

Semmelweis Egyetem, Fogorvostudományi Kar V. évfolyam*
 Pécsi Tudományegyetem, Klinikai Központ, Arc-, Állcsont- és Szájsebészeti Tanszék**
 Semmelweis Egyetem, Konzerváló Fogászati Klinika***
 Semmelweis Egyetem, Arc- Állcsont- Szájsebészeti és Fogászati Klinika****

Piezosebészeti eszköz és a sagittális csontfűrész intraossealis hőtermelésének in vitro összehasonlító vizsgálata

DR. CZIRIÁK NORBERT BENCE*, DR. SZALMA JÓZSEF**, DR. VÁG JÁNOS***, DR. BOGDÁN SÁNDOR****

Vizsgálatunkban in vitro körülmények között összehasonlítottuk a piezosebészeti eszköz és a sagittális csontfűrész által termelt hőmennyiséget.

Sertésbordába K-típusú hőérzékelőt rögzítettünk, amitől 1 mm távolságra, „legyezőszerű” folyamatos mozgással 30-30 bordát vágunk át sagittális fűrészszel (S-8 S – Elcomed, W&H) és piezosebészeti eszközzel (B6 – Piezomed, W&H). Utóbbival hűtési ciklusokat közbeiktatva 30 másodpercenként szakaszos vágást is végeztünk.

Sagittális fűrészszel végzett osteotomia során nem mértünk 47°C feletti értéket. Piezoelektromos eszközzel „legyezőszerű”, folyamatos mozgással végzett vágás mellett a mérési eredmények $16,2 \pm 3,53\%$ -a elérte a kritikus hőmérséklet-értéket, hűtési ciklusok közbeiktatásával ez az érték $2,6 \pm 0,96\%$ -ra csökkent ($p < 0,001$). A hőmérséklet egyetlen esetben sem haladta meg a 47°C-ot több mint 20 másodpercig.

A piezosebészeti eszköz biztonságosan használható, azonban az osteonecrosis kialakulásának esélyét tovább csökkenthetjük hűtési ciklusok közbeiktatásával, intermittáló műszerhasználatával és maximális vízhűtéssel.

Kulcsszavak: osteotomia, osteonecrosis, piezosebészeti eszköz, sagittális csontfűrész

Bevezetés

Az arc-, állcsont- és szájsebészeti beavatkozások (dygnathiák műtéte, daganatok miatti resectiók, csontpótlások stb.) során számos esetben kerül sor az állcsontok teljes, vagy részleges átvágására (osteotomia). Régebben főként forgó eszközökkel történt a csontok megmunkálása, a közelmúltban emellett olyan új, modern eszközök is megjelentek, mint a sagittális fűrész és a piezosebészeti eszközök.

Utóbbiak legnagyobb előnye a szelektív csontvágási képesség, amellyel elkerülhetjük az ér- és idegsérüléseket, lágyszövet-sérüléseket [15]. A készülék ultrasonikus rezgése a hűtőfolyadékból buborékokat formál, majd az osteotomia helyére „berobbanva” tisztítja, vérteleníti a műtési területet (kavitációs effektus), illetve egyes baktérium speciestek sejtfalának feltöredezése révén antibakteriális hatást fejt ki [2, 12]. A sebgyógyulás korai fázisa gyorsabban lezajlik [14], a kis erővel alkalmazott műszerhasználat pedig precízebb vágást, jobb taktilis érzékelést biztosít. Számos előnye mellett hátrányaként a szignifikánsan megnövekedett műtési idő említhető [8]. A szakirodalomban megoszlanak a vélemények a vágás közben keletkező hőmennyiséget illetően, egyes források csökkent [11], míg mások fokozott hőtermelődést tapasztaltak piezo-asszisztált

műtét esetén [10]. A nemzetközi irodalomban tényként kezelt közlemény szerint [5] a kritikusnak tartott 47°C feletti hőmérsékleten átlagosan 1 perc után a csontot irreverzibilis hőkárosodás éri, ami végül osteonecrosis-hoz vezet. Magasabb hőmérséklet (90°C) már néhány másodperc alatt is csontelhalást okoz [6], ami rendkívül kedvezőtlenül befolyásolja az átültetett csontok beépülését és a donor-, illetve recipiens helyek gyógyulását is. Célunk a piezosebészeti eszközzel és sagittális fűrészszel végzett osteotomia során képződő hőmennyiség mérése és összehasonlítása, illetve gyakorlati ajánlások megfogalmazása a klinikusok számára a hő okozta osteonecrosis szövődésének elkerülése érdekében.

