados (44), no se ha presentado el mencionado inconveniente o cuando menos su in-

cidencia ha sido la misma que con otras técnicas. Para otros sería posible dañar los tejidos blandos circundantes, problema que atribuimos a defecto de técnica(27).

Pocos años atrás, la profesión dental se ha visto revolucionada con la presentación de la turbina de aire (45-46-47-48-49-50-51-52-53-54-55), la cual, actualmente se ha impuesto en todas las maniobras sobre los tejidos duros del diente por la facilidad y comodidad con que con ella se realizan dichas intervenciones. Esa "facilidad" de eliminación de los tejidos duros del diente, "debía necesariamente llamar la atención de los cirujanos de la especialidad"(56), quienes tratan de eliminar hueso rápida y efectivamente(57-58).

Las ventajas de la turbina de aire sobre los sistemas convencionales, son, en síntesis:

- 1) La rapidez en la remoción del hueso(12-16-17-18-56-57-58-59-60).
- 2) El dominio que tiene el odontólogo del método y del instrumento.
- 3) La reducida presión sobre la zona a intervenir(12-16-56-61-62).
- 4) La seguridad de un corte dirigido con seguridad y precisión orientado de acuerdo con lo pre-establecido en el planeo de la intervención(18-56-63-64).
- 5) La ausencia perceptible del vibrado que se traduce en el llamado "golpeteo", debido a que las vibraciones que origina la turbina son de una frecuencia y amplitud no perceptibles

por el paciente(12-16-30-62-65-66-67).

6)La comodidad para el paciente,que no solo se traduce en el orden físico,sino que incluso se manifiesta en el orden psíquico(58-62-65-67).La mayoría de los autores relatan y nosotros lo hemos comprobado fehacientemente que una "abrumadora" mayoría de los pacientes prefiere el corte con turbina(12-16-17-63-68).

7)La menor incidencia de secuelas postoperatorias,en la que no coinciden algunos autores(16-56-58-60-63-68).

8)Nula influencia en la patología de la Articulación temporomaxilar(16).

9)Menor fatiga para el operador(16-52-53-58-65-69-70).

Logicamente,las turbinas de aire también tienen sus inconvenientes:

1)No obstante la reducida presión de trabajo,se genera en la superficie de corte,un calor de intensidad no previsible(16-39-56-64-70-71-72-73-74).

2)Para contrarrestar el calor friccional se debe mantener el campo operatorio en un constante baño de agua destilada(19-29-35-36-37-41-48-51-58-65-68-73-75-76-77-78-79-80-81-83-84). Ello dificulta la visibilidad del campo operatorio y obliga al uso de un aspirador de regular potencia(16-30-34-65-85-86).

3)El constante barrido del campo operatorio condicionado por la proyección del agua destilada impide la coagulación in situ de la zona,aumentando la hemorragia operatoria(40-85), problema que debe ser solucionado en la forma ya mencionada,

es decir con la ayuda del aspirador.No obstante está demostrado que dicha hemorragia operatoria no incide en hemorragias postoperatorias(12-16-63).

- 4)La dificultad en lograr una proyección de spray estéril, no por el líquido,sino por el problema de la esterilización de los sistemas de conducción(cañerías plásticas;resistencia eléctrica del sistema de calentamiento,etc.)(17-56).
- 5)La posible presencia de aceite en el campo operatorio (17-57-63-65)
- 6)La posibilidad del daño a los tejidos blandos al no realizarse colgajos de amplitud suficiente.Por otro lado,los colgajos amplios ofrecen una mayor superficie cruenta y con ello una mayor posibilidad que se produzcan enfisemas (16-58-83-87).
- 7)La reproyección del spray fuera de la boca,convertido en aerosol,sobre la cara del profesional,obliga a éste al uso de bozal y anteojos protectores (88-89-90-91).

Dijimos que la turbina de aire "debía necesariamente llamar la atención de los cirujanos de la especialidad".En un principio se ha recurrido a fresas de carburo-tungsteno de diseño convencional,destinadas a la operatoria dental.No obstante,su empleo demostró la conveniencia y la necesidad de fresas especiales,tanto en su diseño como en sus dimensiones.(14-65).En el XIII.Congreso Internacional de la F.D.I. realizado en julio de 1962,en Colonia (Alemania),se ha presentado al mercado dental la primera fresa de carburo-tungs-

tano, especial para turbinas de aire, destinadas exclusivamente para el corte del tejido óseo, conforme a un diseño del Prof. Dr. Lindemann y que es ofrecida actualmente en dos variantes. El desarrollo de dicha fresa data desde 1959 (92). Dicha fresa de Lindemann puede ser empleada simultáneamente, si el caso lo requiere, sobre las estructuras duras del diente, y según las indicaciones de su creador, corroboradas por nuestra experiencia, están señaladas para ser empleadas en casos de epicectomías, eliminación de tejido óseo, ya sea con fines de liberación de elementos retenidos o para llegar al motivo quirúrgico (quistes - procesos intraóseos - cirugía paraprotética, etc.)

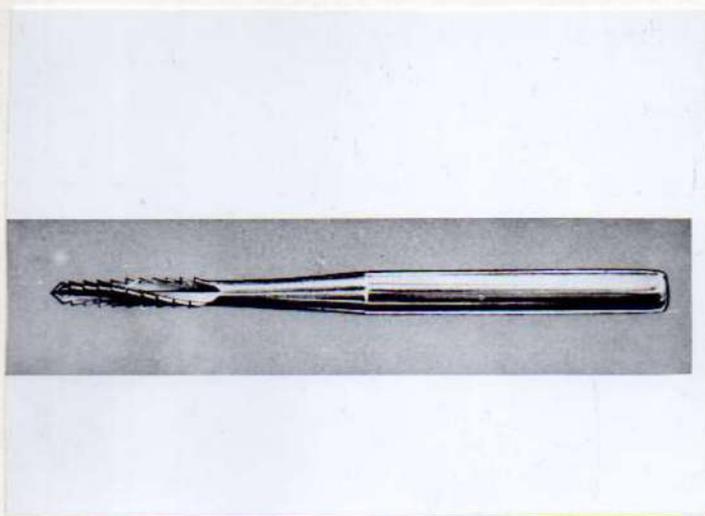


Figura 1
Fresa especial para tejido óseo, conforme al diseño del Prof. Dr. Lindemann, de carburo-tungsteno y para turbinas con el sistema de retención de fresas por fricción (FG).

II. HISTOLOGIA NORMAL DEL HUESO. ESTRUCTURA, COMPOSICION QUIMICA FISIOLOGIA.

El tejido óseo es una variedad de tejido conjuntivo, que juntamente con el cartílago, también de origen mesenquimático, forman el esqueleto. Debido a la precipitación de sales cálcicas, el tejido óseo evidencia una relativa gran dureza. En el organismo humano, únicamente el esmalte y la dentina son más duros. Ello hace que el complejo orgánico le asigne funciones mecánicas y/o de protección, sirviendo de sostén para el cuerpo, de punto de apoyo de los músculos en sus movimientos de contracción o distensión, etc. (93).

Por el interior del tejido óseo transcurren elementos nobles, que tienen en la dureza del tejido su segura protección hasta llegar a los territorios a que están destinados.

El tejido óseo es asimismo un reservorio de sustancias orgánicas e inorgánicas, lo que sumado al permanente metabolismo, lo convierte en un factor muy significativo en el fisiologismo orgánico.

El tejido óseo puede ser compacto o esponjoso. Ambas variantes están constituidas por los mismos elementos: células y sustancia fundamental, pero en el hueso esponjoso la sustancia fundamental se dispone en forma de trabéculas o laminillas que se entrecruzan y ramifican, formando un verdadero enrejado, dentro del cual se ubica la médula ósea. En la compacta, en cambio, las laminillas o trabéculas se espesan,

constituyendo una masa tan densa que es necesaria la observación al microscopio para visualizar la separación (94). Todos los huesos tienen en mayor o menor grado, en su estructura, tejido compacto y tejido esponjoso. En los huesos maxilares el hueso medular se presenta encerrado por dos paredes de tejido compacto.

El hueso está constituido por células óseas y sustancia fundamental. Al microscopio se puede apreciar que el hueso está formado por laminillas óseas, denominándose así a las capas óseas que se depositan sobre su superficie durante el crecimiento. En ellas se encuentran todos los elementos constitutivos de aquel: osteocitos y sustancia fundamental.

Las laminillas óseas contienen osteocitos. Estos se encuentran en cavidades llamadas lagunas óseas u osteoplastos, desde donde emiten prolongaciones protoplasmáticas que penetran en conductillos que se inician en las paredes del osteoplasto. Estos conductillos o canaliculos atraviesan la sustancia fundamental en todas direcciones, recibiendo la denominación de conductillos calcóforos. Las prolongaciones protoplasmáticas del osteocito se ramifican abundantemente; se anastomosan y pueden terminar en la sustancia fundamental. De esta forma se constituye un retículo o red de excepcional importancia para la nutrición de los osteocitos, dado que a través de ellos, éstas están en comunicación con la superficie del tejido, de abundante irrigación sanguínea, donde se realiza

el intercambio metabólico con la sangre.

A la observación histológica, el tejido óseo presenta a más de los osteocitos ya considerados, osteoblastos y osteoclastos. Las primeras son células constantes o permanentes (95) en la estructura ósea. Los osteoblastos y osteoclastos, conforme a Erasquin: "son transitorias y solo aparecen para reabsorber o neoformar tejido óseo" (95).

El osteoblasto constituye lo que podríamos llamar el primer estadio de la célula ósea. El osteoblasto se origina en los fibroblastos (96), ubicándose en el hueso en desarrollo en forma continua sobre su superficie. El tamaño del osteoblasto es de 15 a 20 u.

Producida la calcificación, el osteoblasto queda aprisionado y pasa a constituir el osteocito, célula que recuerda a un "fibroblasto encogido" (97). El osteocito no se reproduce (98).

Los osteoclastos son células de gran tamaño: 40 a 80 micras, con gran cantidad de núcleos (de 20 a 30), que aparecen al iniciarse la reabsorción del tejido. Se originan por la unión de varias células (osteoblastos o fibroblastos). De allí, su gran número de núcleos. La actividad de estas células origina las lagunas de Howship, en las que queda alojado. Cesada la reabsorción, desaparece el osteoclasto.

La sustancia fundamental o intercelular está formada por fibras colágenas. Entre ellas se ubica la sustancia interfibrilar y las sales de calcio. La sustancia funda-

mental es la responsable de la resistencia a la tensión y de la gran firmeza del tejido (93). Las fibras colágenas se disponen formando una trama de orientación definida de acuerdo con las laminillas (99). La sustancia interfibrilar se ubica entre y alrededor de las fibrillas, y es en ella que se realizará el depósito de las sales de calcio. Estas sales y la sustancia amorfa tienen la estructura de la hidroxiapatita (93), estructura negada por otros (94).

Vistos los elementos constitutivos del tejido óseo, haremos ahora una observación de conjunto sobre su arquitectura o estructura. En el hueso medular existen trabéculas dispuestas en forma de enrejado, con una orientación en consonancia con la dinámica y tensión que debe soportar el tejido. En el espacio intertrabecular se ubican los osteoblastos y los osteocitos. La sustancia compacta está formada esencialmente por los sistemas de Havers, que constituyen su unidad estructural. Los sistemas de Havers son estructuras irregularmente cilíndricas, formadas por la aposición de laminillas concéntricas y que en su parte central ofrecen una luz: el conducto de Havers, por el circulan los vasos sanguíneos. Estos se comunican con la medular ósea por medio de los conductillos de Volkmann, los que se diferencian de los de Havers por no estar rodeados por láminas concéntricas. En la compacta ósea se encuentran también las fibras de Sharpey o fibras perforantes, constituidos por haces colágenos que penetran desde el periostio sin una dirección determinada. (Figura 2).

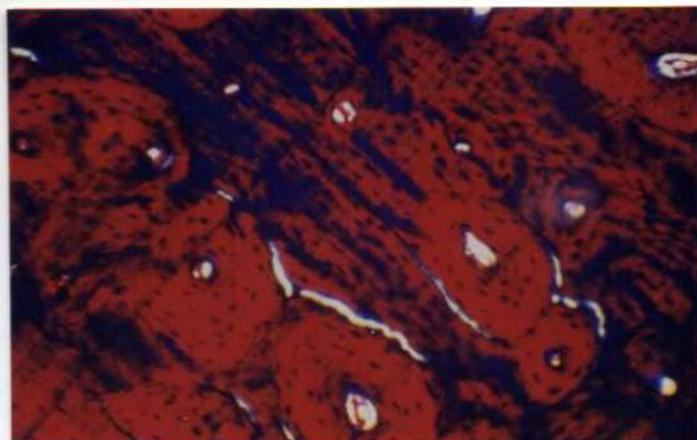


Figura 2

Compacta ósea del hueso mandibular de un vacuno. El corte, obtenido por congelación, fue realizado en el material testigo empleado en el presente estudio. Coloración por el método del azocarmin de Heidenhain (102).

