

**A KÜLÖNBÖZŐ KÚPSZÖGŰ IMPLANTÁTUM -  
FELÉPÍTMÉNY KAPCSOLATOK HATÁSA AZ  
IMPLANTÁTUMOS FOGPÓTLÁSOK HOSSZÚ TÁVÚ  
SIKERESSÉGÉRE**

Ph.D. Tézis

**Körtvélyessy Győző, MSc**

Témavezető:

Prof. Dr. Baráth Zoltán Lajos

Orálbiológiai és Kísérletes Fogorvostudományi Tanszék  
Szegedi Tudományegyetem



Szeged

2023

# I. PUBLIKÁCIÓK

## 1. A tézis alapjául szolgáló közlemények listája

**I. Körtvélyessy Gy**, Szabó ÁL, Pelsőczy-Kovács I, Tarjányi T, Tóth Z, Kárpáti K, Matusovits D, Hangyási DB, Baráth ZL: Different Conical Angle Connection of Implant and Abutment Behavior: A Static and Dynamic Load Test and Finite Element Analysis Study. *Materials* 2023; 16(5): e1988.

**IF<sub>2021</sub>: 3.748, SJR ranking: Q2, Citations: - (Independent citations: -)**

**II. Körtvélyessy Gy**, Hangyási DB, Tarjányi T, Tóth Z, Matusovits D, Pelsőczy-Kovács I, Baráth ZL: Static and Dynamic Compression Load Tests of Conically Connected, Screw Fixed Dental Abutment-Implant Assemblies. *Analecta Technica Szegediensia* 2023; 3.1-12.

**IF<sub>2021</sub>: -, SJR ranking: -, Citations: - (Independent citations: -)**

**ΣIF: 3.748**

## 2. A tézis alapjául szolgáló egyéb közlemény

**I. Körtvélyessy Gy**, Tarjányi T, Baráth ZL, Minárovits J, Tóth Z: Bioactive coatings for dental implants: A review of alternative strategies to prevent peri-implantitis induced by anaerobic bacteria. *Anaerobe* 2021; 70: e102404.

**IF<sub>2021</sub>: 2.837, SJR ranking: Q2, Citations: 11 (Independent citations: 11)**

**ΣIF for all publications: 6.585**

## 3. A tézis alapjául szolgáló egyéb előadások

**I. Galaxis Periimplanticum Útikalauz Fogorvosoknak, avagy “A Szelíd és az Agresszív” - eredmények és gyakorlati tapasztalatok (2021)** In: SZTE FOK Szent-Györgyi Napok 2021. továbbképzési program - Újdonságok a fogorvoslás területeiről, Szeged, 2021. november 12.,

**II. A szelíd és az agresszív - avagy a válasz az implantátumot, a fejlesztést, a világmindenséget, meg mindent érintő végső kérdésekre** In: Szegedi, Tudományegyetem Fogorvostudományi Kar és a Magyar Fogpótlástani Társaság Szegedi Fogorvosnapok 2019. A Magyar Fogpótlástani Társaság XXIII. Kongresszusa - Implantációs és digitális protetika a 21. században: Szegedi Fogorvostalálkozó és Tudományos Konferencia

### **III. BEVEZETÉS**

Az implantológia a fogászat folyamatosan fejlődő tudományága. A 20. század második felében a kutatás az implantátumok tervezésére, anyagaira és sebészeti technikáira összpontosított; később pedig a felszínmódosító technikákat és a minimál invazív eljárásokat fejlesztették ki az osztointegráció minél gyorsabb elérése érdekében. A 2000-es éveket követően a kutatások a protetika vezérelt implantáció tervezésre, a digitális fogászati folyamatokra és a hosszú távú implantátum sikerességét befolyásoló tényezőkre összpontosítottak. Az implantátummal rögzített fogpótlások túlélési aránya 10 év alatt 89-93%, ami hosszú távú és sikeres megoldást jelent a fogbetegek számára.

