

Pécsi Tudományegyetem, Klinikai Központ, Gyermekek- és Ifjúsági Fogászati Tanszék*
Pécsi Tudományegyetem, Klinikai Központ, Arc-, Állcsont és Szájsebészeti Tanszék**

Az ortodonciai minicsavarok előhűtésének hatása az in vitro behajtási hőterhelésre

DR. GURDÁN ZSUZSANNA*, DR. SZALMA JÓZSEF**

A fogszabályozó kezelés során, szkeletális horgonylat céljából egyre szélesebb indikációs területen alkalmazhatók az ortodonciai minicsavarok. Az önfúró minicsavar kézi behajtása során is számolni kell a csontra akár káros hőterheléssel. Szerzők célja volt, hogy szobahőmérsékletű, illetve használat előtt lehűtött minicsavar alkalmazása során is meghatározzák a csontban keletkező hőmérsékleteket. 1,6 × 8 mm minicsavarokat helyeztek be kézi behajtó segítségével 2 mm vastag kortikálissal rendelkező sertésbordacsontba, miközben ellenállás hőmérőszondák segítségével regisztrálták a behajtás során mérhető hőterheléseket. A hűtött csavarok vizsgálatához felhasználás előtt a minicsavart és a behajtó műszert is mélyhűtőbe helyezték. A szobahőmérsékletű és a hűtött eljárások során mérhető hőmérséklet-különbségeket kétmintás t próba segítségével hasonlították össze.

Az átlagos hőmérséklet-emelkedés a csontban jelentősen nagyobb értéket ($\Delta T = 11,3^\circ\text{C}$) mutatott szobahőmérsékletű minicsavar alkalmazása során, mint a hűtött önfúró csavar használata közben ($\Delta T = 6,6^\circ\text{C}$).

A szkeletális horgonylatként felhasznált ortodonciai minicsavarok kézi behajtása során képződő hőterhelések rámutattak arra, hogy a keletkező hőmérsékletek a csavar előzetes hűtésével jelentősen csökkenthetők, feltételezhetően csökkentve a csavarok élettartamát hátrányosan befolyásoló szövődményeket is.

Kulcsszó: minicsavar, szkeletális horgonylat, hőterhelés, csontkárosodás

Bevezetés

A fogszabályozó kezelés során a fogmozgatáshoz alkalmazott bármilyen erőhatás esetében számolni kell azonos nagyságú, ellentétes irányú erőhatással (Newton III. törvénye, 1687). Ezért a sikeres végeredmény eléréséhez kulcsfontosságú az elhorgonyzás egy ellenoldali megtámasztás formájában. Proffit és mtsai definíciója szerint „az elhorgonyzás a nem kívánatos fogelmozdulás megakadályozása” [24]. Ezen cél érdekében alkalmazott standard alternatívák, mint dentális (elasztikus intermaxilláris ligatura, intaorális kiegészítő elemek) és extraorális támaszték (headgear, arcmaszk) manapság egyre inkább háttérbe szorulnak, különösen felnőtt páciensek esetében.

Mini implantátumok esetében elsődleges cél a primer stabilitás elérése összeintegráció nélkül. Ez teszi lehetővé a kívánt fogelmozdítás után a könnyű eltávolítást. Erre a célra kifejlesztett speciális ortodonciai minicsavarokat Kanomi vezette be 1997-ben [13]. Maximális horgonylat alkalmazása enosszeális támasztékkal jobb klinikai eredményeket ad a páciens kooperációs készségétől függetlenül. Elülső nyitott [26, 19], mély harapás korrekciójában [14], extrakciós esetek kezelésében [23], illetve disztalizálás [15, 30] és asszimmetrikus expanzió kivitelezésén túl nagy jelentősége van a szke-

letális horgonylat alkalmazásának az impaktált fogak sorba állítása során is [22, 9]. A minicsavarok behelyezésének és eltávolításának egyszerűsége mellett a szkeletális horgonylatok további előnye a primer stabilitás és azonnali terhelhetőség, mely lerövidíti a fogszabályozó kezelés idejét. Széleskörű alkalmazását biztosítja a minicsavarok biokompatibilitása. Anyagukat tekintve a csavarok titánból, illetve titán alumíniummal alkotott ötvözetéből készülhetnek.