Anyag és módszer

A mérésekhez friss sertésbordát (átlagos vastagság: $2,0 \pm 0,29$ cm) használtunk. A bordákat 1,1 mm átmérőjű fúróval (L44.5 / 12 mm Synthes GmbH, Oberdorf, Svájc) perforáltuk, majd termosztátban 37°C-ra melegítettük. A csontot satuba fogtuk, majd az előfűrt lyukba hővezető pasztával K-típusú hőelemet (érzékelő) rögzítettünk, amit digitális thermometerhez csatlakoztattunk (EL-EnviroPad-TC, Lascar Electronics Ltd., Salisbury, Egyesült Királyság) (1. ábra). A készülék másodper-



1. ábra: A thermometerhez csatlakoztatott K-típusú hőérzékelő a csontba helyezve

cenként rögzítette a vágások során a csont hőmérsékletét.

Valamennyi borda osteotómiáját ugyanaz a személy végezte el a hőelemtől 1 mm távolságra (2. ábra). A vágásokhoz kétféle eszközt használtunk: Piezomed piezosebészeti eszközt, B6 típusú végződésel (W&H Dentalwerk, Bürmoos GmbH, Ausztria), illetve S-8 S típusú sagittális mozgást végző csontfűrész Elcomed sebészeti motorhoz csatlakoztatva (W&H Dentalwerk, Bürmoos GmbH, Ausztria) (3. ábra).

Vizsgálatunk során három módszert alkalmaztunk a csontok osteotómiájához:

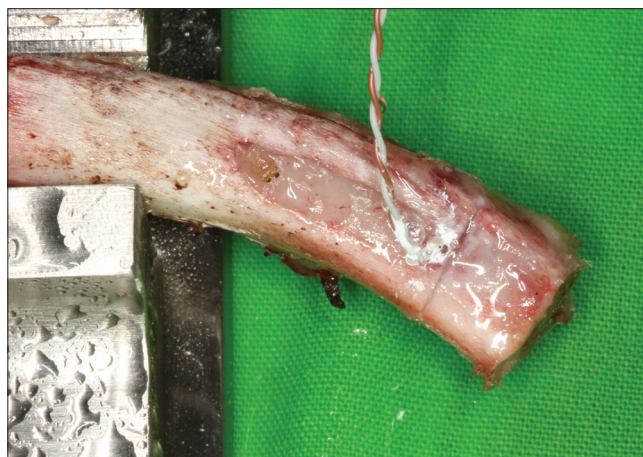
Piezomed I: Folyamatos mozgatással 30 borda átvágása történt.

Piezomed II: Szakaszos műszerhasználattal 30 osteotómiát végeztünk (váltogatva 8 másodpercig folyamatos mozgatással vágunk, majd a csontból kiemelve a végződést 4 másodperces hűtési ciklusokat iktattunk közbe).

Csontfűrész: Folyamatos műszerhasználattal 30 bordát vágunk át.

Minden esetben az alaptechnika a „legyezőszerű” mozgás volt (a borda hossz tengelyére merőlegesen, a vágás két végpontja között történő, állandó sebességű, oda-vissza irányuló mozgás).

A gyártó utasítása szerint a készülékek optimális használatához rendszeres hűtési szakaszokat kell közebeiktatni, illetve állandóan mozgatni kell az aktív végződéseket. Ezáltal csökkenthető a műtési területen keletkező hő mennyisége. Ez a típusú mozgás a műtét során külön odafigyelést igényel a klinikustól. Amennyiben helytelenül, „legyezőszerű” mozgás nélkül (folyamatos nyomás mellett ugyancsak víz hűtéssel) használjuk a készüléket, feltételezésünk szerint nagyobb hőképződéssel kell számolnunk. Ennek modellezésére további 5-5 bordát vágunk át piezosebészeti eszköz-



