



E. Pedemonte Roma¹
A. Padrós Fradera¹
E. Padullés Roig¹
F.J. Gil Mur²

¹ Instituto Padrós.
² Catedrático de Biomateriales y
Transformaciones de Fase,
Universitat Politècnica de Catalunya

Correspondencia:

Eric Pedemonte Roma

Instituto Padrós

Balmes 310, 2º 1º

08006 Barcelona

Email: 4837@conexis.es

RESUMEN

Las sistemáticas implantológicas comercializadas tratan de facilitar el control sobre los principales factores que pueden hacer fracasar la integración de los implantes, la infección y el sobrecalentamiento del hueso.

El sistema de dispensación de suero se suma a las muchas variables que influyen en la temperatura del hueso durante el fresado del mismo en cirugía oral, periodontal, o en la perforación del lecho óseo para colocar un implante osteointegrado.

El objetivo de este trabajo fue comparar dos sistemas de impulsión de suero, uno con la cánula integrada en un fisiodispensador con micromotor y con una sola manguera, y otro con una manguera independiente, valorando el calentamiento que produce en el suero el tipo de dispensador utilizado en su camino desde la botella hasta el alvéolo. Además, se establecieron comparaciones entre fresas largas y cortas.

Para medir la temperatura del sistema completo, se introdujeron las fresas dentro de un conducto de cristal de diámetro mayor, sin roce, perforado en la pared lateral a 1 mm de la punta de la fresa, para introducir un termómetro de precisión.

Calentamiento del suero fisiológico de refrigeración en implantología. Estudio *in vitro*

Los resultados de este trabajo indican que el mecanismo utilizado para la succión del suero fisiológico influye directamente en el calentamiento del mismo, existiendo diferencias significativas entre los dos sistemas de refrigeración, tanto en la temperatura a la cual sale el suero del fisiodispensador como en la reducción de la temperatura en la punta de la fresa.

PALABRAS CLAVE

Temperatura del hueso; Fisiodispensadores; Calentamiento del suero; Osteointegración.

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, como son la infección y el sobrecalentamiento óseo^{1,2}.

Para no calentar el hueso, la preparación del lecho

180 óseo se realiza con refrigeración de suero fisiológico estéril¹¹, cuya aplicación en el campo operatorio ha evolucionado para garantizar gran volumen de suero en las zonas donde se genera más calor^{4,5}.

Los sistemas dispensadores de suero fisiológico para implantología se describen en la literatura en función del mecanismo por el cual el suero pasa de un envase a irrigar el campo operatorio, aunque no define los criterios de clasificación^{6,7}; con motivo de este estudio nosotros proponemos la siguiente clasificación:

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: 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 describe Ilzarbe⁸, los sistemas abiertos utilizan goteros con toma de aire exterior, por lo que la botella de suero se va llenando de aire progresivamente; los cerrados utilizan goteros y manguitos sin toma de aire, precisando botellas blandas, ya que éstas no se llenan de aire. En estos últimos, el riesgo de embolización aérea por expulsión de aire a presión en el lecho óseo es nulo. Sin embargo, en los sistemas abiertos hay que vigilar que no se acabe el líquido de refrigeración, pues existe riesgo de embolización.

En los sistemas cerrados, el suero se puede obtener mediante succión con sistemas muñidores, que es lo habitual; o bien mediante la compresión de la botella blanda, tal como funciona el sistema T2DS desarrollado por Ilzarbe⁹.

Los tipos A y B permiten utilizar fresas de refrigeración interna, que son las que ofrecen mayor calidad de refrigeración¹⁰.

El sistema de dispensación de suero se suma a otras variables que influyen en la temperatura del hueso durante la perforación del lecho óseo para la colocación de un implante osteointegrado¹¹. El movimiento del suero desde la botella hasta el alvéolo provoca un aumento en la temperatura del suero que, sin ser exageradamente pronunciada, sí tiene que ser considerada.

Los sistemas de impulsión de suero integrados en un fisiodispensador con micromotor y con una sola manguera (A1) son de fácil manipulación, permitiendo una esterilización completa de todas las conducciones. Sin embargo, nos preguntamos qué efecto 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.

Los objetivos de este trabajo fueron:

- Comparar el calentamiento que producen en el suero un modelo de fisiodispensadores tipo A1 respecto a un modelo tipo A2, en su camino desde la botella hasta el alvéolo.
- Valorar la evolución de ese calentamiento en las diversas etapas del recorrido.

