

Original

Comparación de los cambios térmicos en el hueso utilizando cortadores óseos convencionales y ultrasónicos

Tolga Kencer*¹ y Burak Bayram²

¹Práctica Privada. Kyrenia, Chipre. ²Práctica Privada. Ankara, Turquía

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido: 27-11-2024

Aceptado: 14-04-2025

Palabras clave:

Cirugía piezoeléctrica, escalpelo óseo ultrasónico, fresas de hueso convencionales, sierra de hueso, termocupla.

RESUMEN

La osteotomía de tejidos duros en cirugía oral y maxilofacial es uno de los procedimientos más comunes, realizado mediante métodos convencionales y ultrasónicos. Los métodos convencionales, como las fresas de hueso y las sierras, tienen como principal desventaja los daños que pueden causar a las estructuras anatómicas cercanas. Debido a esto, se han comenzado a preferir los sistemas de osteotomía ultrasónica, que operan con vibraciones selectivas y tienen la capacidad de cortar entre tejidos duros y blandos de manera precisa. Estos sistemas, como la piezocirugía y el escalpelo óseo ultrasónico, permiten una mayor seguridad en las operaciones al reducir los riesgos para los tejidos blandos. Sin embargo, aunque los sistemas ultrasónicos son más seguros, siguen existiendo preocupaciones sobre el aumento del tiempo de osteotomía y la generación de calor durante el procedimiento. El objetivo de este estudio fue comparar los cambios térmicos generados por diferentes sistemas de osteotomía convencionales (fresas de hueso y sierras) y ultrasónicos (piezocirugía y escalpelo óseo ultrasónico) bajo 2 variables de irrigación (20 y 80 ml/min). Se utilizaron huesos frescos de costilla de vaca y sensores de termocupla para medir las diferencias térmicas. Los resultados mostraron que las mayores diferencias de temperatura ocurrieron en el grupo de escalpelo óseo ultrasónico, seguido por piezocirugía, fresas convencionales y sierras. Aunque los sistemas ultrasónicos son más seguros para los tejidos blandos y ofrecen ventajas postoperatorias, la generación de calor fue más significativa en estos grupos. Este estudio resalta la importancia de controlar el calor generado durante la osteotomía para evitar complicaciones térmicas.

*Autor para correspondencia:

Correo electrónico: tolgakencer@icloud.com (Tolga Kencer).

<http://dx.doi.org/10.20986/recom.2025.1583/2024>

Comparison of thermal changes in bone using conventional and ultrasonic bone cutters

ABSTRACT

Keywords:

Piezosurgery, ultrasonic bone scalpel, conventional bone burrs, bone saw, thermocouple.

The osteotomy of hard tissues in oral and maxillofacial surgery is one of the most common procedures, performed using both conventional and ultrasonic methods. Conventional methods, such as bone burrs and saws, have the main disadvantage of potentially causing damage to nearby anatomical structures. For this reason, ultrasonic osteotomy systems, which operate with selective vibrations and have the ability to precisely cut between hard and soft tissues, have started to be preferred. These systems, such as piezosurgery and ultrasonic bone scalpel, allow for greater safety in operations by reducing risks to soft tissues. However, although ultrasonic systems are safer, there are still concerns about the increased osteotomy time and heat generation during the procedure. The aim of this study was to compare the thermal changes generated by different conventional osteotomy systems (bone burrs and saws) and ultrasonic systems (piezosurgery and ultrasonic bone scalpel) under 2 irrigation variables (20 ml/min and 80 ml/min). Fresh bovine rib bones and thermocouple sensors were used to measure the thermal differences. The results showed that the largest temperature differences occurred in the ultrasonic bone scalpel group, followed by piezosurgery, conventional burrs, and saws. Although ultrasonic systems are safer for soft tissues and offer postoperative advantages, the heat generation was more significant in these groups. This study highlights the importance of controlling the heat generated during osteotomy to avoid thermal complications.

INTRODUCCIÓN

Las osteotomías en tejidos duros son procedimientos ampliamente utilizados en cirugía oral y maxilofacial. Para llevarlos a cabo, se emplean con frecuencia métodos de osteotomía tanto convencionales como ultrasónicos. Las principales desventajas de las fresas y sierras óseas, que son métodos convencionales basados en herramientas rotatorias, incluyen el daño potencial a las estructuras anatómicas cercanas^{1,2}. Por esta razón, han comenzado a preferirse los sistemas de osteotomía ultrasónica, los cuales funcionan mediante vibración selectiva y permiten un corte preciso entre tejidos duros y blandos³.