Puede observarse los sistemas de Havers, unidad estructural del tejido óseo compacto; los sistemas de Havers son estructuras irregularmente cilíndricas por cuya luz central transcurren los vasos, y alrededor de la cual se encuentran laminillas concéntricas con osteocitos en su interior.

Desde el punto de vista químico, el hueso está constituido por un lado, por sustancias orgánicas, y por otro, por sustancias inorgánicas.

Entre los componentes orgánicos, se destacan las proteínas, especialmente la caseína, el osteomucoide y el osteoalbuminoide. Estos constituyen la esencia del substractum orgánico del hueso. (100). La parte inorgánica tiene como componentes principales el calcio, el fósforo, el magnesio y distintos carbonatos. Conforme a Narenzi (101), la composición del hueso está dada por:

agua.....	20 a 25 %
sust.orgánicas...	27 a 40 %
sust.inorgánicas.	20 a 40 %.

Gabriel, citado por Sotillo Gómez (100), distribuye los componentes inorgánicos en:

calcio.....	23,84 %
magnesio.....	0,30 %
fosfatos.....	10,41 %
carbonatos.....	3,81 %

III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA: CALOR FRICCIONAL. POSIBLES

CONSECUENCIAS SOBRE LA ESTRUCTURA Y FISILOGIA DEL HUESO= CONSIDERACIONES PREVIAS.

La eliminación de los tejidos óseos, al igual que una preparación cavitaria, mediante los instrumentos rotatorios constituye "un trabajo mecánico". "Parte de la energía empleada en este trabajo se transforma en calor"(28). El calor friccional originado por un elemento rotatorio está en relación con la presión con que actúa el mismo sobre la estructura a intervenir; con la velocidad lineal del instrumento; con el tipo de instrumento; con las características del tejido sobre el cual se opera; con la técnica que se emplea, etc. (30-52-55-61-73-81-103-104-105-106-107-108-109-110).

La presión de trabajo varía de acuerdo al sistema impulsor de las fresas. El sistema convencional, es decir el torno dental, dado su elevado torque (potencia) (30), permite que sobre el instrumento rotatorio se aplique una relativa gran presión, e incluso requiere una presión relativa para que el instrumento sea efectivo en el corte (31). Las turbinas dentales evidencian una reducida potencia, por lo que no admiten una gran presión sobre el instrumento. La mayoría de ellas no admiten presiones superiores a 50 gramos, carga a partir de la cual reducen manifiestamente su velocidad perdiendo con ello su efectividad en el corte. En síntesis puede manifestarse que los elementos rotatorios impulsados a baja velocidad requieren una relativa gran presión para que su corte sea efectivo, en tanto

que las fresas impulsadas a alta velocidad, requieren una reducida presión para que sean efectivas (56). Tanto en uno como en otro sistema el calor generado en la superficie de corte es proporcional a la presión con que actúa el instrumento sobre dicha superficie. A mayor presión de trabajo, mayor será el calor resultante. En lo que atañe a las turbinas, esta proporcionalidad se mantiene hasta alcanzarse el límite de la máxima presión que admiten dichos instrumentos, límite a partir del cual se reduce su velocidad y con ello la efectividad, hasta que, aumentando aún más la presión, el instrumento se detiene.

La velocidad lineal del instrumento rotatorio es la trayectoria teórica que en distancia recorre dicho instrumento en la unidad de tiempo. Para su determinación se emplea la siguiente fórmula:

$$2 \times 3,1416 \times \text{radio} \times \text{r.p.m.}$$

ó bien

$$3,1416 \times \text{diámetro} \times \text{r.p.m.}$$

De ellas resulta la trayectoria teórica que ha recorrido la fresa en la unidad de tiempo (minuto) (52).

En lo que se refiere al calor friccional generado en la superficie de corte, interesa más la velocidad lineal del instrumento que la velocidad axial del mismo (velocidad axial son las rotaciones que realiza en la unidad de tiempo) (30-56-106). Así por ejemplo:

una fresa de 0,8mm de ϕ , recorre a:

6000 r.p.m., una distancia lineal de 15,07 me-

tros-minuto y a:

250.000 r.p.m., una distancia lineal de 628,32 m-minuto. Pero, una piedra (sea de diamante o de carborundum) de $1/4''$, ϕ sea de 6 mm ϕ , que no puede ser impulsada por las turbinas convencionales, recorre a:

6.000 r.p.m., una distancia lineal de 113,09 m-minuto. De ello se desprende, que a la misma velocidad axial, la piedra de 6 mm ϕ (y haciendo abstracción del factor tipo de instrumento) genera en la unidad de tiempo un calor friccional mayor al generado por la fresa de 0,8 mm ϕ .

Como puede observarse, la velocidad axial interesa únicamente al emplearse instrumentos de igual característica y dimensiones, pero al variarse una de ellas, el calor friccional generado por dicho instrumento estará en relación a la velocidad lineal y no a la axial.

Para trabajar los tejidos duros del diente se emplean distintos instrumentos. En general, con el advenimiento de las turbinas, el tipo de instrumentos se ha reducido a dos: las fresas de carburo-tungsteno y las piedras de diamante (111, 112). A iguales condiciones de trabajo, es decir, a la misma velocidad lineal y a la misma presión de trabajo, las piedras de diamante ofrecen en la unidad de tiempo una mayor intensidad de calor (55-113-114-106-110-115). Ello se debe a las características de los instrumentos diamantados que retienen en su estructura superficial, con mayor facilidad, el polvillo resultante de la acción del desgaste, por lo cual, la efectividad se reduce en forma relativa pero se aumenta la superficie del instrumento que fric-

cionala las superficies a intervenir. Es por ello y por las características del tejido sobre el que se actúa, que veremos más adelante, que para trabajar sobre tejido óseo, las piedras diamantadas no se emplean. Su "empaste" es casi inmediato, disminuyendo en forma manifiesta su eficiencia y aumentando en forma paralela el calor generado en la superficie de corte.

Las fresas de carburo-tungsteno se han afirmado como el instrumento cortante para actuar sobre el tejido óseo (16-73-74-82-112-116-117-118). Las formas convencionales y los diseños clásicos, si bien satisfacen las exigencias en lo relativo a eficiencia de corte, no pueden ser empleadas en todos los casos por sus dimensiones insuficientes. Es por ello, que la industria dental ofrece la designada como fresa del Dr. Lindemann, de carburo-tungsteno y de diseño especial para intervenciones sobre el tejido óseo.

Los instrumentos rotatorios únicamente pueden ser empleados para actuar sobre tejidos duros, es decir: esmalte, dentina y hueso. Cuanto menor sea el contenido orgánico del tejido intervenido, mayor serán sus componentes inorgánicos (minerales), y tanto mayor será su dureza y por ende la resistencia que dichas estructuras ofrecen al avance del instrumento cortante y como consecuencia mayor será el calor friccional generado (27-32-33-73-76-100-119).

El tejido óseo contiene un 35-40% de sustancias orgánicas. Su dureza es la menor de los tejidos duros y por ello, es el tejido duro que menor resistencia ofrece al avance

de los instrumentos rotatorios. Paralelamente es el tejido en el cual, hipotéticamente, se debe generar la menor cantidad de calor durante dichas intervenciones. No obstante, dado su elevado tenor de componentes orgánicos, los cuales son afectados por temperaturas que superen los 54 grados C. (120), dichas temperaturas, aunque más reducidas en intensidad, tienen una mayor cantidad de tejido susceptible de ser afectado por el calor.

El calor friccional originado por un instrumento rotatorio esta en relación, entre otros factores, por la técnica operatoria que se emplea. Si el instrumento rotatorio actúa sobre un punto fijo y a una presión constante, el calor generado será mayor que si el instrumento realiza sobre el tejido un movimiento de deslizamiento. Igualmente, el calor generado por el instrumento rotatorio será menor si a más del movimiento de deslizamiento dicho movimiento se realiza a intermitencia (28), dando de esta forma al tejido la posibilidad de recuperar su temperatura normal. De ello se deduce que para lograr clínicamente el menor calor friccional posible, los tejidos duros deben ser intervenidos con los instrumentos rotatorios haciéndolos actuar intermitentemente (28) y a su vez, imprimiéndoles un movimiento de deslizamiento (36-68-80-82-108). El calor generado bajo estas condiciones de trabajo será el mínimo, y dicho calor será absorbido en primer lugar, por la superficie remanente del tejido, luego por el polvillo resultante de la

acción del corte (121), por el agente refrigerante (118-122), por el instrumento rotatorio y finalmente por irradiación al medio ambiente.

POSIBLES CONSECUENCIAS SOBRE LA ESTRUCTURA Y FISILOGIA DEL

HUESO

Ya hemos mencionado que el 35-40% del hueso está dado por sustancias orgánicas, susceptibles de ser afectadas por el calor generado durante las maniobras de corte con instrumentos rotatorios. La mayor parte de este porcentaje orgánico está dado por la "mezcla de tres proteínas", a saber: "la oseína, la osteomucoide y la osealbuminoide" (100). Existen también cantidades más reducidas de hidratos de carbono, aparentemente en forma de glucógeno, grasas neutras y finalmente colesterol, fosfátidos, etc.

Hemos señalado que la sustancia orgánica es afectada por temperaturas que superen los 54 grados C (120). Este calor produce una alteración irreversible de los componentes orgánicos, denominada "despolimerización" (45), que se traduce histológicamente en un cambio en las características tincionales del tejido. La despolimerización del substrato orgánico es irreversible y la descomposición ulterior de ese tejido es inevitable. Esta descomposición ulterior da lugar a sustancias tóxicas del grupo de las aminas (123).

En el tejido óseo, de gran actividad metabólica de manifestaciones vitales muy activas (en comparación a

demás tejidos duros), es de suponer que las mencionadas sustancias tóxicas sean reabsorbidas rápidamente por la actividad osteoclástica y que su influencia en la cicatrización sea relativa y de difícil objetivación con los métodos convencionales.

El objetivo del presente estudio es el de visualizar las alteraciones histológicas que se producen en el tejido óseo al ser trabajado éste con las fresas de carburo-tungsteno accionadas por los actuales sistemas de impulsión.

IV. TRABAJO PERSONAL

a. METODO

Se puede afirmar que el uso de los instrumentos rotatorios se ha generalizado tan rápidamente que no ha permitido a los investigadores alertar debidamente al práctico general sobre los inconvenientes y eventuales peligros que se desprenden del uso indiscriminado de dichos instrumentos, especialmente en lo que se refiere a la cirugía ósea. (35-56-124-125-126).

Se han realizado y con amplitud, investigaciones en torno al empleo de los instrumentos rotatorios sobre la estructura dura del diente (127-128-129-130-131-132); sobre la pulpa dentaria (37-41-51-114-121-133-134-40-64-73-34-135-136-137-138-139-140-141-142), pero estos conocimientos no pueden ser traducidos al probable efecto de los instrumentos rotatorios sobre el hueso. La poca curiosidad científica de los diversos autores es traducida por el hecho que ellos se limitan a aconsejar prudencia con los instrumentos rotatorios, tanto a baja como a alta velocidad, dado que los mismos podrían "recalentar" (1-16) o "quemar" (14-35) el hueso. Son muy pocos los que aportan alguna documentación precisa en forma de pruebas, en relación al problema ("necrosis termal aséptica?") (10-11-14-35-38-40-88-110) o al consejo de prudencia.

Nuestro estudio tiene por objeto despertar en el espíritu de los que a diario hacen uso de los instrumentos rotatorios, el deseo de un mejor conocimiento de las posibles conse-

cuencias desfavorables, como también de los valores positivos que los mismos poseen.

El trabajo personal se ha dividido en:

- 1) Registro del aumento de la temperatura experimentado en el hueso al trabajárselo con instrumentos rotatorios a velocidad convencional y a alta velocidad.
- 2) Estudio histológico del hueso sometido al corte con elementos rotatorios (velocidad convencional y alta velocidad) de distintas características.

