

1^{er} TEMA

2.- CIRUGÍA ACALORICA.

Valoración in vitro del calentamiento del suero fisiológico de refrigeración en implantología para el control de la temperatura del hueso y de la efectividad de refrigeración de las fresas según su diseño.

2.1.- INTRODUCCIÓN:

Poco a poco, las sistemáticas implantológicas comercializadas para la colocación de implantes osteointegrados ofrecen mayores prestaciones y proporcionan garantías de éxito frente al tratamiento, ya que tratan de facilitar el control sobre los principales factores que pueden hacer fracasar la integración de los implantes, estos son la infección (dependiente de la esterilización y la desinfección del campo quirúrgico) y la quemadura del hueso. (Bert y Missika, 1993)¹ (Fortzik, 1994)²

La principal motivación para la realización de esta primera parte de la tesis ha sido el estudio de qué elementos en la refrigeración del hueso durante el fresado aportan unas condiciones más favorables para evitar el aumento exagerado de su temperatura por encima de las temperaturas críticas que provocan su necrosis. También se repasan las estrategias de diversa marcas de implantes osteointegrados comercializadas para asegurar un control indirecto de esta temperatura.

La intervención inicial de colocación de implantes osteointegrados requiere unas condiciones fundamentales:

A: Esterilidad de instrumental y campo operatorio.

- Desinfección de superficies, anestesia, RX, ambiente.

- Esterilización de instrumentos, tallas.
- Lavado de manos, vestido quirúrgico.
- Desinfección de la boca del paciente.
- Montaje de campo estéril.

B: Cirugía predecible y aséptica.

- Sistema y fuente de impulsión de suero y motor.
- Mantenimiento de la temperatura del hueso en niveles fisiológicos.
- Mantenimiento del campo estéril (control de la infección).

Transgredir estas es la causa más frecuente de complicaciones y fracasos en la osteointegración para la implantología oral.

La cirugía debe ser meticulosa y protocolizada, no deben realizarse maniobras intempestivas y se debe prestar especial atención a la construcción del lecho óseo, uno de los principales factores que se deben tener en cuenta en este momento es no producir un aumento de la temperatura del hueso por encima de 47° durante más de 30 segundos, o bien de 40° durante 7 minutos (Albrektsson y Sennerby, 1991)³, aunque podemos encontrar estudios que hablan de temperaturas distintas, lo cierto es que si elevamos la temperatura del hueso por encima del umbral térmico de peligrosidad (Lundskog,

1972)⁴ provocamos la necrosis del osteocito y termocoagulación (o desnaturalización) de proteínas, lo cual compromete la osteointegración de los implantes.

Para no calentar el hueso se fresa con refrigeración de suero fisiológico estéril, (Eriksson y Adell, 1986)⁵ cuya aplicación en el campo operatorio ha evolucionado para garantizar gran volumen de suero en las zonas donde se genera más calor. (Watanabe y cols., 1992)⁶ (Ilzarbe y Fernández, 1997)⁷

Los protocolos quirúrgicos de los sistemas de implantes osteointegrados comercializados definen idealmente como deberíamos proceder para la colocación de un implante de esa marca, pese a la gran variabilidad de situaciones que nos podemos encontrar durante una operación de implantes se supone que esa pauta estricta se desarrolla adecuadamente, asimismo, se hacen recomendaciones en cuanto a como debe ser el fresado del lecho óseo. Al estudiar los protocolos quirúrgicos, observamos que, sí bien las fresas, las revoluciones por minuto (r.p.m.) y la irrigación son distintas, todos los sistemas definen una fase inicial de fresado, común para todos los implantes de la marca y una segunda fase de ensanchamiento progresivo del lecho óseo hasta el diámetro implante deseado, siguiendo la técnica de osteointegración definida por Brånemark (Brånemark y cols., 1969)⁸.

Todas estas indicaciones y más, tienen el objetivo de asegurar un fresado atraumático para el hueso, es decir; sin fractura traumática del hueso, sin sobrecalentamiento, sin posibilidad de infección.

Existen multitud de variables que influyen en el control de la temperatura (Bert y Missika, 1993)¹, de hecho, prácticamente todas las variables que se dan en una intervención para la colocación de implantes influyen sobre el control de la temperatura del hueso en la zona de corte de la fresa. Las podemos clasificar:

- a) El paciente (hueso).
- b) El instrumental quirúrgico.
- c) El profesional responsable del acto quirúrgico.

a) El paciente (hueso).

Respecto al hueso del paciente cabe considerar la calidad del hueso del paciente, el grosor de hueso cortical y su dureza y la profundidad hasta la que se debe fresar.

Existen múltiples clasificaciones en cuanto a la calidad y la cantidad de hueso remanente en zonas edéntulas de maxilar y mandíbula. Las más clásicas y más utilizadas son, en cuanto a calidad la de Lekholm y Zarb⁹ en 1985, (Figura 1) o la de Misch¹⁰ en 1990 (Tabla 1).

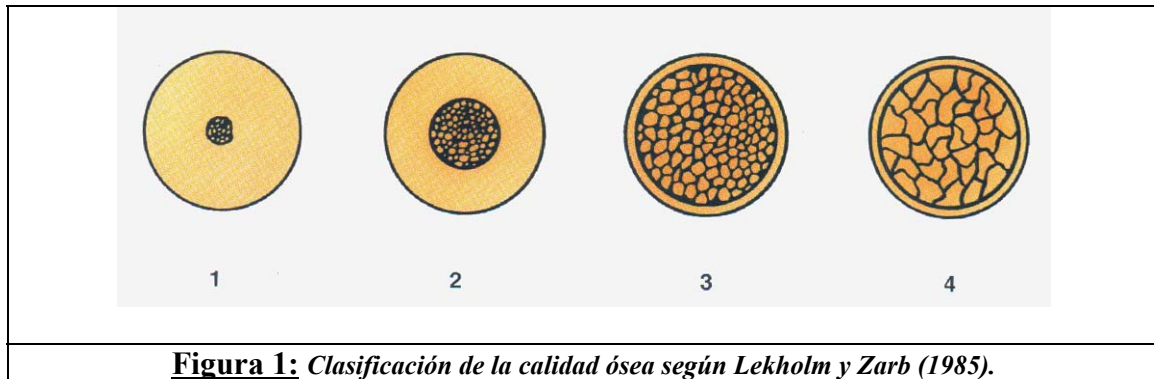


Figura 1: Clasificación de la calidad ósea según Lekholm y Zarb (1985).

Clase 1: El hueso se compone casi exclusivamente de hueso compacto homogéneo.

Clase 2: El hueso compacto ancho rodea el hueso esponjoso denso.

Clase 3: La cortical delgada rodea el hueso esponjoso denso.

Clase 4: La cortical delgada rodea el hueso esponjoso poco denso.

D1	Hueso compacto denso.
D2	Hueso compacto denso y poroso – esponjosa con trabeculación densa.
D3	Hueso compacto fino y poroso – esponjosa con trabeculación fina.
D4	Esponjosa con trabeculación.

Tabla 1: Clasificación de Misch de las distintas calidades de hueso alveolar (1990)

En cuanto a cantidad o forma, existen las clasificaciones de Falschussell¹¹ (Figura 2) la de Atwood¹² (Figura 3)



Figura 2: *Clases de reabsorción del maxilar desdentado de Fallschüssel (1986).*

Clase 0: Cresta en la arcada dentaria. (No se muestra en la figura)

Clase 1: Cresta maxilar ancha y alta.

Clase 2: Cresta maxilar estrecha y alta.

Clase 3: Cresta maxilar puntiforme y alta.

Clase 4: Cresta ancha, con altura reducida.

Clase 5: Cresta maxilar totalmente reabsorbida.

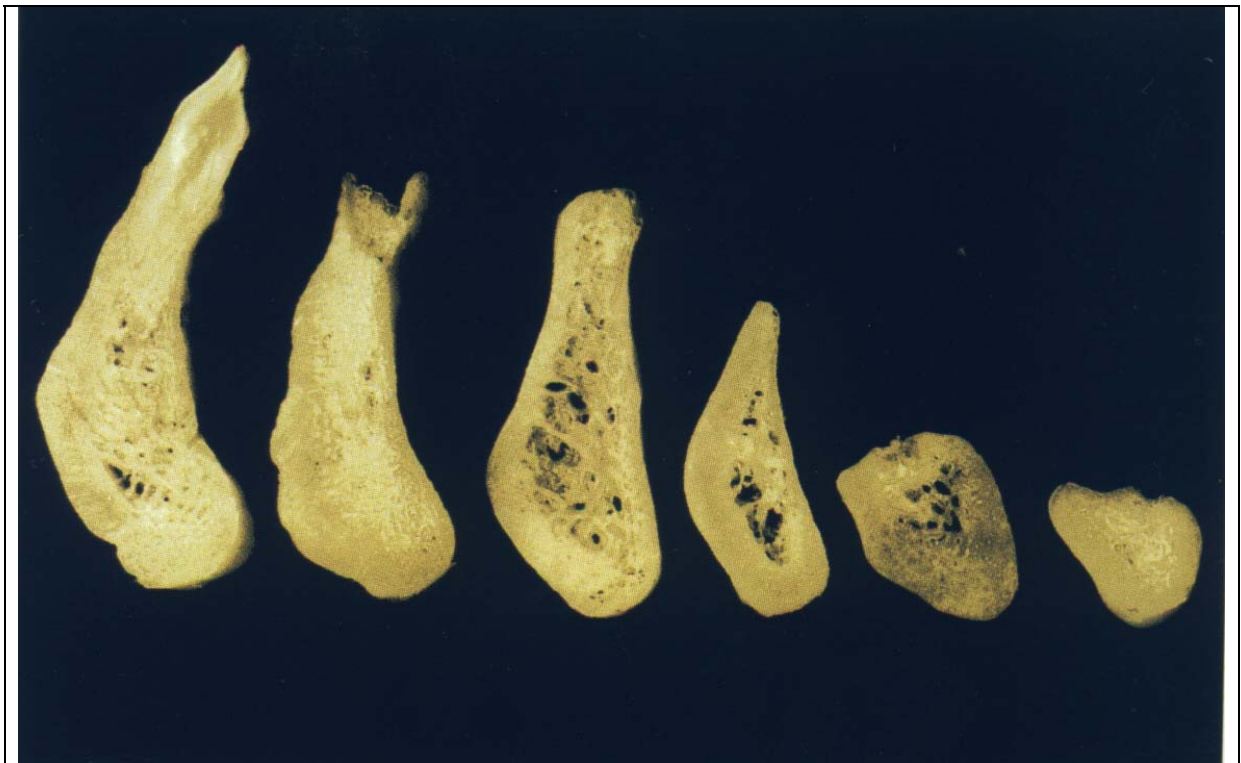


Figura 3: *Clases de reabsorción mandibular de Atwood (1971).*

Clase 1: Alveolo con diente.

Clase 2: Alveolo vaciado de la pieza dentaria.

Clase 3: Apófisis alveolar alta.

Clase 4: Apófisis alveolar alta y delgada.

Clase 5: Apófisis alveolar plana y redondeada.

Clase 6: Apófisis alveolar cóncava.

b) El instrumental quirúrgico.

Las variables del sistema de implantes son bastantes: Las fresas (Diseño de la zona de corte (helicoidal, recto o cruciforme), ángulo de ataque, afilado, antigüedad, diámetro), velocidad de fresado recomendada, la refrigeración (volumen, tipo de fisiodispensador, sistema de irrigación interna o externa), secuencia de fresado.

Los elementos dispensadores de suero fisiológico para implantología se pueden clasificar, lo cual es una motivación más y lo consideramos necesario para la justificación de este trabajo de investigación:

1. - Fisiodispensadores tipo A: Motor y dispensador de suero en un mismo equipo.

A1: Cánula para suero integrada en la manguera del micromotor.

A2: Cánula para el suero independiente.

2. - Fisiodispensadores tipo B: Dispensador de suero autónomo, pensado para ser utilizado en combinación con el motor del equipo, precisan de dos pedales sincronizados.

3. - Fisiodispensadores tipo C: Integrados en el sillón dental, aprovechan las conducciones habituales del agua de refrigeración del micromotor.

4. – Fisiodispensadores tipo D: Bolsa blanda de suero sometida a presión mediante un manguito similar a un esfingomanómetro y que se activa cerrando y abriendo el paso mediante una llave manual.

5.- Fisiodispensadores tipo E: Jeringa llena de suero fisiológico con la que el ayudante va irrigando el área de trabajo.

Los fisiodispensadores tipo A, B y C pueden utilizar sistemas de impulsión del suero fisiológico abiertos o cerrados:

- Tal como los describen Ilzarbe, Esteve y Julián-Ortiz, (1996)¹³ , los sistemas abiertos utilizan goteros con toma de aire exterior, por lo que la botella de suero se va llenando de aire a medida que se va vaciando de suero, los sistemas cerrados utilizan goteros y manguitos sin toma de aire, precisan de botellas blandas ya que estas no se llenan de aire, en estos, el riesgo de embolización ósea por expulsión de aire a presión en el lecho óseo es nulo, en los sistemas abiertos hay que vigilar el fin del líquido de refrigeración, ya que es cuando existe riesgo de embolización del hueso.
- En los sistemas cerrados, el suero se puede obtener mediante succión de este con sistemas muñidores, que es lo habitual, o bien mediante la compresión de una botella blanda (Fisiodispensador tipo D) tal como funciona el sistema T2DS desarrollado por el Dr. Ilzarbe. (Ilzarbe y cols. 1995)¹⁴

El sistema de dispensación de suero se suma a las tantas variables que influyen en la temperatura del hueso durante la perforación del lecho óseo para un implante osteointegrado (Reingewirtz, Szmukler-Moncler y Senger, 1997)¹⁵. El flujo del suero desde la botella hasta el alvéolo provoca un aumento en la temperatura del suero que sin ser exageradamente pronunciada, sí merece ser considerada.