El desarrollo de estos sistemas ultrasónicos ha proporcionado una alternativa segura para intervenciones cercanas a nervios, vasos sanguíneos y otras estructuras anatómicas sensibles de la región dentomaxilofacial, que requieren un alto nivel de precisión⁴. Actualmente, los dispositivos de osteotomía ultrasónica más utilizados son el piezosurgery y el escalpelo óseo ultrasónico. La piezo-osteotomía aplica microvibraciones de 60-200 micrómetros por segundo ($\mu\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) a una frecuencia de 24-29 kilohercios (kHz). Estas vibraciones, dentro de un rango de hasta 50 kHz, permiten el corte de tejido mineralizado inelástico sin afectar las estructuras elásticas circundantes^{1,2,4}.

Si bien los sistemas piezoeléctricos son más seguros y reducen el riesgo de errores iatrogénicos, persisten ciertas preocupaciones con respecto al tiempo de osteotomía, la velocidad de corte y la acumulación de calor durante el procedimiento^{5,6}. Por otro lado, el escalpelo óseo ultrasónico, originalmente desarrollado para la descompresión de nervios

en neurocirugía y osteotomías espinales, promete combinar las ventajas de los dispositivos piezoeléctricos con una mejor ergonomía y eficiencia de corte⁷. Está diseñado para permitir la separación precisa del hueso sin causar daño a los tejidos blandos y opera a una frecuencia de 22,5 kHz.

Tras el éxito del escalpelo óseo ultrasónico en osteotomías espinales, se han publicado diversos estudios que respaldan su aplicación en cirugía maxilofacial⁸⁻¹¹. Durante una osteotomía, independientemente de cualquier medida preventiva, se produce cierto grado de necrosis ósea, lo que representa un riesgo significativo para la cicatrización del hueso¹². Numerosos estudios han demostrado que un aumento de la temperatura por encima de 47 grados centígrados ($^{\circ}\text{C}$) puede afectar la capacidad regenerativa del tejido óseo vital¹³⁻¹⁷.

El objetivo de este estudio es comparar los cambios térmicos inducidos por los sistemas de osteotomía convencionales (sierras óseas y fresas) y los sistemas de osteotomía ultrasónicos (piezosurgery y escalpelo óseo ultrasónico) durante una osteotomía ósea de igual duración y longitud, bajo dos condiciones diferentes de irrigación.

MATERIALES Y MÉTODOS

Huesos

En el presente estudio se utilizaron 96 costillas frescas de bovino debido a sus similitudes con la mandíbula humana en cuanto a densidad ósea y proporción de hueso cortical y esponjoso^{5,6}.

Sistemas de osteotomía

Se emplearon 4 sistemas de osteotomía para este estudio, creando 4 grupos experimentales:

- Grupo 1: osteotomía convencional con fresa; pieza de mano quirúrgica KaVo SMARTmatic S10 S (Alemania) con fresa de fisura Meisinger (Alemania) 021, dispositivo NSK-Surgical AP (Japón) (Figura 1).
- Grupo 2: osteotomía convencional con sierra ósea; pieza de mano Bien Air by Medicon G2 (Alemania) con punta de sierra de 18 mm Medicon (Alemania), dispositivo NSK-Surgical AP (Japón) (Figura 2).
- Grupo 3: osteotomía piezoeléctrica; dispositivo NSK-VarioSurg (Japón) con punta tipo "Sohn" de NSK (Japón) (Figura 3).
- Grupo 4: osteotomía con escalpelo óseo ultrasónico; dispositivo Misonix BoneScapel™, Inc. (Farmingdale, NY, EE. UU.), punta de sierra MXB-B1 de 20 mm (EE. UU.) (Figura 4).



Figura 1. Osteotomía convencional con fresa; pieza de mano quirúrgica KaVo SMARTmatic S10 S (Alemania) con fresa de fisura Meisinger (Alemania) 021, dispositivo NSK-Surgical AP (Japón).

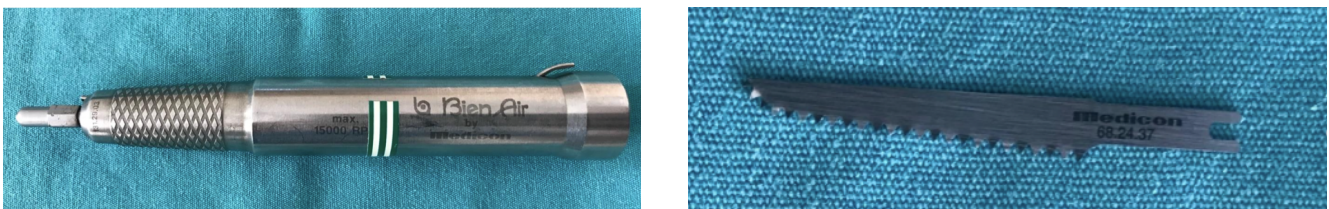


Figura 2. Osteotomía convencional con sierra ósea; pieza de mano Bien Air by Medicon G2 (Alemania) con punta de sierra de 18 mm Medicon (Alemania), dispositivo NSK-Surgical AP (Japón).



Figura 3. Osteotomía piezoeléctrica; dispositivo NSK-VarioSurg (Japón) con punta tipo "Sohn" de NSK (Japón).