Para el registro de la temperatura se ha utilizado una termocupla de hierro-constantan de 0,1 mm de ϕ , la que por efecto Seebeck origina una corriente eléctrica al producirse un cambio térmico en una de sus partes terminales. La termocupla está conectada a un electrogalvanómetro de precisión (GIMNOTO: Industria Argentina), que registra la corriente eléctrica que se genera bajo las condiciones apuntadas, pero que presenta una escala en grados centígrados, lo cual permite la lectura directa del cambio térmico (fig. 3).



Figura 3: Electrogalvanómetro "GIMNOTO", con escala graduada en grados centígrados.

Para mayor precisión, el galvanómetro puede ser regulado a la temperatura ambiente, a los fines de que las posibles variaciones de la misma no distorsionen los resultados.

El par termoeléctrico presenta en su extremo una perla de soldadura, autógena o de estaño, cuyo diámetro ha sido reducido al mínimo. De esta forma constituye una termosonda.

Para el registro de la temperatura, la termosonda fué ubicada en un conducto que fuera tallado ad-hoc mediante una fresa de igual diámetro al de la perla de soldadura. De tal forma se asegura el contacto térmico entre termocupla y hueso, como se observa en la figura 4.



Figura 4: Radiografía de porción de hueso, realizada con el fin de comprobar el perfecto contacto térmico entre la termosonda y la perforación realizada experimentalmente.

Luego, en sentido tangencial se han hecho actuar los instrumentos rotatorios, tallándose un nuevo conducto, en forma tal que éste esté dirigido hacia la perla de soldadura. Figura 5.

El elemento rotatorio se irá aproximando a la perla a medida que avance en profundidad. El calor friccional que el mencionado elemento generará en la estructura ósea, será registrado por el electrogalvanómetro; habiéndose hecho además un control del tiempo por medio de un cronómetro.

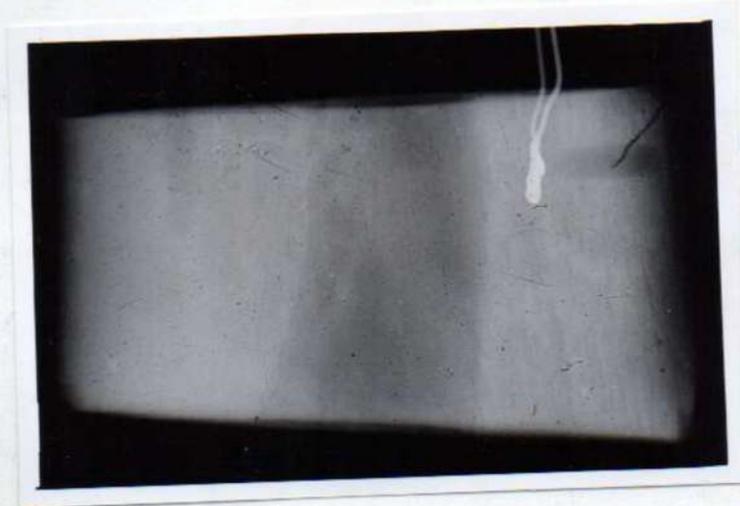


Figura 5: Radiografía de control de una porción de hueso en la que se ha hecho la medición del calor friccional generado por un elemento rotatorio; nótese como la perforación lateral va a terminar en el lugar en que está ubicada la termosonda.

Se ha trabajado "in vivo" e "in vitro". Para el trabajo "in vivo" se han empleado ratas blancas, a las que, mediante una simple intervención quirúrgica (bajo anestesia general con éter), se expuso la tibia. Sobre ella se ha trabajado con los instrumentos rotatorios en la forma antes mencionada, procediéndose una vez efectuada la medición a dar término a la intervención con los pasos correspondientes. Figura



Figura 6: Medición del calor friccional "in vivo". Se puede apreciar el elemento rotatorio convencional, ubicado en la posición en que se lo usó. La termosonda está ubicada en la perforación labrada "ad-hoc" y conectada al electrogalvanómetro que ha sido graduado a la temperatura ambiente.

Para los registros "in vitro" se ha empleado hueso fresco humano, obtenido de enfermos pulmonares (que al ser intervenidos necesitaron la extirpación de alguna costilla) y hueso vacuno fresco obtenido del matadero. Con los dos tipos de hueso se ha repetido el trabajo anteriormente mencionado.

El estudio histológico fué realizado sobre material trabajado "in vivo" y con hueso trabajado post-mortem, de no más de una hora de muerte.

El material trabajado "in vivo" fué obtenido de humanos, conejos y ratas. El número de casos puede observarse en la tabla de la figura 7.

El material trabajado post-mortem fué obtenido de humanos y vacunos. Figura 7.

METODO	IN VIVO			IN VITRO	
	HUMANOS	RATAS	CONEJOS	VACINOS	HUMANOS
Fresa común, sistema convencional, en seco.	12	6	2	12	6
Fresa común, sistema convencional, con spray.	12	6	2	12	6
Fresa de carburo-tungsteno, sistema convencional, en seco.	6	6	2	12	6
Fresa de carburo-tungsteno, sistema convencional con spray.	6	6	2	12	6
Fresa de carburo-tungsteno, con turbina, en seco.	6	6	2	12	6
Fresa de carburo-tungsteno, con turbina, con spray	24	6	2	12	6

Figura 7: Tabla en la que se resume todo el trabajo en su faz histológica, ordenando el material de acuerdo con su fuente de obtención y con el instrumento rotatorio usado, como así el sistema de impulsión.

El material óseo fué trabajado con distintos instrumentos rotatorios y con distintos sistemas de impulsión:

- 1) Fresa común de acero, accionada por el sistema convencional, en seco.
- 2) Fresa común de acero, accionada por el sistema convencional, refrigerada por la proyección del atomizador de la unidad dental.
- 3) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional, en seco.

- 4) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional, refrigerada por la proyección del atomizador de la unidad dental.
- 5) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire (se han empleado las siguientes turbinas: Materprim, Ritter, y Sirona-Siemens), en seco.
- 6) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire, refrigerada por la proyección del spray propio de la turbina.

Para el trabajo "in vivo" con material humano se ha recurrido a aquellos casos de extracción de dientes retenidos o extracción a colgajo, en los cuales era necesario eliminar tejido óseo para llegar al objetivo quirúrgico. El tejido óseo trabajado en las formas mencionadas, fué eliminado y estudiado histológicamente. Para la experiencia "in vivo" sobre animales (ratas blancas y conejos), fué necesario la separación de los tejidos blandos de cubierta para llegar al hueso el cual fué igualmente trabajado en las formas mencionadas.

Una vez obtenido el material óseo, fué incluido inmediatamente en formol al 10%. Después de su fijación durante 48 horas en refrigeradora, se realizó su decalcificación, recurriéndose a los métodos clásicos (ácido nítrico al 5%) y al método de Nelissen, que realiza la decalcificación en 24 horas (143), haciendo actuar el ácido a presión.

Para la realización de los cortes histológicos se han empleado la técnica de la inclusión en parafina y el método, por congelación. Los cortes así obtenidos fueron te-

ñidos con hematoxilina/eosina; con hematoxilina; con eosina y con el azocarmin según método de Heindenhain(102).

La faz técnica del trabajo histológico fué realizada en los laboratorios de la Cátedra de Anatomía y Fisiología Patológicas General y Especial de la Facultad de Odontología.

La faz experimental sobre animales fué realizada en el Instituto de Fisiología de la Facultad de Ciencias Médicas.

La faz experimental sobre humanos fué realizada en la Cátedra de Clínica Quirúrgica IIº Curso de la Facultad de Odontología y en el Servicio de Cirugía Dento-Maxilar del Hospital Córdoba.

b. RESULTADOS.

1) Registro del aumento de la temperatura:

a) "in vivo": sobre ratas blancas, siendo los valores registrados los que están representados en la figura 8. En ella puede observarse que el máximo aumento de la temperatura, al trabajarse con fresa de carburo-tungsteno impulsada por el sistema convencional y en seco, es de 6,2 grados C., valor éste que se logra segundos antes que la fresa haga contacto con la termocupla.

Dada las reducidas dimensiones del hueso trabajable en los mencionados animales, no se ha realizado el registro del aumento de la temperatura al emplearse como sistema impulsor a la turbina.

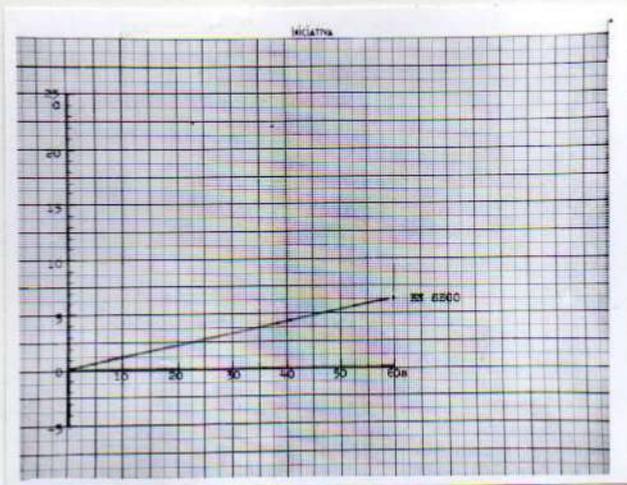


Figura 8

Curva del registro térmico lograda al trabajarse "in vivo" a una rata, con una fresa de carburo-tungsteno impulsada por el sistema convencional, en seco.

b. "in vitro": sobre hueso vacuno post-mortem, con fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional en seco y con refrigeración por el atomizador de la unidad dental: los valores están representados en las curvas de la figura 9. En ella puede observarse que al trabajarse "en seco", la temperatura en la profundidad del tejido óseo aumenta en forma progresiva a medida que el instrumento rotatorio se acerca a la termocupla, hasta ofrecer un valor máximo de 10,0 grados C de aumento, segundos antes de establecerse el contacto entre la termocupla y la fresa. Al emplearse un sistema de refrigeración (el atomizador de la unidad dental), la temperatura disminuye en el interior del hueso durante los primeros 5 segundos, ofreciendo 3 grados C. por debajo de la temperatura ambiente. Su recuperación y aumento por encima de la normal es bastante rápido y uniforme: 15 segundos después (es decir a

20 segundos de iniciada la experiencia) se registran 5 grados C. por encima de la temperatura inicial, valor éste que se mantiene, gracias a la acción benéfica del spray, hasta segundos antes de establecerse el contacto entre termocupla y fresa, momento en que se registra un aumento de 6,5 grados C. por encima de la ambiental.

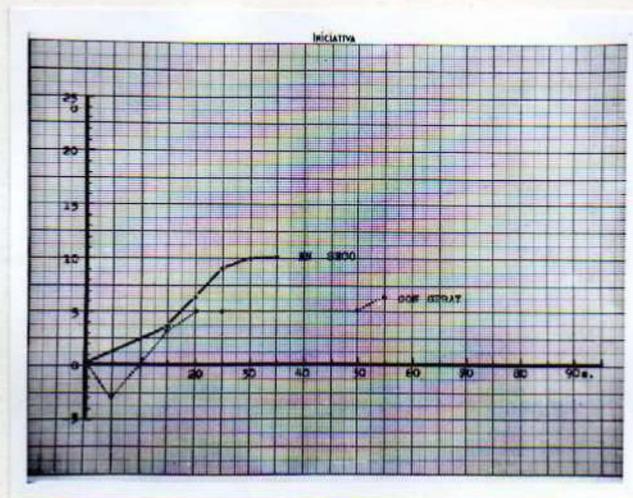


Figura 9

Curva del registro térmico al trabajarse hueso vacuno post-mortem, con fresa de carburo-tungsteno accionada por el sistema convencional, en seco y con refrigeración.

b. "in vitro": sobre hueso humano, post-mortem, con fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire, en seco y con la refrigeración propia de la turbina: los valores están representados en la figura 10. Trabajando en "seco", la temperatura aumenta en el interior del hueso en forma regular y progresiva a medida que el instrumento rotatorio se aproxima a la termocupla, evidenciando un máximo de aumento de 12,5 grados C. segundos antes de establecerse el contacto el instrumento

rotatorio y la termosonda. Al emplearse el sistema de refrigeración propio de la trubina, durante los 5 primeros segundos de la experiencia, la termocupla registra un descenso de 3 grados C. por debajo de la inicial. Su recuperación y progresión es paulatina hasta que 20 segundos después (25 segundos de iniciada la experiencia), se registra una temperatura de 5 grados por encima de la ambiental, temperatura en la que se mantiene gracias a la acción del agente refrigerante hasta que se produce el contacto entre termocupla e instrumento rotatorio.