Es muy importante asimismo el diseño de las fresas, lo cual es otra motivación para este trabajo de investigación, que podemos dividir según el tipo de irrigación para la que están preparadas, externa o interna, y según la forma de la punta activa y el cuerpo en planas, helicoidales, en roseta, etc. (Figura 4)



Figura 4: *Detalle de la zona de corte de una fresa helicoidal (izquierda) y de una fresa plana (derecha).*

Dentro de la irrigación interna se encuentran en el mercado muchos diseños distintos, desde los que tienen el orificio de salida del suero en la base de la fresa a los que lo tienen prácticamente en la punta. Lógicamente, la posición del agujero influirá en el diseño de la zona de corte y del cuerpo de la fresa. (Figura 5)

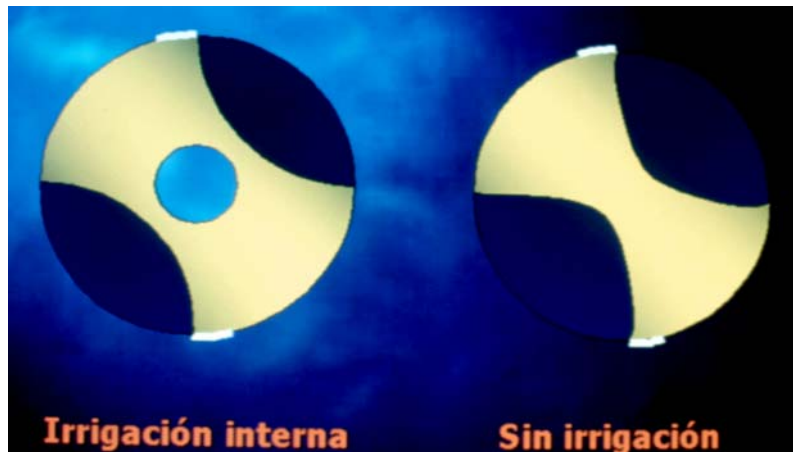


Figura 5: Esquema en el que se simula un corte sagital de una fresa helicoidal. La elaboración de un conducto interno para la refrigeración condiciona el diseño del ángulo de corte y por tanto la efectividad de la fresa.

d) El profesional.

Las características personales de cada profesional también aportan nuevas variables que influyen sobre la temperatura como son el tiempo de contacto entre la fresa y el hueso, un fresado continuo o intermitente, la presión ejercida sobre la fresa y variaciones personales sobre la sistemática quirúrgica de los sistemas utilizados.

2.2.- CONTROL DE LA TEMPERATURA SEGÚN DIVERSOS SISTEMAS IMPLANTOLÓGICOS COMERCIALIZADOS.

Se realizó una búsqueda bibliográfica de documentación referente a las recomendaciones y estrategias de algunos sistemas implantológicos representativos para asegurar el labrado de los lechos óseos con la seguridad de no alcanzar temperaturas críticas para el hueso, y aportar seguridad al profesional.

2.2.1.- Brånemark.

Este sistema implantológico describe diferentes secuencias de tratamiento según la calidad del hueso, en especial cuando en el maxilar existe hueso de escasa o media calidad.

Utiliza fresas de diseño helicoidal, siendo las del juego de iniciación de un solo uso, (Figura 6a), esto permite disponer de utensilios muy eficaces que generan un recalentamiento muy débil en las perforaciones iniciales.

La irrigación es siempre externa con jeringa o fisiodispensador autónomo (Kit de irrigación DAP 001), ya que el motor Nobelpharma (DEC 500) no dispone de bomba de suero fisiológico (Bert y Missika, 1996)¹⁶.

Divide la secuencia de elaboración del lecho óseo en varias fases; perforación previa (común para todos los implantes) con la fresa de bola, ensanchamiento del lecho óseo,

ensanchamiento cervical y preparación de la rosca ósea en caso necesario mediante macho de terraja.

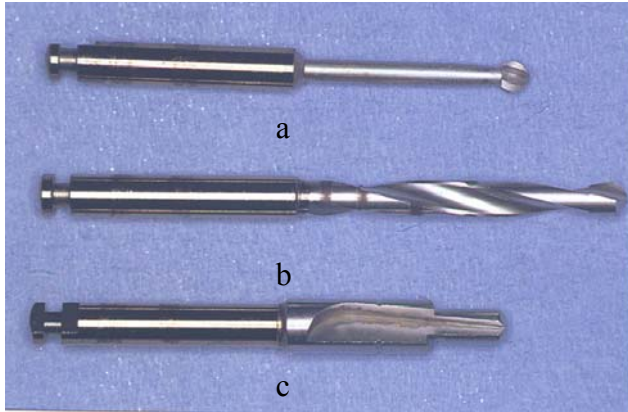


Figura 6a: *Fresas desechables del Kit de perforación inicial. a: Fresa de bola. b: Fresa de 2 mm. c: Fresa piloto de 2 a 3 mm.*



Figura 6b: *Esquema de la fresa no desechable de 3 mm. de diámetro, sin irrigación interna.*

Para el control de la temperatura se recomiendan distintas velocidades de fresado en cada fase, teniendo en cuenta el mayor diámetro de las fresas a utilizar:

- Se inicia la secuencia con una fresa redonda de 2 mm., de acero, con irrigación externa y a 1.500 r.p.m. de velocidad, pierde con rapidez el filo de corte pero al ser de un solo uso, se compensa su desgaste.
- Sigue una fresa de 2 mm. para alcanzar el eje y la profundidad del implante, se utiliza a 1.500 r.p.m. y con irrigación externa, también se debe controlar muy bien su desgaste.

- La fresa piloto de 2/3 mm. prepara la cortical para la fresa de 3 mm., última de la secuencia inicial, se utiliza a 1.500 r.p.m., cuidado, al aumentar el diámetro de las fresas el calor generado es mayor.
- En el ensanchamiento del lecho óseo, las fresas helicoidales de 2.85, 3 y 3.15 mm. de diámetro, de acero quirúrgico e irrigación externa se recomienda que gire entre 1.000 y 1.500 r.p.m.
- Para el ensanchamiento cervical también se recomienda la velocidad de 1.000 a 1.500 r.p.m., la fresa es de acero quirúrgico e irrigación externa.

Para huesos de baja o media densidad hay una única fresa de 3.15 mm. y una de ensanchamiento cervical, que deben girar entre 1.000 y 1.500 r.p.m.

Cada perforación no debe exceder nunca de 5 a 6 seg. En contacto directo continuo con el hueso. Ya que la parte intra ósea del instrumento recibe poca o ninguna irrigación. Hay que extraer la fresa y enfriar la punta con la irrigación, de paso se eliminan virutas que disminuyen la efectividad de corte y aumentan la producción de calor.

Finalmente, la preparación de la rosca ósea cuando sea necesaria, esta fresa no puede usarse de manera alterna por lo que la velocidad recomendada es mínima, 15 r.p.m., combinada con la refrigeración externa profusa.

El implante se debe roscar a estas mismas revoluciones y sin suero.

2.2.2.- 3i.

El sistema implantológico 3i dispone, igual que el sistema Brånemark, de una secuencia de fresado inicial común para todos los implantes de la marca, hasta los 3 mm. de diámetro, luego hay un protocolo para cada tipo de implante, según el diámetro y si es roscado o impactado. (Bert y Missika, 1996)¹⁶.

La fresa redonda de 2 mm. de diámetro es de acero quirúrgico, con irrigación externa y se usa a 1.500 r.p.m. de velocidad, hay que ser muy cuidadoso con esta fresa ya que pierde con rapidez el filo de corte y complica el control de la temperatura del hueso cortical que debe perforar la fresa, se debe cambiar a menudo.

La fresa helicoidal de 2 mm. se utiliza a 1.500 r.p.m. y con irrigación externa, también se debe controlar muy bien su desgaste.

La fresa piloto de 2/3 mm. y la de 3 mm. de diámetro se utilizan a 1.000 r.p.m. (al aumentar el diámetro de las fresas el calor generado es mayor).

La fresa piloto es de irrigación interna y la fresa de 3 mm. de irrigación externa.

Según el diámetro del implante se siguen secuencias distintas, para aumentar el diámetro del lecho óseo se utilizan fresas helicoidales de tres hojas con irrigación

interna, también hay las fresas de ensanchamiento cervical con irrigación interna y que se utilizan a 800 r.p.m., solo se recomienda labrar la rosca del implante en hueso de mediana y alta densidad, se hace con una fresa de titanio e irrigación externa, a 15-20 r.p.m. si se hace mecánicamente. (Figura 7)



Figura 7: Imagen de los kits de fresas para un solo paciente. ([www. 3i-iberica.com](http://www.3i-iberica.com))

La empresa recomienda utilizar fresas de un solo uso (para un solo paciente), en la página de internet de 3i, se encuentran ofertas de kits de fresado en función del implante que se quiere colocar, tal como se muestra en las tablas 2a y 2b, se realizan diversas ofertas, unas incluyen las tres primeras fresas a utilizar (de un solo uso), otras, kits de usar y tirar con las cinco fresas que según la casa comercial se necesitan para colocar un determinado tipo de implante en un paciente.

"3 PACK" KITS	
<p>DDK210 - For Implants 7-10mm DR100 Round Drill DT210 2.00mm Twist Drill DP100 Pilot Drill</p> <p>DDK215 - For Implants 7-15mm DR100 Round Drill DT215 2.00mm Twist Drill DP100 Pilot Drill</p> <p>DDK220 - For Implants 7-20mm DR100 Round Drill DT220 2.00mm Twist Drill DP100 Pilot Drill</p>	<p>DKTG10 - For TG OSSEOTITE™ Implants 7-10mm DR100 Round Drill DT210 2.00mm Twist Drill DPS100 Pilot / Shaping Drill</p> <p>DKTG15 - For TG OSSEOTITE Implants 7-15mm DR100 Round Drill DT215 2.00mm Twist Drill DPS100 Pilot / Shaping Drill</p>
<p><u>Tabla 2a:</u> <i>“Pack” de tres fresas de uso para un solo paciente.</i></p>	

3i Exclusive "5 PACK" KITS	
<p>DDK310 - For Miniplants & Standard Diameter Implants (7-10mm) DR100 Round Drill DT210 2.00mm Twist Drill DP100 Pilot Drill DT310 3.00mm Twist Drill DC100 Countersink Drill</p> <p>DDK315 - For Miniplants & Standard Diameter Implants (7-15mm) DR100 Round Drill DT215 2.00mm Twist Drill DP100 Pilot Drill DT315 3.00mm Twist Drill DC100 Countersink Drill</p>	<p>DDK320 - For Miniplants & Standard Diameter Implants (7-20mm) DR100 Round Drill DT220 2.00mm Twist Drill DP100 Pilot Drill DT320 3.00mm Twist Drill DC100 Countersink Drill</p>
<p><u>Tabla 2b:</u> <i>“Packs” de cinco fresas de uso para un solo paciente. Se sigue la metodología de utilización de fresas piloto en todos los casos.</i></p>	

Los implantes impactados utilizan fresas de 3 mm. de tres hojas, con irrigación interna en la base de la fresa estas ofrecen una pared del lecho óseo más pulida y menos oval,

aunque se debe ser muy cauto ya que calientan más el hueso que las fresas de dos hojas, se recomienda utilizarlas a 1.500 r.p.m.

La última fresa para los implantes impactados se debe pasar a 200-300 r.p.m. para no sobrecalentar el hueso que quedará en contacto con el implante.

2.2.3.- Astra.

Es común con los demás sistemas de implantes la preparación progresiva del lecho óseo, aumentando el diámetro de las fresas y disminuyendo su velocidad, aunque el sistema Astra reduce mucho el número de fresas que hay que pasar hasta llegar al diámetro ideal. (Norton, 1998)¹⁷

La perforación inicial para señalar donde se coloca el implante se realiza con una fresa redonda (fresa guía) a 1.500 r.p.m.

A continuación se utilizan fresas helicoidales de irrigación externa, con diámetros de 2.5, 3.2 y 4 mm. se usan progresivamente en función del implante que se vaya a colocar. (Figura 8a)

Para el implante ST, existe una fresa adicional que es cónica, para labrar la forma del implante en el alvéolo. (Figura 8b)

El control de la temperatura se busca en la utilización de fresas en muy buen estado, en dirigir la irrigación perfectamente hacia la punta de la fresa, y en una perfecta eliminación de las virutas generadas en el fresado (Figura 8c).



Figura 8a: Las fresas del sistema Astra están recubiertas de Nitruro de Titanio. En la imagen se muestran, de izquierda a derecha, la fresa redonda para marcar el punto de inicio de perforación, tres fresas helicoidales y la fresa piloto cortical de 4 mm. de diámetro.

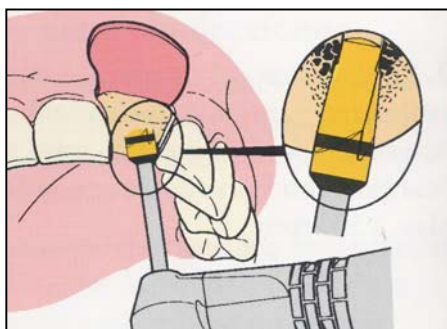


Figura 8b: Se observa la fresa cónica para marcar en el hueso la forma del implante ST para unitarios del sistema de implantes ASTRA.

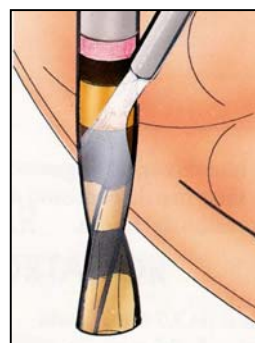


Figura 8c: Esquema tomado del “Manual de la Enfermera” del sistema de implantes ASTRA, mostrando la técnica de irrigación externa del sistema.

2.2.4.- Calcitek.

Este sistema implantológico utiliza básicamente implantes impactados (Omniloc) aunque también dispone de implantes roscados (Threadloc), por lo que las fresas utilizadas son fresas tipo kirschner, que el sistema llama “brocas de espada”. (Figura 9)

Estas brocas tienen varias peculiaridades que las hacen muy interesantes, estas son; solo cortan en la punta activa con lo que se minimiza el riesgo de que las fresas se claven en la cortical al iniciar la perforación, el roce con las paredes del alvéolo es mínimo debido al diseño de la fresa y permiten una excelente expulsión de la viruta de hueso generada durante el fresado.

Para el control de la temperatura se combina la irrigación externa en el momento inicial de la preparación y la interna, trabajando siempre a unas revoluciones más bajas que la mayoría de sistemas. (Mc Kinney, 1993)¹⁸

Hay una fresa piloto y una fresa de roseta, para perforar la cortical, que se usan con irrigación externa, la fresa piloto debe girar a 800-1.000 r.p.m. y la fresa de roseta a 600-800 r.p.m. dado el mayor calor generado por esta última al fresar el hueso.