Az ortodonciai mini implantátumok általában 1,4–2,5 mm-es átmérőjű és 6,0–12 mm-es hosszúságú változatokban alkalmazhatók. A minicsavarok tulajdonságait figyelembe véve, a megfelelő alakú, átmérőjű és hosszúságú csavar kiválasztásával a szövődmények mérsékelhetők. Wu és mtsai vizsgálatuk eredményeként arra a következtetésre jutottak, hogy maxillában 1,4 mm vagy ennél kisebb, az alsó állcsont esetében 1,4 mm-nél nagyobb átmérőjű csavarral érhető el a tökéletes horgonylat. A különbség az állkapocs különböző biológiai adaptációs mechanizmusával magyarázható [31].

Lényeges különbség a hagyományos fogászati és a fogszabályozás során alkalmazott mini implantátumok között, hogy a fogászati implantátumok stabilizációs sikerének kulcsa a csont és az implantátum érintkezési felülete között létrejövő összeintegráció. Ezért nagyobb átmérőjű és hosszúságú csavar nagyobb kon-

taktfelszint tesz lehetővé. Mivel a minicsavarok esetében más típusú a stabilizációs mechanizmus (mechanikus zár), ezért a mini implantátum átmérője és hossza nem kiemelkedően fontos faktor a sikeres eredmény elérésében [3, 29, 30].

A minicsavar behelyezésére két módszer létezik. Önmetsző minicsavar csontba helyezése előtt előfúrás szükséges, az önfúró minicsavar esetében ettől eltekinthetünk. Mandibulában, vastag kortikálissal bíró állcsontrészekben történő elhorgonyzás esetén előfúrás ajánlott a minicsavar behajtása előtt. Az előfúrás során, még ha a minicsavnál kisebb átmérőjű fúróval történik is, mindig számolni kell a csontot érő hőterheléssel [6, 7, 25]. A hőtermelés során a veszélyes hőmérsékleti tartomány, mely a csont túlélését veszélyeztetheti, 47 °C legalább egy percen keresztül [4, 5]. Magasabb hőmérsékleten természetesen rövidebb idő alatt is bekövetkezhet csontnekrózis, illetve a gyógyulás elmaradása.

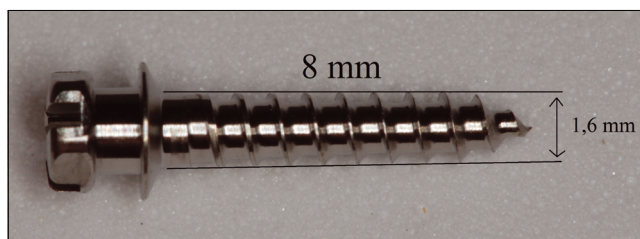
Vizsgálatunk célja volt a mindennapi gyakorlatban könnyen alkalmazható módszert kidolgozni, mellyel csökkenthető a szkeletális horgonylat használatakor a csontban keletkező hő mennyisége. Ebből a célból szobahőmérsékletű és használat előtt lehűtött minicsavarok kézi behajtása során keletkező hőmennyiségek összehasonlítását végeztük, vizsgálva a csontban a hűtés hatását a minicsavarok hőtermelésére.

Anyag és módszer

Vizsgálatainkat légkondicionált helyiségben végeztük, melynek hőmérsékletét tartósan 24 °C fokra állítottuk be. A vizsgálatokhoz szelektált sertésbordacsontokat használtunk, melyeknek kortikális vastagsága átlagosan 2,1–2,3 mm volt. A mintegy 50 mm hosszú csontokat letisztítottuk a periosteumig, majd fiziológiás sóoldatban áztatás után a felhasználásig mínusz 19 fokon tartottuk. Felhasználás előtt, a fagyott állapotból történő felengedéshez szintén fiziológiás sóoldatot használtunk a felmelegedésig, a nedvesen tartás céljából.