Figura 4. Osteotomía con escalpelo óseo ultrasónico; dispositivo Misonix BoneScapel™, Inc. (Farmingdale, NY, EE. UU.), punta de sierra MXB-B1 de 20 mm (EE. UU.)

Medición de temperatura

Para la medición de la diferencia térmica se utilizaron 2 cables de termopar tipo K (Elimko, Turquía) y registradores de datos de diseño microcontrolador de entrada universal de la Serie E-680 (Elimko, Turquía) como sensores de temperatura (Figura 5). El software del medidor de calor E680 se instaló en el ordenador, conectando el dispositivo para registrar datos de 2 puntos diferentes cada 5 segundos y de forma continua durante el ensayo. Los cables de termopar tipo K utilizados en el experimento están hechos de aleación NiCr-Ni y son sensores sensibles que operan en el rango de -200 a 1300 °C. En el experimento, se montaron cabezas de aguja de 3 cm en los extremos de los cables de termopar para detectar la temperatura en el tejido adecuado.

Todos los cortes óseos fueron realizados por el mismo cirujano. Antes de cada osteotomía con un instrumento, se realizaron suficientes ejercicios en bloques óseos con el instrumento correspondiente, para que el cirujano pudiera acostumbrarse a la osteotomía de 1 cm/min manualmente. Después de este ejercicio, se pasó a la osteotomía experimental.

Se obtuvieron costillas de res frescas del carnicero el día del experimento y se trajeron a los laboratorios de experimentación en una solución al 10 % de formaldehído. Se formaron bloques óseos con una sierra ósea bajo irrigación de suero a 19 °C. De esta forma, se formaron un total de 96 bloques óseos. Para cada grupo de instrumentos (fresa, sierra, piezo y escalpelo óseo ultrasónico) se utilizaron 24 bloques óseos. Los bloques óseos no tratados se conservaron en una solución de formaldehído al 10 %.

La línea de osteotomía (de 1 cm de longitud) se marcó en los bloques óseos con un lápiz (Figura 6). Las ranuras para colocar los termopares se abrieron en los bloques óseos bajo irrigación salina con fresas redondas, ubicándose a 1 mm de la línea de osteotomía (Figura 7), una a 1,5 mm de profundidad (a nivel del hueso cortical) y otra a 7 mm (a nivel del hueso esponjoso)

(Figura 8). Los sensores de termopar se colocaron en las ranuras abiertas. Las costillas de bovino se montaron en un sistema de rieles que permitía desplazar el hueso en cualquier dirección (Figura 9). Se realizaron procedimientos de osteotomía con los 4 grupos de instrumentos. El orden de osteotomía fue fresa ósea, sierra ósea, piezosurgery y dispositivos de escalpelo óseo ultrasónico. En cada grupo, la osteotomía fue de 1 cm/min, bicortical y realizada bajo 2 variables de irrigación externa (20 ml/min de solución salina al 0,9 % de NaCl isotónica y 80 ml/min de solución salina al 0,9 % de NaCl isotónica). La mecánica de medición de temperatura utilizada realiza mediciones continuas cada 5 segundos, por lo que se registraron los tiempos de inicio y finalización de la osteotomía. Posteriormente, se accedió a los datos correspondientes a cada osteotomía utilizando los tiempos registrados. Además, se anotó cuál de las termocuplas correspondía al hueso cortical y cuál al hueso esponjoso.

Para la osteotomía con fresa convencional, se utilizaron el physiodispenser NSK-Surgical AP (Japón) y la pieza de mano KaVo SMARTmatic S10 S (Alemania) con enfriamiento externo. Se emplearon fresas de acero Meisinger (Alemania), número 021, compatibles con la pieza de mano. El dispositivo physiodispenser se configuró a 2000 rpm/min. Se empleó una fresa nueva para cada osteotomía, y las fresas usadas no se reutilizaron. La irrigación salina se aplicó externamente conectada al dispositivo, primero ajustada a 20 ml/min para 12 osteotomías y luego a 80 ml/min para otras 12 antes de las osteotomías. Todas las osteotomías se realizaron bajo una irrigación salina a 19 °C. Los tiempos de inicio y finalización de todas las osteotomías también se anotaron. En cada osteotomía, un nuevo bloque óseo se fijó en un tornillo de banco y se colocaron los termopares en las ranuras preparadas. Estos procedimientos se repitieron 12 veces bajo irrigación de 20 ml/min y 12 veces bajo irrigación de 80 ml min, obteniéndose así los datos de temperatura del mismo instrumento bajo diferentes irrigaciones.



Figura 5. Termopar tipo K (Elimko, Turquía) y registradores de datos de diseño microcontrolador de entrada universal de la Serie E-680 (Elimko, Turquía).