Az osztointegráció kialakulása bizonyítottan a következő paraméterektől függ: 1. implantátum anyaga; 2. implantátum kialakítása; 3. implantátum felszíne; 4. csont állapota és minősége; 5. sebészeti technika; 6. implantátum terhelési körülmények. Míg az 1960-as és 1970-es években a vizsgálatok középpontjában az implantátumok beültethetősége és osztointegrációja állt, jelenleg a vizsgálatok fő célja az implantátumos pótlások hosszú távú sikerét befolyásoló tényezők meghatározása. Az osztointegrált implantátumok hosszú távú sikerének fontos tényezője az implantátum és a felépítmény közötti kapcsolat.

Doktori kutatásomban az implantátum anyagát és kialakítását befolyásoló tényezőkre voltunk kíváncsiak, amelyek jelentős szerepet játszanak az osztointegráció folyamatában. A rágóerők által okozott mechanikai feszültségek különböző típusú implantátum-felépítmény kapcsolatok esetén eltérőek lehetnek. Az implantátumot a felépítménnyel összekötő rögzítő csavar meglazulása és az implantátum hosszú távon irreverzibilis deformációja egyaránt jellemző a terhelésre. Mindkét jelenség az implantátumos restaurációk meghibásodásához vezet.

Az implantátum alapú fogpótlásoknak nincs káros hatásuk a szomszédos fogakra, és a természetes fogakhoz hasonló esztétikus fogpótlást biztosítanak. Az osztointegrált fogászati

implantátumok terhelésátviteli mechanizmusa jelentősen eltér a természetes fogakétól: a fogászati implantátumok esetében - amelyek közvetlenül a kortikális és a spongiózus csontban rögzülnek - nincs feszültségcsökkentés (azaz feszültségelnyelés), mint a természetes fogaknál a periodontális ligamentumokban, ahol a mechanikai terhelés során keletkező erők disszipálódnak, azaz elnyelik a mechanikai energiát. A csökkent stressztűrő képesség következtében könnyebben kialakulhat fokozott csontreszorpció és ebből következően periimplantáris csontlebontódás. Az implantátummal támogatott fogpótlás egy összetett rendszer, ahol az implantátum és a felépítmény közötti kapcsolat alapvető szerepet játszik az egész egység hosszú távú stabilitásában. Az okklúziós erők hatására mikrorepedések és törések alakulhatnak ki az implantátumban vagy a kapcsolódó elemekben. A visszatérő mechanikai erők az implantátum geometriájának reverzibilis vagy irreverzibilis megváltozásához vezethetnek, emellett az implantátum és a felépítmény közötti vertikális és horizontális mikromozgásaihoz, amelyek csavarlazuláshoz vagy csavartöréshez vezethetnek. A fogpótlásra ható erők eloszlanak különböző mechanizmusokon keresztül és különböző magasságokban hatnak a felépítményre, az implantátumra (nyak, falvastagság, test), az implantátum kötésre, majd a szomszédos csontra, az implantátum kötés kialakításától és az implantátum geometriájától függően. A különböző implantátumkapcsolatok jelentősen befolyásolhatják a fent említett erőeloszlást.

Ideális esetben a rögzítő csavarok kihajtási nyomaték értéke nem változik a terhelési erők hatására, ennek ellenére a csavarok kilazulása nagyon gyakori probléma. Az implantátum-felépítmény kapcsolat esetén szintén egyfajta cél, hogy a kihajtási nyomaték értéke az okkluzális erők hatására ne változzon. A kúpszög megválasztása fontos szerepet játszik a rögzítő csavarban terhelés után maradó kihajtási nyomaték alakításában, azonban nincs egyértelmű válasz az implantátum-felépítmény kapcsolat ideális kúpszögére vonatkozóan. Korlátozott ismeretek állnak rendelkezésre a szakirodalomban is annak kapcsán, hogy a kúpszög értékének változása mennyire befolyásolja az átmenőcsavar lazulását. A kúpos kapcsolatú implantátum anyaga tipikusan titánium (Ti). Az anyagok nyomóterhelése során rugalmas és képlékeny alakváltozást különböztethetünk meg. A Ti implantátumokra a rágás során kifejtett erő mind rugalmas alakváltozást és mind képlékeny alakváltozást idézhet elő. Fontos tisztázni a klinikusok számára, hogy az implantátum kúpszöge hogyan befolyásolja terhelés közben és után az anyagdeformációt és hogy ez milyen hatással lehet a hosszútávú