Las brocas de espada tienen irrigación interna en la punta de la fresa y ensanchan el alvéolo progresivamente hasta el diámetro del implante escogido, se recomienda

utilizarlas a 600-850 r.p.m. y con movimientos alternos de 5-10 sg. para no calentar el hueso por la fricción de contacto. (Herrero, 1995)¹⁹

Para los implantes roscados, la terraja se pasa a velocidades menores de 50 r.p.m.

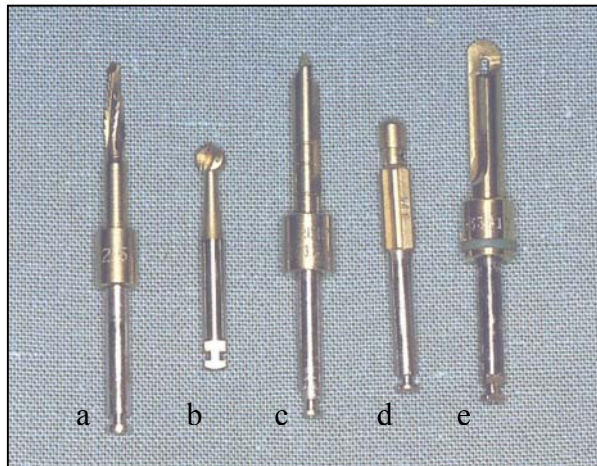


Figura 9: *Secuencia para un implante impactado. a: fresa piloto. b: fresa en roseta. c y e: fresas de espada. d: fresa de avellanado de la cortical.*

2.2.5.- Frialit 2.

Estos implantes parecen estar especialmente diseñados para su colocación en alvéolos post-extracción, cada implante tiene una secuencia de perforación distinta dado que su diámetro es progresivo desde el ápice hasta el cuello del implante. Se utilizan fresas escalonadas de distintos diámetros y longitudes (Figura 10), con irrigación interna, siendo la principal recomendación para el control de la temperatura la perforación con movimientos alternos.

Primeramente se utiliza una fresa piloto de 2 mm. de diámetro e irrigación interna, marca la profundidad y el eje, ya que este no siempre debe ser el mismo que el diente natural.

Cuando se coloca un implante diferido de la extracción, el sistema recomienda utilizar la fresa redonda de 3.8 mm. con irrigación interna, su uso debe ser muy cuidadoso ya que parece ser el instrumento que genera más calor.

Después de este fresado inicial, se sigue la secuencia en función del implante deseado.



Figura 10: *Secuencia para un implante de 6.5 mm., las tres primeras fresas, empezando por la izquierda son comunes para todos los implantes.*

2.2.6.- IMZ.

Los implantes IMZ se componen de implantes cilíndricos que adquieren su estabilidad inicial al ser impactados en el hueso, su diseño conlleva cambios en el fresado del lecho óseo.

Para marcar la zona y la dirección del implante se utiliza una fresa piloto de 1 mm. de diámetro, con irrigación externa y a 500 r.p.m.

Una fresa helicoidal de 2 mm. de diámetro con irrigación interna marca la profundidad del implante. y una fresa redonda de 3 mm. de diámetro sirve para avellanar la cortical y facilitar la entrada de las siguientes fresas. (Figura 11a)

Las siguientes fresas tienen un diseño peculiar de hemicilindro con el extremo redondeado, como el implante, e irrigación interna en la base de la fresa, se recomienda su utilización a 1.500-2.000 r.p.m. Estas fresas, igual que las fresas en espada en sistema Calcitek solo cortan en la punta, tienen muy poco roce con las paredes y permiten la salida fácil de las virutas de hueso.

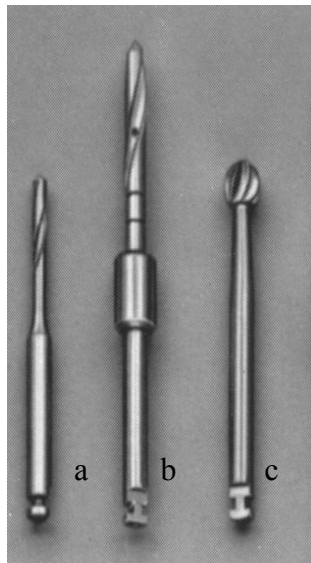


Figura 11a: *Secuencia de perforación inicial para implantes IMZ. Fresas comunes para todos los implantes. a: Fresa helicoidal de 1 mm. de diámetro. b: Fresa helicoidal de 2 mm. de diámetro. c: Fresa redonda de 3 mm. de diámetro.*

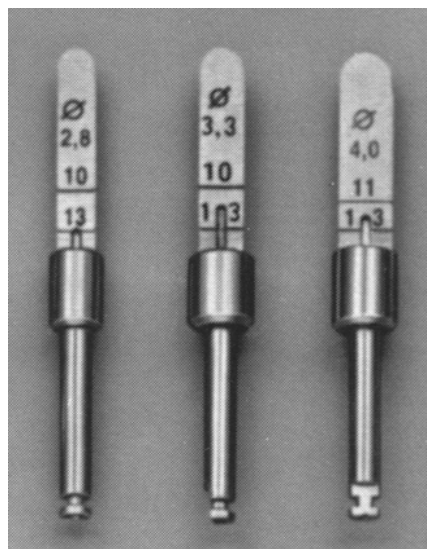


Figura 11b: *Secuencia de fresas planas con irrigación interna para la perforación hasta el diámetro necesario.*

2.2.7.- ITI.

Hasta hace pocos años, parte de la gama de implantes ITI tenían la peculiaridad de ser huecos, ya fuesen impactados o atornillados, esto supone modificaciones en el labrado del lecho óseo y por tanto en la técnica de control de la temperatura. (Figura 12a)

El fresado se divide en tres etapas (Frotzik, 1994)², la primera de las cuales marca la posición del implante con una fresa redonda de 1.4 mm, una de 2.3 y otra de 3.1 mm., estas sirven para franquear la cortical. Se utilizan con irrigación externa y a menos de 800 r.p.m. Recientemente han aparecido fresas de doble filo de 2.2 mm., para mejorar la efectividad de corte del fresado y hacerlo mas atraumático.

La segunda etapa para los implantes huecos marca la dirección y el diámetro del implante, con una fresa helicoidal de 3.5 mm. de diámetro, solamente se utiliza el extremo de la fresa, a menos de 800 r.p.m. y con irrigación externa.



Figura 12a: *Fresas huecas para los implantes ITI huecos. www.straumann.com*



Figura 12b: *Fresas helicoidales para implantes macizos. (Imagen obtenida de www.straumann.com)*

Para finalizar la secuencia para implantes huecos, una fresa hueca del mismo diámetro que la anterior labra la profundidad a la que se quiere colocar el implante, esta fresa utiliza irrigación interna y también se recomienda utilizarla a menos de 800 r.p.m.

Cuando hay que labrar rosca se hace manualmente, no hay indicaciones sobre la velocidad de labrado de la rosca para el control del calor generado por la fricción de la tierra ni el implante, que también se rosca manualmente.

Para los lechos de los implantes macizos se utilizan fresas de 4 cortes (Figura 12b), con irrigación interna cerca de la punta de la fresa. La secuencia inicial varía respecto los implantes huecos, y en ella se ensancha hasta 2.8 mm. con la fresa redonda, la fresa piloto de 2.1 mm. y la de 2.8 mm. Luego sigue la secuencia de ensanchamiento hasta el diámetro de implante deseado con fresas helicoidales. Se recomienda una presión mínima sobre la fresa y perforación a intervalos para evitar un exceso de calor.

2.2.8.- Klockner.

Tanto los implantes roscados como los impactados de la marca tienen un mismo protocolo inicial en el fresado óseo que se inicia con la fresa lanceolada o la fresa iniciadora helicoidal para marcar la posición y el eje deseado, ambas con irrigación interna, de manera alternativa y a 3.000 r.p.m., luego se utiliza una avellanadora marginal, también con irrigación interna, a alta velocidad (3.000 r.p.m.) y con toques muy suaves ya que los excesos con esta fresa pueden provocar retracción y necrosis.

Una vez iniciado el alvéolo se controla la temperatura del hueso utilizando fresas helicoidales y/o planas (según implantes roscados o impactados), todas con irrigación interna, usadas a 500 r.p.m., aumentando el diámetro progresivamente. (Figura 13)

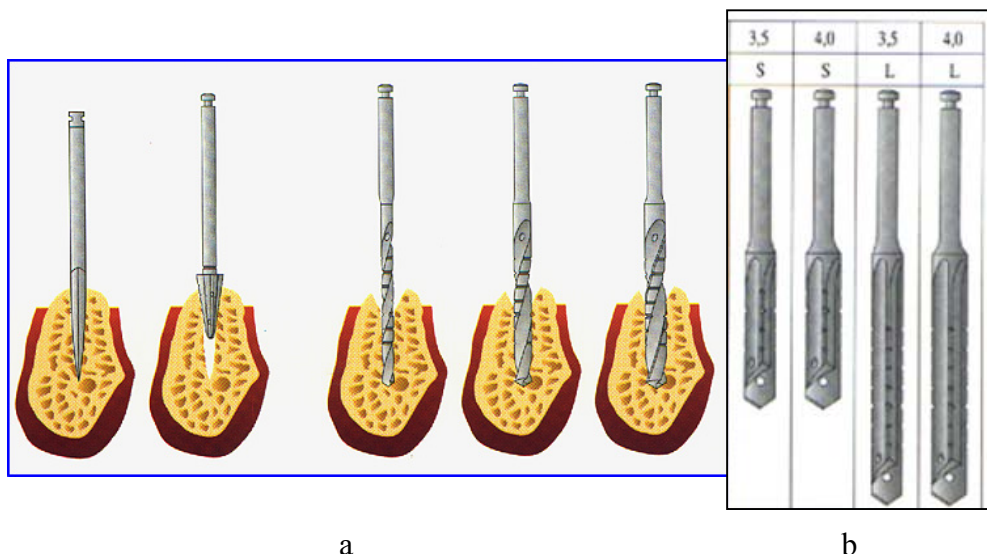


Figura 13: a. Secuencia de perforación. b. Fresas planas para implantes impactados. (Imágenes obtenidas de www.klockner.es)

En hueso de alta densidad es preciso usar machos de terraja (generadores de rosca) la resistencia del hueso al avance del macho es fundamental, se pueden utilizar llaves a motor mientras estas no se claven, cuando el motor no consigue hacer girar el macho, no se debe forzar, hay que seguir a mano y lentamente, la alta densidad del hueso provoca mucha fricción y aumento de temperatura.²⁰

2.2.9.- Steri-Oss.

Todas las fresas de este sistema son de irrigación interna y de diseño tipo kirschner (planas), este diseño tiene una eficacia de corte inferior que las fresas helicoidales, y algunos sistemas las recomiendan para los implantes impactados, pero la posibilidad de tener la irrigación cerca de la punta de la fresa ofrece un gran control sobre la temperatura del hueso. (Figura 14)



Figura 14: *Secuencia de perforación estándar para un implante roscado.*

Se recomiendan distintas velocidades de fresado según la etapa de elaboración del lecho óseo. La perforación previa utiliza una fresa de Zékrya de 1.5 mm. de diámetro de un solo uso y una fresa piloto de 2 mm. de diámetro, se recomienda utilizarlas con irrigación interna y externa simultaneas, en secuencias cortas y a 1.200-1.500 r.p.m. Para la perforación existe una fresa guía a 1.200-1.500 r.p.m. y la fresa final de 3.25 mm. de diámetro que debe girar a 800-1.000 r.p.m., todas con irrigación interna.

Hay unas fresas de ensanchamiento para preparar el “contrataladro” que se recomienda que giren a 200-500 r.p.m. La rosca se marca con fresas de terraja de diseño especial, a baja velocidad, 15 r.p.m. y con irrigación interna. (Bert y Missika, 1996)¹⁶.

2.3.- LITERATURA SOBRE EL CONTROL DE LA TEMPERATURA EN IMPLANTOLOGÍA.

La maloclusión protésica y la periimplantitis suelen centrar las discusiones cuando se tratan las complicaciones y fracasos implantológicos, pero no se analizan con suficiente profundidad factores previos a la carga de los implantes. En un libro dedicado únicamente a problemas en implantología (Bert, 1995)²¹ hay un capítulo dedicado a la etiología de los fracasos describiendo la mala realización de la primera fase quirúrgica como la causa más frecuente de los mismos. Se describen los problemas que provoca un calentamiento excesivo del hueso en el fresado óseo destacando la importancia de la velocidad, el afilado de las fresas y la utilización de irrigación interna.

Son numerosos los autores que, como el Dr. Bert están interesados en el control de la temperatura, es un tema importantísimo, y numerosos también los estudios dedicados al control de esa temperatura.

La implantología actual tiene como referencia los estudios que realizaron en los años ochenta Albreksson o Brånemark, entre otros, tratando de determinar en que temperaturas se produce la necrosis ósea y que condiciones deben existir para el éxito y durabilidad de la colocación de unos implantes (Adell, 1981)²². La mayoría de artículos los citan en la bibliografía.

Pero hace casi 20 años, algunos autores ya investigaban como mejorar el control de la temperatura, aún teniendo una idea hasta entonces errónea de la temperatura crítica del hueso.

1980. Lavelle i Wedwood²³ escribieron un artículo de referencia obligada. Se compara la temperatura generada por una fresa redonda y una fresa plana (semihéptica) (Foto 10) de irrigación interna, registrada a diversas profundidades y a distintas distancias de la fresa. Utilizaron fémur humano conservado a -20°C , los autores no especifican la temperatura de trabajo del hueso, se hicieron agujeros de profundidad variable: 5,10, 20 y 30 mm. y se registró la temperatura del hueso a 0.5, 1, 2, 3 y 5 mm. del perímetro del agujero calculado.