MATERIALES Y MÉTODO

Para esta comparación se seleccionaron un fisiodispensador con cánula única de refrigeración y motor, tipo A1, (Kavo Intrasept 905, Biberach) y otro con la cánula para el suero independiente, tipo A2, (Aseptico AEU-717, Woodinville) (Figs. 1 y 2).

Para realizar una medición *in vitro* pero con el instrumental dispuesto como en una operación, se empleó un contrángulo (Kavo, Intra 3624 - Cabezal 617C, Biberach) y fresas de irrigación interna corta (14 mm) y larga (18 mm) de 2,7 mm de diámetro (Klockner Implants, Barcelona).

Previamente a realizar las mediciones, se calibraron los fisiodispensadores para obtener unas condicio-

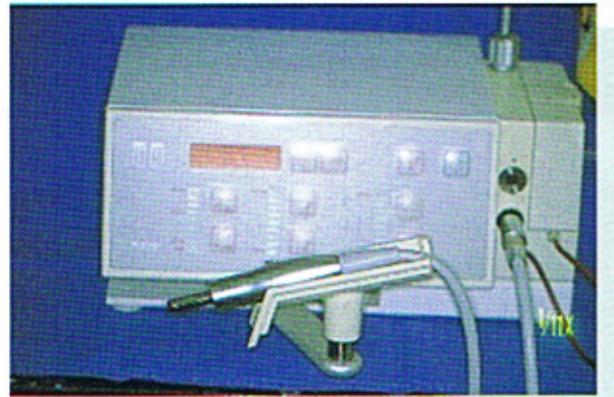


Figura 1. Fisiodispensador A1.



Figura 2. Fisiodispensador A2.

nes de uso idénticas para cada uno de ellos, es decir, a) velocidad de giro de la fresa (3.000 r.p.m.), verificado mediante el sistema T2DS; b) control del caudal de agua; y, c) distancia recorrida desde la botella hasta la punta de la fresa.

Se reguló el caudal de agua proporcionado por los fisiodispensadores para que ofrecieran caudales contrastables.

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 contraángulo. Por esta razón, se decidió valorar también la temperatura del suero en el momento de salir del fisiodispensador.

Temperatura del suero al salir del fisiodispensador

Se activó cada fisiodispensador durante 30 segundos, para atemperar las conducciones. Tras un periodo de 2 minutos de espera, se activaron los fisiodispensadores durante 10 segundos con intervalos de 2 minutos, obteniendo la temperatura del suero acumulado en esos 10 segundos. Se realizaron cinco mediciones con cada fisiodispensador.



Figura 3. Termómetro de precisión.

Temperatura del sistema completo (extremo de la fresa)

Se insertó la fresa dentro de un conducto de cristal de diámetro mayor, sin roce, perforado en la pared lateral a 1 mm de la punta de la fresa, para introducir el termómetro, un termopar de precisión de Platino/Platino 10% Rodio (DESIN) (Fig. 3).

Primero se activó el sistema con el agua a 0°C durante 30 segundos, hasta que las conducciones llegaran a una temperatura estable. A continuación se midió la temperatura del ambiente interno del tubo de cristal,

182

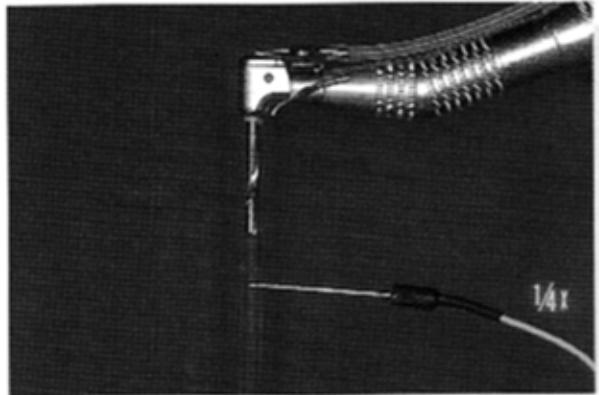


Figura 4. Montaje utilizado para realizar las mediciones.

esperando a que fuera constante. Luego se montó el sistema con la primera fresa, y se activaron fresa e irrigación, midiendo cada 2 segundos la temperatura del agua en el tubo de cristal (Fig. 4).

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

Se realizaron dos series de pruebas con cada fisiodispensador, una con cada fresa, y se registró la evolución de la temperatura. Debido a las diferencias en cuanto al volumen de suero que ofrecen los fisiodispensadores, con el fisiodispensador Kavo (A1) se realizaron mediciones con dos volúmenes de suero.