sikerességre. A deformáció - az ékhatás miatt - a környező csont mikrorepedését okozhatja, valamint crestalis csontvesztést és ez az implantátum meglazulását eredményezheti. Az implantátumtest belső falvastagságának növelése vagy az implantátum és a felépítmény közötti kapcsolat átmérőjének csökkentése csökkenti a periimplantáris csontban fellépő feszültséget. Az implantátum belső geometriája miatt azonban ez a belső falvastagság csak egy bizonyos határig növelhető; a leggyakrabban használt keskeny implantátumok 3,3-3,8 mm átmérőjűek, az implantátum falának szélessége kisebb kúpszög esetén kisebb, ami növelheti az implantátumtestben említett visszafordíthatatlan méretváltozás kockázatát.

Az implantátumok statikus és dinamikus terhelés miatti meghibásodási aránya viszonylag magas (32%) a nem megfelelő primerstabilitású implantátumok esetében. Ezért kritikus fontosságú a meghibásodás lehetőségének becslése minden fogászati implantátum kialakításánál. A fogászati implantátumok kísérleti mechanikai vizsgálata hasznos adatokat szolgáltat a mérnökök, a fizikusok (akik részt vesznek az implantátumok tervezésében) és a klinikusok számára. Az implantátumrendszerek meghibásodásának elkerülése érdekében fontos, hogy a klinikai alkalmazás előtt részletes ismeretekkel rendelkezünk a fogászati implantátumok mechanikai viselkedéséről, ami az implantátum és a felépítmény közötti kapcsolat mechanikai vizsgálatával értékelhető. Az olyan paraméterek, mint a maximálisan megengedhető mechanikai feszültség és a reverzibilis deformáció, az anyag rugalmassági modulusa, a rugalmassági/folyási határ, szilárdság és a törési szívósság kulcsfontosságú mutatók a fogászati implantátumrendszerek hosszú távú tartósságának meghatározásához. Ezek megállapításához statikus és dinamikus mechanikai méréseket kell végezni.

Az implantátum-felépítmény kapcsolat mechanikai stabilitása szempontjából az alapanyag és a kúpszögek különbségei mellett a gyártási paraméterek és a gyártott termékek méretpontossága is fontos szerepet játszik.

#### **IV. A TANULMÁNY CÉLJAI**

Az implantátum és a felépítmény közötti kapcsolat mechanikai stabilitása az egyik legfontosabb tényező a hosszú távú sikeres implantációs protetikai rehabilitáció szempontjából. Számos közlemény arról számolt be, hogy a kúpos kapcsolat a legmegbízhatóbb a fogászati implantátumok esetében. Ugyanakkor kevés bizonyíték van arra vonatkozóan, hogy az implantátum-felépítmény kapcsolat mechanikai tulajdonságait hogyan befolyásolja a kapcsolat

kis vagy nagy kúpszöge és a felépítmény gyártásához használt Ti anyag minősége. Ezért mechanikai vizsgálataink célja az volt, hogy szimuláljuk a rágóerők hatását a különböző kúpszögű implantátum-felépítmény modellekre, és megvizsgáljuk mechanikai stabilitásukat annak érdekében, hogy felmérjük, melyik kúpos kapcsolat jelent hosszú távú, sikeres és biztonságos megoldást a kis átmérőjű implantátumok esetében. Az implantátum és a felépítmény közötti rögzítőcsavar meglazulása rövid távon fogsorhibához, hosszabb távon pedig implantátum elvesztéséhez vezet. Ezért megvizsgáltuk, hogy a különböző kúpszögű implantátum-felépítmény modellek esetében a terhelés hatására hogyan változnak a rögzítőcsavarok kihajtási nyomaték értékei.