Az ortodonciai minicsavarok behajtásakor, a hő regisztrációjához 0,5 mm átmérőjű Cu/CuNi ellenállás-hőmérő szenzorokat (TC Direct, Budapest, Magyarország) és memóriával rendelkező grafikus regisztráló egységet használtunk (EL-Enviropad, Salisbury, Egyesült Királyság). A digitális termométer 0,1/1 °C fok felbontással és 1 mérés/sec mintavételezési frekvenciával mérte a minicsavarok kézi behajtása során keletkező hőmérsékleteket. A szondák a csavar behajtásának helyétől mindig standard, 1 mm-es távolságban és 5 mm-es mélységben voltak elhelyezve a csontban. A szenzorok helyének előkészítése 0,5 mm átmérőjű rozsdamentes acél fissura fúróval (203RF, Hager & Meisinger GmbH, Németország) történt. A kísérletek során a csontba kézi behajtó segítségével helyeztünk be az 1,6 × 8 mm minicsavarokat (JEIL DUAL TOP ANCHOR SYSTEM, JEIL Medical Corp., Szöul, Korea) (1. kép).

Az első ütemben szobahőmérsékletű csavarokat,

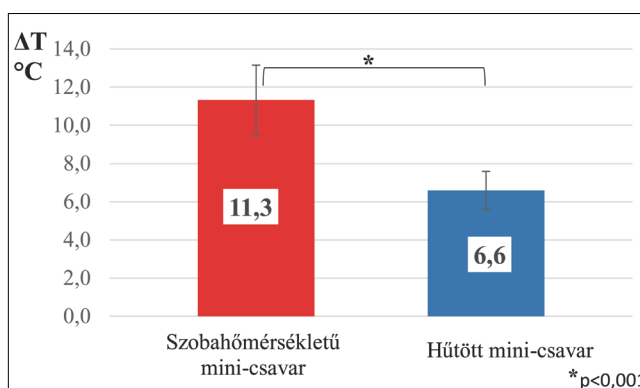


1. kép: A vizsgálat során felhasznált 1,6 × 8 mm méretű minicsavar.

a második ütemben hűtött csavarokat használtunk. A hűtött ütemben nemcsak a minicsavart, hanem az azt fogadó adapter, úgynevezett közti elemet is hűtöttük. A csavart és a behajtó műszert a behelyezések előtt néhány órával, mélyhűtő fiókkal rendelkező egyajtós hűtőszekrénybe helyeztük, mely -0,4–0,7 °C közötti hőmérsékletet biztosított (2. kép). A hűtött és szobahőmérsékletű csavarok kézi behelyezésekor mérhető hőmérsékleteket, tekintettel a szórások normális eloszlására (Kolmogorov–Smirnov-próba alapján), kétmintás t próba segítségével vetettük össze.

Eredmények

A szobahőmérsékletű minicsavar és a hűtött minicsavar behajtásakor regisztrált hőmérséklet-különbségeket a 3. kép mutatja be. A szobahőmérsékletű, 1,6 mm átmérőjű és 8 mm hosszú mini implantátumok sertésbordacsontba helyezésekor az átlagos hőmérséklet-emelkedés 11,3 °C volt. Ez a humán, kb. 37 °C-os testhőmérséklethez hozzáadva meghaladja azt a küszöbértéket, amely a csont gyógyulása szempontjából már káros lehet (47 °C). Az előhűtött minicsavarral szignifikánsan alacsonyabb, 6,6 °C volt az átlagosan mérhető hőmérséklet-emelkedés, és jól látható, hogy a behelyezés első másodperceiben a csont kiindulási hőmérsékletét a csavar még hűteni is képes volt (4. kép). A 4. ábrán a két – random kiragadott – hőmérsékletregisztrációs-görbén jól látható, hogy habár a szobahő-



3. kép: A sertésbordacsontokban mérhető átlag hőmérsékletváltozások szobahőmérsékletű és hűtött minicsavar behajtások esetében.

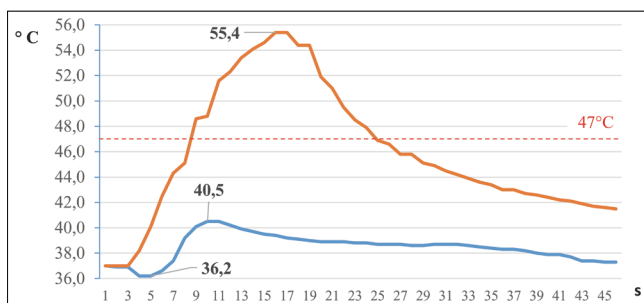


2. kép: a) A hűtött csavar vizsgálatokor a csavart (piros nyíl) és a behajtó műszer adapterét (fekete nyíl) is hűtőbe helyeztük.
 b) A hűtő hőmérsékletét meghatároztuk és rendszeresen ellenőriztük.
 c) A hűtött csavar adapterrel történő felvételekor jól látszik a páralecsapódás a műanyag tárolódobozon.
 d) A minicsavar behajtásakor az intraosseális hőmérséklet mérése ellenállás hőmérőszondával történt, a csavartól 1mm-es távolságban és 5 mm-es mélyégben.

mérsékletű csavar 47 °C feletti hőmérsékleteket keltett, azok időtartama nem érte el az egy perces időtartamot.

