

**Intraosseális hőemelkedés vizsgálata
navigációs sebészi sablonnal végzett
dentális implantológiai beavatkozások
során**

című PhD-értekezés magyar nyelvű tézisei

Dr. Barrak Ibrahim Ádám

Témavezető:
Prof. Dr. Dr. Piffkó József

**Szegedi Tudományegyetem
Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola
Szeged, 2018**

Bevezetés

Az elmúlt évtizedben folyamatosan bővültek ismereteink az első sorban fogpótlástani szempontokat figyelembe vevő dentális implantológiai beavatkozásokról. Ezek a beavatkozások napjainkban is intenzív kutatás tárgyát képezik. A beültetett implantátum megfelelő pozíciója ugyanis nem csupán az esztétikai végeredmény szempontjából jelentős kérdés, de az optimális funkcionalitást, ez által pedig a hosszú távú szövődménymenetes túlélést is biztosítja.

Hőnekrózis

A titán implantátumok behelyezése mára rutin eljárássá vált. Ilyen implantátumok kerülnek behelyezésre az ortopédiai, gerincsebészeti, traumatológiai, fejnyaksebészeti és orális implantológiai beavatkozások során. Mindegyik eljárás első lépése a csont fúrása, ami végső soron az implantátum csontágyának kialakítására szolgál. Korábbi tanulmányok kimutatták, hogy a csontos regeneráció folyamatát számos tényező befolyásolhatja. Ilyenek az implantátum formája, felületének kémiai összetétele, a recipiens csont élettani tulajdonságai,

vérkeringése, a behelyezés során kifejtett erő nagysága, a befogadó csont gyógyulási kapacitása, a kiegészítő terápiás gyógyszerek hatékonysága és hatása, valamint a behelyezés során, a csont fúrása közben fellépő hő.

A csontszövet nagyon érzékeny a hőhatásra. 47 °C-on már maradandó károsodás jöhet létre, ha a fúrás folyamatának időbeli lefutása eléri, illetve meghaladja a 60 másodperces intervallumot. Ennek következtében a fúrás, illetve a fúrók megfelelő hőmérsékleten tartása kritikus az implantátum hosszú távú sikeressége szempontjából.

A műtéti sablonnal végzett beavatkozások jelentősége a dentális implantológiában

A technológiai fejlődés nagy mértékben befolyásolja az implantációs beavatkozásokat is. Az informatika világában végbement fejlődésnek köszönhetően a számítástechnikai eszközök (hardware és software) képesek segíteni a fogorvosi rehabilitáció számtalan lépését és annak kivitelezését, végrehajtását. A digitális volumetomográfiai (CBCT) képek és az implantáció-tervező szoftverek egyesítésével létrejött a lehetőség annak, hogy az implantátumok pozícióját megtervezzük és

a környező anatómiai képletek, valamint a jövőbeni fogpótlás teljeskörű figyelembevétele mellett a legoptimálisabb pozícióba helyezzük be az implantátumokat. A gyakorlatban ezt leginkább a digitális tervezés alapján gyártott műtéti sablonnal valósítjuk meg, mely a csont előkészítését és a behelyezést is közvetlenül segíti.

Célkitűzés

A fenti megfontolások alapján tervezett *in vitro* kísérletes munkánk két fő kérdésre koncentrált:

1. Hogyan befolyásolja a fúrás közbeni hőtermelés mértékét az alacsony fordulatszámú fúrás és hűtött hűtőfolyadék kombinációban történő alkalmazása szabadkézi és irányított implantációs preparáció során?

Ezzel kapcsolatban azt feltételeztük, hogy a fent említett kombináció alkalmazásával teljes mértékben elkerülhetővé válik a csontra káros hő kialakulása.

2. Hogyan változik a hőtermelés a fúró kopása során, különös tekintettel a műtéti sablonban használt fémperselyek fúrószár-károsító hatására?

A kérdéssel kapcsolatban azt feltételeztük, hogy a fém-fém érintkezés hatására szignifikánsan jelentősebb kopás és ennek következményeként szignifikánsan jelentősebb hőtermelés várható.

Anyagok és módszerek

Kísérleti modell

A kísérletekhez marhabordát alkalmaztunk, mivel ezen csontot fizikai tulajdonságai az emberi alsó állcsont modellezésére alkalmassá teszik. Az irodalom alapján a mandibula kortikálisának vastagsága fogatlan esetben 1,0 és 2,0 mm közé esik, míg részlegesen meglévő fogazat esetén ez az érték 1,6-2,0 mm között helyezkedik el. A kísérletek során felhasznált csontokat ennek figyelembevételével választottuk ki.

Kísérletes vizsgálati módszerek

A fúrásokat 800-as percenkénti fordulaton végeztük, különböző fúróátmérőket alkalmazva (2,0; 2,5; 3,0; 3,5 mm). A sebészi módszereket tekintve a szabadkézi és az irányított behelyezést is vizsgáltuk. A hűtőfolyadékok

között pedig megkülönböztettünk 20°C, 15°C, és 10°C-os fiziológias sóoldatokat.