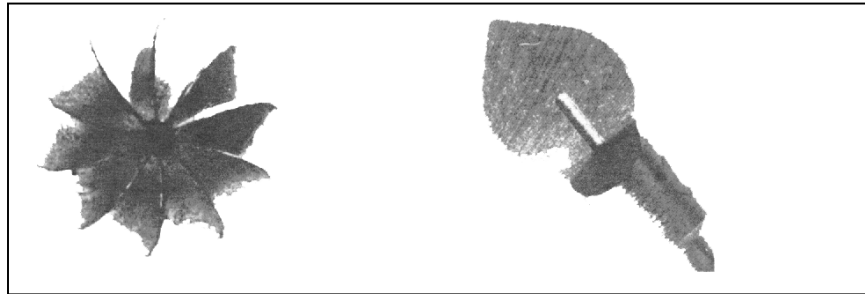


Figura 15: *Las fresas utilizadas en el estudio de Lavelle y Wedwood.*

Las fresas se utilizaron a baja velocidad, 350 r.p.m. La máxima temperatura se obtuvo sin irrigación, por encima de los valores críticos aceptados entonces (Mathews, 1972)²⁴, con irrigación interna los valores más altos se obtuvieron a 0.5 mm., igual que con refrigeración externa, siendo siempre menores los valores con la irrigación interna. A mayor profundidad no se obtuvo excesiva temperatura usando irrigación interna, pero sí con irrigación externa y sin irrigación.

Estos autores obtuvieron mejores resultados con la fresa redonda, que con la semihelíptica.

Los criterios de éxito en cuanto a control de la temperatura han variado mucho desde entonces hasta ahora, los resultados no se mantienen vigentes ahora, pero sí la valoración de la efectividad comparada. Nunca las temperaturas de un estudio in vitro son extrapolables al 100% in vivo, ya que el sustrato es distinto.

1983. Poco era conocido acerca de la temperatura crítica que separa una herida térmica reversible o irreversible para el hueso. Eriksson y Albrektsson²⁵, decidieron estudiar esta temperatura crítica, que se aceptaba entorno a los 56° C por ser la temperatura de desnaturalización de la fosfatasa alcalina, (Mathews,1972)²⁴, aunque ya había estudios anteriores que describían necrosis ósea sin haber llegado a esta temperatura, por ejemplo, Rouiller y Majno²⁶ encontraron, en 1953, daño en el hueso tras calentarlo durante 3 minutos a 55° C. Lundskog⁷, en 1972, encontró muerte celular adyacente al alvéolo fresado a 50° C durante 30 sg.

Un factor poco conocido en ese momento era la extensión de la muerte tisular que creaban esos aumentos de temperatura.

Eriksson y Albrektsson²⁵ estudiaron a que temperatura se producen cambios irreversibles en el hueso, diseñaron un estudio en el cual mediante una pieza de titanio implantada en tibia de conejo se podían ver, mediante microscopio, los cambios producidos por el exceso de temperatura en el hueso in vivo. Llegaron a la conclusión que el tejido óseo es sensible a aumentos de temperatura superiores a 47° C, y la definieron como la temperatura límite a partir de la cual aparece daño morfológico evidente en el hueso.

Ellos mismos, en estudios precedentes, (1982)²⁷ concluyen que la exposición a 53° C durante un minuto el daño es mayor y que a 60° C o más, el resultado es de evidente

cese de irrigación y necrosis, que no muestra signos de recuperación ni pasados 100 días.

1986. Se investigó la temperatura generada durante el fresado de los lechos para los implantes. Eriksson y Adell⁵ estudiaron la temperatura generada por el fresado óseo, según la técnica de osteointegración desarrollada por Brånemark, in vivo en cinco personas con mandíbulas edéntulas, los cambios de temperatura los medía un termómetro de precisión, con la punta situada a 0.5 mm. de la superficie de la fresa y separada de ella por una pared de hueso cortical, describieron una temperatura inicial de 29.2° C y una máxima de 30.3° C durante el fresado, la duración de la temperatura máxima nunca fue superior a 5 sg. Concluyeron que la preparación del hueso según la técnica de osteointegración no compromete la regeneración por excesivo calentamiento.

En la década de los 90 los estudios respecto al control de la temperatura aumentan debido al convencimiento de la importancia que tiene este aspecto en la integración de los implantes y a la búsqueda de un sistema que por sí mismo ofrezca las máximas garantías de no-sobrecalentamiento.

Actualmente, en los estudios científicos se valora la influencia de las variables que se dan en una intervención para la colocación de implantes osteointegrables sobre la temperatura del hueso contiguo a la zona que se fresa, en estos se determina qué

sistemas van mejor para obtener un control indirecto de la temperatura, lo cual no significa necesariamente que los sistemas que obtienen peores resultados no resulten efectivos.

1992. Watanabe, Tawada y cols.⁶, experimentaron sobre la distribución de calor en el hueso (costilla de cerdo) y la máxima temperatura desarrollada durante el fresado con fresas de las marcas IMZ (redonda, helicoidal y planas), ITI (piloto y helicoidal hueca) y Brånemark (redonda, helicoidal y avellanadora), con y sin irrigación, cada fresas se utilizó girando a la velocidad recomendada por el fabricante (tabla 3).

Sistema	Fresa	Irrigación	Velocidad (r.p.m.)
IMZ	Helicoidal	Interna	1.500
	Redonda	Externa	800
	Planas	Interna	1.500
ITI	Piloto	Externa	800
	Helicoidal hueca	Externa	800
Brånemark	Redonda	Externa	2.000
	Helicoidales	Externa	2.000
	Avellanadora	Externa	15

Tabla 3: *Se muestran las fresas estudiadas para cada sistema y las velocidades de estudio, así como la irrigación usada. Las fresas de irrigación interna del sistema IMZ tienen la perforación en la base de la fresa.*

Sus conclusiones fueron:

1. Sin irrigación, la distribución de calor en el hueso es muy diferente según el diseño de la fresa y la zona donde se frese, la que más calor genera es la redonda.
2. El calor generado se expande por el hueso incluso después de retirar la fresa, se recupera la temperatura inicial en 60 sg.
3. Las fresas helicoidales requieren el mayor tiempo para aumentar la temperatura.
4. La irrigación proporciona valores de temperatura mucho menores que sin irrigación, en cada uno de los sistemas estudiados.

Mas adelante, Boyne y cols.²⁸ coinciden con ellos en cuanto al diseño de las fresas.

1993. Haider, Watzek y Plenck²⁹, estudiaron los efectos de la estructura ósea y la irrigación para la refrigeración durante el fresado para implantes IMZ colocando implantes en la diáfisis (hueso compacto) y en la metáfisis (hueso esponjoso) de la tibia distal de seis ovejas.

Alternaron la irrigación externa con la irrigación interna. Los animales se sacrificaron de dos en dos a las 4, 8 y 16 semanas, sin carga funcional sobre los implantes. Se evaluaron los orificios de fresado y las reacciones a nivel de hueso. Por lo menos un 30% de los orificios fueron incongruentes, pero hasta el 25% de las superficies de los implantes presentaron contactos óseos primarios. Cuatro semanas después de la colocación de los implantes, se determinaron diferencias en cuanto a reacciones óseas entre las condiciones experimentales.

Después de utilizar ambos métodos de refrigeración, la reabsorción osteoclástica se extendió hasta 0.5 mm. en el hueso compacto periimplantar y hasta 0.18 mm. dentro del hueso esponjoso. Basados en el porcentaje de los nuevos contactos hueso-implante formados, la refrigeración externa fue superior a niveles superficiales, tanto en hueso esponjoso como en hueso compacto, mientras que el enfriamiento interno fue mejor en los niveles profundos de los orificios en hueso compacto.

Después de 8 y 16 semanas, el remodelamiento óseo alrededor de los implantes motivó mayores contactos entre el hueso y los implantes, sin considerar los orificios incongruentes y los métodos de enfriamiento. Se observaron partículas de titanio desgastadas entre las células a cuerpo extraño interfases.

Concluyen:

1. La refrigeración externa adicional es beneficiosa para la irrigación interna.
2. El hueso esponjoso tolera mejor la temperatura alta de fresado y reacciona con nueva formación ósea más temprano.
3. El sistema IMZ no puede garantizar un orificio congruente.
4. La capa de plasma de titanio que cubre el implante IMZ puede sufrir despegamientos por la abrasión mecánica producida al colocar el implante.

Hasta este momento se sabía que son muchos los factores que influyen en la génesis de calor durante el fresado del hueso, pero en que medida influye cada uno de ellos ya es más difícil de determinar, en los últimos años, diversos estudios se han dedicado a este tema.

1996. Yaker y Klein³⁰ estudiaron el efecto de la irrigación externa según la profundidad y el diámetro de fresado. Lo complicado de los estudios de control de temperatura es que la temperatura generada por la fresa medida a 1 mm. de distancia de esta, a través de hueso cortical, ya no es la misma que la del hueso adyacente en contacto con la fresa.

Los autores diseñaron una fresa perforada hasta 2 mm. de la punta de la fresa, por donde introdujeron el termómetro, este sistema solo permite valorar la irrigación externa.

Analizaron hueso bovino mediante TAC para confirmar que su densidad y configuración era similar a la mandíbula humana. La irrigación redujo de manera importante la temperatura de la fresa.

Las osteotomías fueron hechas a 8.5, 10.5, 13.5, 15.5, 18.5 y 20.5 mm. de profundidad, mostrándose la densidad del hueso más influyente en el aumento de la temperatura que la profundidad de fresado al usar directamente la fresa de 3 mm. de diámetro. También se utilizó una fresa piloto de 2 mm. de diámetro para simular una secuencia de fresado habitual, se observó que el ensanchamiento de 2 a 3 mm. generaba el mismo calor que la perforación inicial.

1997. Reingewirtz y cols.¹⁵ estudiaron la influencia de diversos parámetros en el calentamiento óseo durante la perforación y el tiempo de perforación in Vitro en un modelo de cortical de fémur bovino.

La perforación, usando un motor estándar, quirúrgico o de laboratorio no afectó a la elevación de la temperatura ósea. Para una velocidad determinada, un contra-ángulo de

reducción baja de 1/40 fue más efectivo en moderar la elevación de la temperatura que una reducción de 1/10; pero el tiempo de perforación tuvo que ser doblado. Incrementar la carga de perforación de 0.8 kg. a 2 kg. tuvo muy poco efecto en la elevación de la temperatura a 400 r.p.m. y a 800 r.p.m. ($<3^{\circ}$ C).

El tiempo de perforación disminuyó drásticamente y fue inversamente proporcional al cuadrado de la carga. La perforación no afectó a la elevación de la temperatura pero disminuyó el tiempo de perforación. De 400 r.p.m. a 10.000 r.p.m. la elevación de la temperatura fue positivamente correlacionada con la velocidad de perforación. Disminuyó posteriormente hasta 24.000 r.p.m. y luego fue constante hasta 40.000 r.p.m. El tiempo de perforación se redujo con el incremento de velocidad de rotación.

Asombrosamente, el calor generado durante el fresado fue disipado en los primeros 10 sg. a velocidad de rotación alta, sin dejar de fresar.

El uso de un spray criogénico para irrigar mientras se fresaba a 24.000 r.p.m. permitió una reducción de la elevación de la temperatura en hueso esponjoso o de baja densidad.

1997. Iyer y cols.³¹ hicieron un estudio sobre la influencia de la velocidad de las fresas sobre el calentamiento del hueso. Se utilizó metáfisis de tibia de conejo en la que fue

insertada un termómetro de precisión que media la temperatura mientras se fresaba el hueso, este termómetro dista un milímetro del agujero fresado.

Se utilizaron fresas helicoidales con irrigación externa y se hicieron agujeros a distintas velocidades, baja (2.000 r.p.m.), media (30.000 r.p.m.), y alta (400.000 r.p.m.), utilizaron un mismo operador para disminuir el número de variables no controlables. Se observó una relación inversa entre la velocidad de la fresa y la máxima temperatura generada en el fresado, siendo las diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$). Los autores, por tanto recomiendan fresar a altas revoluciones. Sus resultados son acordes con los obtenidos por Brisman³², publicados un año antes.

1997. Cordioli y cols.³³, que estudiaron los cambios de temperatura durante el fresado óseo con fresas helicoidales y cilíndricas en bloques de cortical de fémur bovina. Hicieron mediciones de temperatura a 4 y a 8 mm. de profundidad, colocando el termómetro de precisión a una distancia constante de la periferia del agujero. Se hicieron agujeros con fresas de 10 mm. de largo, con fresas helicoidales de 2 y 3 mm. de diámetro y fresas planas (semihelípticas) de 3.3 y 4 mm., a 1.500 r.p.m. y con irrigación externa, también se valoró la temperatura durante el aterrajado, rotando la fresa a 20 r.p.m. (Figura 16)

La mayor temperatura fue observada con la fresa helicoidal de 2 mm. tanto a 4 como a 8 mm. de profundidad, siendo esta última todavía mayor. Esta diferencia entre las dos profundidades de fresado no fue observada con las fresas cilíndricas.

Una vez fresado el hueso, este tardó dos veces menos tiempo en recuperar su temperatura inicial con las fresas planas de 3.3 mm. que con las helicoidales de 2 mm., a ambas profundidades. No encontraron diferencias, en cambio, al aterrizar con o sin irrigación en las dos profundidades. Concluyeron en una mayor capacidad de las fresas planas para la disipación de la temperatura.

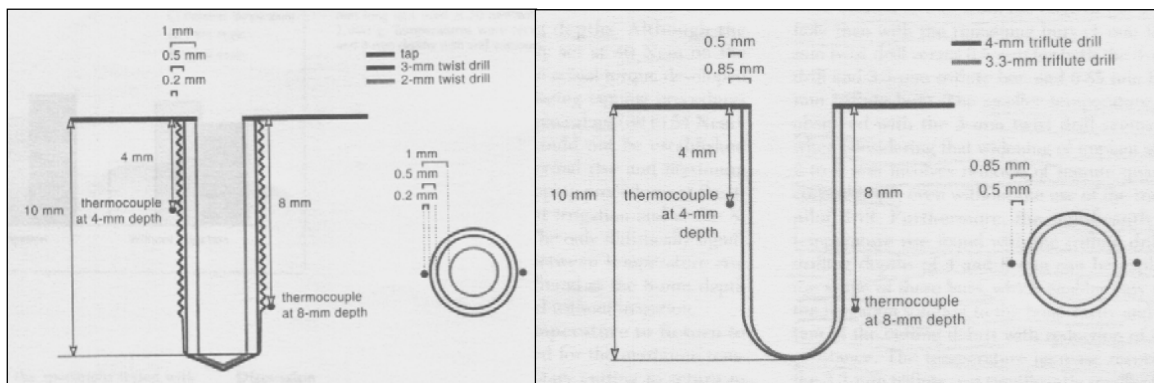


Figura 16: Esquema de las mediciones dentro del hueso.