Megbeszélés

A minicsavarok sikerességét számos tényező befolyásolja, úgymint az alveoláris csont mennyisége, minőség-



4. kép: Szobahőmérsékletű (piros görbe) és hűtött (kék görbe) minicsavar kézi behajtása során regisztrált hőgörbék (egy random kiragadott a mérések közül).

ge, a környező lágyszövet állapota, illetve a csavar helyes megválasztása és pozicionálása [2]. A minicsavarok sikertelenségének aránya Papageorgiou hosszútávú vizsgálatai alapján átlagosan 14% körüliek, és szövődmény kialakulása az alsó állcsontban 1,56-szor gyakrabban figyelhető meg [21]. Számos tényező közrejátszik a minicsavar sikertelen alkalmazásában. Minicsavar alkalmazásakor is számolni kell a hőterheléssel [28]. A csont gyógyulását tekintve viszont fontos tényező, hogy mekkora ez a hőmérséklet-mennyiség.

Az előfúrás során termelt hő mennyiségét a fúrási paraméterek (fúrási sebesség, hűtés, a fúró előrehaladása, a fúróra nehezedő nyomás, a fúrási mélység és az előfúrás megléte) és a fúró jellemzői (átmérő, munkafelület, barázdáltság, csavarvonal kialakítása, a fúró csúcsa és a fúró kopottsága) befolyásolják legnagyobb mértékben [20]. Az erre vonatkozó vizsgálatok alapján elmondhatjuk, hogy hőtermelés szempontjából a 47 °C több mint egy percen keresztül már gátolja a csont túlélését. Ennél magasabb hőmérséklet előidézésével már rövidebb idő alatt is csontnekrozist okozhatunk. Az intracelluláris enzimek és membrán fehérjék denaturációja,

sejtdehidráció, sejtmembránsérülés és karbonizáció folyamata Lundskog (1972) vizsgálatai alapján 90 °C-on 1–2 másodperc után már bekövetkezik [27]. Gehrke és mtsai (2014) erre irányuló kutatásaik során a csontnekrózist 50 °C hőterhelés esetén már 30 másodperc után észlelték [16]. Minicsavar alkalmazása során az előfűrés szükségessége elsősorban a kortikális csont vastagságától függ. A Matthews és Hirsch (1972) által leírt előfűrészi metódust Branemark (1983) népszerűsítette [1]. Az 1990-es éveket követően kezdett kiszorulni a „pilot hole” (előfűrés során alakított üreg) használata a mindennapi sebészeti gyakorlatból. Ez a felmerülő mellékhatásokkal (ideg, illetve környező fogak gyökerének sérülése, fúrófej törése és termális oszteonekrózis) magyarázható. A helyesen megválasztott méretű előfűrés és „pilot hole” alkalmazása ugyanakkor csökkenti a behelyezési nyomatókat a minicsavar alkalmazása során, és csökkentheti a csontban keletkező mikrorepedéseket. Viszont előfűréskor még alacsony fordulatszámon is számolni kell a csontban keletkező extra hőterheléssel, amely akár nekrozishoz is vezethet [18].