A második kísérletben, melyben a kopás hatását vizsgáltuk, három különböző csoportot vizsgáltunk a sterilizálási módszer alapján: 1) A kontroll-protokoll, melynek során fizikai és kémiai módszerek alkalmazásának mellőzésével, csak folyó csapvízzel tisztítottuk a fúrókat. 2. A „lágý” kezelési protokoll, melynek során egy lágý sörtéjű kefével tisztítottuk meg a fúrókat, ezt követően 5 perces ultrahangos tisztítás (Ultrasonic Cleaner JP-010, Digital Pro+, China) következett egy gyógyászatban általánosan elterjedt tisztítószerben (Gigasept Instru AF, Schülke and Mayr, Germany), melyet 20 perces autoklávós (Vacuklav 24 B+, MELAG, Germany) sterilizációs program követett; végül 3) A „durva” kezelési protokoll szerint a tisztítás drótkefével történt, melyet 5 perces ultrahangos tisztítás követett és 50 perces autoklávós programmal zárult. A kísérletek során 2,0 mm átmérőjű fúrókat használtunk 800, 1200, 1500 és 2000-es percenkénti fordulatszámokon. Minden harmadik fúrást követett egy sterilizálási, tisztítási ciklus.

A hőmérséklet mérését az irodalomban szokásos módon, a kortikális rétegben végeztük, hiszen ott alakul ki a legmagasabb hőmérséklet a fúrás során. A hőmérésre K-típusú szondás hőmérőket (HoldPeak 885A, HoldPeak; Zhuhai,Guangdong, Kína) használtunk. A tengelyirányú terhelést 2,0 kg értéknek megfelelően állítottuk be. A fúrásokhoz egy asztali fűrőgépet (Bosch PBD 40; Bosch, Stuttgart, Németország) használtunk, amelyen a fordulatszám pontosan beállítható volt.

Fúrás közben külső hűtést alkalmaztunk, implantációs motor (W&H Implantmed SI-923; W&H, Bürmoos, Salzburg, Ausztria) segítségével.

Statisztikai elemzés

Az adatokat a Microsoft Excel 2013 (v15.0) (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) program segítségével rendszereztük. A hőmérsékletemelkedés nagyságát az alap hőmérséklet és a maximális mérhető hőmérséklet különbségeként határoztuk meg. A statisztikai elemzést a Statistica for Windows 10.0 (Statsoft, Tulsa, OK, USA) programmal végeztük. Az adatok eloszlásának normalitását Shapiro-Wilk teszttel vizsgáltuk. Ennek

alapján vagy egyirányú varianciaanalízist (ANOVA), vagy Kruskal-Wallis-féle varianciaanalízist végeztünk. A második vizsgálat során a statisztikai elemzést SPSS 23.0 (Armonk, New York, United States: IBM) szoftver segítségével végeztük. Szignifikáns esetekben a további elemzéshez (a szignifikanciaszintek páronkénti meghatározásához) a Tukey-féle *post hoc* tesztet alkalmaztuk.

Eredmények

Az első kísérletben a 800-as fordulatszám 10°C-os hűtéssel kombinált alkalmazása esetén az alapmérésekhez (a 0. időpillanatban, a használatlan, új fűrészárakkal elvégzett hőmérséklet mérések) képest alacsonyabb értékeket kaptunk. Ez a jelenség a kisebb átmérőjű fűrők esetében (2,0 és 2,5 mm) kifejezettebb volt. A hőmérséklet emelkedése soha nem haladta meg a +1.0°C-os értéket. A szobahőmérsékletű folyadékkal történt hűtéssel való összehasonlításban elmondható, hogy a 10°C-ra hűtött folyadék esetében az átlagos hőmérsékletemelkedés statisztikailag szignifikáns módon alacsonyabb volt.

A második vizsgálat során 800-as fordulatszám 210 fűrást (70 sterilizálási ciklus), 1200-as fordulaton 120 fűrást (40 sterilizálási ciklus), míg 1500-as és 2000-es fordulaton 90 fűrást (30 sterilizálási ciklus) lehetett elvégezni a biztonságos hőmérsékleti tartományban függetlenül az eljárás módjától (szabadkézi vagy sablonnal irányított).

800-as percenkénti fordulaton a hőmérsékletemelkedés 90 fűrás után vált statisztikailag szignifikánssá, a kontroll és a „durva” csoportok esetében ($p < 0,001$), míg -érdekes módon- a „lágý” protokoll alkalmazásakor már 60 fűrás után észlelhető volt a szignifikáns emelkedés, igaz, a szignifikancia nem volt erős ($p = 0,04$). Ezt követően mindegyik kezelés esetében a hőmérséklet szignifikáns lépésekben növekedett ($p < 0,01$) 210 fűrásig, de az átlagos emelkedés egyik csoport esetében sem érte el a 47°C -ban meghatározott biztonsági határt.

