

DENTÁLIS IMPLANTÁTUMOK MECHANIKAI RÖGZÍTETTSÉGÉNEK IN VITRO VIZSGÁLATA

PERÉNYI János**, BENE László*, RADNAI Márta**, FAZEKAS
András**, ALBERT Miklós*, KOCH Zoltán*

*SZTE Szegedi Élelmiszeripari Főiskolai Kar

**SZTE Fogászati és Szájsebészeti Klinika

ÖSSZEFOGLALÓ

A dentális implantátumok rögzítettségének kvantitatív mérésére a kísérleti implantológia elterjedten alkalmazza az ún. push-out tesztet. A módszer lényege, hogy a beültetés után egy bizonyos idő elteltével az implantátumot gépi erővel kinyomják a környező szövetek közül, és mérik az ehhez szükséges erő nagyságát. Mérve az implantátum és az azt rögzítő szövetek közös felszínének (interface) nagyságát, az erő/palástfelület képlet alapján számítható a kiszakítás pillanatában az érintkező felületek közt fellépő feszültségérték.

Tekintve, hogy az élő szövetekbe ültetett implantátum rögzülését biológiai, kémiai és fizikai tényezők bonyolult kölcsönhatása határozza meg, nehéz a mért értékekből az egyes tényezők tényleges hatására következtetni. Ezért a beültetést oly módon modelleztük, hogy kiiktatva az élő szövetekben érvényesülő biológiai és kémiai tényezőket, csak a mechanikai paraméterek rögzülésénél játszott szerepére összpontosíthassunk.

Célunk eléréséhez méretek és forma tekintetében enoszenciális implantátumokkal analóg fém próbatesteket ágyaztunk önkötő akrilátba, majd mértük a próbatestek akrilátból történő kiszakításához szükséges erő nagyságát, illetve számítottuk a feszültségértéket. Különböző hosszúságú, átmérőjű, alakú próbatesteket vizsgálva megállapíthattuk, hogy az említett jellemzők szoros összefüggést mutatnak a kiszakításhoz szükséges erő nagyságával, illetve hatással vannak a számított feszültségértékekre is.

Bevezetés

A dentális implantátumok funkcióképességének meghatározó tényezője az implantátumfelszín és a recipiens csontszövet között kialakuló közvetlen és jelentős mechanikai igénybevételt is elviselni képes kapcsolat, az oszoeintegráció létrejötte. Ez hivatott ugyanis az implantátum által hordozott fogműre ható terhelést a csontra átvinni. Az implantátum-csont kapcsolat terhelhetőségének kvantitatív becslésére, és ezen keresztül a

különböző alapanyagú, illetve felszíni sajátosságú implantátumok oszeintegrációs képességének összevetésére a kísérletes implantológia hisztomorfometriai, illetve mechanikai vizsgálómódszereket használnak.

A pull-out, torque és inszerciós torque tesztek mellett az egyik legelterjedtebb mechanikai teszt az ún. push-out teszt. Ennek során a kísérleti állat megfelelő csontjába beültetett implantátumot a kísérleti protokollnak megfelelő idő elteltével a környező csonttal egy blokkban eltávolítják. Ezt mérőberendezésben rögzítik, majd az implantátumot egyenes sebességgel az imlantátum tengelyében mozgó kinyomótüskével a csontból kinyomják. A kiszakításhoz szükséges erő nagyságát mérik. Tekintve, hogy a nagyobb felszínű implantátumokhoz a csontszövet is nagyobb felületen kapcsolódhat, az oszeintegráció jellemzésére az egységnyi felületre számított erőt, azaz az erő/felület képlet szerint számítható feszültségértéket is használják.

Jelen vizsgálataink során kerestük, hogy milyen tényezők befolyásolhatják a push-out teszt eredményeit, és vezethetnek a mérési módszer hibájából adódó, nem kellően megalapozott következtetések levonására. Erre a célra a push-out teszt általunk kidolgozott modelljét használtuk fel.