La temperatura del hueso no solo debe mantenerse controlada en la colocación de implantes, también en procedimientos de cirugía periimplantaria se debe tener muy en cuenta por la posible afectación de la interfase hueso-implante, en los dos últimos años ha crecido en gran medida el interés por las aplicaciones de los distintos tipos de láser en odontología, el láser de CO₂ tiene gran aplicación en cirugía general.

1998. Barak y cols.³⁴ colocaron distintos tipos de implantes en mandíbula de cerdo in vitro y de perro in vivo, que posteriormente fueron irradiados con láser de CO₂ en el hueso circundante y en el mismo implante. El láser se aplicó inmediatamente después de la colocación de los implantes en el caso de la mandíbula de cerdo, y después de seis meses de la colocación en el caso de los perros, coincidiendo con la cirugía de exposición de los implantes. Se usaron distintas potencias, modos (continuo y alterno) y tiempos y se observó la temperatura generada.

Concluyeron que el láser prácticamente no produce cambios de temperatura ni alteraciones en el hueso circundante a los implantes, siempre que se use en el modo continuo a menos de 4 vatios y en el modo alterno (0.05 segundos de intervalo) a menos de 8 vatios de potencia.

No solo en la literatura internacional encontramos estudios interesantes sobre temperatura, los estudios del Dr. Ilzarbe sobre el tema^{2,14} no solo analizan ese control, si no que además proponen soluciones que permiten controlar en directo, durante la cirugía la temperatura que estamos generando con nuestro fresado.

El Dr. Ilzarbe colaboró en el desarrollo de un aparato a modo de fisiodispensador, el cual permitía la utilización de los motores del sillón odontológico para la inserción de implantes gracias a un sistema de tacómetro digital (reader) y dispensador de suero

fisiológico estéril, que permiten un control exhaustivo de la velocidad de rotación y torque de las fresas y un aporte eficaz de suero estéril.

Realizó un estudio para comprobar si lo que marcan las casas comerciales en cuanto a r.p.m. en los micromotores y contra-ángulos es realmente lo que se obtiene en la fresa, se observaron diferencias significativas entre contra-ángulos de distintas casas comerciales que teóricamente debían ofrecer las mismas r.p.m., montados sobre el mismo micromotor, y al revés, distintos micromotores generan distintas velocidades sobre el mismo contra-ángulo.

El reader permitió detectar una cabeza de contra-ángulo que aún tener la apariencia externa de reductor (verde), tenía un comportamiento de cabeza azul (1:1), se trata de la cabeza para cirugía maxilar con irrigación interna SIEMENS - TK 20, que aunque tiene el aspecto de cabeza verde reductora (TK 6), se comporta como una cabeza azul sin reducción.

Parece ser que cuando se hizo el estudio no había ninguna normativa internacional que obligara a las casas comerciales a seguir ningún código de colores respecto a la indicación de las reducciones de las cabezas de los contra-ángulos, lo cual puede provocar errores.

Ilzarbe y cols. también publican un estudio-reportaje en el que presentan el llamado Transductor de Temperatura Operativa (TTO)², que consiste en una sonda - termómetro

que se introduce por el agujero de irrigación interna de la fresa, según los autores, para valorar la temperatura en la misma fuente del ascenso térmico, en el mismo acto operatorio.

Para medir la temperatura con el TTO es preciso no obstante, trabajar con irrigación externa, no se puede combinar la medición con el uso de irrigación interna. Este aparato se mostró efectivo en cuanto al registro de la temperatura en la fresa.

2.4.- VALORACIÓN IN VITRO DEL CALENTAMIENTO DEL SUERO DE REFRIGERACIÓN Y LA EFECTIVIDAD DE REFRIGERACIÓN DE LAS FRESAS SEGÚN SU DISEÑO.

2.4.1.- Justificación.

El fresado con refrigeración de suero fisiológico hoy en día ya no se pone en duda (Sutter y cols. 1992)³⁵, pero, dentro de los elementos que calientan el suero cabe valorar la efectividad de los sistemas impulsores de suero, ya que utilizan sistemas mecánicos que provocan el calentamiento de ese suero.

Existen diseños de fresas helicoidales de 2.7 mm. de diámetro que se pueden perforar internamente hasta una distancia cercana a la punta de la fresa, manteniendo la zona de corte igual que en las fresas helicoidales de irrigación interna perforada solo hasta la base. (Figura 17)

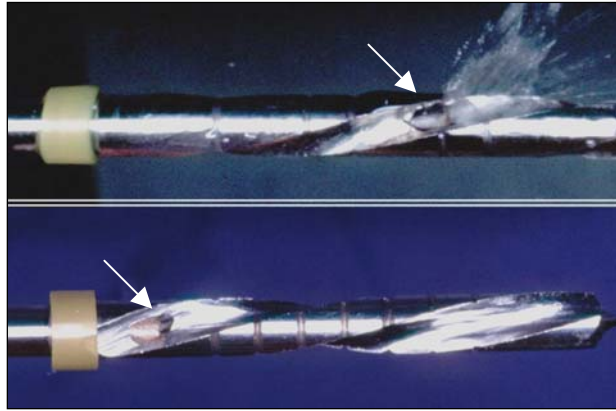


Figura 17: *a: Fresa helicoidal perforada hasta 8 mm. de la punta, observamos como sale el suero por el orificio a 8 mm. de la punta de la fresa. b: Fresa helicoidal perforada únicamente hasta la base de la fresa, se observa el diferente diseño de la espiral de corte.*

La intención de estos diseños es asegurar una refrigeración óptima en la punta de la fresa manteniendo las propiedades de corte de las fresas helicoidales.

Disminuir al máximo las variables que pueden alterar los resultados, dado que los objetivos se centran solo en la refrigeración, obligó a buscar materiales que permitieran repetibilidad indefinida y control absoluto del montaje excepto del sistema de refrigeración, así se planteó el conflicto de que tipo de fisiodispensador utilizar.

Los fisiodispensadores pertenecientes a los tipos A y B, permiten utilizar las fresas de refrigeración interna, así que son los considerados adecuados para nuestro estudio, sin menospreciar los otros sistemas de refrigeración externa. (A: Motor y dispensador de suero en un mismo equipo. A1: Cánula para suero integrada en la manguera del micromotor. A2: Cánula para el suero independiente. B: Dispensador de suero

autónomo, pensado para ser utilizado en combinación con el motor del equipo, precisan de dos pedales sincronizados.)

Los sistemas de impulsión de suero integrados en un fisiodispensador con micromotor y con una sola manguera (A1) son los más cómodos y permiten una esterilización completa de todas las conducciones, sin embargo, cabe considerar el efecto que puede tener sobre la temperatura del suero para refrigeración el hecho de tener la cánula integrada en la misma manguera que lleva el impulso eléctrico para el movimiento del micromotor.

La primera investigación fue comparar el efecto sobre la temperatura del suero de los fisiodispensadores A1 respecto los A2 a fin de decidir que sistema era el más adecuado para la investigación de comparación de la efectividad de refrigeración de las fresas según su diseño.

- La primera hipótesis nula fue que no influía utilizar un tipo de fisiodispensador u otro sobre la temperatura del líquido de refrigeración.

Para el análisis de los elementos de refrigeración se fabricaron dos alvéolos artificiales, uno de cristal y otro de cobre. El alvéolo de cristal permitió ver que pasa dentro y realizar fotografías para controlar la capacidad de los sistemas de refrigeración para

desplazar el suero contenido dentro del alvéolo y el de cobre permitió valorar la temperatura muy cerca de la punta de la fresa.

La utilización de cobre fue por su buena conductividad térmica, el hueso es un mal conductor y en el hueso cortical el gradiente de temperatura en función de la distancia entre el punto de generación de calor y el punto de medición es muy elevado, los resultados pueden no ser comparables.

- La segunda hipótesis nula fue que todos los diseños de fresas helicoidales, y por consiguiente, todos los tipos de irrigación, externa, interna en la base de la fresa e interna en la punta de la fresa son igualmente efectivos para el control de la temperatura del hueso en contacto con la punta de la fresa.

2.4.2.- Objetivos.

Se decidió hacer un estudio con los siguientes objetivos:

- Comparar el calentamiento que producen en el suero los fisiodispensadores tipo A y el tipo de fresas (cortas o largas) en su camino desde la botella hasta la punta de la fresa. (Fantomas A)
- Valorar la capacidad de irrigación en la punta de la fresa de 3 sistemas de refrigeración (externa, interna en la base de la fresa e interna en la punta de la fresa). (Fantomas B)

- Valorar el control sobre la temperatura del hueso en contacto con la punta de la fresa de los 3 sistemas de irrigación.(Fantomas C)

2.4.3.-Material y métodos:

Como se ha comentado anteriormente los sistemas fisiodispensadores interesantes eran los independientes del sillón dental. Son muchos y muchas las marcas que comercializan este tipo de fisiodispensadores. Se redujeron al máximo las variables no controlables, a fin de poder ofrecer conclusiones fiables a nuestras observaciones. Así pues se comparó un fisiodispensador con cánula única de refrigeración y motor, tipo A1, (Kavo Intrasept 905, Biberach, Alemania) y otro con la cánula para el suero independiente, tipo A2, (Aseptico AEU-717, Woodinville, Estados Unidos). (Figuras 18 y 19)



Figura 18: *Fisiodispensador Aseptico AEU-717.*



Figura 19: *Fisiodispensador Kavo intrasept 905.*

Para realizar una medición in Vitro pero con el instrumental dispuesto como en una operación, se utilizó un contra-ángulo Kavo, Intra 3624 - Cabezal 617C (Kavo, Biberach, Alemania) y fresas de irrigación interna corta (ref. 1326) y larga (ref.1426) de 2.7 mm. de diámetro (Klockner implants, Barcelona, España) (Figura 20)



Figura 20: *Fresas de irrigación interna a 8 mm. de la punta utilizadas en el estudio, sus longitudes totales son. Fresa corta: 33 mm. Fresa larga: 41 mm.*

Previamente a realizar las mediciones se calibraron los fisiodispensadores para obtener unas condiciones de uso idénticas para cada uno de ellos, es decir, misma velocidad de giro de la fresa (3.000 r.p.m.) la cual se verificó mediante el sistema T2DS, misma distancia desde la botella hasta la punta de la fresa y control del caudal de suero.

Lo difícil en este caso fue conseguir caudales de suero equivalentes, el fisiodispensador Kavo proporciona mayor caudal de suero en relación al fisiodispensador Aseptico, por ello, se regularon ajustando las respectivas llaves de paso para que ofrecieran caudales contrastables y se decidió hacer las mediciones.

Al diseñar la metodología de trabajo, se consideró necesario realizar las pruebas utilizando el material tal como aconsejan las casas comerciales, pero se planteó la incógnita sobre la evolución del calentamiento del suero, ya que existen diferencias entre los dos fisiodispensadores tanto en el sistema de succión como en la cánula que llega hasta la cabeza del contra-ángulo. Por esta razón se valoró la temperatura del suero en el momento de salir del fisiodispensador. (Figura 21)

Para ello se activó cada fisiodispensador durante medio minuto con la finalidad de atemperar* las conducciones, se esperó 2 minutos, y a continuación se activó el fisiodispensador durante 10 segundos a intervalos de 2 minutos, obteniendo la temperatura del suero acumulado en esos 10 segundos, se realizaron cinco mediciones con cada fisiodispensador.



Figura 21: *Esquema de los puntos en que se realizaron las mediciones, al salir del fisiodispensador y en la punta de la fresa.*

*(Se observó, incluso utilizando suero a temperatura ambiente, que empezando a medir los valores de temperatura desde el primer momento, los valores iniciales eran los peores, por esto antes de realizar las mediciones se activaron los sistemas durante un minuto.)

Para medir la temperatura del suero de refrigeración en la punta de la fresa con el sistema completo montado tanto para las fresas cortas como para las largas se introdujo la fresa dentro de un conducto de cristal de diámetro mayor, sin roce, perforado en la pared lateral a 3 mm. de la punta de la fresa, para introducir el termómetro de precisión de Platino / Platino 10% Rodio (DESIN). (Figura 22)

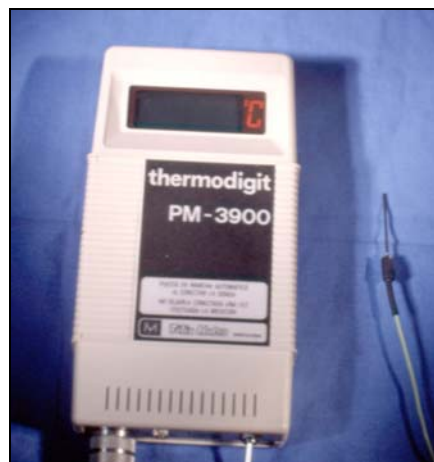


Figura 22: *Termómetro de precisión que permite la lectura de hasta centésimas de grado de cualquier material que este en contacto con la punta captadora.*

Primero se activó el sistema con el suero a cero grados (hielo recién desecho) durante medio minuto hasta que las conducciones llegaron a una temperatura estable, a continuación se midió la temperatura del ambiente interno del tubo de cristal, esperando a que fuese constante, a continuación se montó el sistema con la primera fresa y se activó la fresa y la irrigación, midiendo cada dos segundos la temperatura del “agua de refrigeración”. (Figura 23.)



Figura 23: Montaje realizado para obtener las mediciones de la temperatura a la salida de la fresa mediante la punta del termopar. La fresa gira dentro de un tubo de cristal de 3 mm. de diámetro interno. (Fantomas A)

Después de cada prueba se esperó a que el interior del tubo de cristal recuperara la temperatura ambiente inicial, así se repitieron las pruebas con ambos fisiodispensadores y fresas.

Se realizaron las pruebas de cada fisiodispensador tanto con las fresas largas como con las fresas cortas, y se anotó la evolución de la temperatura. Debido a las diferencias en cuanto a volumen de suero que nos ofrecen los fisiodispensadores, con el fisiodispensador Kavo (A1), se realizaron mediciones con dos volúmenes de suero.

Así pues, en la valoración del sistema completo se realizaron tres series de pruebas (una para cada volumen de suero), (Series A, B y C) con seis mediciones en cada una de ellas, tres con fresa corta y tres con fresa larga.

Los resultados comparativos entre los dos fisiodispensadores se presentan en el apartado de resultados. (pag. 81)

Para la valoración de la capacidad de refrigeración de los distintos sistemas de refrigeración, en función del diseño de las fresas se decidió utilizar las fresas largas y el fisiodispensador Kavo, que entregaba el suero a mayor temperatura. Eso permitió obtener mayor gradiente de temperatura en la prueba de control de la temperatura en la punta de la fresa y facilitó la comparación entre los sistemas de fresas estudiados.