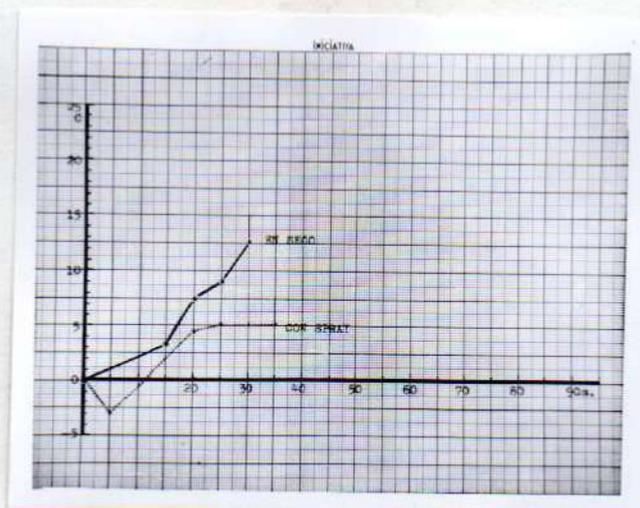


Figura 10

Curva del registro térmico realizado en hueso humano, trabajado post-mortem, con fresa de carburo-tungsteno accionada por una turbina de aire, "en seco" y con la refrigeración propia de la trubina.

2. Estudio histológico del hueso sometido al corte con instrumentos rotatorios:

a) "in vivo":

a') en hueso humano:

1) Fresa común de acero, accionada por el sistema convencional en seco: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. En la zona trabajada con los instrumentos rotatorios puede observarse que la línea de corte no es una línea regular sino que la misma se caracteriza por el desflecamiento, más acentuado en algunas partes que en otras. En las partes con el desflecamiento mínimo puede observarse que el agente colorante ha teñido la línea de corte con mayor intensidad que el resto del preparado, el cual, se encuentra en condiciones normales en relación a hueso testigo. La mayor intensidad de coloración en la línea de corte es de una profundidad muy reducida y su origen debe ser atribuido a las alteraciones químicas sufridas por los componentes orgánicos ante la acción del calor generado por el instrumento cortante.

2) Fresa común de acero, accionada por el sistema convencional, refrigerada por la proyección del atomizador de la unidad dental: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. Al igual que en el caso anterior puede observarse al microscopio que la línea de corte no es una línea definida sino caracterizada por desflecamientos, los cuales aumentan a medida que se observe las zonas más profundas alcanzadas por el

instrumento rotatorio. Asimismo, en las partes profundas puede apreciarse una mayor intensidad del agente colorante en la línea de corte, pero su espesor es menor al de los casos trabajados en seco. En las partes superficiales del corte prácticamente no se puede observar la mayor intensidad del agente colorante.

3) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional, en seco: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. En la línea del corte realizado por el instrumento rotatorio puede observarse que la masa se caracteriza por el desflecamiento del tejido, desflecamientos éstos que aumentan a medida que se observan las partes profundas alcanzadas por el instrumento rotatorio. Toda la línea de corte presenta una mayor intensidad del agente colorante en relación al resto del tejido, prueba evidente de la acción del calor friccional sobre la estructura orgánica del tejido.

4) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional, refrigerada por la proyección del atomizador de la unidad dental: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. Al igual que en los casos anteriores, la línea de corte se caracteriza por el desflecamiento, que aumenta en las partes profundas. En las partes superficiales de la línea de corte, se alternan zonas desflecadas con zonas relativamente definidas. En la línea de corte se pueden observar zonas más oscuras que el resto del preparado,

(figura 11), alternando con zonas que pueden ser consideradas como no afectadas por el calor friccional del instrumento rotatorio.



Figura 11

Hueso humano trabajado "in vivo" con fresa de carburo-tungsteno accionada por el sistema convencional y refrigerada por la proyección del atomizador de la unidad dental. Corte por congelación y tinción con hematoxilina/eosina. En la línea de corte puede observarse una coloración más intensa de la hematoxilina. Su extensión en profundidad es mínima. No obstante, debe ser considerada como "zona quemada".

5) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire, en seco: la cantidad de casos trabajados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte se presenta desflecada, con mayor magnitud en las partes profundas alcanzadas por el instrumento rotatorio. Toda la línea de corte se presenta más oscura en comparación al resto del tejido, el cual en nada se diferencia del hueso testigo. En las partes en que el instrumento rotatorio ha actuado por su base, la línea de corte presenta una zona oscura de mayor extensión.

6) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire, refrigerada por la proyección del spray por lo de la turbina: la cantidad de casos trabajados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte presenta desflecamientos en menor número y de menor magnitud que en el caso anterior. La zona oscura que acompaña a toda la línea del corte es muy reducida e interrumpida por zonas que no han sido afectadas.

a') en hueso de ratas:

1) Fresa común de acero, accionada por el sistema convencional en seco: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte se presenta relativamente lisa y con un ligero y delgado oscurecimiento del tejido que conforme la mencionada línea de corte.

2) Fresa común de acero, accionada por el sistema convencional, refrigerada por la proyección del atomizador de la unidad dental: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. Las características histológicas de los casos trabajados bajo estas condiciones, prácticamente en nada se diferencian del caso anterior.

3) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional, en seco: la cantidad de casos trabajados puede observarse en la figura 7 de la página 31. Se observa la línea de corte desflecada y con una coloración más intensa en todo su recorrido. El espesor de la "zona quemada" es muy reducido.

4) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional, refrigerada por la proyección del atomizador

de la unidad dental: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. Al igual que en el caso anterior, la línea de corte presenta manifiestos desflecamientos y una mayor intensidad del agente colorante, índice evidente de la inadecuada o insuficiente refrigeración proporcionada por la proyección del atomizador de la unidad dental.

5) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire, en seco: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea del corte practicado bajo estas condiciones se presenta muy irregular, con amplios y abundantes desflecamientos. Todo el contorno de la línea de corte se presenta con una coloración más intensa, bien definida. (Figura 12)



Figura 12

Hueso de rata trabajado "in vivo" con fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire, en seco. Coloración con hematoxilina/eosina. Corte por congelación. Puede observarse el desflecamiento y el borde más oscuro en la línea de corte.

6) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire, refrigerada por la proyección del spray propio de la turbina: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte se presenta nítida, prácticamente sin desfilcamientos y sin la característica histológica del tejido "quemado" (figura 13)



Figura 13

Hueso de rata trabajado "in vivo" con fresa de carburo-tungsteno con refrigeración. Corte por congelación y coloración con hematoxilina/eosina. La línea de corte se presenta lisa y sin una coloración más intensa.

a') en hueso de conejos:

1) Fresa común de acero, accionada por el sistema convencional, en seco: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. El hueso de la pata de conejo se caracteriza por la amplitud de la medular ósea en

relación a la delgada capa de tejido compacto. Las perforaciones realizadas han afectado en todos los casos, ambas variantes del tejido óseo. La línea de corte en el hueso compacto se presenta en forma relativamente lisa, acompañada en toda su extensión por una zona de tejido teñido con mayor intensidad. (Figura 14). En la zona medular, la línea de corte no se presenta con tal uniformidad e incluso pueden observarse células desprendidas y ubicadas en la luz del conducto tallado con el instrumento rotatorio y que evidentemente sufrirán con ulterioridad la necrosis. Las células medulares que conforman la línea de corte presentan fenómenos de necrosis, traducidos por condensación de la cromatina nuclear (pícnosis), etc.



Figura 14

Hueso de conejo trabajado con fresa común de acero accionada por el sistema convencional, en seco. Vista de la línea de corte en la compacta ósea, en la que puede observarse que aquella se presenta relativamente lisa y acompañada por una coloración de mayor intensidad.

2) Fresa común de acero, accionada por el sistema convencional y refrigerada por la proyección del atomizador de la unidad dental: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte se presenta con características similares a las de la variante anterior, con la única diferencia que la zona alterada, visualizable por la mayor intensidad del agente colorante, es de menor amplitud.



Figura 15

Hueso de conejo trabajado con fresa común de acero accionada por el sistema convencional y refrigerada. Puede observarse, en comparación a la figura anterior, que la zona "quemada" es de menor amplitud.

3) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional, en seco: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. En la línea de corte se observan ligeros desflecamientos y un borde más oscuro, en el cual el agente colorante ha teñido con mayor intensidad, y

que constituye la manifestación del efecto del calor friccional sobre los componentes orgánicos del hueso (Figura 16)



Figura 16

Hueso de conejo trabajado con fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional, en seco. Corte por congelación y coloración con hematoxilina/eosina.

4) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional y refrigerada por la proyección del atomizador DE la unidad dental: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte se caracteriza por el desflecamiento y la presencia de la "zona quemada" que acompaña a aquella en toda su extensión.

5) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire, en seco: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte se presenta relativamente definida y acompañada en toda su exten-

si3n por una zona de tejido en la que el agente colorante ha teñido con mayor intensidad (Figuras 17 y 18)



Figura 17

Hueso de conejo trabajado con fresa de carburo-tungsteno accionada por una turbina de aire, en seco. Coloraci3n con hematoxilina/eosina. Puede observarse las caracteristicas de la linea de corte, arriba descritas. La zona "quemada" puede observarse con mayor detalle en una vista a mayor aumento, presentada en la figura siguiente.



Figura 18

Vista a mayor aumento de la figura anterior.



6) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire, refrigerada por la proyección del spray propio de la turbina: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte se ha extendido hasta la parte medular del tejido óseo. En la parte correspondiente al hueso compacto puede observarse una zona "quemada" de escasa magnitud, la que aumenta en las zonas en que la fresa ha actuado por su base. Las celulares medulares en relación con la línea de corte se encuentran en picnosis. A gran aumento puede observarse que la línea de corte no es lisa, sino que presenta un ligerodesflecamiento.

b) en hueso "post-mortem":

b') en hueso vacuno:

1) Fresa común de acero, accionada por el sistema convencional, a seco: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte se presenta ligeramente irregular, acompañada en toda su extensión por una zona en la que el agente colorante ha teñido con mayor intensidad (Figura 19). En una vista a mayor aumento (Figura 20) puede observarse que la zona "quemada" no es de un espesor uniforme y que en partes se presenta interrumpida. También puede observarse que la línea de corte no es lisa. Por otra parte, el resto de la estructura ósea en nada se diferencia con las estructuras que presenta el hueso testigo.

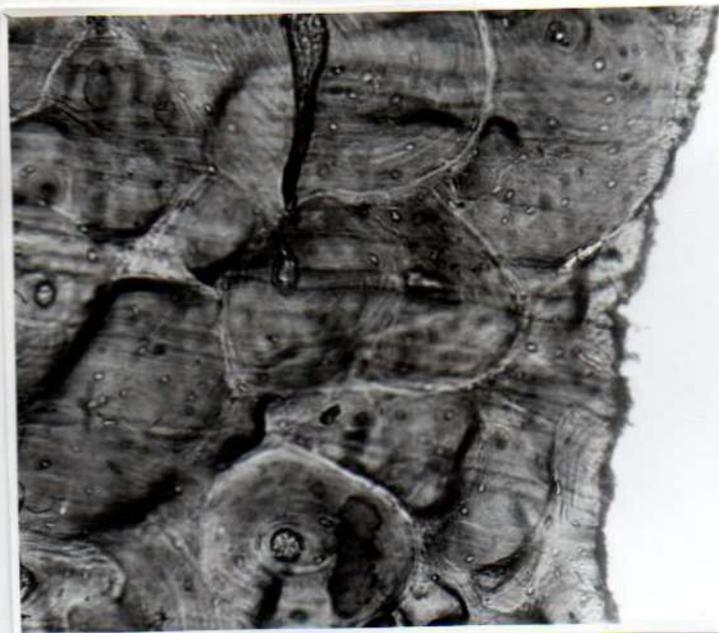


Figura 19

Hueso vacuno trabajado post-mortem con fresa común de acero accionada por el sistema convencional, en seco. En la línea de corte puede observarse una ligera zona alterada, que acompaña a aquella en toda su extensión.



Figura 20

Una vista a mayor aumento de la figura anterior. Puede observarse que la zona "quemada" no es de un espesor uniforme y que no es continua sino que presenta soluciones de continuidad.