A csontszövetet „Orthocryl” önkötő akriláttal, az implantátumokat pedig 3.4, 4 és 4.5 mm átmérőjű 7, 9 és 14 mm hosszúságú, csavarment nélküli, 50 μ m alumíniumoxid-kerámiával érdesített felületű acél próbatestekkel modelleztük. Az önkötő akrilát használatát alátámasztja a csonthoz hasonló nagyságrendű rugalmassági modulusa (3500, illetve 1000 N/mm².) A modell tulajdonképpen 100%-os hipotetikus oszeintegrációt feltételez, s így lehetőség nyílik az állatkísérletes modellek során működő biológiai és kémiai tényezők mérési eredményeket befolyásoló hatását kiiktatva, a változókat döntően a mechanikai jellegűekre korlátozni.

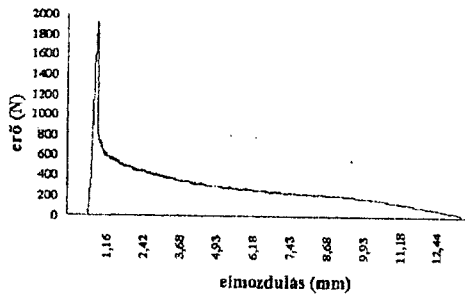
A fizikai paramétereket illetően különös gondot fordítottunk, a próbatestet körülvevő akrilát korongok egyenes vastagságának biztosítására, ezért a beágyazáshoz standard rézküvetét használtunk. A próbatest centrális helyzetét a küvetébe mart a próbatest átmérőjével azonos nagyságú 0.5 mm mély bemélyedés biztosította, míg a próbatest függőleges, azaz az akrilpogácsa sík felszíneire merőleges pozícióját egy erre a célra szerkesztett precíziós befogószerkezet révén értük el.

Az akrilát polimerizációja 40°C-on, 2 bar nyomás alatt, 20 percig történt.

A méréseket megelőzően a próbatest több pontján ellenőriztük az ún. beágyazási hosszt, azaz az akrilpogácsa vastagságát. Így a próbatest átmérőjének ismeretében a fém akriláttal érintkező felülete kiszámítható volt.

A kiszakítási vizsgálatokat Lloyd L1000R (Lloyd Instruments Segensworth West) szakítógépen végeztük. Az akrilát pogácsát a mérőműszer sík

alátámasztási felületén helyeztük el, melynek pontosan a kinyomótüske vég helyzetének megfelelően elhelyezkedő nyílása lehetővé tette a próbatest akrilátból való akadálytalan kinyomását. A kinyomótüske, amit egy 0.5 mm/min sebességgel mozgó konzolon helyeztünk el, egy a fellépő erők mérését szolgáló érzékelőhöz csatlakozott. Az erőértékeket az érzékelőhöz kapcsolt számítógép rögzítette, illetve erő-elmozdulás görbék formájában grafikusán is megjelenítette. Az egyik ilyen tipikus erő elmozdulás grafikonon látható, hogy az erő a kiszakadás pillanatában hirtelen lecsökken, így a kiszakítás pillanatában fellépő maximális erőérték egyértelműen leolvasható.

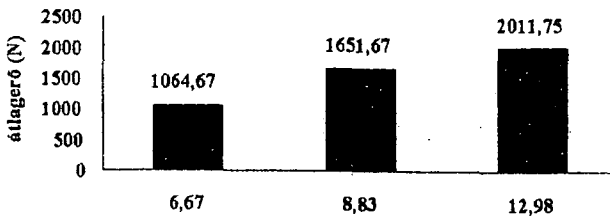


1. ábra: 13mm hosszú, 4mm átmérőjű próbatest erő-elmozdulás görbéje

A maximális erőérték és az előbbieken már ismertetett módon számított akrillal borított próbatest felület nagyság hányadosaként határoztuk meg a kiszakadás pillanatában érvényesülő feszültségértékeket.

A kísérletsorozatot négy fázisra osztottuk. Az első fázisban a próbatestek hosszának és átmérőjének kiszakítási erőre, illetve feszültségértékre gyakorolt hatását vizsgáltuk. A második fázis során párhuzamos falú, hengeres, illetve kúpos próbatestek kiszakításához szükséges erőket és feszültségértékeket hasonlítottuk össze. Ezenkívül mértük 10 és 15 fokos ferde felszínen ható erők esetén a kiszakítási erők nagyságát, illetve feszültségértékeket. A harmadik fázisban csavarmenetes próbatesteken vizsgáltuk a csavarmenet primer stabilitásban betöltött szerepét. Végül az állati csontszövetbe ágyazott menetes próbatestek kiszakítási értékeit mértük.