1200-as percenkénti fordulatszám 30 fűrást követően már kimutatható volt a szignifikáns eltérés a kontroll és „lágý” kezelési módok esetében ($p < 0,01$), míg a „durva” tisztítás esetében ez 60 fűrás után következett be ($p <$

0,001). Ezt követően mindegyik csoport esetében szignifikáns lépésekben emelkedett a hőmérséklet ($p < 0,001$) 120 fűrásig, amikor a biztonsági határt két műtéti sablonos csoport esetében is elértük, mind a „lágý”, mind a „durva” sterilizálási protokollok alkalmazása mellett.

1500-as percenkénti fordulatszámra a „durva” kezelési módszer esetében már 30 fűrás után szignifikáns ($p < 0,001$) eltérés volt tapasztalható a kiindulási állapothoz képest. A „lágý” kezelés esetében ez a szignifikáns ($p < 0,001$) eltérés 60 fűrás után következett be, míg a kontrollcsoport esetében ez 90 fűrás ($p < 0,001$) után volt tapasztalható. A „lágý” és „durva” kezelési módok esetében ezt követően 90 fűrásig szignifikáns lépésekben emelkedett a hőmérséklet ($P < 0,001$).

2000-es percenkénti fordulaton az első szignifikáns hőmérsékletváltozás az alapmérésekkel történő összehasonlításkor 60 mérés után volt tapasztalható a „puha” és „durva” tisztítási módszerek esetében ($p < 0,001$), míg kontroll esetben ez 90 fűrás után volt mérhető ($p < 0,001$). A „durva” és „lágý” tisztítási

módszerket tekintve 90 fűrészig a hőmérséklet további szignifikáns lépésekben emelkedett tovább ($p < 0,001$).

Megbeszélés

Jelen munka arra fókuszált, hogy azokat a tényezőket megvizsgáljuk, melyek jelentősen hozzájárulhatnak a csonton belüli hőmérsékletemelkedéséhez olyan esetekben, amikor az implantátum helyének előkészítése sebészi sablon segítségével történik. Kísérleteink során megfigyeltük fém-fém érintkezés (a fűrő és a sablon fém perselyének érintkezése) hatásait. Továbbá a különböző fordulatszámok és a hűtött hűtőfolyadékok különféle kombinációinak alkalmazását is vizsgáltuk. A fém-fém érintkezés során a sebészi módszeren túl (szabadkézi, sablonnal navigált) három további tényezőt is vizsgáltunk (sterilizálás, fűrőkopás, fordulatszám). 800-as percenkénti fordulatszám esetében 210, 1200-as fordulatszám esetén 120, míg magasabb fordulatszámok esetében (1500, 2000) 90 fűrészt lehetett elvégezni a biztonságos hőmérsékleti tartományban ($< 47^{\circ}\text{C}$). A hőmérsékletemelkedést nagymértékben befolyásolta a sterilizálási módszereknek megfelelően létrejövő fűrő kopás jelensége. Ezen

vizsgálatokkal igazoltuk, hogy a fém-fém érintkezés hatására létrejövő kopás szignifikáns mértékben hozzájárul a fúrás során fellépő hőmérsékletemelkedéshez. A további vizsgálataink során kimutattuk, hogy 800-as fordulatszám 10°C hőmérsékletű hűtőfolyadékkal együtt alkalmazva a hőmérsékletváltozás 1.0°C-os érték alatt marad, függetlenül a sebészi módszertől és a fúró átmérőjétől.

Konklúzió

Vizsgálataink összegzésképpen javasolható, hogy sablonnal navigált implantációs célú osteotomia eseteiben a 800-as perccenkénti fordulatszámot ne haladjuk meg, és a hűtést lehetőség szerint 10°C-ra hűtött hűtőfolyadékkal végezzük. A tisztítási, sterilizálási módszerek tekintetében az agresszív, a fúrószárat potenciálisan roncsoló kémiai és fizikai eljárások is kerülendőek, a fúrószárak maximális biztonságos alkalmazhatósága pedig eredményeink alapján 90 alkalomban határozható meg.

Köszönetnyilvánítás

Szeretném megköszönni Prof. Dr. Dr. Piffkó Józsefnek, aki hasznos tanácsaival, szakmai támogatásával és bizalmával lehetővé tette tudományos és szakmai fejlődésemet.

Köszönettel tartozom Dr. Boa Kristófnak, aki nélkül a tudományos kutatásaink nem valósulhattak volna meg.

Hálásan köszönöm Dr. Braunitzer Gábornak szakmai támogatását, a cikkek és a tézis megírásában nyújtott hasznos tanácsait, iránymutatását és segítségét.

Szeretném megköszönni a Smart Guide csapatának és ifj. Dr. Varga Endrének a támogatást, melyet kísérletes tevékenységeink során tanúsítottak.

Köszönöm szüleimnek, testvéreimnek és a feleségemnek a türelmet, melyet munkám elkészítésekor tanúsítottak.