2) Fresa común de acero, accionada por el sistema convencional y refrigerada por la proyección del atomizador de la unidad dental: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte presenta escasos desflecamientos, los que aumentan a medida que la fresa se ha profundizado en el tejido óseo. La zona alterada por el calor friccional es de menor amplitud que en el caso anterior, e igual que los desflecamientos, aumenta ligeramente en las partes profundas alcanzadas por el instrumento rotatorio.

3) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema conveccional, en seco: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte es acompañada en toda su extensión (figura 21) por la zona oscura, la cual toma mayor nitidez a medida que se observan las partes profundas alcanzadas por la fresa. En la observación a mayor aumento se logra una mejor apreciación de la magnitud de los efectos del calor friccional (Figura 22).



Figura 21

Hueso vacuno trabajado post-mortem con una fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional, en seco. Corte por congelación. Coloración con hematoxilina/eosina. Toda la lí-

nea del corte es acompañada por la zona quemada, cuya magnitud se aprecia más fácilmente en la figura siguiente.

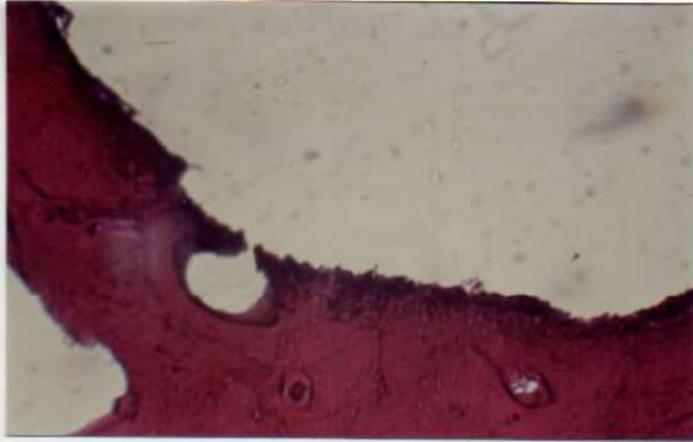


Figura 22

Vista a mayor aumento del caso de la figura anterior.

4) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional y refrigerada por la proyección del atomizador de la unidad dental: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. Estos casos se caracterizan por presentar una línea de corte que parcialmente no fue afectada por el calor friccional, alternando estas zonas normales con zonas en las que se evidencia una coloración más intensa. La magnitud de estas zonas aisladas aumenta a medida se observan las partes profundas alcanzadas por el instrumento rotatorio y adquieren su máximo en las partes en que la fresa ha actuado por su base. En estas partes, la zona "quemada" en nada se diferencia con los casos trabajados con el mismo instrumento y con el mismo sistema impulsor, pero en seco. En las partes profundas reaparecen los desflecamientos observados en la mayoría de los casos anteriores.



Figura 23

Hueso vacuno trabajado post-mortem con fresa de carburo-tungsteno accionada por el sistema convencional y con refrigeración. La zona reproducida en la fotografía corresponde a la zona del tejido óseo que fue trabajado por la base de la fresa. Comparándola con la fotografía 22, es decir del caso anterior, prácticamente en nada se diferencia deaquella.

5) Fresa de carburo-tungsteno accionada por una turbina de aire, en seco: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte se presenta en forma bastante regular y con una relativa ausencia de desfilcamientos, pero acompañada en toda su extensión por una amplia zona, ininterrumpida, de tejido alterado, coloreado con mayor intensidad (figura 24)

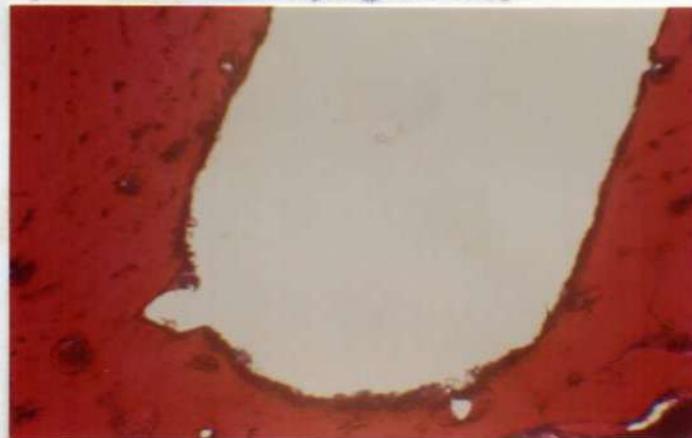


Figura 24

Hueso vacuno trabajado post-mortem con fresa de carburo-tungsteno

tene accionada por una turbina de aire, en seco. Puede observarse que la zona "quemada" aumenta de magnitud a medida que se observe las partes profundas alcanzadas por el instrumento rotatorio, hasta lograr su máxima en las partes en que la fresa ha trabajado por su base. La verdadera magnitud de estas zonas "quemadas" puede observarse en la figura siguiente que reproduce el mismo preparado histológico pero a mayor aumento.



Figura 25

Vista a mayor aumento del caso de la figura anterior.

6) Fresa de carburo-tungsteno accionada por una turbina de aire, refrigerada por la proyección del spray de la turbina: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte se presenta con abundantes desfilameintos (figura 26), alternando con zonas relativamente uniformes en las que aquellas están ausentes. En estas zonas sin desfilameintos puede observarse que la línea de corte presenta manifestaciones adivadas de la acción del calor friccional, es decir, ya no tienen la características de la continuidad que poseían en los casos trabajados en seco. Además, su mag-

nidad es más reducida (Figura 27).

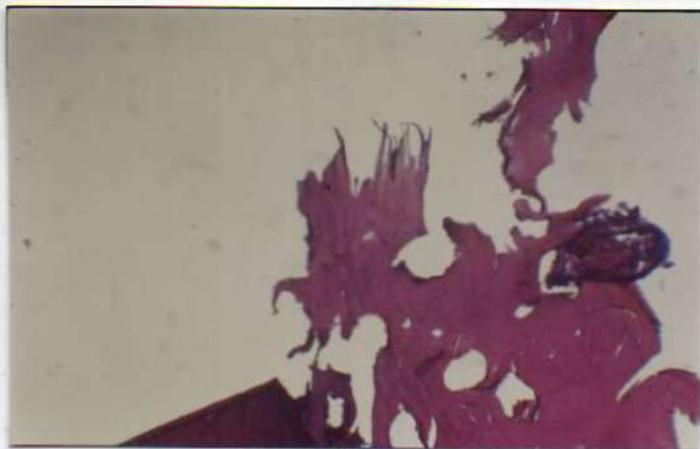


Figura 26

Hueso vacuno trabajado post-mortem, con una fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina, en seco. Coloración con hematoxilina/eosina. Puede observarse en ella el intenso desflecamiento de la línea de corte.

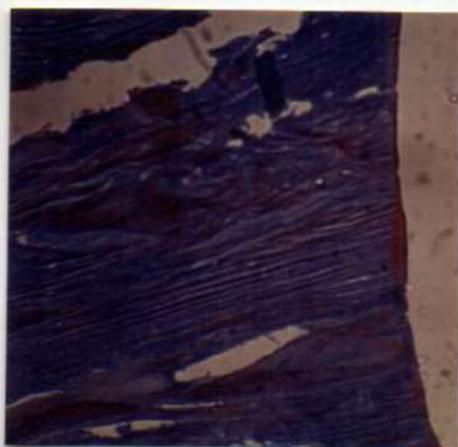


Figura 27

Hueso vacuno trabajado post-mortem, con una fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina, en seco. Coloración por el método del azocarmin de Heidenhain. La microfotografía reproduce la parte de un preparado carente de desflecamiento, en la que puede observarse que la línea de corte presenta zonas aisladas alteradas por el calor friccional, y que por el método de Heidenhain toman una coloración rojiza.

b') en hueso humano (costillas):

1) Fresa común de acero, accionada por el sistema convencional, en seco: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte es irregular, pero sin desflecamientos. A todo su largo se observa una delgada zona alterada, caracterizada por una coloración más intensa.

2) Fresa común de acero, accionada por el sistema convencional, refrigerada por la proyección del atomizador de la unidad dental: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. En los cortes histológicos logrados del material trabajado bajo estas condiciones no puede observarse ninguna diferencia en relación a la variante anterior.

3) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional, en seco: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte se presenta con manifiestos desflecamientos y presenta evidentes signos de alteración por el calor friccional. En los cortes teñidos con hematoxilina/eosina, la zona alterada se presenta de color más oscuro que el resto del preparado. En los cortes teñidos por el método del azocarmín de Heidenhain, la zona alterada se presenta de color rojo en tanto que el resto de la estructura ósea, no afectada, se presenta de color azul.

4) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema

convencional y refrigerada por la proyección del atomizador de la unidad dental: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte se presenta relativamente lisa y alterada en sus características tincionales. La "zona quemada" aumenta en las partes en que la fresa ha actuado por su base (Figura 28)

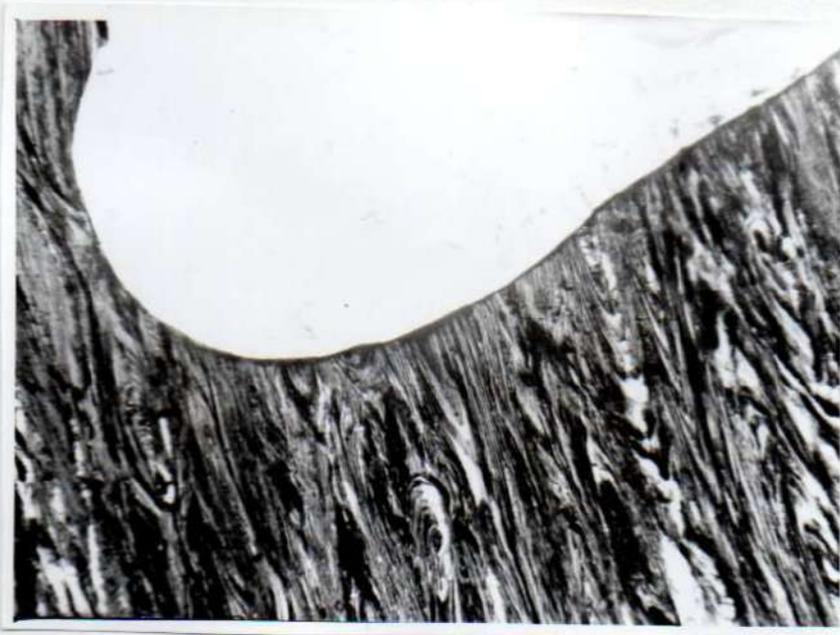


Figura 28

Hueso de costilla humana trabajada post-mortem con fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional y refrigerada. Corte por inclusión en parafina. Tinción con hematoxilina/eosina. Puede observarse que no obstante a la refrigeración, la línea de corte evidencia manifestaciones que deben ser atribuidas a los efectos del calor friccional.

5) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire, en seco: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. La línea de corte se presen-

ta en todos los casos en forma irregular y acompañada en toda su extensión por una amplia zona en la que el agente colorante ha teñido con mayor intensidad (Figura 29). Esta zona alterada es la de máxima amplitud observada durante todo el presente estudio (Figuras 30 y 31).

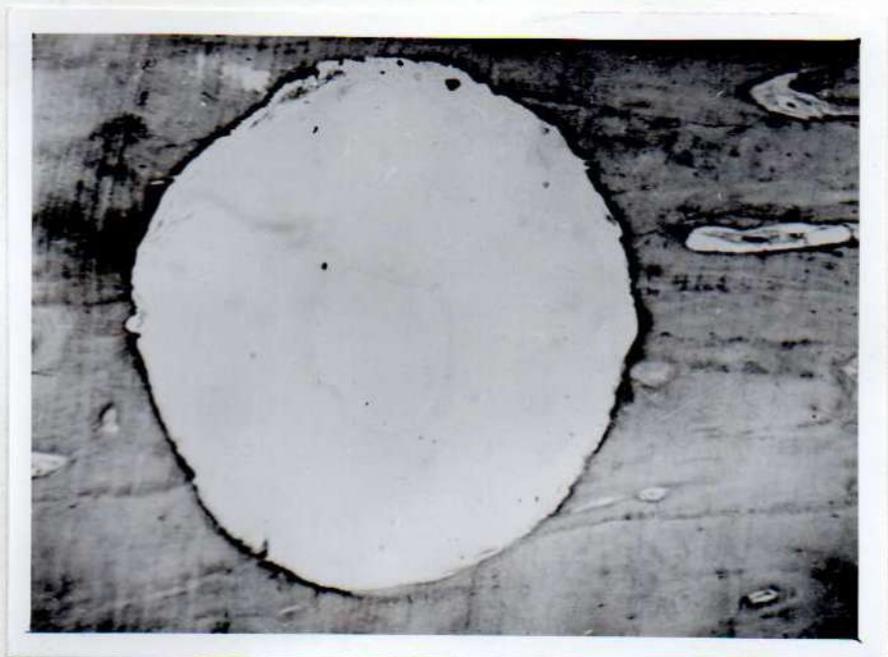


Figura 29

Hueso de costilla humana trabajada post-mortem con fresa de carburo-tungsteno accionada por una turbina de aire, en seco. Corte por inclusión en parafina y tinción con hematoxilina eosina. Puede observarse que la línea de corte está acompañada en toda su extensión, en forma ininterrumpida por una zona oscura que corresponde a la zona en que la sustancia orgánica del hueso ha sido alterada por el calor friccional generado por el instrumento rotatorio durante su acción de corte.