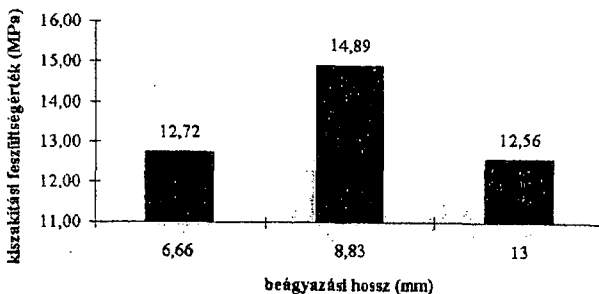
Az első fázis első lépéseként azonos átmérőjű, különböző hosszúságú próbatesteket hasonlítottunk össze. A második lépésben azonos hosszúságú, de különböző átmérőjű próbatesteken vizsgáltuk az erő és feszültség értékeit.



2. ábra: A 4mm átmérőjű próbatestek kiszakításához szükséges erő nagysága az átlagos beágyazási hossz függvényében

A 2. ábrán látható hisztogramm azonos átmérőjű (4 mm), különböző hosszúságú (7, 9 és 13 mm) próbatestek kiszakításakor mért erők nagyságát mutatja a beágyazási hossz függvényében. Tekintve, hogy a próbatestek átmérője, így a kerületük is megegyezett, a beágyazási hosszérték egyúttal a próbatest akriláttal érintkező felületének nagyságát is jellemzi. A 0.92-es korrelációs együttható a két jellemző közötti lineáris összefüggésre utal.

Kinyomáskor a próbatestek felszínén ébredő feszültségértékre vonatkozó elemzés eredményeit a 3. ábra demonstrálja.



3. ábra: Kiszakítási feszültségérték-átlagok a beágyazási hossz függvényében

A statisztikai próba tanulsága szerint nem találtunk korrelációt a számított feszültségértékek és a beágyazási hossz között.

Következő lépésként azonos hosszúságú (átlagos akrilátba ágyazott hossz: 6.58 mm), de különböző átmérőjű (3.4, 4 és 4.5 mm) próbatestek akrilátból történő kiszakításához szükséges erőértékeket mértük meg. Az előre várt eredményeknek megfelelően a nagyobb átmérőkhöz, illetve az ebből következően nagyobb felületekhez, nagyobb erőértékek tartoznak. A

számított 0.995-ös korrelációs együttható kifejezett lineáris összefüggésre utal. A számított feszültségérték és a próbatestek átmérője között fordított arányosságot találtunk (korrelációs együttható: $r = -0.97$).

Modellkísérletünkkel az állatkísérletek során csontba ültetett implantátumokat akrilátba ágyazott fém próbatestekkel helyettesítettük. Célunk az volt, hogy az összeintegráció során ható rendkívül bonyolult biológia és kémiai hatásoktól függetlenül vizsgálhassuk az implantátumok geometriai jellemzőinek hatását a recipiens anyagbeli rögzítettségre.

A vizsgálataink során mért feszültségértékek átlaga jól korrelál (14.91 MPa) a szakirodalomban talált akrilát-titán felszíneken mért feszültségértékekkel (12-17 MPa). Méréseink eredményei azonos nagyságrendűek voltak a csonthoz csontcementtel rögzített titán korongok esetében mért értékekkel (11.96 MPa) és néhányszorosa volt az állatkísérletes push-out tesztben mért feszültségértékeknek (4.9 MPa, illetve 2.13 MPa).

Azonos átmérőjű, különböző hosszúságú próbatesteket vizsgálva, a növekvő beágyazási hossz és a kiszakításhoz szükséges erő között közel egyenes arányosságot találtunk. A kiszakítási erőértékekre viszont nem volt szignifikáns hatással a beágyazási hossz. Ez nem meglepő, hiszen a nagyobb beágyazási hossz nagyobb érintkező felületet eredményez a próbatest és az akrilát között, és az érintkező felület nagyságával együtt nő a rögzítő erő is. Tekintve, hogy a feszültségérték számítási képletének nevezőjében is szerepel a beágyazási hossz, a nagyobb hossznál mért nagyobb rögzítő erőt kompenzálja a nevezőben szereplő nagyobb felület.