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

RESULTADOS

Temperatura del suero al salir del fisiodispensador

La temperatura media de salida del fisiodispensador Kavo (A1) fue de 4°C, y de 8°C la del fisiodispensador Aseptico (A2).

Tabla 1 Fisiodispensador A1, volumen 31mL, Fresa corta. Para cada serie

Tiempo (sg)	1	2	3
0	14	13	16
2	14	13	16
4	11	12	15
6	14	12	14
8	11	12	13
10	13	12	13
15	13	11	13
20	12	10	12

Temperatura (°C)

Tabla 2 Fisiodispensador A1, volumen 31mL, Fresa larga. Para cada serie

Tiempo (sg)	1	2	3
0	19	15	17
2	16	11	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)

Temperatura del sistema completo
(extremo de la fresa)

1. Fisiodispensador Kavo (Tipo A1).

Los resultados aparecen en las tablas 1 y 2, con un volumen de suero de 31 mL/min, y una temperatura del suero de 0°C. Son fresas de irrigación interna a 8 mm de la punta.

Se observa como partiendo de una temperatura media de 15,6°C, el sistema sólo reduce la temperatura media en la punta 3,8°C, siendo el valor de la temperatura media en la punta a los 20 segundos de 11,8°C, pese a utilizar suero a 0°C.

Las tablas 3 y 4 presentan los resultados para el fisi-

Tabla 3 Fisiodispensador A1, volumen 45 mL,
Fresa corta. Para cada serie

Tiempo (sg)	1	2	3
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)

Tabla 4 Fisiodispensador A1, volumen 45 mL,
Fresa larga. Para cada serie

Tiempo (sg)	1	2	3
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 5 Fisiodispensador A2, volumen 24 mL,
Fresa corta. Para cada serie

Tiempo (sg)	1	2	3
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)

Tabla 6 Fisiodispensador A2, volumen 24 mL,
Fresa larga. Para cada serie

Tiempo (sg)	1	2	3
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)

dispensador A1 con un volumen de suero de 45 mL/min, y una temperatura de suero de 0°C. Las fresas de irrigación interna a 8 mm de la punta empleadas fueron también cortas y largas.

Con tan sólo aumentar el caudal en 15 mL/min, se duplicó la efectividad de reducción de temperatura, con una reducción media en la punta de 9°C respecto la temperatura media de partida (16°C); la temperatura media en la punta a los 20 segundos fue de 7°C.

2. Fisiodispensador Aseptico (Tipo A2)

Los resultados aparecen en las tablas 5 y 6, para un volumen de suero de 24 mL/min y una temperatura

de suero de 0°C. Se evaluaron fresas de irrigación interna a 8 mm de la punta.

Se observa como, pese a utilizar un caudal claramente menor, la reducción de temperatura se muestra más efectiva, con una reducción media en la punta de 11,2°C respecto la temperatura media de partida (15,3°C); la temperatura media en la punta a los 20 segundos fue de 4,1°C.

Para evaluar, en cada una de las pruebas, si todos los valores pertenecían a la misma población (es decir, FC1, FC2, FC3, FL1, FL2 y FL3 para cada prueba) se realizó la prueba de la t de Student. Para valorar la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los resultados obtenidos entre las fresas cor-

184 tas y largas para cada tipo de refrigeración, así como para valorar las diferencias entre ambos fisiodispensadores, se utilizó el análisis de la Varianza, considerando el nivel de significación en $p < 0,005$.

Para cada refrigeración (prueba), no se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre las fresas cortas o largas en el calentamiento del agua de refrigeración.

Por otro lado, si que se detectaron 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.

Se observó que los valores de reducción de temperatura eran mayores en el fisiodispensador Aseptico (A2) frente al de Kavo (A1), aunque la temperatura media del suero en el momento de salir del fisiodispensador (obtenida después de hacerlo funcionar durante 10 segundos) es claramente menor para el fisiodispensador A1 respecto al A2.

En la valoración de los sistemas completos funcionando, el aumento de temperatura medio a los 10 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 significativamente peores que el fisiodispensador tipo A2.

DISCUSIÓN

La implantología actual tiene como referencia los estudios que realizaron en los años ochenta Albrektsson o Bränemark^{13,14}, entre otros, tratando de determinar a qué temperaturas se produce la necrosis ósea y qué condiciones deben existir para el éxito y mantenimiento a largo plazo de la colocación de implantes osteointegrados.