Figura 30



Figura 31

En ambas fotografías, que constituyen vistas a mayor aumento de la figura 29, puede apreciarse la magnitud de la "zona quemada": ella es la máxima observada en el presente estudio.

6) Fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire y refrigerada por el spray propio de la turbina: la cantidad de casos estudiados puede observarse en la figura 7 de la página 31. En la línea de corte, la zona "quemada" es de menor magnitud que en el caso anterior. Parcialmente, la misma se encuentra interrumpida (Figura 32)

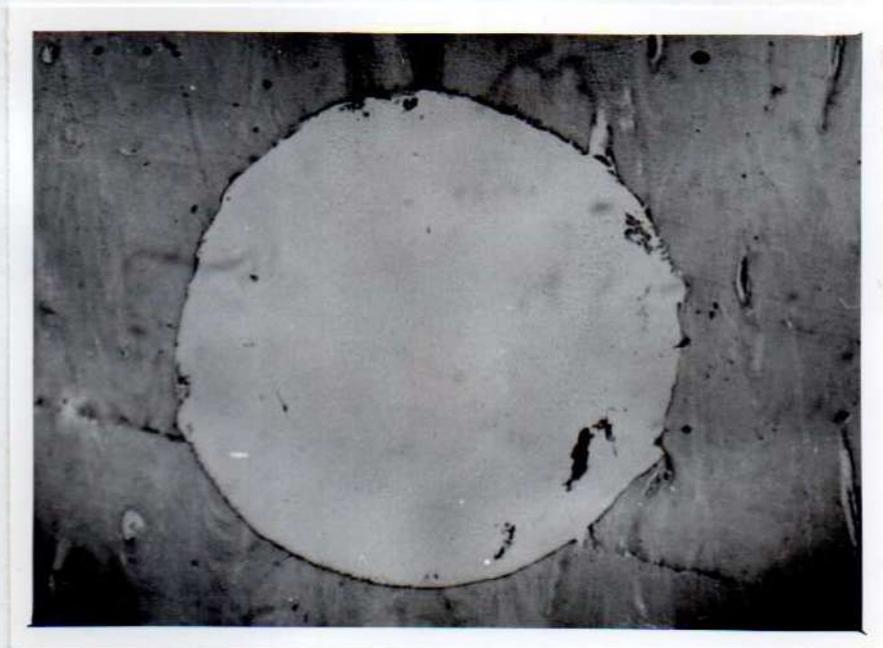


Figura 32

Hueso de costilla humana trabajada post-mortem, con fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire y refrigerada. Comparandola con la microfotografía de la figura 29 puede observarse que la "zona quemada" es de menor amplitud e incluso interrumpida por zonas que no han sido afectadas. Ello se debe a la acción refrigerante del spray de la turbina, el cual, por otro lado, ha sido insuficiente para lograr una línea de corte totalmente indemne.

IV)c) DISCUSION

1) Registro del aumento de la temperatura Al trabajarse con los instrumentos rotatorios en seco se han registrado como máximas temperaturas las siguientes:

10,0 grados C de aumento con fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sist. convencional.

12,5 grados C de aumento con fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire.

De ello se deduce que la turbina genera, al emplearla en seco, calor de mayor intensidad que el sistema convencional, pero la magnitud de esa diferencia es del orden de los 2,5 grados C., valor éste que en la clínica no tiene significación como tampoco la tendrá sobre las estructuras desde el punto de vista histológico. Para la interpretación posterior de éstas, hay que tener presente que estos registros térmicos no son los del aumento de la temperatura en la superficie friccional, registros éstos que por diversas razones de orden técnico no pueden ser realizadas, sino registros del calor transmitido por el tejido óseo en profundidad.

Al trabajarse bajo la acción de un sistema refrigerante (el atomizador en el caso del sistema impulsor convencional y el spray propio de la turbina en el caso de éstas), se han registrado como máximas temperaturas las siguientes:

6,5 grados C. de aumento con fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sist. convencional.

5,0 grados C. de aumento con fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire.

Puede observarse que la aplicación de un agente refrigerante reduce la intensidad del valor máximo registrado. En el caso del sistema impulsor convencional, esa reducción es del orden de los 3,5 grados C y en el caso de las turbinas, de los 7,5 grados C. De ello se desprende que la acción benéfica del agente refrigerante es indiscutible y que también, esa acción benéfica debe traducirse histológicamente.

El spray propio de la turbina ha reducido en mayor proporción el calor generado que la proyección del atomizador de la unidad dental. Ello debe ser atribuido a que el spray de la turbina está dirigido directamente sobre las superficies activas del instrumento rotatorio, en tanto que el spray del atomizador, en manos de una asistente, tiene una dirección susceptible de desviaciones del campo operatorio. Por otro lado, en la unidad de tiempo, el spray de la turbina proyecta una mayor cantidad de agua que el atomizador de la unidad dental.

2) Estudio histológico del hueso sometido al corte con instrumentos rotatorios: como puede observarse en el cuadro de las figuras 33 y 34, en todos los casos se produce en la línea de corte una zona de tejido alterado por el calor friccional, y en ningún caso, aún en los trabajados con refrigeración, se ha podido observar una línea de corte totalmente indemne. En los casos histológicamente más favorables se observa una línea de

I N V I V O

H U E S O H U M A N O

SISTEMA	DESPLACAMIENTOS	SONA ATERADA	OBSERVACIONES
1	X	X	
2	X	X-X	más en profund.
3	X	X	" " "
4	X	X-X	" " "
5	X	XXX	" " "
6	X	X-X	" " "

H U E S O D E R A T A S

1	-	X
2	-	X
3	X	XXX
4	X	XXX
5	XXX	XXX
6	-	-

H U E S O D E C O N E J O S

1	-	X	
2	-	X	
3	X	X	
4	X	X	
5	-	XXX	
6	X	X	más en profund.

Figura 33: Resultados histológicos de los casos trabajados "in vivo".

H U E S O V A C U N O

1	X	X-X	
2	X	X	más en profund.
3	-	XXX	" " "
4	-	X-X	" " "
5	-	XXX	
6	XXX	X-X	

H U E S O H U M A N O

1	-	X	
2	-	X	
3	X	XXX	
4	-	X	más en profund.
5	X	XXXXX	
6	-	X-X	

Figura 34: Res. histol. de los casos trabajados post-mortem.

corte en las zonas "quemadas", de escasa amplitud, alternan con zonas indemnes. La acción refrigerante del spray del atomizador y de la turbina, si bien reduce la intensidad del calor generado, sin conseguir anularlo por completo, reduce también la intensidad de las manifestaciones histológicas sin lograr suprimirlas en su totalidad, salvo en los casos de hueso de ratas trabajados con turbina y refrigeración.

En lo que se refiere a los desflecamientos observados no existe ninguna relación entre el método de trabajo, es decir, la acción refrigerante que a su vez cumple también una función de barrido del campo operatorio, no tiene ninguna acción ni dependencia con la génesis de estas irregularidades que presentan la mayoría de las líneas de corte.-

IV.d) CONCLUSIONES

1) Registro del aumento de la temperatura:

a) Todos los instrumentos rotatorios y los sistemas de impulsión empleados en el presente estudio originan temperaturas registrables en el interior de la estructura ósea y a distancia de la línea de corte.

b) El máximo de aumento de la temperatura se ha registrado al trabajarse la estructura ósea con instrumentos rotatorios no refrigerados, es decir, en seco. Los valores máximos registrados son: 6,2 grados C de aumento, "in vivo" al trabajarse el hueso de ratas con fresa de carburo-tungsteno, impulsada por el sistema convencional.

10,0 grados C de aumento, "in vitro" al trabajarse el hueso vacuno con fresa de carburo-tungsteno, accionada por el sistema convencional.

12,5 grados C de aumento, "in vitro" al trabajarse el hueso humano (costilla) con fresa de carburo-tungsteno, accionada por una turbina de aire.

c) La refrigeración empleada en el presente estudio, reduce los valores máximos a 6,5 grados C en el caso de la fresa de carburo-tungsteno accionada por el sistema convencional y a 5,0 grados C en el caso de la fresa de carburo-tungsteno accionada por una turbina de aire.

d) La refrigeración es insuficiente, en todos los casos. En ninguno de ellos se ha podido observar la ausencia de un aumento de la temperatura a distancia de la línea de corte.

e) La temperatura en la línea de corte no se puede regis-

trar por problemas de orden técnico. Únicamente se puede observar sus efectos o consecuencias en la estructura histológica.

2) Estudio histológico del hueso sometido al corte con instrumentos rotatorios:

a) Todos los instrumentos rotatorios y los sistemas de impulsión empleados en el presente estudio originan alteraciones histológicas observables en la línea de corte realizada con aquellos. La única excepción lo constituye el caso de los huesos de ratas trabajado con turbina de aire y refrigeración (Una vista panorámica de los resultados puede obtenerse de los cuadros de las figuras 33 y 34).

b) Las alteraciones observadas en la línea de corte consisten en una mayor tinción de la misma por el agente colorante, al emplearse la hematoxilina-eosina. La magnitud de estas zonas oscuras o zonas "quemadas" aumenta manifiestamente al emplearse como sistema de impulsión a las turbinas de aire. El calor friccional origina la despolimerización de los componentes orgánicos de la estructura ósea y con ello se produce una desviación del pH de dichas zonas. Al desviarse el pH de las mismas, se cambian sus afinidades tincionales, de lo que resulta el mayor depósito o impregnación del agente colorante.

c) En la línea de corte se han podido observar en la gran mayoría de los casos desflecamientos en cantidad y amplitud variada, sin que exista una relación entre el instrumento rotatorio empleado, su sistema de impulsión y la ausencia o no de un

agente refrigerante.

d) La refrigeración empleada en el presente estudio no es la suficiente como para lograr líneas de corte libre de manifestaciones de alteración. En los casos más favorables, la refrigeración ha logrado reducir la amplitud de la "zona quemada" o bien ha originado una línea de corte en la que las "zonas quemadas" alternan con zonas indemnes.

e) Las "zonas quemadas", en la mayoría de los casos (ver figuras 33 y 34), aumenta de amplitud en las partes profundas de la estructura ósea, en las que el instrumento rotatorio ha actuado por su base.

f) Igual característica se ha observado en los casos refrigerados, lo que constituye un signo evidente de lo inadecuado del mismo para lograr su objetivo.

g) Por los resultados logrados y resumidos en las figuras 33 y 34 se aconseja al práctico general que emplee el sistema convencional en la cirugía ósea a recurrir al sistema de refrigeración, el cual, si bien no elimina en sentido absoluto la "zona quemada", reduce con certeza la misma. Para aquellos que empleen la turbina con igual finalidad, la refrigeración es una necesidad absoluta.

h) Las alteraciones observadas en los casos trabajados con turbina de aire no son de una magnitud como para contraindicar su empleo en cirugía ósea. Sus ventajas de otros órdenes incluso la convierten en el instrumento de elección en determinados casos quirúrgicos.

IV.e) RESUMEN

Los instrumentos rotatorios ocupan en la actualidad, gracias al progreso técnico de los mismos, un lugar de preferencia entre los instrumentos destinados a intervenir sobre las estructuras óseas en la cirugía bucal. El empleo de dichos instrumentos rotatorios no puede ser empleado sistemáticamente en todos los casos, sino que tienen sus indicaciones, sus contraindicaciones, sus ventajas y también sus desventajas.