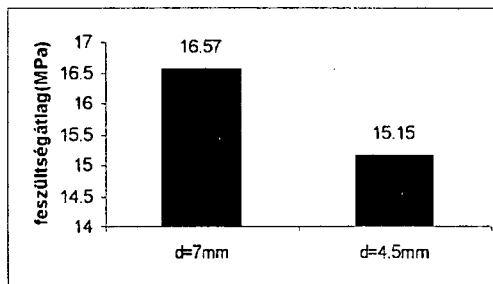
Ugyanilyen megfontolásból nem meglepő, hogy az azonos hosszúságú, különböző átmérőjű próbatestek esetén a nagyobb átmérőjű, így nagyobb akrilát felülettel érintkező próbatestek kiszakításához szükséges erő nagyobb. A számított feszültségértékeket ábrázolva a próbatest átmérő függvényében, a két érték között fordított arányosságot találtunk. Hasonló eredményre jutottak Kido és mtsai. Különböző átmérőjű csavarmentes implantátumokat csontból kiszakítva. Ők a magyarázatot az eltérő csontszerkezetben keresték.

Esetünkben ez nem lehet a magyarázat, hiszen a modell egyik pozitívuma éppen a befogadó környezet szerkezetének állandósága. Mi azzal a feltételezéssel magyaráztuk ezt az eredményt, hogy lévén az alátámasztási felület nyílása azonos nagyságú, kisebb átmérőjű próbatest esetén az akrilát mintegy „meghúzódik” és erőteljesen ráfeszül a fémfelszínre.

Nagyobb átmérő esetén, a próbatest palástfelszíne és az alátámasztási felület nyílása közti különbség kisebb, így a „meghúzóadás” jelenségének a szerepe jelentéktelenebb.

A feltételezést igazolandó, vagy elvetendő megfordítottuk a problémát. Azonos átmérőjű és beágyazási hosszúságú próbatesteket vizsgáltunk az alátámasztási felület nyílásának ármérőjét változtatva, különböző átmérőjű szűkítőgyűrűk beiktatásával. Ez tulajdonképpen az előző jelenség negatívja. Ez esetben a próbatest palástfelszíne és az alátámasztási felület nyíláspereme közötti rés nagyságát nem a különböző átmérőjű próbatestek, hanem az alátámasztási felület nyílásméretének módosítása változtatja. A kapott hisztogram (4. ábra), amelyen 7, illetve 4.5 mm-es lyukátmérő mellett 4mm átmérőjű próbatestek kiszakításakor számított feszültségátlagokat ábrázoltuk, alátámasztani látszik azt a feltételezésünket, amely szerint a nagyobb lyukátmérő esetén az akrilát nagyobb mértékben „mehúzódik” erőteljesebben ráfeszülve a próbatestekre, amely nagyobb kiszakítási feszültségértéket eredményez.

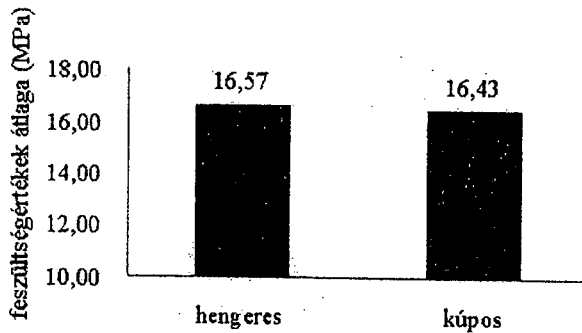
Az eredmények felhívják a figyelmet arra, hogy különböző átmérőjű implantátumok push-out testtel történő vizsgálata során tekintettel kell



4. ábra: A próbatestek kiszakításához szükséges feszültségértékek átlaga 7, illetve 4,5 mm-es alátámasztási nyílásátmérő esetén

lennünk az alátámasztási felület relatív változására. Az általunk javasolt optimális réstávolság az alátámasztási felület nyíláspereme és az implantátum palástfelülete között legalább 0.7 mm.

A második fázisban arra voltunk kíváncsiak, miként befolyásolja a próbatest alakja a stabilitást. Az eddig használt hengeres próbatestek helyett, kónikus próbatesteket ágyasztunk az akrilátba és mértük a kiszakításhoz szükséges erő nagyságát. A kúpos próbatestek oldalfal összetérése 9 fok volt.