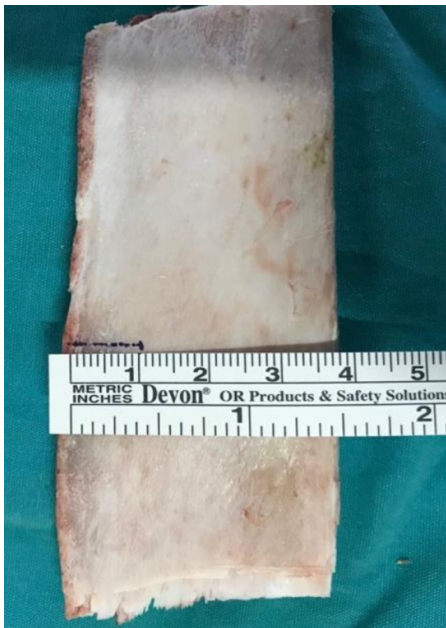


Figura 6. La línea de osteotomía (de 1 cm de longitud) se marcó en los bloques óseos con un lápiz.



Figura 7. Las ranuras para colocar los termopares deben estar ubicadas a 1 mm de la línea de osteotomía.

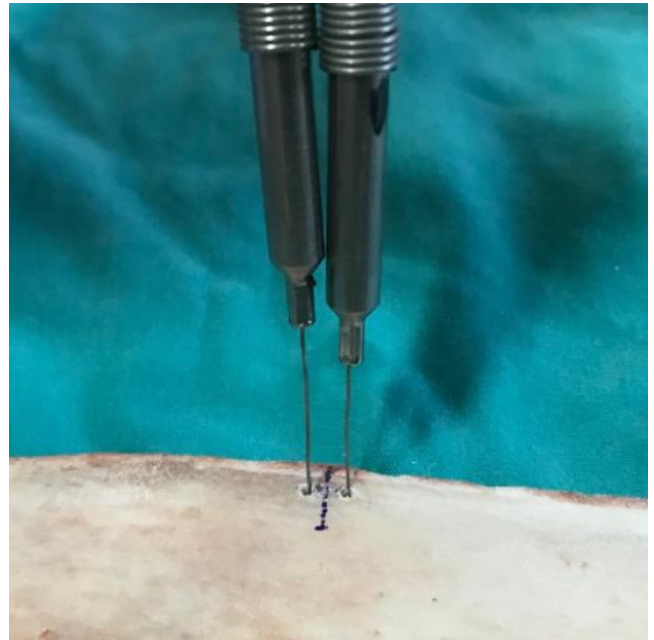


Figura 8. La profundidad de los termopares es de 1,5 mm a nivel del hueso cortical y de 7 mm a nivel del hueso esponjoso.

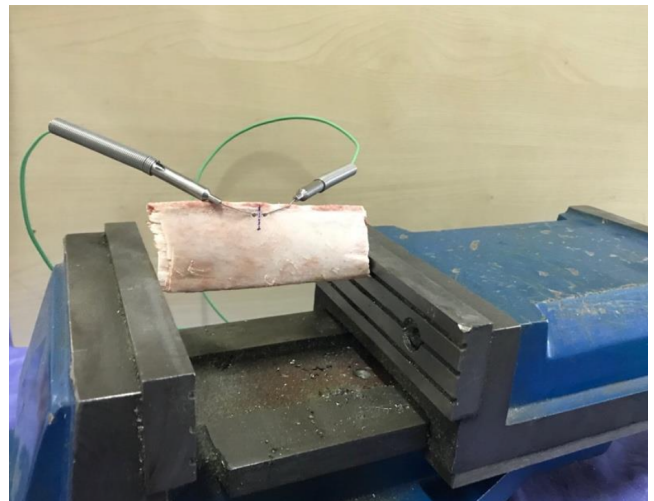


Figura 9. Las costillas de bovino se montaron en un sistema de rieles.

Para la sierra de oscilación convencional, se utilizó una sierra quirúrgica de oscilación Bien Air by Medicon G2 y una punta de microsierra de 18 mm de la marca Medicon (Alemania) compatible. La sierra se conectó al physiodispenser NSK-Surgical AP (Japón) configurado a 2000 rpm/min y se realizaron las osteotomías. En el grupo de sierra, se aplicaron todos los procedimientos del grupo de fresa. Se realizaron osteotomías 12 veces bajo irrigación de 20 ml/min y otras 12 veces bajo irrigación de 80 ml/min. Así se obtuvieron los datos térmicos de la sierra bajo diferentes irrigaciones.

Las osteotomías piezoeléctricas ultrasónicas se realizaron con un dispositivo piezosurgery modelo NSK-VarioSurg (Japón) y una punta tipo "Sohn" de la misma marca. La punta se renovó en cada osteotomía y no se reutilizó. El dispositivo se configuró al nivel máximo de 35 en el modo 1 para cirugía. Se aplicaron los principios de los grupos convencionales y se obtuvieron datos de 12 osteotomías bajo irrigación de 20 ml/min y de otras 12 bajo 80 ml/min.