La estructura ósea, que posee una gran dureza (la 3a. más dura de los tejidos), evidentemente ofrece una resistencia al avance del instrumento rotatorio. La actuación de éste, físicamente considerado, es un trabajo mecánico, en el cual, parte de la energía empleada se transforma en calor. Dicho calor es absorbido, en su mayoría, por las estructuras que conformarán la línea de corte. La intensidad del calor generado está en relación con una serie de factores.

Con el objeto de obtener una información concreta sobre el calor generado por el instrumento rotatorio accionado por distintos sistemas de impulsión, se han realizado registros térmicos y con posterioridad, con la finalidad de observar las posibles alteraciones originadas por dicho calor, se ha realizado el estudio histológico de estructuras óseas trabajadas con anterioridad con instrumentos rotatorios.

1) Registro del aumento de la temperatura:

- a) En hueso de ratas trabajado con fresas de carburo-tungsteno accionadas por el sistema convencional, en seco e "in vivo"

se ha registrado un máximo de aumento de la temperatura equivalente a 6,2 grados C.

b) En hueso vacuno trabajado "in vitro" con fresa de carburotungsteno accionada por el sistema convencional y en seco, la máxima temperatura registrada fue 10,0 grados.

c) En trabajo bajo iguales condiciones pero bajo la acción refrigerante de la proyección del atomizador de la unidad dental, la máxima temperatura registrada fue de 6,5 grados C.

d) En hueso humano trabajado "in vitro" con fresa de carburotungsteno accionada por una turbina de aire y en seco, la máxima temperatura registrada fue 12,5 grados C.

e) En trabajo bajo iguales condiciones pero bajo la acción refrigerante del spray propio de la turbina, la máxima temperatura registrada fue 5,0 grados C.

De ello se deduce que la refrigeración empleada es insuficiente para contrarrestar el calor generado en la superficie de corte por el instrumento rotatorio.

2) Estudio histológico del hueso sometido al corte, con instrumentos rotatorios:

a) Todos los instrumentos rotatorios, ya sea empleados en seco o refrigerados, "in vivo" y "post-mortem", originan alteraciones en la línea de corte.

b) Las alteraciones consisten en zonas oscuras o "quemadas" que acompañan a la línea de corte en toda su extensión, y en el desflecamiento de la misma, sin que exista una relación entre desflecamientos y zonas alteradas ni entre desflecamientos

y sistema de impulsión y refrigeración.

- c) La amplitud de las zonas alteradas aumenta en las partes en que la fresa ha actuado por su base. Este hecho se repite, tanto en los casos trabajados en seco como en los casos refrigerados.
- d) La refrigeración no ha logrado anular por completo el calor generado en la superficie friccional. En los casos más favorables la "zona quemada" se ha reducido de amplitud o se presenta alternando con zonas no afectadas.
- e) Se aconseja el empleo de un agente refrigerante al emplearse los sistemas convencionales para intervenir sobre las estructuras óseas. Al emplearse la turbina como sistema impulsor, la refrigeración es una necesidad absoluta.
- f) La magnitud de las alteraciones observables histológicamente no son motivo suficiente como para contraindicar su empleo en la cirugía bucal, máxime si se consideran sus ventajas de otro orden.

V. BIBLIOGRAFIA.

- 1.-DURANTE AVELLANAL, Giro - Cirugía odonto-maxilar - Texto.
- 2.-WINTER, George - Impacted Mandibular Third Molar - Texto.
- 3.-WATSON JONES, Reginald - Fracturas y traumatismos articulares - Texto.
- 4.-EICHNER, Karl - Resultados de la investigación científica del fresado y desgastado a altas y máximas revoluciones.
D.Z.Z.3:60:pag.192-El Coop.Dent.volXXVII-1960.
- 5.-PROSKAVER, G. y WITT, F.H.:Bildgeschichte der Zahnheilkunde:
Verlag - Colonia - 1962.
- 6.-PARULA, N.; MOREYRA BERNAN, L. y CARRER, A.O.:Operatoria Dental-
Texto - Ediar - Buenos Aires - 1949.
- 7.-HUET, E. Scientific data in grinding and burring of teeth.
D.Register 74:487.oct.1920.
- 8.-BARRANCOS MOONEY, Julio - Evaluación del torno dental. R.A.
O.A.45:7:264:julio 1957.
- 9.-XIV Internationaler Dental Schau - Colonia - 7-14 Julio
1962 - Catálogo.-
- 10.-GIETZ, Ernesto; Cirugía Oral Menor - Texto - Progental -
- 11.-APFELBAUM, David - Fresado del borde alveolar en exodoncia.
Progresos en la Práctica Odontológica - Serie VII - Vol.II
Pag.119.
- 12.-KILPATRICK, H. Removal of impacted third molars utilizing
speeds up to 200.000 r.p.m. O.S.O.M.andO.P.:11:4:364-369:
april 1958.
- 13.-SCHUCHARDT, Karl - Tratado general de Odonto-estomatología

Texto - Vol. I - Tomo III - Alhambra.

- 14.-ARCHER, Harry. Cirugía Bucco-dental. Texto - Tomo I.
- 15.-SCHWARTZ, Leslie. Afecciones de la Articulación Temporomandibular - Texto - Mundi.
- 16.- HALL, Robert. Surgical removal of impacted teeth using air turbine unit - J.O.S.An. and H.D.S. 17:3:3-7:may 1959.
- 17.-SHANNON, Ira et al. Stress patterns in dental patients: I Serum free 17-hydroxycorticosteroids, sodium and potassium in subjects undergoing local anesthesia and simple exodontic procedures. J.O.S.An. and H.D.S. 19:6:486:nov.1961.
- 18.- MARCHON, H.B. Bone repair after experimentally produced defects. J.O.An. and H.D.S. 18:2:107:march.1960.
- 19.-THOMPSON, Elbert. Clinical application of the washed field technique in Dentistry. J.A.M.D.A.:5:712:1955.
- 20.-THOMA, Kurt. Cirugía Bucal - Texto - Uteha.
- 21.-BUTT, B.G. and PHOENIX, H.S. Remoción de los tejidos dentaricos por el método ultrasónico - J.A.M.D.A.:55:32:16:jul.57.
- 22.-BELL, Williams. Use of trephines in oral surgery - O.S., O. M. and O.P.:11:7:798:jul.1958.
- 23.-RIAS CEBASCO, Guillermo. Cirugía Bucal. Texto. El Ateneo.
- 24.-LEBOURG, Lucien. Comunicación personal.-
- 25.-SIMPSON, Harold. Healing of surgical extractions wounds in macacus rhesus monkeys: I) The effects of bars. J.O.S.An. and H.D.S.:19:1:3:janu. 1961.-
- 26.- Enciclopedia Medico-Chirurgicale. Stomatologie. 28095-A10 pag.3. Texto. Mason.

- 27.--MACFALL, W; et Al. Comparison of the cutting effect on bone of an ultrasonic cutting and rotatory burs. J.O.S.An. and H.D.S. 19:3:200-209:May 1961.
- 28.--RAUBER, Guido. El calor de la cámara pulpar al trabajar los tejidos duros del diente con la alta velocidad. R.A. O.A. Vol.51-nº8- agosto 1963.-
- 29.--KRAMER, J.H.R. Cambios en la dentina después de la preparación cavitaria con turbina. Br.D.J. 2:109:1960 - El Coop. D.XXIX-1961-pag.33.
- 30.--BARRANCOS MOONEY, Julio. Alta velocidad.Su aplicación en la práctica diaria. R.A.O.A.48:1:31:enero 1960.
- 31.--BLACK, Robert. Aerbrasivo, algunos fundamentos. J.Am.D.A. 41:701-710:dic.1950 - R.A.O.A.39:5:224-229:1951.
- 32.--ANDERSON, D. and VAN PRAAGH, G. Preliminary investigation of the temperatures produced in burring. Brit.D.J. 73:62: AugI 1942.
- 33.--VAUGH, R. and PEYTON, F. Influence of rotational speed on temperature rise duringcavity prepara tion. J.D.Res. 30: 737:oct.1951.
- 34.--KILPATRICK, H. Dental practice simplification utilizing ultra-speed handpieces. J.Am.D.A.63:353:set.1961.
- 35.--THOMPSON, Henry. Effect of drilling into bone.J.O.S.16:1: 22-30:jan.1958.
- 36.--HOFEMAN, M. El desarrollo de temperaturas en la cámara pulpar y en la superficie de corte durante la preparación de las sustancias duras del diente con turbina. D.Z.Z.8/1961.

- R.C.O.C.27:4:1960.
- 37.--HARTNETT, J. and WINTROPP, S. The production of heat in the dental pulp by the use of the air turbine. J.Am.D.A. 63:2: 210-214:Aug.1961. R.C.O.C.XXVII:4:17:1961.
- 38.--ROWE y KILLEY. Cirugía y Ortopedia de la cara y cabeza. Texto.
- 39.--SWERDLOW, H. y STANLEY, H. Reacción de la pulpa dental humana a la preparación de cavidades con alta velocidad. J.Am.D.A. 56:317-329:mar.1958. R.A.O.A.47:4:abr.1959:pag.132.
- 40.--STANLEY, H. y SWERDLOW, H. Reacción de la pulpa humana a la preparación cavitaria: resultados obtenidos por ocho distintas técnicas operatorias de desgaste. J.Am.D.A. 58:49:59: may.1959 - R.A.O.A.:48:1:30: enero 1960.
- 41.--LANGELAND, K. Tissue changes in the dental pulp. Odont.Tskr. 65:239:Aug:1957.
- 42.--GONZALEZ, Lucas. Patología y clínica buco-dentales. Tomo III. Texto. Purinzón.
- 43.--APRILE, Humberto. Regeneración ósea. Breves consideraciones basadas en observaciones personales. Rev. Cir. Dent. Max. Fac. pag.31-año 1945.--
- 44.--OSACAR, Ernesto. Comunicación personal.--
- 45.--RAUBER, Guido. Las alteraciones de la dentina atribuibles al calor friccional de la alta velocidad. R.A.O.A.50:1:18 enero de 1962.--
- 46.--MC EWENE, R. Accelerated handpiece speed in restorative dentistry. New York D.J.: 20:250: jul.1954.

- 47.-INGRAHAM,H. et al. The adaptation of modern instruments increasing operating speeds to restorative procedures. J.Am.D.A.: 47:311:set.1953.
- 48.-BEEBE,D.M. Efficiency of high operating speeds with water lubrication in cavity preparation. J.Am.D.A.:49:653:dic. 1954.-
- 49.-FISCHER,R.W. Observaciones sobre el empleo de los instrumentos de ultra elevada velocidad a turbina de aire. J. Pros.Den.:9:302-303:1959.-R.A.O.A.:48:1:31:enero 1960.
- 50.-PEARSON,H. Consideraciones sobre el tallado de los tejidos dentales con alta velocidad. J.Am.D.A.:24:138-142:mar.1958 - R.A.O.A.:47:4:132:abr.1959.-
- 51.-HERZBERG,Fred. Critical anlysis of,pain incidence during 1508operative procedures with rotating instruments. J.Am. D.A.:55:4:515.-oct.1957.
- 52.-DUPONT,E. et BOURSIER,J. Etude critique des grandes vitesse Rev.Fr.D'Od.Stom.:T.VI:pag.1471:Dec.1959.
- 53.-RYAN,Edward. Págin Editorial.Oral Hygiene. Setiembre 1959.
- 54.-LANGELAND;K. Les grandes vitesses au point de vue histologique et clinique. Jour.Den.Belge:6:491-508:1959.-L'Information Dentaire.Abril 1960.
- 55.-RAUBER Guido. Alteraciones de la dentina atribuibles al calor friccional de la alta velocidad.R.A.O.A.:50:1:18: enero 1962.-
- 56.-FRANCHEBOIS,P. et al. L'Instrumentation a grande vitessee en chirurgie osseuse.Acta Stomatologica Belga.:57:3:337-344.1960.