5. ábra: Hengeres és kúpos próbatestek feszültségátlagai

A kapott eredményeket összehasonlítva megállapítható, hogy nincs szignifikáns különbség a kúpos és hengeres próbatestek kiszakítási erő- és feszültségértékei között.

Ezen eredmények ismeretében további kísérleteket végeztünk, az implantátum oldal irányú terhelhetőségének meghatározása érdekében (a próbatesteket 10 és 15 fokos szögben terheztük), valamint csontba ágyasztunk menetes próbatesteket, a modellen kapott eredmények helyességének alátámasztására. Az állati csontokon végzett kísérleteket két fázisban végeztük. Az első fázisban egy 2 éves koca állkapocs testébe ágyasztuk a menetes implantátumokat. A csontot felhasználás előtt 3 óráig enzimes mosószerben áztattuk. Az áztatás következtében, a csont fehérjeszerkezete jelentős mértékben roncsolódott, ami a szivacsos csontréteg teljes hiányát eredményezte, így a próbatestek, csak a csontkéregben rögzülhettek. A sorozat második részében egy 1 éves sertés állkapocscsontjába ágyasztuk a próbatesteket, és mértük a kinyomáshoz szükséges erő nagyságát.

Az első, hengeres felületű próbatesteknél ez az érték a beágyazási hosszától és az implantátum átmérőtől függően 4,5 – 8 MPa nagyságú volt. A kónikus próbatesteknél ez az érték kis mértékben (4 – 7,5 MPa) csökkent, a menetes próbatesteknél pedig kismértékben nőtt (5 – 8 MPa). Az utolsó, állati csontokon végzett kísérletekből származó eredmények erősen változtak a csont előkészítésétől függően. Az enzimes mosószerrel kezelt csontból való kiszakításnál számított feszültség érték, nagyjából megegyezett a próbatestekkel végzett mérésekből számított értékekkel (6,5 – 9 MPa), míg a kezelés nélküli, majdhogynem élőnek tekinthető csontból való kiszakítási feszültség, már egy lényegesen magasabb értéket mutat (9 – 12 MPa).

Következtetések

Összegezve eredményeinket megállapíthatjuk, hogy a kísérleti körülmények között az implantátum hossza és átmérője jelentősen közel egyenes arányosság szerint befolyásolja a kiszakítási erőértékeket. A hossz a kiszakítási feszültségértékeket nem befolyásolja, az átmérő pedig az alátámasztási felület nyílásméretének relatív változásán keresztül hat erre a jellemzőre. Ez a tény felhívja a figyelmet az említett paraméter standardizálásának szükségességére.

FELHASZNÁLT IRODALOM

1. Divinyi T (1998): Fogászati implantológia.
2. L. Mitchell, D.A. Mitchell (1991): A fogászati Oxford zsebkönyve.
3. Fábrián T., Götz Gy., Kaán M., Szabó J: (1997): A fogpótlástan alapjai.
4. Thamm-Ludvig-Huszár-Szántó: A szilárdságtan kísérleti módszerei. Műszaki Konyvkiadó, Budapest, 1968.

EVALUATING OF MECHANICAL STABILITY OF DENTAL IMPLANTS

J. PERÉNYI, L.BENE, M. RADNAI, A. FAZEKAS, M. ALBERT and Z. KOCH

*SZTE University College of Food Engineering 6724. Szeged, Mars tér 7.

**SZTE Dental and Operative Dentistry Clinic

ABSTRACT

For quantitative measurement of mechanical stability of dental implants the push-out test is a wide-spreadly used method of experimental implantology. The essence of the method is to push out implants from the neighbouring tissues, certain time after the insertion by an adequate instrument and the needed force is measured. After measuring the extent of the interface between the implant and the surrounding tissues the existing stress can be calculated.

The fixation of implants inserted in living tissues determined by complicated interactions between biological, chemical and physical factors. Thus to conclude from the measured values to the real effect of the certain factors is almost impossible. Therefore the implantation was modelled, to exclude the existing biological and chemical factors, to be able to focus on the effects of the mechanical parameters.

For this reason we embedded metal test-pieces similar to enosseal implants in self-curing acrylic resin, and measured the force needed to push out these test-pieces from the cured resin. The tension values were calculated also. Test-pieces with different length, width and form were examined, and we found close connection between the mentioned features and the needed force to eliminate test-pieces. Besides they influenced the stress values too.