Para las osteotomías con escalpelo óseo ultrasónico, se utilizó el dispositivo ultrasónico Misonix BoneScalpel (Misonix BoneScalpelTM, Inc., Farmingdale, NY, EE. UU.) y una cuchilla dentada de 20 mm del mismo fabricante. El dispositivo Misonix se configuró al 100 % de ajuste de pulso en el modo 10, adecuado para osteotomías. En este grupo se realizaron 12 osteotomías bajo irrigación de 20 ml/min y otras 12 bajo 80 ml/min.

Los cambios de temperatura resultantes se transfirieron al ordenador mediante sensores. Durante la osteotomía, los datos de temperatura se registraron continuamente, y la temperatura máxima se utilizó para la evaluación estadística. Para cada grupo de prueba, se realizaron 12 repeticiones con irrigación de 20 ml/min y 12 con 80 ml/min empleando nuevas puntas en cada prueba.

Estadísticas

Los resultados estadísticos del estudio se analizaron mediante ANOVA de una vía para determinar si había una diferencia significativa entre las medias de las mediciones corticales y esponjosas en los grupos de irrigación de 20 ml/min y de 80 ml/min. Después de ANOVA de una vía, se utilizó la prueba de TUKEY para determinar el grupo del que se originaba la diferencia. Los análisis se realizaron con el software SPSS 20.0 al 95 % de nivel de confianza. El nivel de significación se estableció en $p < 0,05$.

RESULTADOS

Generación de calor

En cada grupo de instrumentos, bajo irrigación salina de 20 ml/min y de 80 ml/min, se calcularon las diferencias de temperatura pre y postosteotomía en el hueso cortical (Tabla I) y esponjoso (Tabla II), expresadas en grados centígrados.

Tabla I. Variables de irrigación salina de 20 ml/min y 80 ml/min para cada grupo de instrumentos, diferencias de temperatura iniciales y postosteotomía en el hueso cortical.

Irrigación	Grupo	Diferencia media de temperatura en hueso cortical (°C)	Desviación estándar	Diferencia media de temperatura en hueso cortical (%)	Desviación estándar	Valor p
20 ml/min	Fresa	6,13	2,35	32,24	12,34	0,000*
	Escalpelo óseo ultrasónico	47,56	10,64	250,31	56,00	0,000*
	Pieza piezoeléctrica	20,92	4,64	110,09	24,39	0,000*
	Sierra	3,35	1,78	17,63	9,36	0,000*
80 ml/min	Fresa	4,33	1,99	22,76	10,46	0,000*
	Escalpelo óseo ultrasónico	25,91	8,73	136,36	45,96	0,000*
	Pieza piezoeléctrica	16,06	6,01	84,52	31,65	0,000*
	Sierra	2,94	1,49	15,48	7,82	0,000*

* $p < 0,05$.

Tabla II. Variables de irrigación salina de 20 ml/min y 80 ml/min para cada grupo de instrumentos, diferencias de temperatura iniciales y postosteotomía en el hueso esponjoso.

Irrigación	Grupo	Diferencia media de temperatura en hueso esponjoso (°C)	Desviación estándar	Diferencia media de temperatura en hueso esponjoso (%)	Desviación estándar	Valor p
20 ml/min	Fresa	8,22	2,28	43,25	12,01	0,000*
	Escalpelo óseo ultrasónico	33,63	6,11	177,02	32,17	0,000*
	Pieza piezoeléctrica	14,23	4,24	74,87	22,33	0,000*
	Sierra	2,85	1,64	15	8,64	0,000*
80 ml/min	Fresa	6,08	1,62	32,02	8,52	0,000*
	Escalpelo óseo ultrasónico	15,38	5,05	80,96	26,57	0,000*
	Pieza piezoeléctrica	13,88	4,20	73,03	22,10	0,000*
	Sierra	2,81	1,38	14,78	7,27	0,000*

* $p < 0,05$.

Todas las mediciones de temperatura mostraron valores incrementados tanto en el hueso cortical como en el esponjoso en todos los grupos. Los valores detectados superaron el límite crítico de 47 °C solo en los sistemas de osteotomía ultrasónica. Las mayores diferencias de temperatura en las 2 variables de irrigación (20 ml/min y 80 ml/min) se observaron en el grupo de escalpelo óseo ultrasónico, seguido del grupo de piezosurgery, el grupo de fresa ósea convencional y el grupo de sierra ósea, respectivamente. Se probaron los promedios de las mediciones de temperatura en el hueso cortical y esponjoso según los grupos, en los grupos de irrigación salina de 20 ml/min y 80 ml/min, y se observó una diferencia significativa entre los grupos en la medición de diferencia de temperatura en el hueso cortical y esponjoso ($p < 0,05$).

La diferencia en la cantidad de calor creada por los 2 instrumentos ultrasónicos en el hueso durante la osteotomía fue significativa. En el grupo de escalpelo óseo ultrasónico, la diferencia promedio de temperatura con irrigación de 20 ml/min fue más del doble en comparación con el grupo de piezosurgery, y la diferencia promedio de temperatura con irrigación de 80 ml/min fue casi el doble en el hueso cortical y relativamente mayor en el hueso esponjoso.