- 57.--RYAN, Edward. Editorial. Oral Hygiene. Julio 1962.
- 58.--GORES, Robert. Technic for removal of mandibular unerupted third molar. J.O.S.An. and H.D.S.:20:6:457:nov.1962.--
- 59.--PEYTON, F.A. Current development in tooth cutting instruments. New York J.D.:28:187:may.1958.
- 60.--ZIMMERMANN, J. El empleo del airotor en intervenciones quirúrgicas. Z.R.:70:9:311:1961 - El Coop.D.:XXX:117:1961.--
- 61.--DOERR, Robert. J.Michigan D.A.:37:181-188:set.1955 - Dent. Abst.jan.1956.pag57.
- 62.--KILPATRICK, H. et al. Alta y ultra velocidad en paidodoncia. Oral Hygiene. Agosto 1963.
- 63.--SZMYD; Lucian et al. Air turbine in impacted third molar surgery. J.O.S.An. and H.D.S.:jan.1963:pag.36.
- 64.--PEYTON, F. and HENRY, E. Problems of cavity preparation with modern instruments. New York J.D.:22:157:apr.1952.
- 65.--THOMPSON, E. Aplicación clínica de la técnica del campo irrigado en odontología.-- R.A.O.A.:44:12:502:dic.1956.
- 66.--WALSH, J. and SYMMONS, H. Vibratio perception in teeth during cavity preparation. New Z.D.J.:44:39:enero 1948.--
- 67.--WALSH, J. and SYMMONS, H. Vibration perception and frequencies. New.Z.D.J.:45:106:apr.1949.--
- 68.--STEPHEN; Raphael. Temperature changes during high-speed drilling on bone. J.O.S.An.and H.D.S.:Nov.1962:pag.475.
- 69.--BARRANCOS MOONEY, Julio. Super alta velocidad: análisis comparativo de equipos y aparatos. R.A.O.A.:50:3:96-102:1962.
- 70.--RYAN, Edward. Editorial. Oral Hygiene. Setiembre 1958.--

- 71.-WILLIS, H. and WORNER, H. Heat generated in cavity preparation. Austral D.J.:44:62:feb.1940.
- 72.-HENSCHEL, C. Pain control through heat control. D.Digest:47 294:july 1941.
- 73.-PEYTON, F. Elevación de temperatura en los dientes producida por instrumentos rotatorios. J.Am.D.A.:50:629-632:jun 1955 - R.A.O.A.:44:3:142:mar.1956.
- 74.-HUDSON, D. and SWENNEY, W. Temperaturas desarrolladas por instrumentos rotatorios dentales. J.Am.D.A.:48:127-133:feb. 1954 - R.A.O.A.:43:3:94:mar.1955.
- 75.-PEYTON, F. Effectiveness of water coolants with rotatory cuttings instruments. J.Am.D.A.:56:664-675:may 1958.
- 76.-RAUBER, Guido. Los efectos del calor friccional sobre la dentina. D.Z.Z.:17:12:806:1962.
- 77.-BOUSCHOR, Ch. and MATHEUS, J. The use of air turbine with air spray as coolant. Baylor D.J.:11:5:1961 - J.Am.D.A.: 64:6:906:jun.1962.
- 78.-NIELSEN and KENNEDY. Gross manifestation of tissue response to rotatory and ultrasonic dental procedures. J.Am.D.A.: 56:203-210:feb.1958.
- 79.-HYAMS, I.B. Tooth preparation under a flow of water. J.Can. D.A.:10:435:oct.1944.-
- 80.-TANNER, Henny. Greater efficiency through modern instruments and higher speeds. Dental Abstracts:691:nov.1956.
- 81.-KILPATRICK, H. Alta velocidad en la preparación de cavidades para amalgamas. Oral Hygiene:466-473:525-530:581-587:1957

- 82.-Clinical Observations.J.O.S.An. and H.D.S.:15:257:july 1957
- 83.-RAUBER, Guido.¿Debe ser mejorada la refrigeración en la
alta velocidad. Revista Portuguesa de Estomatología:L962.
- 84.-KILPATRICK,H. High speed and ultra speed in dentistry. Tex
to. Año 1960.
- 85.-Clinical Observations.J.O.S.:15:259:july 1957.-
- 86.-JESERICH,P. Factors necessary to minimize thermal changes
in tooth structures from operative procedures.New York D.
J.:5:275:dec.1935.
- 87.-MULLER, Enrique. Comunicación personal.-
- 88.-Ryan, Edward. Editorial. Oral Hygiene. Abril 1962.-
- 89.-LENK,V.; EICHNER,K. Exp. Untersuchungen zur hygiene bei
dem hoch und höchsttourigen Bohren und Schleifen. Dt.Z
Zahnärztl.Z.:18:118:1963.
- 90.-MEYER,H. Turbine und Hygiene. Zahnärztl.Mittl.:47:593:1959.
- 91.-RIETHE,P. Über die infektions möglichkeit von luftgetrie-
benen schnellstlaufgeräten. Dt.Zahnärztl.Z.:11:104:1956.-
- 92.-Fábrica "Jota". Alemania. Comunicación personal.-
- 93.-BUR, Grato. Histofisiopatología del tejido óseo. Rev.de la
Asoc.Médica Arg. 71:119:mayo 1957.-
- 94.-JASTELLI,Walter.Bosquejo histológico del tejido óseo. Rev.
Od. de Concepción:IX:3 y 4:9:1961.
- 95.-BRAUSQUIN, Jorge. Compendio de Histología.Texto. 1961.
- 96.-ORBAN,Balint. Histología y Embriología Bucco-dental.Texto.
1957.-
- 97.-MAXIMOW,A.; BLOOM,W. Tratado de Histología.Texto. 1960.

- 98.-HAM, Arthur. Tratado de Histología. 1958. Texto.
- 99.-REBOLLO, María. Histología. Texto. Intermedia.
- 100.-SOTILLO GOMEZ, Mauricio. Aspectos bioquímicos generales en el metabolismo del calcio, fósforo y fluor. Bioquímica de los tejidos óseo y dentario. XVII:2:886:oct.1962:Venezuela Odont.
- 101.-DEULOFEU, V.; MARENZI, A. Curso de Química Biológica. 3ª ed. Texto.
- 102.-PEARSE, A. Histochemistry, theoretical and applied. Texto. 1961.-
- 103.-NELSON, R. et al. Hydraulic turbine contra-angle handpiece. J. Am. D. A.: 47:324: set. 1953.
- 104.-OMAN, C.; Applebaum, E. Ultrasonic cavity preparation. New York D. J.: 20:256: July 1954.
- 105.-HANSEN, L.; NIELSEN, A. Comparación de la respuesta tisular dentaria a los procedimientos ultrasónicos y rotatorios. J. Am. D. A.: 52:131:7: feb. 1956 - R. A. O. A.: 45:134:4: abril 1957
- 106.-PEYTON, F.; HENRY, E. Efecto de las fresas a alta velocidad, instrumentos de diamante y aire abrasivo en el corte de tejido dentario. J. Am. D. A.: 49:426-435: oct. 1954 - R. A. O. A.: 43:7:271: Jul. 1955.-
- 107.-PANZER, M. Calor producido durante la preparación de la cavidad. J. Dent: Child. 17:33-41: oct. 1950.
- 108.-STUBEN, J.; Hoppa, W. Investigaciones experimentales acerca del cambio térmico de las sustancias duras del diente al ser trabajado a velocidades máximas con fresas y piedras.

D.Z.Z.17:6:477:1962 - El Coop.D.:XXIX:5:237:1962.

- 109.-HARTNEY,Jack. Comparative evaluation of newer devices and techniques for the removal of tooth structures.J. Prost.Den.:8:170:Jan.1958.-
- 110.-RAFEL,Stephen. Temperature changes during high-speed drilling on bone. J.O.S.An. and H.D.S.:20:6:475-477:nov,1962.
- 111.-HENRY,E.; PEYTON,F. The relationship between design and cutting efficiency of dental burs. J.Dent.Res.:33:281: abril 1954.-
- 112.- The effect of high speed burs,diamond instruments and airbrasive in cutting bonny tissue.J.Am.D.A.:49:437: oct.1954.-
- 113.-KELLER,H.; KIESSE,H. Uber das Schleiffen in der Z.P. ZWZR:57:5:98:1956.-
- 114.-WALTER,H.; LEINWEBER,G. Messungen mit thermoelementen im pulpakavum extraiten zahnen bei airotor prep. Schw. M.Z.:70:5:415:1960.
- 115.-WALSH,J. et al. Estudio crítico de los instrumentos cor-
tantes utilizados en la prepa ración de cavidades.Intern.
D.J.4:36-63:set.1953 - R.A.O.A.:42:12:537:dic.1954.
- 116.-HENSCHEL,C. Friction of revolving steel burs.J.Am.D.A.:
31:895:jul.1944.
- 117.-LAMMIE,G. Comparison of the cutting efficiency and heat
production of tungsten carbide and steel burs.Brit.D.J.:
90:251:may.1951 - R.A.O.A.:41:6:277:jun.1953.
- 118.-MARSLAND,E.; SHOVELTON,D. Effect of cavity preparation

- on human dental pulp. Brit. D. J.: 102: 213: march 1957.
- 119.--PEYTON, F. Effectiveness of water coolants with rotatory cutting instruments. J. Am. D. A.: 56: 664-675: may 1958.
- 120.--RISACCO, A. Presado en seco o bajo un chorro de agua tibia. El Coop. D.: 21: 124: 261: .
- 121.--STANLEY, H. TRAUMATIC Capacity of High-speed and ultrasonic dental instrumentation. J. Am. D. A.: 63: 6: 750: dic. 1961.
- 122.--NYGAARD, Ostby. Clinical and experimental experience with Borden Airoter. Nersketandlaegeforen Tskr.: 68: 124: mar. 1958.
- 123.--SPINNER, V. Die dosierung der Medikamente in der Zahnkunde. Zahnarztl. Welt/Reform.: 4: 4: 90: 1949.-
- 124.--BLAKE, T. Use of hydraulic handpiece in removal impacted teeth. Dental Survey.: 1: 33-36: jan. 1960.
- 125.--JENSEN, J. New instrumentation in the surgery of hard tooth tissues. J. Am. D. A.: 5: 591-594: may. 1960.
- 126.--Anderson and Pinayson. sequelae of transfixion of bone. Surgery: 13: 46: jan. 1943.
- 127.--KRAMER, I. Changes in dentine during cavity preparation using turbine handpieces. Brit. Den. J. 109: 2: 59: 1960.
- 128.--BRANSTROM, M. Dentinal and pulpal response. A. Odont. Scand. 18: 1: 1960:
- 129.--BRANSTROM, M. Dentin sensivity and aspiration of odontoblast J. Am. D. A.: 66: 366: 1963.
- 130.--BARRANCO^S MOONEY, Julio. Alta velocidad y operatoria dental. R. A. O. A.: 51: 7: 233: 1963.

- 131.-LIEBER, León. Thermal control apparatus for dental drilling.
J.Am.D.A.:33:1117:set.1946.
- 132.-LAWTON, F. Control of frictional heat in cavity preparation
Brit.D.J.:83:75:eg.1947.
- 133.-LISANTI, V.; ZANDER, H. Thermal injury to normal dog teeth,
in vivo measurements of pulp temperature increases and
their effect on the pulp tissue. J.Dent.Res.:31:548:Ag.1952.
- 134.-STUBEN, J. Experimentelle untersuchungen über die wärmelei-
tfähigkeit der zahnhartsubstanzen sowie verschiedener
zahnärztlicher werkstoffe. D.Z.Z.:17:125:1962.
- 135.-JAMES, V. et al. Response of human pulp to gutta-percha
and cavity preparation. J.Am.D.A.:49:639:dic.1954.-
- 136.-MITCHELL, D. Preliminary report on the reaction of the dental
pulp to cavity preparation, using an ultrasonic device.
J.Am.D.A.:55:1:57:jul.1957.
- 137.-NIELSEN, A.; KENNEDY, J. Gross manifestations of tissue re-
ponse to rotatory and ultrasonic dental cutting procedures.
J.Am.D.A.:56:203:feb.1958.
- 138.-FRENCH, J. Riesgos evitables en altas velocidades. Texas
D.J.:2:3:oct.1959 - R.A.O.A.:48:9:391:set.1960.
- 139.-KENNEDY, J. et al. Respuesta biológica a los instrumentos
de alta velocidad. J.Am.D.A.:58:35-42:feb.1959 - R.A.O.A.
48:1:31:en.1960.
- 140.-BRANSTRON, M. Preparación de cavidades y pulpa. Dent.Prog.
2:1:5:1961 - R.C.O.C.:XKVII:4:1961.
- 141.-BERNIER, J.; KNAPP, M. A new pulpal response to high speed

- dental instruments. O.S., O.M., and O.P.: 11: 167-183: feb. 1958.
- 142.-SCHUCHARDT, A.; WATKINS, Ch. La respuesta térmica ante mayores velocidades. J. Prost. Dent. mar-ab. 1961.-
- 143.-NELLISSEN, K. BRAUHBARES entkalkung von zähne und kieferteilen. Tesis doctoral. Bonn 1954.-