Matsuoka és mtsai kutatásuk során 1,2 és 2 mm-es kortikális vastagságú csontban mérték a csavar behajtásakor keletkező hőterheléseket [17]. Ezen mérések alapján arra a következtetésre jutottak, hogy a csavar behajtási fordulatszámának növekedésével mindkét csontvastagságnál jelentős hőterhelés keletkezhet. Ez 250/perces fordulatszámon, 2 mm-es csontvastagság esetén több mint 10 °C volt. Saját korábbi vizsgálataink során előfűrészt követően, illetve előfűrés nélkül is megmértük a kézi behajtás keltette hőterheléseket [10]. Az előfűrés során 1 mm-es fűrőt használtunk az 1,6 mm-es minicsavar alkalmazása előtt. Ezen eredmények azt mutatták, hogy az előfűrés egyáltalán nem csökkentette a minicsavar behelyezése során mérhető hőmérséklet-emelkedést (előfűréssel $11,77 \pm 2,06$ °C, előfűrés nélkül $11,33 \pm 2,38$ °C volt). Sőt, az előfűrés és kézi behajtás együttes alkalmazásakor összeadódtak a csontra háruló hőterhelések, azaz az előfűrészt követő kézi behajtásakor kb. 1 percig 41,3 °C-nál magasabb hőt mérünk a csontban, illetve 27 másodpercig a 47°C-os „küszöbértéket” is meghaladó hőterhelést tapasztaltunk [10].

Ezzel szemben jelen vizsgálatunk esetében, ahol a minicsavart és behajtó műszert kb. 0,4 °C-ra történő hűtést követően használtuk, minden esetben elkerültük a csontra veszélyt jelentő küszöbértéket, sőt az előhűtött csavarral a beavatkozás kezdetén a csont hőmérsékletét még csökkentettük is.

A fogszabályozó kezelés során alkalmazott minicsavar mint szkeletális horgonylat precízebb végeredményt, gyorsabb kezelést tesz lehetővé. Az esetleges előfűrés paramétereinek helyes megválasztásával és a csavar behelyezés körülmények kivitelezésével a mellékhatások csökkenthetők. A minicsavar alkalmazása során minden esetben számolnunk kell a csontban létrejövő hőterheléssel. Annak érdekében, hogy ennek a hőterhelésnek a mennyiségét csökkenteni tudjuk, ezáltal elkerülni a termális oszteonekrózist, a minicsavar kézi behajtásának

megfelelő előkészítése szükséges. In vitro vizsgálatunk alapján a minicsavar behelyezése előtt az implantátum és a kézi behajtó műszer mélyhűtőben történő lehűtése ajánlható. Ezzel a könnyen kivitelezhető módszerrel elkerülhetjük a csont túlélését veszélyeztető 47 °C körüli vagy afeletti kritikus hőmérsékletértékeket. Természetesen további in vivo állat-, és aztán klinikai vizsgálatok szükségesek a valós előnyök (esetlegesen kisebb posztoperatív fájdalom, ritkábban bekövetkező idő előtti csavarlazulás) felderítése céljából.

Köszönetnyilvánítás

Szerzők köszönik a PTE ÁOK Kutatási Alapnak (2013/26) és a Magyar Tudományos Akadémia Bolyai János Kutatási Ösztöndíjnak (00074/2016/BO) a támogatást.

Irodalom

- BRANEMARK PI: Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 399–410.
- CHEN YH, CHANG HH, CHEN YJ, LEE D, CHIANG HH, YAO CC: Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 99–106.
- COSTA A, RAFFAINI M, MELSEN B: Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998; 13: 201–209.
- ERIKSSON RA, ADELL R: Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg* 1986; 44: 4–7.
- ERIKSSON RA, ALBREKTSSON T, ALBREKTSSON B: Heat caused by drilling cortical bone: temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand* 1984; 55: 629–631.
- ERIKSSON RA, 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.
- 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.
- GEHRKE SA, PAZETTO MK, DE OLIVEIRA S, CORBELLA S, TASCHIERI S, MARDEGAN FE: Study of temperature variation in cortical bone during osteotomies with trephine drills. *Clin Oral Invest* 2014; 18: 1749–1755.
- GIANCOTTI A, GRECO M, MAMPIERI G, ARCURI C: Treatment of ectopic maxillary canines using a palatal implant for anchorage. *J Clin Orthod* 2005; 39: 607–611.
- GURDÁN ZS, VAJTA L, LEMPEL E, TÓTH Á, JOÓB-FANCSALY Á, SZALMA J: Effect of pre-drilling on intraosseous temperature during self-drilling mini-implant placement in a porcine mandible model. *J Oral Sci* 2017; 59: 47–53. doi: 10.2334/josnusd.16-0316
- HERMAN RJ, CURRIER GF, MIYAKE A: Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: A pilot study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 228–235.
- JEON JM, YU HS, BAIK HS, LEE JS: En-masse distalization with miniscrew anchorage in class II non-extraction treatment. *J Clin Orthod* 2006; 40: 472–476.
- KANOMI R: Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997; 31: 763–767.
- KIM TW, KIM H, LEE SJ: Correction of deep overbite and gummy smile by using a mini-implant with a segmented wire in a growing Class II div. 2 patient. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 678–685.