Para la valoración de la efectividad de refrigeración de las fresas se utilizó el fisiodispensador Kavo Intrasept 905, el contra-ángulo Kavo Intra 3624 - Cabezal 617C, y las fresas Klockner. En todo el estudio se mantuvo una velocidad, fuerza de torque y volumen de refrigeración constante, con lo que se controlaron posibles errores por mal calibrado de los aparatos²⁷.

Atendiendo a cada uno de los objetivos, el estudio quedó dividido en dos observaciones; valoración de la capacidad del sistema de refrigeración para irrigar la punta de la fresa y desplazar el suero contenido dentro del alvéolo, mediante valoración visual y fotográfica y; valoración del control de la temperatura en el ápice del alvéolo de cada diseño de fresas, a partir de la temperatura ambiente.

Para la valoración de la capacidad de irrigación en la punta de la fresa se diseñó un alvéolo artificial mediante un tubo de cristal, de 16 mm. de profundidad y 3 mm. de diámetro interno, con una lámina de acetato se simuló una cortical que aislaba el cilindro de salpicaduras y con un porta-muestras se limitó la profundidad del alvéolo. Al ser el cilindro transparente, permitía ver que sucedía en la distribución de líquidos dentro del alvéolo. (Figura 24)

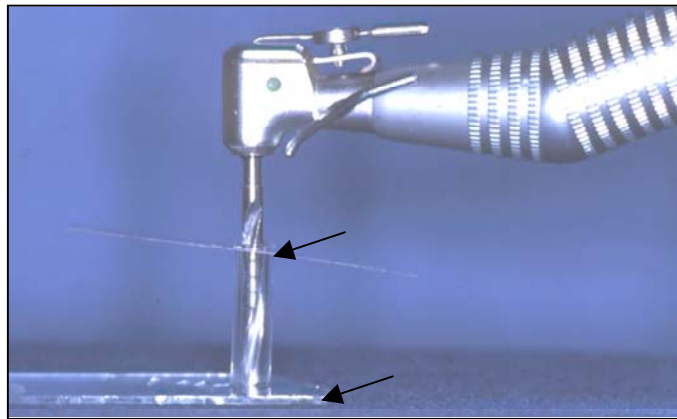


Figura 24: Montaje para la observación del cambio de color. La fresa gira dentro de un alveolo artificial fabricado con un tubo de cristal y una lámina de acetato a modo de cortical (flecha). El fondo del alvéolo es una lámina de cristal (porta-muestras) donde se apoya la fresa (flecha). (Fantomas B)

Se decidió llenar el alvéolo de un líquido de color azul (agua teñida con anilina) (Figura 25) y observar el tiempo que cada sistema de irrigación tardaba en sustituir totalmente éste suero coloreado por suero transparente al ser activado, el gradiente de color indicaba la evolución del proceso y permitió hacer una inspección visual y fotográfica de todo el proceso.



Figura 25: *A través del objetivo de la cámara vemos lo que sucede dentro del alvéolo artificial. Haciendo fotos cada 2 sg. valoraremos las diferencias entre las fresas.*

Se realizaron dos series de pruebas, repitiendo la experiencia cinco veces con cada fresa, la serie D activando únicamente la refrigeración, y la serie E activando la fresa y la refrigeración. Se activó solo la refrigeración porque existían dudas de si la turbulencia creada por el giro de la fresa era una variable no controlable, durante el estudio se observó que precisamente el movimiento de la fresa es básico para que cada refrigeración trabaje óptimamente, como en boca, así se obtuvieron resultados discutibles.

Para la valoración del control de la temperatura en el ápice del alvéolo se diseñó un alvéolo de cobre, de 16 mm. de profundidad, 2.85 mm. de diámetro interno y 4 mm. de diámetro externo. Se eligió este metal por su excelente conductividad térmica, lo cual permitió detectar sutiles cambios de temperatura, así como por la fácil reproducibilidad del montaje, básico en un estudio in Vitro. El montaje de este alvéolo fue el mismo que

en la primera valoración, salvo que se montó sobre un porta-muestras perforado. (Figura 26)

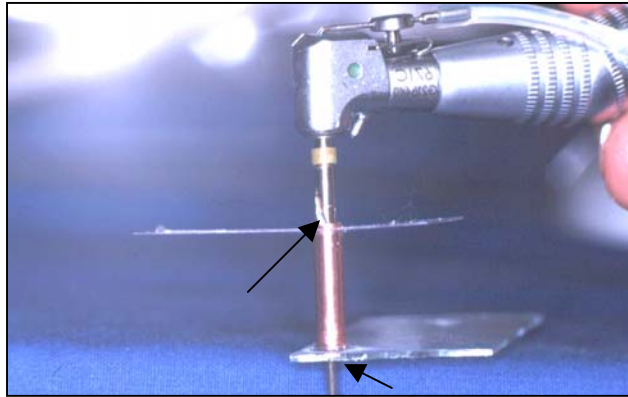


Figura 26: *La fresa gira dentro del alvéolo de cobre y la lámina de acetato evita que los excesos de suero entren en contacto con el cobre por su cara externa (flecha). La punta del Termopar está en contacto con el cobre a través del porta-muestras (flecha). (Fantomas C)*

Se compararon tres sistemas de refrigeración, según el diseño de las fresas; irrigación externa, irrigación interna en la base de la fresa e irrigación interna a 8 mm. de la punta.

Para valorar los cambios de temperatura, se utilizó un termómetro de precisión de Platino / Platino 10% Rodio (DESIN), poniendo en contacto la punta de este con el cilindro de cobre a través del agujero en el porta-muestras. La sensibilidad de este termopar fue de la centésima de grado. Este equipo se calibró entre -10°C y 80°C con diferentes ajustes para optimizar su sensibilidad.

Se realizaron tres series de pruebas, la serie F consistió en activar la refrigeración sin movimiento de la fresa, con esta en el interior del alvéolo y con suero a cero grados, en la serie G se activó la fresa y la refrigeración con suero a temperatura ambiente, y

finalmente, la serie de pruebas H, donde se activó la fresa y la refrigeración con suero a cero grados.

Debido a la constancia en los resultados obtenidos, en cada serie se realizaron tres repeticiones con cada sistema de refrigeración.

2.4.4.-Resultados:

Describimos inicialmente los resultados de la comparativa entre fisiodispensadores:

Primeramente, se midió la temperatura de expulsión del suero, en el momento de salir de los fisiodispensadores, siendo 4°C la temperatura media de salida del fisiodispensador Kavo (A1), y 8°C la del fisiodispensador Aseptico (A2).

A continuación, se valoraron los sistemas completos, o sea, valoración la temperatura del suero en la punta de la fresa según el fisiodispensador utilizado (Series A,B y C).

- Serie A: Fisiodispensador Kavo con un volumen de suero de 31 ml/min.
- Serie B: Fisiodispensador Kavo con un volumen de suero de 45 ml/min.
- Serie C: Fisiodispensador Aseptico con un volumen de suero de 24 ml/min.

Seguidamente, se presentan los resultados de la valoración de la efectividad de los distintos sistemas de refrigeración para hacer llegar el suero de refrigeración a la punta de la fresa (Series D y E) y valoración de la evolución de la temperatura alrededor de la punta de la fresa (Series F, G y H).

- Serie D: Efectividad para desplazar un líquido con fresa parada.
- Serie E: Efectividad para desplazar un líquido con fresa activada.
- Serie F: Evolución temperatura en ápice, con suero a 0° C y fresa parada.
- Serie G: Evolución temperatura en ápice, con suero a temperatura ambiente y fresa activada.
- Serie H: Evolución temperatura en ápice, con suero a 0° C y fresa activada.
- Serie A: Valoración del fisiodispensador Kavo con un volumen de suero de 31 ml/min. Los resultados se muestran en las tablas 4 y 5 y en la figura 27.

Fresa corta.			
Tiempo (sg).			
0	14	13	16
2	14	13	16
4	14	12	15
6	14	12	14
8	14	12	14
10	13	12	13
15	13	11	13
20	12	10	12
Temperatura (° C).			

Fresa larga			
Tiempo (sg)			
0	19	15	17
2	16	14	16
4	15	14	15
6	14	14	14
8	14	14	14
10	14	13	14
15	14	12	13
20	13	12	12
Temperatura (° C)			

Tabla 4 y 5: *Fisiodispensador Kavo. (Tipo A1) Volumen de suero = 31 ml/min. Tª suero = 0°. Fresas de irrigación interna a 8 mm. de la punta.*

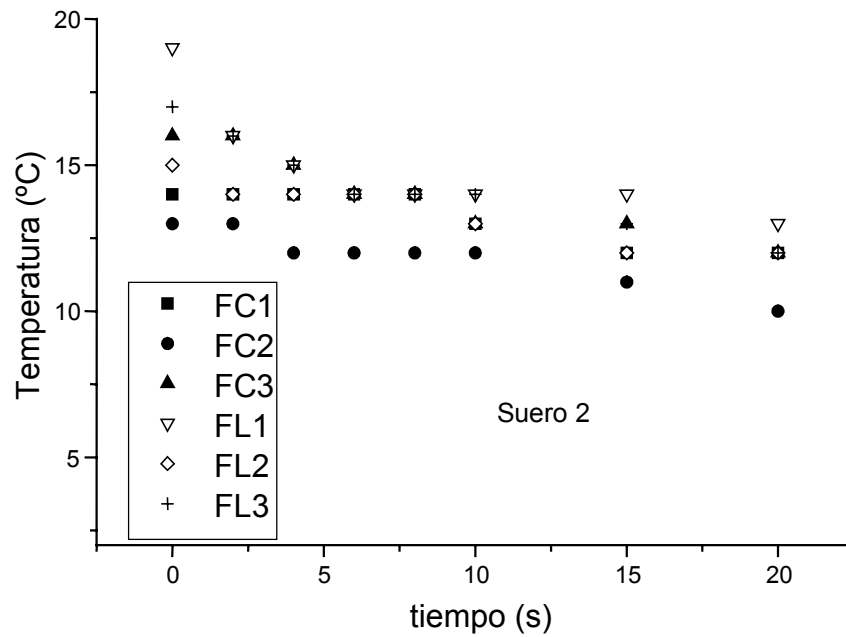


Figura 27: Evolución del decremento de temperatura para la serie A.

- Serie B: Valoración del fisiodispensador Kavo con un volumen de suero de 45 ml/min. Los resultados se muestran en las tablas 6 y 7 y en la figura 28.

Fresa corta			
Tiempo (sg).			
0	16	16	16
2	14	13	13
4	12	12	11
6	11	11	9
8	10	10	9
10	10	9	8
15	9	8	7
20	8	7	6
	Temperatura (°C)		

Fresa larga			
Tiempo (sg).			
0	16	16	16
2	15	12	13
4	13	10	11
6	12	10	10
8	11	9	9
10	10	9	9
15	9	8	8
20	8	7	6
	Temperatura (°C)		

Tabla 6 y 7: Volumen de suero = 45 ml/min. T^a suero = 0°. Fresas de irrigación interna a 8 mm. de

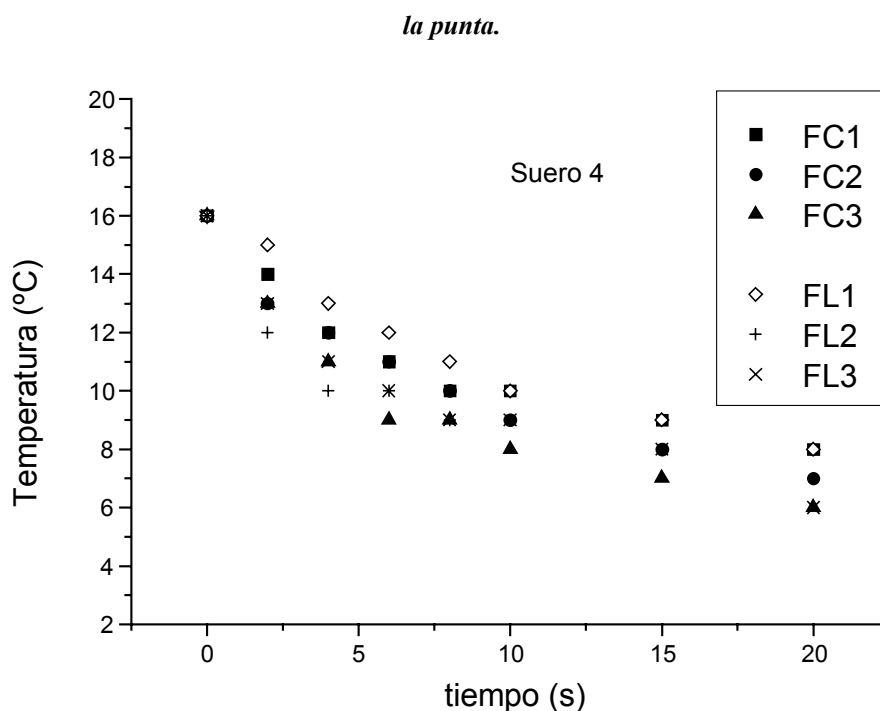


Figura 28: Evolución del decremento de temperatura para la serie B.

- Serie C: Valoración del fisiodispensador Aseptico con un volumen de suero de 24 ml/min. Los resultados se muestran en la s tablas 8 y 9 y en la figura 29.

Fresa corta			
Tiempo (sg).			
0	16	14	15
2	13	10	10
4	14	7	7
6	9	6	6
8	8	6	6
10	7	5	5
15	6	4	4
20	5	4	3
	Temperatura (°C)		

Fresa larga			
Tiempo (sg)			
0	16	15	16
2	12	10	10
4	10	7	8
6	9	7	6
8	8	6	6
10	7	5	6
15	6	4	5
20	5	4	4
	Temperatura (°C)		

Tablas 8 y 9: Fisiodispensador Aseptico. (Tipo A2) Volumen de suero = 24 ml/min. T° suero = 0°. Fresas de irrigación interna a 8 mm. de la punta.