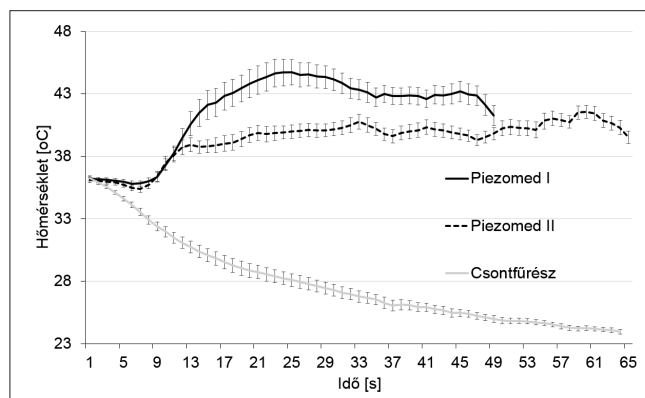
2. ábra: A hőérzékelőtől 1 mm távolságra végzett osteotomia

zel és sagittális csontfűrészrel a helytelen műszerhasználat modellezésére. Minden egyes csontvágás során 21°C-os sóoldattal, a készüléken beállítható maximális víz hűtést alkalmaztuk.

A különböző technikákat háromféle módon hasonlítottuk össze. Kiszámítottuk, hogy a teljes átvágás során



3. ábra: S-8 S sagittális csontfűrész Elcomed sebészeti motorral működtetve (bal oldalon); Piezomed készülékhez csatlakoztatott B6 típusú végződés (jobb oldalon)



4. ábra: A csontok átvágása során mért átlaghőmérsékletek az idő függvényében

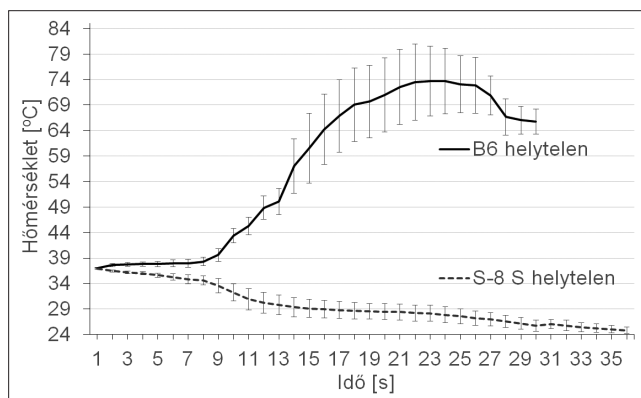
összesen hány másodpercig lépte át a csontban mért hőmérséklet a kritikus 47°C-ot. A hőmérsékleti regisztrációs görbe alatti területtel jellemeztük a teljes műtét alatt leadott hőmennyiséget és a csont átvágásához szükséges időt is rögzítettük.

Az adatok a szövegben és az ábrákon átlag \pm standard hiba formában tüntettük fel. Az eredményeket Microsoft Excel programban értékeltük, a statisztikai kiértékeléshez a „linear mixed modelt” alkalmaztuk. Post-hoc páros összehasonlításnál Bonferroni korrekciót végeztünk és szignifikáns különbségnek a $p < 0,05$ értéket tekintettük. A kiértékelés a Statistica V12 programmal (StatSoft Inc., Tulsa, OK, USA) történt.

Eredmények

A 37°C-ra előmelegített bordáknak a vágás megkezdésének pillanatában mért kiindulási hőmérsékletértékei a 1. táblázatban láthatók.

Piezoelektromos eszközzel a csont felszínén végzett vágás során megfelelő hűtést lehet elérni, amit bizonyít a Piezomed I–II módszert ábrázoló függvény együttes hőmérsékletcsökkenése az első 8 másodpercben (4. ábra). Mélyebb csontállományban végzett osteotomia során viszont ugrásszerű hőmérsékletemelkedést észleltünk. A Piezomed II esetén ez megszűnt a hűtési ciklusok közbeiktatásával, a továbbiakban látható „fűrészfogszerű” rajzolat pedig a 8 másodperces vágási és 4 másodperces hűtési fázisok váltakozását repre-



5. ábra: „Legyezőszerű” mozgás nélkül (helytelen műszerhasználattal) végzett csontvágások átlaghőmérsékletei

zentálja. A csontfűrészsel végzett vágás hőtermelését ábrázoló függvény folyamatosan csökkenő tendenciát mutatott, a görbe legmagasabb pontja a kiindulási hőmérsékletérték volt. Helytelen műszerhasználattal is hasonló lefutású görbét kaptunk sagittális csontfűrész esetén, ellenben piezoelektromos eszközzel már a csont felszínén végzett vágás során is lassú, míg mélyebb csontállományban meredek hőmérséklet emelkedést figyeztünk meg (5. ábra).