15. KYUNG SH, HONG SG, PARK YC: Distalization of maxillary molars with a midpalatal screw. *J Clin Orthod* 2003; 37: 22–26.
16. LUNDSKOG J: Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1972; 9: 1–80.
17. MATSUOKA M, MOTOYOSHI M, SAKAGUCHI M, SHINOHARA A, SHIGEEDA T, SAITO Y: Friction heat during self-drilling of an orthodontic miniscrew. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011; 40: 191–194.
18. OKHYUN N, WONJAE Y, MAN YC, HEE-MOON K: Monitoring of Bone Temperature During Osseous Preparation for Orthodontic Micro-Screw Implants: Effect of Motor Speed and Pressure. *Key Engin Mat* 2006; 321–323: 1044–1047.
19. PAIK CH, WOO YJ, BOYD RL: Treatment of an adult patient with vertical maxillary excess using miniscrew fixation. *J Clin Orthod* 2003; 37: 423–428.
20. PANDEY RK, PANDA SS: Drilling of bone. A comprehensive review. *J Clin Orthop Trauma* 2013; 4: 15–30.
21. PAPAGEORGIOU SN, ZOGAKIS IP, PAPADOPOULOS MA: Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants A meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 142: 577–595.
22. PARK HS, KWON OW, SUNG JH: Micro-implant anchorage for forced eruption of impacted canines. *J Clin Orthod* 2004; 38: 297–302.
23. PARK HS, KWON TG: Sliding mechanics with micro-screw implant anchorage. *Angle Orthod* 2004; 74: 703–710.
24. PROFFIT WR, FIELDS HW, SARVER DM: Contemporary orthodontics. (5th ed.) St. Louis, Mosby 2013; 295–299.
25. REINGEWIRTZ Y, SZMUKLER-MONCLER S, SENGER B: Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 189–197.
26. SHERWOOD KH, BURCH JG, THOMPSON WJ: Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122: 593–600.
27. TACHIBANA R, MOTOYOSHI M, SHINOHARA A, SHIGEEDA T, SHIMIZU N: Safe placement techniques for self-drilling orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofacial Surg* 2012; 41: 1439–1444.
28. TEHEMAR SH: Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 127–136.
29. WENG D, JACOBSON Z, TARNOW D, HÜRZELER MB, FAEHN O, SANAVI F és mtsai: A prospective multi-center clinical trial of 3i machined-surface implants: Results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 417–423.
30. WINKLER S, MORRIS HF, OCHI S: Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol* 2000; 5: 22–31.
31. WU TY, KUANG SH, WU CH: Factors Associated with the stability of mini-implants for orthodontic anchorage: A study of 414 samples in Taiwan. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67: 1595–1599.

GURDÁN Z, SZALMA J

The effect of pre-cooling of the orthodontic miniscrew on the in vitro intraosseous heat production.

Orthodontic miniscrews can be applied safely for skeletal anchorage during orthodontic treatments. During manual insertion of self-drilling miniscrews, heat may be expected, which can be harmful to the bone.

The aim of the authors was to determine the intraosseous temperatures produced both with room temperature and pre-cooled mini screws. 1.6 x 8 mm miniscrews were placed into porcine ribs with ~2 mm cortical thickness with the help of the manual wrench while temperature changes were registered using thermocouple sensors. For the pre-cooled screws, the adapter and the screws were placed into commercially available refrigerator before measurements.

The temperature differences of the two procedures i.e. room temperature vs. refrigerated screw placements were compared using the two-sample *t*-test.

The average temperature increase in the bone was significantly higher ($\Delta T = 11,3^{\circ}\text{C}$) when a room temperature miniscrew was applied than during the insertion of the pre-cooled miniscrew ($\Delta T = 6,6^{\circ}\text{C}$).

The intraosseous temperature values of this in vitro study, during manual insertion of orthodontic miniscrews showed clearly, that pre-cooling can significantly reduce bone temperatures, which may reduce complications originating from overheating of the bone.

Keywords: mini screw, skeletal anchorage, temperature increase, bone damage