En 1982, Eriksson y Albrektsson^{13,14}, decidieron estudiar esta temperatura crítica, que se aceptaba entorno a los 56°C por ser la temperatura de desnaturali-

zación de la fosfatasa alcalina¹⁵, aunque ya había estudios anteriores que describían necrosis ósea sin haber llegado a esta temperatura. Rouiller y Majno¹⁶ describieron daño en el hueso tras calentarlo a 55°C durante 3 minutos. Lundskog¹⁷, en 1972, encontró muerte celular adyacente al alveolo fresado a 50°C durante 30 segundos, llegando a la conclusión que el tejido óseo era sensible al calentar a 47°C, y la definieron como la temperatura límite para la aparición de daño morfológico evidente en el hueso.

Actualmente se valora el papel de las variables que influyen en una operación de colocación de implantes osteointegrados sobre la temperatura del hueso contiguo a la zona que se fresa. Entre los factores involucrados, se determina qué sistemas son más efectivos en el control indirecto de la temperatura.

Watanabe y cols.¹⁸, estudiaron la distribución de calor en el hueso (de costilla de cerdo), y la máxima temperatura desarrollada durante el fresado. Entre sus conclusiones destacan que el calor generado se expande por el hueso, incluso después de retirar la fresa, y que se recupera la temperatura inicial en 60 segundos. También señalaron que las fresas helicoidales requieren mayor tiempo para aumentar la temperatura, con respecto a las redondas y las planas, y que la irrigación proporciona valores de temperatura mucho menores que sin irrigación. Boyne y Herford coincidieron con estas conclusiones¹⁷.

En 1996, Yaker y Klein¹⁹ estudiaron el efecto de la irrigación externa según la profundidad y el diámetro de fresado, realizando osteotomías a 8,5, 10,5, 13,5, 15,5, 18,5 y 20,5 mm de profundidad, sobre hueso bovino similar en densidad a la mandíbula humana, demostrándose que la densidad del hueso tenía más influencia en el aumento de la temperatura que la profundidad de fresado, al usar directamente la fresa de 3 mm de diámetro.

En 1997, Iyer y cols.²⁰, hicieron un estudio sobre la influencia de la velocidad de las fresas sobre el calentamiento del hueso, utilizando fresas helicoidales con irrigación externa a distintas velocidades, 2000 r.p.m., 30000 r.p.m. y 400000 r.p.m. Observaron una relación inversa entre la velocidad de la fresa y la máxi-

ma temperatura generada en el fresado, siendo las diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$), y sus resultados acordes con los obtenidos por Brismar²⁰.

La necesidad del fresado con refrigeración de suero fisiológico no se pone en duda²¹, pero hay que valorar la efectividad de los sistemas impulsores de suero en cuanto a que no calienten éste, ya que se utilizan sistemas mecánicos que provocan su calentamiento.

Curiosamente, el fisiodispensador A2, que funciona con menor cantidad de suero, es el que obtuvo los mejores resultados en el presente estudio en cuanto a reducción de temperatura, pero aún más llamativo es que cuando se acumulaba el agua succionada durante 10 segundos, estaba más caliente respecto a la del fisiodispensador tipo A1. Este fenómeno se puede explicar por varios motivos: a) desde su salida del fisiodispensador tipo A2, el suero no entra en contacto con ningún elemento que lo pueda calentar; b) en la medición del sistema completo, no se acumulaba el agua salida por la punta de la fresa, sino que fue una medición de corriente continua de agua; y c) el sistema de succión influyó en el calentamiento del suero.

En este estudio hemos analizado una variable que el profesional no puede controlar directamente, pero que se puede considerar importante en la elección de la sistemática de trabajo, ya que la eficacia y la comodidad en la entrega de suero de refrigeración son elementos que aportan tranquilidad al implantólogo.

Por lo tanto, se puede concluir que el mecanismo utilizado para la succión del suero fisiológico influye directamente en el calentamiento del suero de refrigeración, variando este calentamiento según la efectividad y el funcionamiento del sistema de obtención de suero. No existen diferencias entre el calentamiento del suero producido por la utilización de fresas largas o cortas.

En el presente estudio, el sistema de conducción del suero fisiológico para refrigeración externo produjo un menor calentamiento del suero de refrigeración, y por lo tanto proporciona un mayor control de la temperatura del hueso, con respecto a aquellos sistemas con las conducciones unidas desde que este sale del fisiodispensador. Esto es debido al calentamiento que se produce en la conducción del suero de refrigeración por 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.