A csontok átvágása Piezomed I módszerrel szignifikánsan kevesebb időt vett igénybe, mint Piezomed II esetén ($49,0 \pm 1,74$ s vs. $57,8 \pm 1,74$ s, $p < 0,01$) és gyorsabb volt, mint a csontfűrész ($63,8 \pm 2,51$ s, $p < 0,001$) (6. ábra). A helytelen műszerhasználattal végzett kísérletünk során is átvágtuk a csontokat, de nem teljes keresztmetszetükben. Ez piezosebészeti eszköz esetén $31,2 \pm 1,82$ másodpercet, míg sagittális csontfűrészsel $38,6 \pm 2,24$ másodpercet vett igénybe.

Az egyes mérések során kapott adatokból látszik, hogy Piezomed I esetén magasabbra emelkedett a hőmérséklet, mint a hűtési ciklusok közbeiktatásával végzett Piezomed II módszerrel (1. táblázat). Piezomed I technikával a csont szignifikánsan hosszabb ideig volt 47°C feletti hőmérsékletnek kitéve, mint a Piezomed II csoportban. Csontfűrész esetén még helytelen használat mellett is hőmérséklet-csökkenést mértünk, míg piezoelektromos eszközzel 90,3°C-ig is emelkedett a hőmérséklet.

Piezomed I csoportban átlagosan az osteotomia teljes idejének $16,2 \pm 3,53\%$ -ban emelkedett a hőmérsék-

1. táblázat

A különböző csontpreparáló eljárásokkal végzett osteotomiák hatása a mért paraméterekre (SE értékek feltüntetve)

	Piezomed I	Piezomed II	Csontfűrész	B6 helytelen	S-8 S helytelen
Kiindulási hőmérséklet	$36,2 \pm 0,03^\circ\text{C}$	$36,1 \pm 0,03^\circ\text{C}$	$36,2 \pm 0,04^\circ\text{C}$	$37,0 \pm 0,04^\circ\text{C}$	$36,9 \pm 0,06^\circ\text{C}$
Átlaghőmérséklet	$41,5 \pm 0,11^\circ\text{C}$	$39,0 \pm 0,06^\circ\text{C}$	$27,7 \pm 0,06^\circ\text{C}$	$57,4 \pm 1,30^\circ\text{C}$	$29,2 \pm 0,41^\circ\text{C}$
Maximum hőmérséklet	$55,0^\circ\text{C}$	$51,2^\circ\text{C}$	$36,9^\circ\text{C}$	$90,3^\circ\text{C}$	$37,3^\circ\text{C}$
Leghosszabb 47°C feletti időintervallum	20 sec	5 sec	0 sec	23 sec	0 sec

let 47°C fölé, ugyanakkor a Piezomed II csoportban ez az érték $2,6 \pm 0,96\%$ -ra csökkent ($p < 0,001$, 7. ábra). A piezosebészeti eszköz helytelen használata esetén a hőmérséklet szignifikánsan többször lépte át a 47°C-ot ($61,9 \pm 2,36\%$, $p < 0,001$) a gyártó által ajánlott szakaszos vágáshoz viszonyítva. A sagittális csontfűrész használatakor egyik csoportban sem mértünk kritikus hőmérsékletértéket.