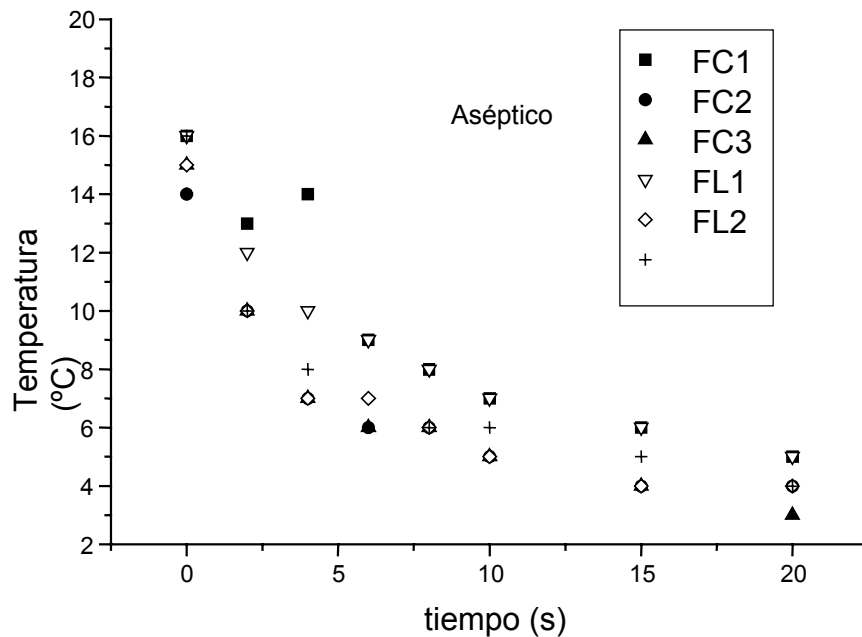


Figura 29: Evolución del decremento de temperatura para la serie C.

Observamos como los valores de reducción de temperatura son visiblemente superiores en el fisiodispensador Aseptico (A2) que en el Kavo (A1), aunque paradójicamente la temperatura media del suero en el momento de salir del fisiodispensador (obtenida después de hacer funcionar durante 10 segundos cada fisiodispensador) es claramente menor en el fisiodispensador Kavo que en el Aseptico.

- Serie D: Valoración de la efectividad del sistema de refrigeración para desplazar un líquido contenido dentro del alvéolo activando únicamente la refrigeración, con la fresa parada, observando el aclaración de líquido contenido dentro del alvéolo. La refrigeración interna a 8 mm. de la punta es la que se muestra más efectiva con gran diferencia, curiosamente, la refrigeración externa se muestra más efectiva que la

refrigeración interna en la base de la fresa, esto es debido a que si el suero incide sobre la fresa de refrigeración externa en su parte convexa los resultados obtenidos son mediocres (valores superiores a los dos minutos) por lo que decidimos no considerarlos, en cambio al incidir el suero sobre la parte cóncava de la fresa obteníamos los resultados mostrados en la tabla 10.

D	<i>Irrigación externa</i>	Irrigación int. base	Irrigación int. 8 mm.
1	5.48	+20	1.53
2	6.61	19.67	0.95
3	9.81	+20	0.84
4	8.17	+20	1.17
5	6.31	+20	1.45
Media	7.27	+20	5.94

Tiempo (sg)

Tabla 10. *Resultados de la serie D. Activación de la refrigeración sin movimiento de la fresa.*

- Serie E: Activamos la fresa y la refrigeración simultáneamente, valoramos el cambio de color cada dos segundos, mediante microfotografía del alvéolo (Figuras 30, 31 y 32) (Tabla 11).

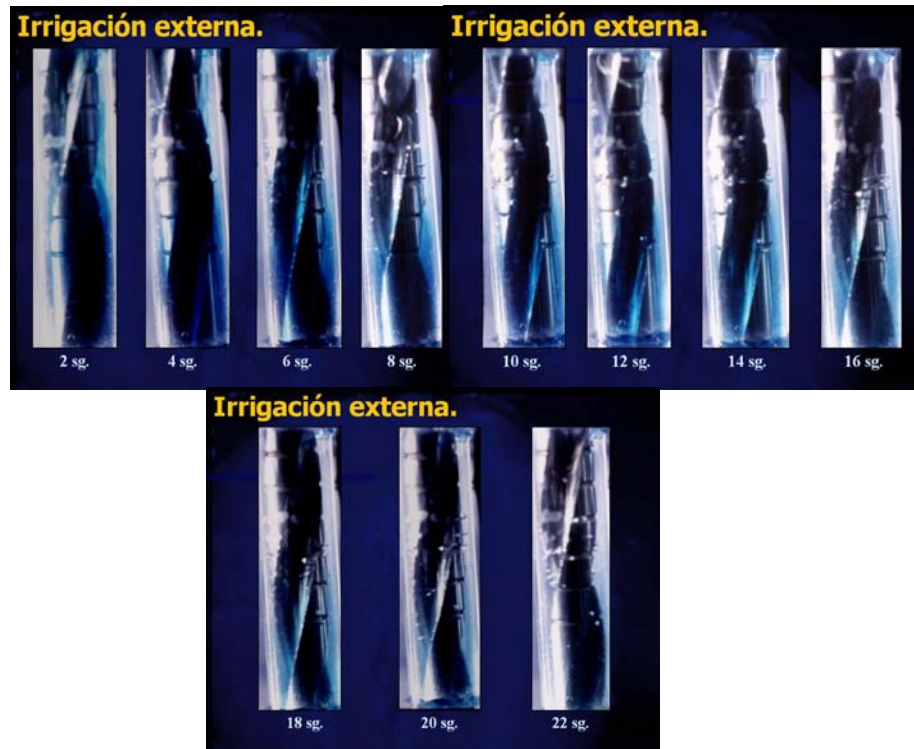


Figura 30: Evolución de las microfotografías, realizadas cada 2 sg., para la irrigación externa.

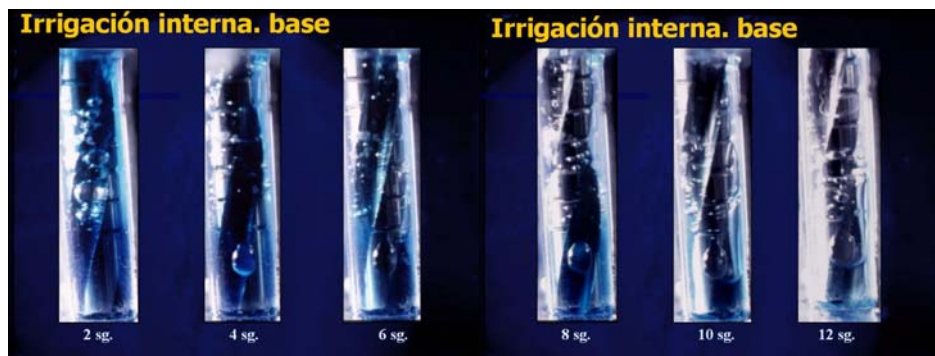


Figura 31: Evolución de las microfotografías para la irrigación interna en la base de la fresa.



Figura 32: Evolución de las microfotografías para la irrigación interna a 8 mm. de la punta.

E	Irrigación externa (K)	Irrigación int. Base (L)	Irrigación int. 8 mm. (M)
1	+20	8.71	2.52
2	+20	9.00	1.46
3	+20	9.00	1.79
4	+20	10.68	2.08
5	+20	8.94	1.81
Media	+20	9.26	1.93

Tiempo (sg)

Tabla 11: Resultados obtenidos en cada una de las repeticiones de la serie E.

- Serie F: Valoración de la evolución de la temperatura en el ápice del alvéolo artificial hasta que esta se mantiene estable, si es necesario hasta dos minutos. En esta prueba se volvió a activar únicamente la refrigeración, sin movimiento de la fresa, con suero a 0 °C. (Tabla 12)

Se observa en la figura 33 como si bien la refrigeración interna en la punta de la fresa es la que disminuye más la temperatura, los valores de descensos de temperatura corregidos son muy parecidos.

Aunque esta valoración no tiene interés clínico, sí que lo tiene experimentalmente.

F	Segundos.	Irrigación externa (J)	Irrigación int. Base (I)	Irrigación int. 8 mm. (H)
1	0	15,8	16,2	16
2	1	15,8	16,2	15,8
3	2	15,8	15,7	15,7
4	3	15,7	15,7	15,7
5	4	15,8	15,7	15,3
6	5	15,8	14,3	13,3
7	10	14,9	13,2	12,9
8	20	14,3	12	12
9	30	13,2	11	10,9
10	45	12,8	10,9	9,8
11	60	10	10,5	8,8
12	70	9,8	10	8,5

Temperatura (°C)

Tabla 12: Resultados obtenidos en la evolución de la temperatura medida en la base del alveolo de cobre en la serie F.

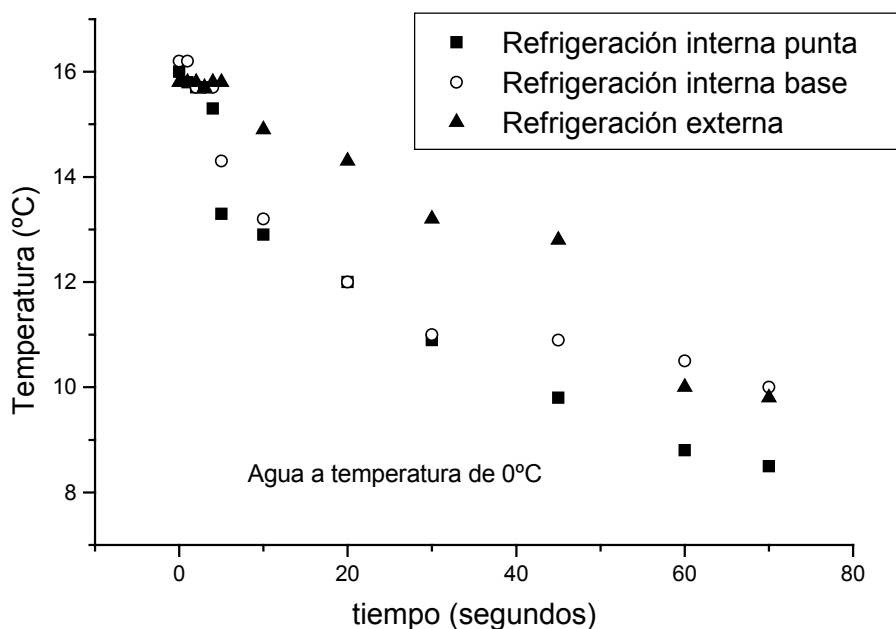


Figura 33: Evolución del decremento de temperatura para la serie F.

- Serie G: Consistió en la valoración de la evolución de la temperatura resultante de la activación de la refrigeración y la fresa con suero a temperatura ambiente. En la tabla 13 se muestran los resultados obtenidos en cuanto a variación de temperatura. Se aprecia en la figura 34 un aumento de la temperatura en el termopar más intensa cuanto más lejos de la punta está la refrigeración; por tanto se puede decir que la refrigeración más eficaz es en el caso de la refrigeración interna a 8 mm. de la punta ya que consigue estabilizar la temperatura del termopar a temperaturas más bajas.

G	Segundos.	Irrigación externa (D)	Irrigación int. Base (C)	Irrigación int. 8 mm. (B)
1	0	16,8	17	17
2	1	17	17,6	17
3	2	17,5	18	17,3
4	3	17,6	18,3	18
5	4	17,8	19	18
6	5	18,2	19,4	18
7	10	18,7	19,5	18
8	20	19,9	19,6	18
9	30	20	19,7	18
10	45	20,2	19,75	18
11	60	20,3	19,8	18

Temperatura (°C)

Tabla 13: *Resultados obtenidos en la evolución de la temperatura medida en la base del alveolo de cobre, en la serie G.*

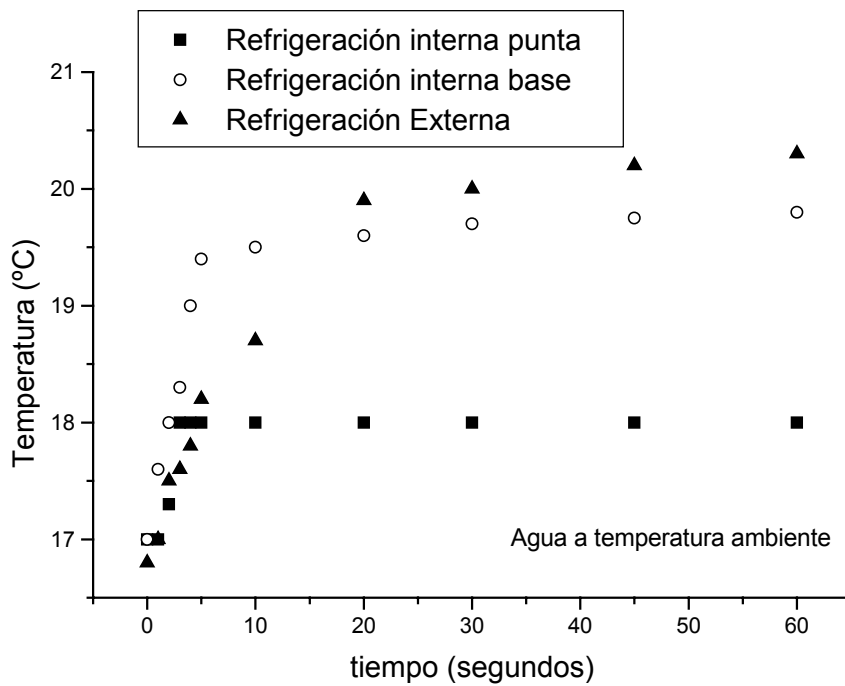


Figura 34: *Evolución del incremento de temperatura para la serie G.*

- Finalmente, la serie H, en la que se activó nuevamente la fresa y la refrigeración, esta vez utilizó suero a 0 °C., se valoró cuanto disminuye la temperatura en el ápice del alvéolo por acción de la refrigeración. (Tabla 14) Se puede apreciar en la figura 35 como la fresa que refrigera a 8 mm. de la punta obtiene un mayor decremento de la temperatura, incluso desde los momentos iniciales de activación. (Figura 35 y 36)

H	Segundos.	Irrigación externa (G)	Irrigación int. Base (F)	Irrigación int. 8 mm. (E)
1	0	17,7	17,6	16,9
2	1	18,2	18	16,5
3	2	18	18	16,4
4	3	18	17,5	15,9
5	4	17,3	17	15,3
6	5	17	16,5	14,2
7	10	17	16	14
8	20	16,9	15,1	13,1
9	30	16,7	15	12,1
10	45	16,9	14,8	11
11	60	16,8	14	10,6
12	70	16,5	13,2	10
13	80	15,8	12,1	9,5
14	90	13,4	11,9	9,2
15	100	13,2	11,5	8,6
16	110	12,8	10,5	8
17	120	12,7	10,3	7,7

Temperatura (°C)

Tabla 14: Resultados obtenidos en la evolución de la temperatura medida en la base del alveolo de cobre, en la serie H.