Hueso cortical

En lo que respecta a la medición en grados centígrados en el hueso cortical, el promedio del grupo de escalpelo óseo ultrasónico es significativamente más alto que el de todos los demás grupos. Además, el promedio del grupo de piezosurgery es significativamente más alto que el promedio de los grupos de fresa y sierra ($p < 0,05$).

Hueso esponjoso

Aunque existe una relación inversa entre el volumen de irrigación y la cantidad de calor generado, no se observó ninguna relación entre el volumen de irrigación y el aumento de temperatura en la parte esponjosa del hueso en las osteotomías realizadas solo con una sierra ósea. En las osteotomías realizadas solo con una fresa ósea convencional, se observó una mayor diferencia de temperatura en el hueso esponjoso en comparación con el hueso cortical.

Efecto de diferentes volúmenes de irrigación

Se observa que el valor térmico que ocurre en la variable de irrigación de 80 ml/min en cada dispositivo es menor que en la variable de irrigación de 20 ml/min.

DISCUSIÓN

En la literatura, estudios previos han mostrado que el valor de la conductividad térmica del hueso cortical de bovino ($0,56 \pm 0,039$ vatios por metro-kelvin (W/mK)) es similar al valor de la conductividad térmica del hueso cortical humano. Además, al examinar la densidad ósea del hueso cortical de bovino mediante tomografía computarizada, se ha encontrado que la densidad ósea es similar a la del hueso mandibular humano, con un valor de 1400-1600 Hounsfield. En nuestro

estudio, utilizamos bloques de hueso fresco de bovino, que muestran similitudes con el hueso de la mandíbula humana en términos de densidad ósea y la proporción de hueso cortical/trabecular. Se utilizaron 96 costillas frescas de bovino en el presente estudio debido a sus similitudes con la mandíbula humana en cuanto a densidad ósea y proporción de hueso cortical y esponjoso¹⁷.

Los cambios térmicos que ocurren durante el procedimiento de osteotomía son uno de los factores que afectan el éxito de la cirugía. Por esta razón, es común encontrar en la literatura estudios sobre los cambios térmicos causados por osteotomías realizadas con diferentes instrumentos. Una osteotomía puede generar un calor excesivo, lo cual resulta en daño térmico irreversible¹⁸. Varios estudios han investigado diversos factores que influyen en la generación de calor durante la osteotomía con fresa, tales como el diseño de la fresa^{18,19}, la velocidad de perforación^{19,20}, la fuerza aplicada^{20,21}, la irrigación^{22,23} y el diámetro de la fresa²⁴. Otra tecnología frecuentemente usada como método convencional es la sierra oscilante. El calor de fricción generado durante la osteotomía con sierra oscilante podría afectar negativamente al hueso. Por lo tanto, las fresas y sierras oscilantes, que se consideran sistemas de osteotomía convencionales, suelen enfriarse durante el proceso de corte óseo, ya sea interna o externamente²⁴. La acumulación de restos óseos debido a la formación de astillas de hueso durante la osteotomía con herramientas rotatorias y sierras óseas, así como las partículas de metal liberadas por las fresas debido a su uso múltiple en estos restos o en los tejidos blandos, también se acumulan. Esta situación también tiene el potencial de causar contaminación bacteriana²⁵.

Con los avances que han tenido lugar en los últimos años, se han introducido nuevos instrumentos en el mercado para reducir la morbilidad en la cirugía ósea. Estos incluyen el sistema de piezosurgery, que utiliza vibraciones ultrasónicas para realizar osteotomías seguras en tejidos sensibles y blandos, las cuchillas óseas ultrasónicas y los sistemas láser desarrollados con mayor ergonomía y eficiencia de corte en los sistemas ultrasónicos. Dado que la punta de corte del dispositivo piezosurgery se forma mediante microvibraciones, el procedimiento de osteotomía se realiza con mucha precisión. Además, puesto que el dispositivo actúa solo sobre tejidos mineralizados, el proceso de osteotomía se detiene cuando la punta de corte del dispositivo entra en contacto con tejido blando. Debido al fenómeno físico del efecto de cavitación de la solución de irrigación, se crea un área quirúrgica sin sangre, lo que aumenta el campo de visión de la operación y permite realizar la osteotomía de forma segura en áreas anatómicamente difíciles. Además, la función de corte óseo es menos invasiva y causa menos daño en los tejidos circundantes, lo que resulta en una mejoría positiva^{25,26}.