Aunque las temperaturas del suero en función del sistema mostraron diferencias estadísticamente significativas, sería conveniente realizar un mayor número de ensayos con el fin de extraer conclusiones definitivas.

HEATING OF FISIOLOGICAL SERUM FOR REFRIGERATION IN IMPLANTOLOGY. AN *IN VITRO* STUDY

ABSTRACT

Commercialised implant systems try to ease control over the main factors that can compromise osseointegration, infection and thermal injury.

The serum dispenser system is one of the factors that affects heat generation during drilling in oral, periodontal surgery and implant site preparation.

The aim of this study was to compare two impulsion systems for serum, one with fisiodispensers of only one hose for both the motor and the irrigation, respect to that with independent hose for irrigation, valuing the heat produced in serum during its way from the bottle to the alveolus. Different types of drills (short and long) were also compared.

186

To measure the temperature, the drill was inserted in a glass tube, without cutting, and a thermocouple was introduced through the glass one millimetre away from the end of the drill.

The results showed that the mechanism to pump the serum directly influences its heating, with statistically significant differences between the serum dispenser systems, both in the temperature of the serum when leaving the dispenser, and in the reduction of the temperature at the end of the drill.

KEY WORDS

Bone temperature; Fisiodispenser; Serum heating; Osseointegration.

CHAUFFAGE DU SÉRUM PHYSIOLOGIQUE DE RÉFRIGÉRATION EN IMPLANTOLOGIE. ÉTUDE *IN VITRO*

RESUME

Les systématiques implantologiques commerciales essaient de rendre plus facile le contrôle sur les facteurs principaux qui peuvent faire échouer l'intégration des implants, l'infection et le surchauffage de l'os.

Le système pour administrer le sérum physiologique s'ajoute à un grand nombre de variables qui ont une influence lors du fraisage de l'os sur sa température au moment de la chirurgie orale, parodontale, ou à la perforation du lit osseux pour un implant ostéointégré.

L'objectif de ce travail a été celui de comparer les deux systèmes d'impulsion du sérum, l'un avec une canule intégrée dans une seringue électrique physiothérapeutique à micromoteur et avec un seul tube, et autre à tube indépendant, valorisant le chauffage que produit sur le sérum le modèle de pompage utilisé pendant son chemin depuis la bouteille jusqu'à l'alvéole. En plus, nous avons établi des comparaisons entre fraises longues et fraises courtes.

Pour mesurer la température du système complet on a introduit les fraises dans un conduit de verre de diamètre supérieur, sans frottement, avec une petite ouverture sur la paroi latérale à 1 mm du bout de la fraise, pour y introduire un thermomètre de précision.

Les résultats de ce travail indiquent que le mécanisme utilisé pour la succion du soluté physiologique a une influence directe sur le chauffement du même, existant des différences grandes entre les deux systèmes de réfrigération, non seulement du côté de la température de sortie du sérum de la seringue, mais aussi du côté de la réduction de la température sur la pointe de la fraise.

MOTS CLÉS

Température de l'os; Seringue pour administration physiologique; Chauffage du sérum; Ostéointégration.

RISCALDAMENTO DELLA SOLUZIONE FISIOLOGICA DI REFRIGERAZIONE IN IMPLANTOLOGIA. STUDIO *IN VITRO*

RIASSUNTO

Le sistematiche implantologiche commercializzate cercano di facilitare il controllo sui principali fattori che possono indurre un insuccesso nella integrazione degli impianti: l'infezione e il sovraccaldamento dell'osso.

Il sistema di erogazione della soluzione fisiologica si somma alle tante variabili che influiscono nella temperatura dell'osso durante il fresaggio dello stesso in chirurgia orale, parodontale, o nella perforazione del letto osseo per un impianto osteointegrato.

L'obiettivo di questo lavoro è stato confrontare due sistemi di erogazione della soluzione fisiologica, uno con la cannula integrata in un fisiodispenser con micromotore e con un solo tubo, l'altro con tubo indipendente, valutando il riscaldamento che produce nella soluzione il tipo di dispenser utilizzato nel suo tragitto dalla bottiglia fino all'alveolo. Inoltre, sono stati stabiliti paragoni tra fraese lunghe e corte.

Per misurare la temperatura del sistema completo, le fraese sono state introdotte in un cilindro di cristallo di diametro maggiore, senza contatto, perforato nella parete laterale a 1 mm dalla punta della fraese, per introdurre un termometro di precisione.