### **A tanulmány konkrét célkitűzései a következők voltak:**

1. Különböző anyagminőségű (Ti Grade 4. és 5.) implantátumok összenyomódása és harántirányú alakváltozásának meghatározása statikus mechanikai vizsgálat segítségével.
2. Annak meghatározása, hogy az implantátum alapanyaga befolyásolja-e a csavarlazulás mértékét. A különböző anyagminőségű (Grade 4. és 5.) implantátumok rögzítőcsavarjának kilazulásának mértékének meghatározása statikus mechanikai vizsgálat segítségével.
3. Annak megállapítása, hogy a különböző kúpszögű implantátum-felépítmény modellekben fordul-e elő reverzibilis vagy irreverzibilis deformáció nyomóterhelés esetén statikus mechanikai vizsgálat segítségével.
4. Annak meghatározása, hogy van-e különbség a kihajtási nyomatékértékek között függőleges terhelés alatt a különböző kapcsolati kúpszögű modellek rögzítőcsavarjai esetében statikus mechanikai vizsgálati protokoll segítségével.
5. Annak meghatározása, hogy a különböző kúpszögekkel rendelkező implantátum-felépítmény modellekben fordul-e elő reverzibilis vagy irreverzibilis deformáció időben periodikusan változó nyomó igénybevétel során, dinamikus mechanikai fárasztási protokoll segítségével.

6. Annak megállapítása, hogy van-e különbség a különböző kapcsolati kúpszögű modellek rögzítőcsavarjainak kihajtási nyomatékértékei között függőleges terhelés alatt, dinamikus fárasztási vizsgálati protokoll segítségével.
7. Az implantátum mechanikai viselkedésének meghatározása statikus terhelés során végelem analízises számítási módszerekkel, a mechanikai feszültségeloszlás  $24^\circ$  és  $90^\circ$  kúpos csatlakozások esetében az implantátum fala mentén és a kúpos kapcsolatnál.
8. A tervezési/gyártási pontosság hatásának meghatározása az implantátum - felépítmény kapcsolatra szoftveres analitika segítségével.

## V. ANYAGOK ÉS MÓDSZEREK

### 5.1. Eszközök

A statikus és a dinamikus terheléses vizsgálatokat fárasztógéppel (Instron ElectroPuls E3000, Norwood, MA, USA) végeztük. A kihajtási nyomaték méréséhez BMS MS150 elektromos nyomatékcsavarozót (BMS Torque Solutions, Írország) használtunk. Minden terheléses vizsgálatot a Szegedi Tudományegyetem Fogorvostudományi Karán végeztünk.

### 5.2. Teszt modellek

Az első statikus terheléses vizsgálatához a felépítmények és az implantátumtest modellek Grade 4. és 5. Ti anyagból készültek, 3,4 és 3,8 mm átmérővel, a következő kúpszögekkel:  $35^\circ$ ,  $55^\circ$ ,  $75^\circ$  és  $90^\circ$ . Az első statikus terheléses vizsgálatokhoz összesen  $n=84$  felépítmény-implantátum modellt használtunk. Legalább 3 mintát vizsgáltunk ugyanazon vizsgálati paraméter alkalmazásával.

Az első dinamikus terheléses vizsgálatához Grade 4. Ti-ből 3,4 mm átmérőjű felépítményeket és implantátumtesteket készítettünk a következő kúpszögekkel:  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  és  $60^\circ$ . Összesen  $n=21$  implantátummintát használtunk a dinamikus terheléses vizsgálatunkhoz.