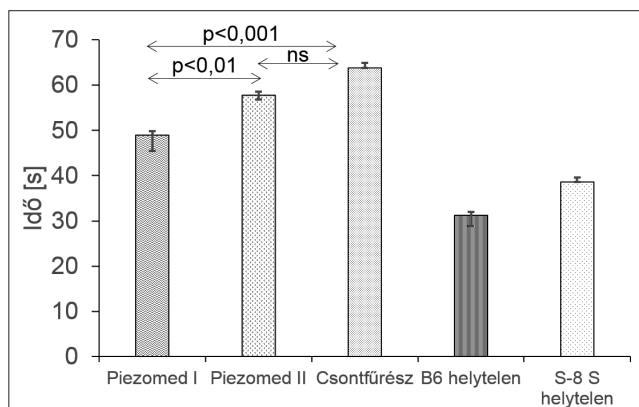
Az osteotomiák során a legnagyobb mennyiségű hőterhelés (görbe alatti terület) a Piezomed II módszerrel érte a csontszövetet (8. ábra), de nem mutatott szignifikáns különbséget a Piezomed I csoporthoz és a csontfűrészhez képest.

Megbeszélés

Az osteotomia során keletkező hőmennyiséget számos tényező befolyásolja. Vizsgálatunk során főként a műszerhasználatot, a hűtés mechanizmusát és a vágási mélységet modelleztük. Ezenfelül a csontra kifejtett nyomás, a hűtőfolyadék hőmérséklete, az alkalmazott fordulatszám, a corticalis-spongiosa arány, illetve a végződés mérete, geometriája és anyaga is hatással van a hőfejlődésre [3].

A piezosebészeti eszköz alkalmazásánál a gyártó utasításainak betartása mellett külön figyelmet kell fordítani a csont hűtésére, amely mélyebb csontállományban elégtelen lehet. Piezomed II esetén több ideig tartott a bordák teljes átvágása, így ugyan összességében több hő érte a csontot, de ez sokkal ritkábban lépte át a kritikus értéket, mint a Piezomed I módszernél. Ezért eredményeink alapján javasoljuk a hűtési szakaszok közbeiktatását, amivel csökkenthetjük a hőmérséklet kiugrásokat.

A helytelen műszerhasználat során kapott görbék különböző lefutására részben magyarázatot ad a hűtés eltérő mechanizmusa. Piezoelektromos eszköz esetén az ultrasonicus rezgés által porlasztott hűtőfolyadék éri a csontfelszínt, míg sagittális fűrésznel folyamatos vízszugár. A csontfűrészsel végzett osteotomia az előmelegített borda lehűlését okozta, ami adódhat a folyamatos vízszugár nagyobb hűtőkapacitásából, illetve a sagittális mozgás miatt még helytelen használat mellett is mélyebb rétegekbe tud penetrálni a hűtővíz, így a 47°C-os kritikus hőmérsékletértéket meg sem közelítettük az osteotomiák alatt. Piezoelektromos eszköz esetén viszont akadályozott a fiziológiás sóoldat behatolása a csontállományba, ahol méréseinkben 90,3°C-ra is emelkedett a hőmérséklet. A következmény másodperceken belül kialakuló osteonecrosis lehet, amely rendkívül kedvezőtlenül befolyásolja kezelésünk sikerességét. A mérések rámutatnak, hogy milyen fontos az ultrasonicus végződést állandóan mozgatni a vágások során. Sagittális csontfűrészsel vízhűtés mellett a necrosis veszélye nem áll fenn, míg piezoelektromos eszköz esetében kellő körültekintés hiányában nagyon könnyen a csont felhevülését, elhalását idézhetjük elő. Ezért a hőkárosodás következményeinek kiküszöbölésére érdemes szigorúan betartani az ajánlásokat a piezoelektromos eszközzel végzett műtétek során.



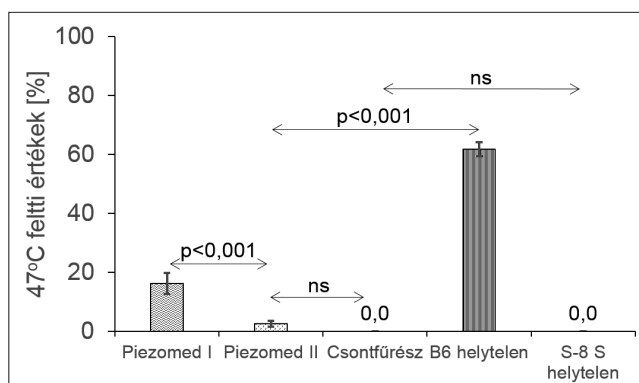
6. ábra: A különböző csontpreparáló eljárásokkal végzett osteotomiák teljes vágási idejének összehasonlítása.