I risultati di questo lavoro indicano che il meccanismo utilizzato per la suzione della soluzione fisiologica influenza direttamente

te nel riscaldamento della stessa, esistendo differenze significative tra i due sistemi di refrigerazione, tanto nella temperatura alla quale esce la soluzione fisiologica dal fisiodispenser, quanto nella riduzione della temperatura alla punta della fresa.

PAROLE CHIAVE

Temperatura dell'osso; Fisiodispensers; Riscaldamento della soluzione fisiologica; Ostointegrazione.

AQUECIMENTO DO SORO FISIOLÓGICO DE REFRIGERAÇÃO EM IMPLANTOLOGIA. ESTUDO IN VITRO

RESUMO

Os sistemas de implantologia comercializados tentam facilitar o controle dos principais factores que podem levar ao fracasso da integração dos implantes, à infecção e ao sobreaquecimento do osso.

O sistema de irrigação de soro é mais um factor a somar às variáveis que influem na temperatura do osso durante a preparação do mesmo em cirurgia oral, periodontal ou na perfuração do leito ósseo para um implante ostointegrado.

O objectivo deste trabalho foi comparar dois sistemas de impulsão de soro, um com a cânula integrada num fisiodispensador com micromotor e uma só mangueira e outro com mangueira independente, avaliando o aquecimento do soro produzido pelo tipo de dispensador desde a garrafa até ao alvéolo. Também se estabeleceram comparações entre as brocas compridas e curtas.

Para medir a temperatura do sistema completo, introduziram-se as brocas num conduto de vidro com maior diâmetro sem fricção, perfurado na parede lateral a 1mm da ponta da broca, para introduzir um termômetro de precisão.

Os resultados deste trabalho indicam que o mecanismo utilizado para a sucção do soro fisiológico influí directamente no aquecimento do mesmo, existindo diferenças significativas entre os dois sistemas de refrigeração, tanto na temperatura à qual o soro sai do fisiodispensador, como na redução da temperatura na ponta da broca.

PALAVRAS-CHAVE

Temperatura do osso; Fisiodispensadores; Aquecimento do osso; Ostointegragão.

BIBLIOGRAFÍA

1. Bert M, Missika P. *Implantes Osteointegrados*. Ed. Masson, 1993.
2. Fortzik C. *III. Sistema de implantes dentales*. 1994 Ed. Avances, 1994.
3. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osteointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg* 1986;44:1-7.
4. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:212-219.
5. Lundskog J. *Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone tissue and threshold levels for thermal injury*. Thesis, University of Göteborg, 1972.
6. Periarocha M. *Implantología Oral*. Ed. Ars Médica. 2001.
7. Schröder A, Sutter F, Krekeler G. *Implantología Oral*. Ed. Panamericana. 1993.
8. Ilzarbe LM, Esteve FL, Julián-Ortiz JV. Valoración del riesgo potencial de embolización áerea en implantología oral: análisis de los distintos sistemas de impulsión de suero fisiológico. *Rev Esp Odontostom de Implantes* 1996;4(3):129-134.
9. Ilzarbe LM, Tolosa de Miedes A, Ohnos J, Die R. Una aparato-ología nueva para la inserción de implantes dentales: el sistema T2DS. *Rev Esp Odontostom de Implantes* 1995;3:115-26.
10. Pedemonte F, Padrón A, Gil FJ. Valoración in vitro de la efectividad de refrigeración de las fresas según su diseño, para el control de la temperatura en implantología. *Rev Esp Odontostom de Implantes* 1999;7(2):63-70.
11. Reingewirtz Y, Szmakler-Moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(3):189-97.
12. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15 years study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
13. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg* 1982;11:115-121.

- 188**
14. Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983;50:101-107.
 15. Matthews LS, Hirsch C. Temperature measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg (Am)* 1972;54:297-308.
 16. Rouiller C, Majno G. Morphologische und chemische Untersuchungen an Knochen nach Hitzeeinwirkung. *Bear Path Anat* 1955;113:100.
 17. Boyne PJ, Herford AS. Effect of configuration of surgical burs on osseointegration of dental implants: a pilot study. *Implant Dent* 1991;3(1):47-50.
 18. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(5):631-638.
 19. Iyer S, Weiss G, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part I: Relationship between drill speed and heat production. *Int J Prosthodont* 1997;10(5):411-4.
 20. Brismar DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(1):35-7.
 21. Sutter F, Krekeler G, Schwanenberger AE, Sutter IJ. Attraumatic surgical technique and implant bed preparation. *Quintessence Int* 1992;23(12):811-6.