Aunque los sistemas piezoeléctricos tienen muchas ventajas para su uso en osteotomía, el tiempo prolongado de corte óseo se considera una desventaja. Los nuevos sistemas de escalpelo óseo ultrasónico, que incluyen todas las ventajas de los sistemas piezoeléctricos y adicionalmente ofrecen mayor ergonomía y eficiencia de corte, han comenzado a ser utilizados en el campo de la cirugía maxilofacial. En las operaciones de cirugía ortognática realizadas con cuchillos óseos ultrasónicos, se ha observado que estos reducen la duración de la cirugía y facilitan la operación en comparación con otros

instrumentos Además en estos estudios realizados, se ha observado que los bisturíes ultrasónicos generan una línea de osteotomía más regular y presentan ventajas en el período postoperatorio^{8,10}.

En nuestro estudio, los posibles riesgos de daño térmico fueron analizados comparativamente al medir simultáneamente los cambios térmicos causados por la fresa quirúrgica convencional, la sierra ósea, el dispositivo piezosurgery y los dispositivos de escalpelo óseo ultrasónico durante el procedimiento de osteotomía. De acuerdo con los resultados que hemos obtenido, la diferencia de temperatura en el hueso cortical y esponjoso es menor en el caso de la sierra ósea con 2 valores de irrigación diferentes.

Como resultado de nuestro estudio, las mayores diferencias de temperatura en las 2 variables de irrigación (20 ml/min y 80 ml/min) se observaron en los grupos de escalpelo óseo ultrasónico, piezosurgery, fresa ósea convencional y sierra ósea, respectivamente. Esto indica que la cicatrización de la herida puede ser más lenta en el grupo de escalpelo óseo ultrasónico y que el riesgo de osteonecrosis térmica es mayor en este grupo. Sin embargo, muchos estudios han respaldado que las osteotomías realizadas con instrumentos ultrasónicos son más seguras para los tejidos blandos y ofrecen ventajas postoperatorias frente a los métodos convencionales. Esta ventaja puede aumentarse aún más al reducir la cantidad de calor generado mediante la aplicación de irrigación adicional en las osteotomías realizadas con instrumentos ultrasónicos.

La diferencia en la cantidad de calor generado en el hueso durante la osteotomía por los 2 dispositivos ultrasónicos fue significativa. En el grupo 4 (Osteotomía con escalpelo óseo ultrasónico), la diferencia media de temperatura con irrigación salina de 20 ml/min fue más del doble, mientras que la diferencia media de temperatura con irrigación salina de 80 ml/min fue casi el doble en el hueso cortical y relativamente mayor en el hueso esponjoso en comparación con el grupo piezo. En el grupo 4 (Osteotomía con escalpelo óseo ultrasónico), la desventaja causada por la diferencia de calor a bajo volumen de irrigación puede superarse significativamente con un volumen de irrigación alto.

Aunque existe una relación inversa entre el volumen de irrigación y la cantidad de calor generado, no hubo correlación entre el volumen de irrigación y el aumento de calor en la parte esponjosa del hueso en osteotomías realizadas solo con una sierra ósea. Esto indica que la irrigación externa no llega al hueso esponjoso en la sierra ósea. En osteotomías realizadas solo con una fresa ósea convencional, se observó una mayor diferencia de temperatura en el hueso esponjoso que en el hueso cortical. La razón de esto es que la fresa se calienta debido a la fricción durante la osteotomía en el hueso cortical y el calor generado disminuye con el enfriamiento externo, pero como la osteotomía continúa con la fresa caliente en el hueso esponjoso, se puede pensar que existe una conducción de calor por parte de la fresa caliente en este hueso. Por lo tanto, se pensó que la aplicación intermitente del método de fresado podría prevenir esta situación.

En este estudio se utilizó un modelo experimental con huesos bovinos, lo cual fue una elección adecuada debido a sus similitudes con el hueso humano. Sin embargo, es importante señalar que los resultados podrían tener limitaciones en su aplicabilidad directa a seres humanos. Además, la investigación

se centró exclusivamente en 4 sistemas de osteotomía, lo que excluye la evaluación de otros dispositivos potenciales y condiciones operativas diversas. Si bien se analizaron los cambios térmicos, no se consideraron otros parámetros clínicos relevantes, como el daño tisular y el tiempo de cicatrización. Estas limitaciones podrían ser abordadas en estudios futuros mediante la inclusión de nuevos dispositivos y métodos.

ÉTICA DE LA PUBLICACIÓN Y FUENTES DE FINANCIACIÓN

Este estudio fue aprobado por la Junta de Investigación Médica y Ciencias de la Salud de la Universidad Başkent con el número de proyecto D-KA20/11 y fue financiado por el Fondo de Investigación de la Universidad Başkent. Los trabajos experimentales del estudio se llevaron a cabo en el Laboratorio de Calor de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Başkent.

CONFLICTOS DE INTERESES

Los autores declaran que no existe ningún conflicto de intereses.

Esta investigación se preparó como tesis doctoral del autor y solo está incluida en el sistema de bases de datos de la Universidad Başkent y en el sitio web del Consejo de Educación Superior como requisito para el proceso de graduación. Sin embargo, este trabajo no ha sido presentado ni publicado en ninguna revista científica.