Az ábrán az átlag ± SE feltüntetve

(ns: nem szignifikáns, p: szignifikáns különbség két csoport között).

sére érdemes szigorúan betartani az ajánlásokat a piezoelektromos eszközzel végzett műtétek során.

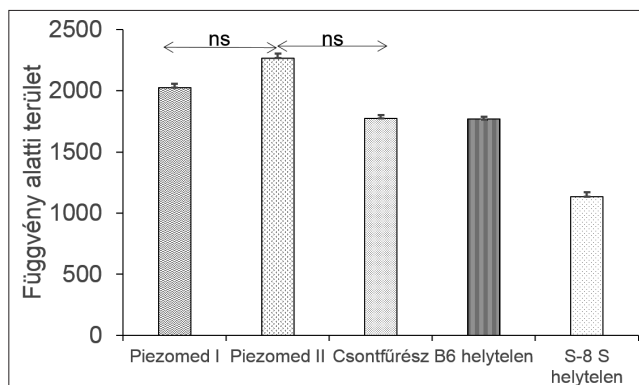
Osteotomia során intermittáló, azaz szakaszos műszerhasználat ajánlott [9, 13]. A rövid megszakítások alatt a hűtőfolyadék jobban eléri a megmunkált csontfel-



7. ábra: 47°C feletti értékek előfordulási gyakorisága

a teljes vágási idő során. Az ábrán az átlag ± SE feltüntetve

(ns: nem szignifikáns, p: szignifikáns különbség két csoport között).



8. ábra: A különböző csontpreparáló eljárásokkal végzett osteotomiák során létrejött teljes hőterhelés.

Az ábrán az átlag ± SE feltüntetve

(ns: nem szignifikáns, p: szignifikáns különbség két csoport között).

színt, így nagyobb hőmérsékletcsökkenést eredményez, aminek mélyebb rétegekben fokozottabb jelentősége van. Szakaszos vágás során a vizsgált paraméterek mindegyikénél szignifikánsan alacsonyabb hőképződést tapasztaltunk a folyamatos vágáshoz viszonyítva, ami alátámasztja az irodalomban ajánlottakat.

A piezosebészeti eszközöket körülbelül 500 gramm nyomással ajánlott használni [16], míg hagyományos fúróknál és csontfűrészeknél mindenképpen nagyobb (2–3 kg) nyomást kell kifejteni a hatékony vágáshoz, fúráshoz [9]. A nyomás fokozásának nemkívánatos hatása a piezoelektromos eszköz aktív végződésének korlátozott mozgathatósága, ami a precizitást csökkenti, ezenfelül a rezgésre fordított energia is hővé disszipálódik, ami szignifikánsan megemeli a képződő hő mennyiségét [9].

A készüléken beállítható maximális vízhűtéssel végezzünk osteotómiát, mert nagyobb mennyiségű fiziológiás sóoldattal hatásosabban megelőzhetjük a csont helyi túlmelegedését. Tovább csökkenthetjük az osteonecrosis kialakulásának lehetőségét, ha alacsonyabb hőmérsékletű hűtőfolyadékot (akár 4°C-ra lehűtve) alkalmazunk a műtét során [4].

Egyes készülékeken létezik olyan funkció, amellyel csökkenthető a helytelen használatból eredő káros hőmérséklet-emelkedés. Ebben az esetben a készülék a nyomás növelésével fordítottan arányosan szabályozza a teljesítményt, így érdemes osteotomia során ezt a funkciót alkalmazni.

Hosszú ideig végzett csontvágásoknál a kézidarab felmelegedése tapasztalható, ezért néhány percenként érdemes rövid szünetet közbeiktatni, különben a hő átadódik az aktív végződésnek is [4]. A piezoelektromos eszközök belső hűtéssel működnek, így az átáramló fiziológiás sóoldat hőmérsékletét is emeli.

Bár a piezotechnika a sagittális fűrészhez képest lényegesen nagyobb hőtermeléssel jár, a kritikusnak tartott 47°C-os határt 1 percig meghaladó értéket nem mérünk, így az ajánlások szigorú betartásával biztonságosan kihasználhatjuk a piezoelektromos eszközök nyújtotta számos előnyt.