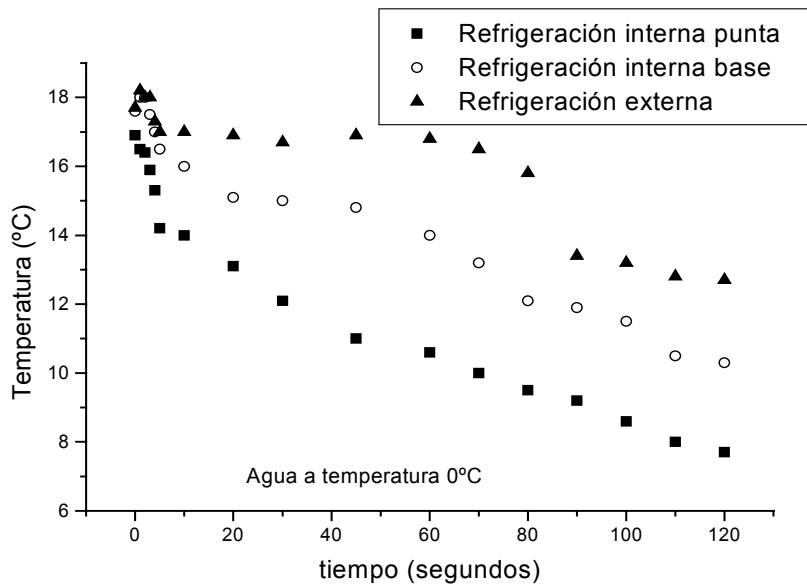


Figura 35: Evolución del decremento de temperatura para la serie H.

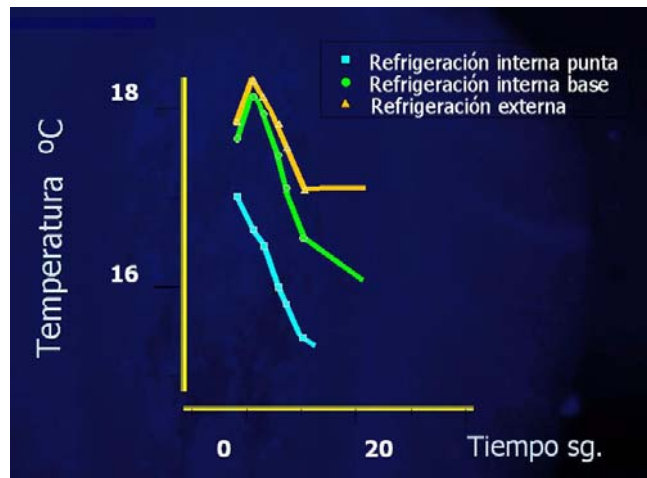


Figura 36: *Detalle del momento inicial de la activación de las fresas, se aprecia con claridad el nulo aumento de temperatura observado con la irrigación interna a 8 mm. de la punta.*

2.4.5.- Discusión:

Primero se analizaron los resultados de la comparativa entre fisiodispensadores, es decir, la temperatura del suero en el momento de salir del fisiodispensador y la temperatura en la punta de la fresa funcionando los sistemas completos (series A, B y C)

Se realizó la prueba de la t-student para confirmar que en cada una de las pruebas, todos los valores pertenecían a esa población (es decir, que FC1, FC2, FC3, FL1, FL2 y FL3 para cada prueba, pertenecían realmente a esa prueba y eran constantes en sus valores) una vez confirmadas las poblaciones se realizó el estudio estadístico utilizando el Test ANOVA doble varianza ($p < 0.005$) para valorar la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los resultados obtenidos entre las fresas cortas y

largas para cada tipo de refrigeración, así como para valorar las diferencias entre ambos fisiodispensadores.

Así pues, para cada refrigeración (prueba), no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las fresas cortas o largas en el calentamiento del agua de refrigeración, por lo que en el estudio de efectividad de refrigeración se decidió utilizar fresas de una misma longitud, que fueron las largas.

Por otro lado, si que se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los distintos sistemas de refrigeración, tanto en la temperatura a la cual sale el suero del fisiodispensador como la reducción de la temperatura en la punta de la fresa. Las diferencias son perfectamente observables en las tablas y figuras de resultados.

En la valoración de los sistemas completos funcionando, el aumento de temperatura medio a los diez segundos en el fisiodispensador tipo A2 fue la mitad respecto al fisiodispensador tipo A1, para un volumen de suero similar, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre los dos.

Incluso doblando el volumen de suero, el fisiodispensador tipo A1 obtuvo resultados estadísticamente peores que el fisiodispensador tipo A2.

En lo que respecta a las pruebas de efectividad de refrigeración de las fresas según su diseño, para poder dar una interpretación concluyente de los resultados obtenidos se hizo un estudio estadístico mediante el análisis ANOVA doble varianza ($p < 0.005$):

- Serie D: Las diferencias en los resultados se muestran significativas. No se incluyen figuras ni tabla de estudio estadístico de esta serie por carecer de interés clínico.
- Serie E: Nuevamente, la fresa con refrigeración interna a 8 mm. de la punta es la que obtiene significativamente mejores resultados, en esta prueba, la fresa de refrigeración interna en la base se muestra más efectiva que la fresa con refrigeración externa, los resultados de esta prueba tienden a lo que se supone y se quiere confirmar, que cuanto más cerca de la punta está la refrigeración, mayor efectividad y tranquilidad para el implantólogo en el fresado de los lechos implantarios. (Tabla 15)

One way ANOVA on col(K)-> col(M)

Data	Mean	Variance	N
K	20	0	5
L	9,266	0,63908	5
M	1,932	0,15637	5
F= 1557,16555			
p= 3,21965 E-15			
At the 0,05 level, the means are significantly different			

Tabla 15: *Análisis estadístico de los resultados obtenidos en las series de microfotografías.*

- Serie F: Al hacer la estadística se confirma que aunque la refrigeración interna en la punta de la fresa es la que disminuye más la temperatura, no se obtienen diferencias significativas en los decrementos de temperatura al refrigerar con las diferentes fresas.(Tabla 16)

One way ANOVA on col(H)-> col(J)

Data	Mean	Variance	N
H	12,89167	8,20083	12
I	13,45	6,02818	12
J	14,14167	5,04265	12
F= 0,73247			
p= 0,48837			
At the 0,05 level, the means are NOT significantly different			

Tabla 16: *Análisis estadístico de los resultados obtenidos en las serie F.*

- Serie G: En este caso el aumento de temperatura es por la movilidad atómica que produce el giro de las fresas y este es el calor que debe ser refrigerado. Se podría aproximar (ya que deberían ser todas las fresas de igual diseño) que el calor que produce la agitación mecánica es conducido por el refrigerante, siendo más eficaz en su control el de 8 mm. de la punta, después el de la base y por último el correspondiente a la refrigeración externa, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre las tres refrigeraciones.(Tabla 17)

One way ANOVA on col(B)-> col(D)

Data	Mean	Variance	N
B	17,75455	0,18273	11
C	18,87727	0,97468	11
D	18,54545	1,78873	11
F= 3,72653			
p= 0.03585			
At the 0,05 level, the means are significantly different			

Tabla 17: *Análisis estadístico de los resultados obtenidos en la serie G.*

Serie H: Se observa como la fresa que refrigera a 8 mm. de la punta disminuye la temperatura de manera estadísticamente significativa utilizando el método de doble varianza ANOVA. Además en este tipo de refrigeración no se aumentó en ningún caso la temperatura inicial, hecho que no ocurrió en los restantes tipos de fresas, donde en los segundos iniciales se aprecia un aumento de la temperatura que luego decrece. La fresa que sigue en buena refrigeración es la de refrigeración interna en la base y la que produce una menor refrigeración es la de refrigeración externa. Este hecho es estadísticamente significativo. (Tabla 18)

One way ANOVA on col(E)-> col(G)

Data	Mean	Variance	N
E	12,29412	10,33809	17
F	14,64706	7,06515	17
G	16,17059	3,60596	17
F= 9,25872			
p= 3,975 E-4			
At the 0,05 level, the means are significantly different			

Tabla 18: *Análisis estadístico de los resultados obtenidos en la serie H.*

Los protocolos quirúrgicos de los sistemas de implantes definen idealmente como deberíamos proceder para la colocación de un implante de esa marca, la gran variabilidad de situaciones que nos podemos encontrar durante una operación de implantes supone que esa pauta estricta la desarrollamos pocas veces, asimismo, se hacen recomendaciones en cuanto a como debe ser el fresado del lecho óseo, estas no suelen diferir mucho en cuanto a recomendar refrigeración, fresado intermitente, y sí que hay más variabilidad en cuanto a la velocidad de giro de la fresa (Bert, 1993)¹.

Respecto a la revisión bibliográfica realizada, destacamos las siguientes aportaciones:

1. Calentar el hueso por encima de 47° puede suponer la muerte del osteocito y comprometer la osteointegración.
2. Con irrigación externa, según el sistema y la sistemática Brånemark, se consigue no calentar el hueso cortical que dista 0.5 mm. de la fresa por encima de 30.3° C.
3. El fresado del hueso sin irrigación genera muchísimo más calor que con irrigación, ya sea externa o interna.
4. El calor generado varía según el diseño de la fresa, las fresas redondas son las que más calientan el hueso.
5. Las fresas helicoidales calientan menos el hueso que las fresas planas.
6. La irrigación interna es más efectiva que la externa para refrigerar la punta de la fresa, aunque es beneficioso combinarlas.
7. El hueso es un mal conductor de la temperatura.

8. El hueso esponjoso, por su porosidad i gran irrigación sanguínea, tolera mejor temperaturas elevadas, sin sobrepasar las críticas
9. No es igual la temperatura de la punta de la fresa que la del hueso a 0.5 mm. de distancia.
10. La densidad del hueso influye más que la profundidad en la génesis de calor.
11. Los contra-ángulos que mejor taladran son los de reducción elevada, usados a alta velocidad.
12. El fresado a altas revoluciones optimiza el corte de las fresas y calienta menos el hueso.
13. El láser de CO₂ prácticamente no causa elevación de temperatura ósea.
14. Las revoluciones indicadas por el fabricante en los contra-ángulos son aproximadas, no exactas.
15. Lógicamente hay que usar fresas en perfecto estado y bien afiladas.

Todas estas indicaciones y más, tienen el objetivo de asegurar un fresado atraumático para el hueso, sin elevar la temperatura de este por encima del límite que provoca la necrosis del osteocito, estas temperaturas críticas se han estudiado desde hace muchos años (Mathews, 1972)²⁴ y su valor ha ido variando, aunque siempre por encima de 41°.

Creemos que la investigación para asegurar un correcto control de la temperatura no debe orientarse únicamente en definir como se debe fresar, si no en buscar sistemas que por su propio diseño, minimicen la posibilidad de sobrecalentamiento del hueso, y ofrezcan una seguridad suficiente y demostrable para permitir al profesional centrarse en buscar ejes, perfiles de emergencia y posición más idóneos para los implantes.

2.4.6.-Conclusiones:

La finalidad última de todo trabajo de investigación de estas características es poder presentar unas conclusiones en las cuales se demuestre estadísticamente si la hipótesis de trabajo se cumple y, por tanto, es un factor determinante o bien no es más que algo anecdótico.

Buscando elementos no dependientes al profesional o al hueso del paciente que aseguren un buen control de la temperatura en el fresado, el diseño de las fresas se presenta como el primer punto donde podemos conseguir la optimización de ese control.

En esta investigación, el sistema de conducción del suero fisiológico para refrigeración externos, produce un menor calentamiento del suero de refrigeración, y por lo tanto

proporciona un mayor control de la temperatura del hueso que los sistemas con las conducciones unidas, desde que este sale del fisiodispensador, esto es debido al calentamiento que produce en la conducción del suero de refrigeración el calor desprendido por el impulso eléctrico que hace girar el micromotor.

Consideramos interesante la recomendación de activar los sistemas de refrigeración durante unos segundos fuera de boca antes de empezar el fresado de los lechos para los implantes, ya que de esta manera obtendremos los mejores valores de temperatura que el sistema nos pueda ofrecer en la entrega de solución refrigerante.

La punta de la fresa es donde se genera más calor durante el fresado, ya que es la zona de corte principal, el resto de la fresa solo mantiene el diámetro de la perforación. La mayor efectividad de corte la obtenemos con fresas helicoidales, y la refrigeración tiene que estar lo más cerca posible de la zona de corte.

Para valorar la irrigación interna en la punta de la fresa, se utilizó un diseño de fresa helicoidal, que aún ser de un diámetro “pequeño” (2.7 mm.), permite tener la perforación por la que sale el suero de refrigeración a 8 mm. de la zona de corte, sin variar el ángulo de ataque respecto las fresas de irrigación interna convencionales con la perforación en la base de la fresa.

Este diseño (irrigación interna en la punta de la fresa) se ha mostrado notablemente superior a los otros sistemas de refrigeración tanto en su capacidad para desplazar un

líquido contenido dentro del alvéolo, lo cual se traduce en mayor volumen de suero en la punta de la fresa durante el fresado, así como para el control de la temperatura a 0.5 mm. de la punta de la fresa.

Todo esto facilita el control de la temperatura y ofrece al implantólogo amplias garantías de éxito minimizando el efecto de las demás variables sobre el hueso.

Por tanto, atendiendo a los objetivos planteados nuestras conclusiones son:

- El mecanismo de impulsión y de conducción del suero influyen en su calentamiento.
- La bomba de impulsión del fiiodispensador Kavo calienta menos el suero que la Aseptico.
- Los fiiodispensadores tipo A2 (Aseptico) calientan menos el suero que de tipo A1 (Kavo), desde la botella hasta la fresa.
- El uso de fresas largas o cortas no influye en el calentamiento del suero fisiológico.
- La fresa de irrigación interna a 8mm es la que consigue aportar mayor volumen de suero para la refrigeración en la punta de la fresa.
- La irrigación interna a 8mm de la punta asegura un menor aumento de la temperatura del hueso en contacto con la punta de la fresa.