BIBLIOGRAFÍA

1. Robiony M, Polini F, Costa F, Vercellotti T, Politi M. Piezoelectric bone cutting in multipiece maxillary osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004;62(6):759-61. DOI: 10.1016/j.joms.2004.01.010.
2. Vercellotti T, de Paoli S, Nevins M. The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: Introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2001;21(6):561-8.
3. Heinemann F, Hasan I, Kunert-Keil C, Götz W, Gedrange T, Spassov A, et al. Experimental and histological investigations of the bone using two different oscillating osteotomy techniques compared with conventional rotary osteotomy. *Ann Anat*. 2012;194(2):165-70. DOI: 10.1016/j.aanat.2011.10.005.
4. Stübinger S, Landes C, Seitz O, Zeilhofer H, Sader R. Ultrasonic bone cutting in oral surgery: A review of 60 cases. *Ultraschall Med*. 2008;29(1):66-71. DOI: 10.1055/s-2007-963507.
5. Rashad A, Kaiser A, Prochnow N, Schmitz I, Hoffmann E, Maurer P. Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(12):1361-5. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2010.02126.x.
6. Rashad A, Sadr-Eshkevari P, Heiland M, Smeets R, Hanken H, Gröbe A, et al. Intraosseous heat generation during sonic, ultrasonic and conventional osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg*. 2015;43(7):1072-7. DOI: 10.1016/j.jcms.2015.05.018.
7. Al-Mahfoudh R, Qattan E, Ellenbogen JR, Wilby M, Barrett C, Pigott T. Applications of the ultrasonic bone cutter in spinal surgery—our preliminary experience. *Br J Neurosurg*. 2014;28(1):56-60. DOI: 10.3109/02688697.2013.812182.

8. Demirbaş AE, Bilge S, Çelebi S, Kütük N, Alkan A. Is ultrasonic bone scalpel useful in Le Fort I osteotomy? *J Oral Maxillofac Surg.* 2020;78(1):141.e1-e10. DOI: 10.1016/j.joms.2019.09.021.
9. Dammous S, Dupont Q, Gilles R. Three-dimensional computed tomographic evaluation of bilateral sagittal split osteotomy lingual fracture line and Le Fort I pterygomaxillary separation in orthognathic surgery using cadaver heads: Ultrasonic osteotome versus conventional saw. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015;73(6):1169-80. DOI: 10.1016/j.joms.2014.12.017.
10. Gilles R, Couvreur T, Dammous S. Ultrasonic orthognathic surgery: Enhancements to established osteotomies. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(8):981-7. DOI: 10.1016/j.ijom.2012.12.004.
11. Silva L, Carvalho-Reis E, Bonardi J, de Lima V, Momesso G, Garcia-Junior I, et al. Comparison between piezoelectric surgery and conventional saw in sagittal split osteotomies: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017;46(8):1000-6. DOI: 10.1016/j.ijom.2017.03.024.
12. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone: Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand.* 1984;55(6):629-31. DOI: 10.3109/17453678408992410.
13. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):101-7. DOI: 10.1016/0022-3913(83)90174-9.
14. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(5):634-8.
15. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: The significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002;60(10):1160-9. DOI: 10.1053/joms.2002.34992.
16. Kalidindi V. Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery. 2004. University of Kentucky Master's Theses. 314. Disponible en: https://uknowledge.uky.edu/gradschool_theses/314.
17. Davidson SR, James DF. Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone. *Med Eng Phys.* 2000;22(10):741-7. DOI: 10.1016/S1350-4533(01)00003-0.
18. Kerawala C, Martin I, Allan W, Williams E. The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999;88(2):145-50. DOI: 10.1016/S1079-2104(99)70108-3.
19. Brisman 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.
20. Abouzgia MB, James DF. Temperature rise during drilling through bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(3):342-53.
21. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(3):294-8. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2008.01643.x.
22. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(2):186-93.
23. Ark TW, Neal JG, Thacker JG, Edlich RF. Influence of irrigation solutions on oscillating bone saw blade performance. *J Biomed Mater Res.* 1998;43(2):108-12. DOI: 10.1002/(SICI)1097-4636(199822)43:2<108::AID-JBM4>3.0.CO;2-S.
24. Romeo U, del Vecchio A, Palata G, Tenore G, Visca P, Maggiore C. Bone damage induced by different cutting instruments: An in vitro study. *Braz Dent J.* 2009;20(2):162-8. DOI: 10.1590/S0103-64402009000200013.
25. Schaller BJ, Gruber R, Merten HA, Kruschat T, Schliephake H, Buchfelder M, et al. Piezoelectric bone surgery: A revolutionary technique for minimally invasive surgery in cranial base and spinal surgery? Technical note. *Neurosurgery.* 2005;57(4 Suppl):E410; discussion E410. DOI: 10.1227/01.NEU.0000176700.77461.C9.