Köszönetnyilvánítás

Szeretnénk köszönetet mondani Fejérváry Gábornak a W&H magyarországi képviselője vezetőjének a vizsgálatokhoz nyújtott önzetlen segítségéért és a rendelkezésünkre bocsátott eszközökért.

Irodalom

1. ALDABAGH AH: The significance of motor speed on heat generation during implant drilling (experimental study on bovine bone). *Al-Rafidain Dent. J* 9 2009; 303–306.
2. BLUS C, SZMUKLER-MONCLER S: Atraumatic tooth extraction and immediate implant placement with Piezosurgery: evaluation of 40 sites after at least 1 year of loading. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010; 30: 355–363.
3. BOGOVIĆ V, SVETE A, RUPNIK K, BAJSIĆ I: Experimental analysis of the temperature rise during the simulation of an implant drilling process using experimental designs. *Measurement* 63 2015; 221–231.
4. EGGERS G, KLEIN J, BLANK J, HASSFELD S: Piezosurgery: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 42: 451–453.
5. ERIKSSON RA, ALBREKTSSON T: The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg* 1984; 42(11): 705–711.
6. GEHRKE SA, PAZZETTO MK, DE OLIVEIRA S, CORBELLA S, TASCHEIRI S, MARDEGAN FE: Study of temperature variation in cortical bone during osteotomies with trephine drills. *Clin Oral Invest* 2014; 18: 1749–1755.
7. KALIDINDI V: Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery M.Sc. thesis, University of Kentucky, 2004.
8. LABANCA M, AZZOLA F, VINCI R, RODELLA L: Piezoelectric surgery: twenty years of use. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2008; 46: 265–269.
9. PAVLÍKOVÁ G, FOLTÁN R, HORKÁ M, HANZELKA T, BORUNSKÁ H, ŠEDÝ J: Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011; 40: 451–457.
10. 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: 1361–1365.
11. 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: 1072–1077.
12. SCHLEE M, STEIGMANN M, BRATU E, GARG AK: Piezosurgery: basics and possibilities. *Implant Dent* 2006; 15: 334–340.
13. SCHÜTZ S, EGGER J, KÜHL S, FILIPPI A, LAMBRECHT JT: Intraosseous temperature changes during the use of piezosurgical inserts in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012; 41: 1338–1343.
14. TSAI SJ, CHEN YL, CHANG HH, SHYU YC, LIN CP: Effect of piezoelectric instruments on healing propensity of alveolar sockets following mandibular third molar extraction. *J Dent Sci* 2012; 7(3): 296–300.
15. VERCELLOTTI T, PAOLI SD, 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 Perio Rest Dent* 2001; 21: 561–567.
16. VERCELLOTTI T: Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery. *Minerva Stomatol* 2004; 53: 207–214.

CZIRIÁK NB, SZALMA J, VÁG J, BOGDÁN S

In vitro comparison of the effect of piezosurgery and conventional bone preparation technique on intraosseous heat generation

The aim of this in vitro study was to compare the effect of sagittal saw handpiece with a piezoelectric device on the rise in intraosseous temperature and on the preparation time.

100 native pieces of pork ribs were cut either with S-8 S handpiece connected to Elcomed surgical motor (W&H) (n = 30) or with B6 insert connected to Piezomed (W&H) using continuous movement (n = 30) or with B6 using short breaks to perform intermittent cutting (n = 30). The rest were cut either by S-8 S (n = 5) or by B6 (n = 5) both applied by permanent pressure. The intraosseous temperature was measured by K-type thermocouple connected to digital thermometer placed in the bone 1 mm away of the cutting line. The heat generated and the time of the complete cutting were recorded.

In S-8 S group the temperature never rose above 47°C. Using the B6 with permanent movement the critical temperature was reached in $16.2 \pm 3.53\%$ of the cases while taking breaks decreased the results to $2.6 \pm 0.96\%$ ($p < 0.001$). In no cases the temperature elevation above 47°C lasted more than 60 sec. Applying the B6 by permanent pressure resulted in heat up to 90.3°C.

Our results suggest that piezoelectric device could use safely according to the factory instructions, however further reduce of heat load could be achieved if the intermittent cutting motion combined with short-time cooling periods.

Key words: osteotomy, osteonecrosis, piezosurgery, saw handpiece, thermocouple