A második körös statikus és dinamikus vizsgálatokhoz 3,4 mm átmérőjű Grade 4 Ti implantátumokat választottunk ki a következő kúpszögekkel:  $24^\circ$ ,  $35^\circ$ ,  $55^\circ$ ,  $75^\circ$  és  $90^\circ$ . Összesen  $n=35$  implantátummintát használtunk mind a statikus, mind a dinamikus terheléses vizsgálatokhoz.

Az implantátummodelleket és a felépítményeket a Denti System Kft. (Szentés, Magyarország) gyártotta.

### *5.3. Statikus terhelési vizsgálati protokoll*

#### *5.3.1. Az első statikus terhelési vizsgálati protokoll*

Az első statikus terheléses vizsgálataink kezdetén a rögzítőcsavar meghúzása előtt megmértük az implantátum felépítmény magasságát és az implantátum átmérőjét, majd a teljes magasságot - a rögzítőcsavar 35 Ncm-re történő meghúzása után - újra megmértük. A mérési értékeket feljegyeztük. Ezt követően statikus terhelést alkalmaztunk. A terhelés mértékének megválasztása a fogakra kifejtett rágóerő nagyságán alapult, 100-200-300-400-450-500 N (100 N 10 kg súlynak felel meg). A próbatesteket 60 másodpercig a fenti mértékű statikus terheléseknek tettük ki egymás után. A terhelések után megmértük a teljes hosszat. Az 50 kg-os terhelés után ismét megmértük az implantátum átmérőjét. Az implantátumot a felépítményhez rögzítő csavart a statikus terhelések után kicsavartuk, és megmértük a kihajtási nyomatékértékeket. Az implantátumokat és a felépítményeket a rögzítőcsavar meghúzása nélkül újra összeszereltük, és megmértük a teljes hosszúságot és az átmérőt. Ezt követően ezt a kapcsolatot is rögzítettük az átmenőcsavar 35 Ncm nyomatékkal történő meghúzásával, és a teljes hosszúságot ismét megmértük. Az átmenőcsavart 60 másodperc múlva ismét meghúztuk, és 24 óra múlva megmértük a kihajtási nyomatékértéket.

#### *5.3.2. A második statikus terhelési vizsgálati protokoll*

Az implantátumot és a felépítményt a rögzítőcsavarral 35 Ncm nyomatékkal meghúztuk. A próbatesteket ezután egy speciális, erre a kísérletre gyártott befogóba helyeztük, amely a terhelés ideje alatt a terhelőfej alatt tartotta őket. A mintákat ezután a gép nyomta, az erő merőleges volt az implantátum felépítmény felületére. A gép a terhelőfej helyzetéből kapta a leolvasott összenyomódási értéket (mm-ben). A terheléses vizsgálat során a terhelést 20 másodperc alatt fokozatosan 500 N-ig növeltük, majd miután elértük ezt a csúcserőt, a terhelést újabb 20 másodperc alatt 0 N-ig csökkentettük. Minden egyes terhelési vizsgálat után a rögzítőcsavar kihajtási nyomatékát elektromos nyomatékcsavarhúzóval mértük. A kapott terhelési görbékből meghatároztuk a rugalmassági modulust, valamint az energiaveszteséget a görbe alatti terület alapján.



#### *5.4. Dinamikus fárasztásos terhelési vizsgálati protokoll*

##### *5.4.1. Az első dinamikus fárasztásos terhelési vizsgálati protokoll*

A protokoll minden implantátum esetében a felépítmény és az implantátum közötti rögzítőcsavar 35 Ncm nyomatékkal történő meghúzásával kezdődött. Ezt követően az összeszerelt implantátum mintákat terhelésnek vetettük alá. Az első fázisban 10 másodpercen keresztül 250 N (25 kg-nak megfelelő) terhelést alkalmaztunk az implantátum felépítményre. A dinamikus terheléses vizsgálat ezen első fázis után kezdődött. A dinamikus terheléses vizsgálat során további 150 N (15 kg-nak megfelelő) amplitúdójú, 15 Hz frekvenciájú szinuszos jelalakot alkalmaztunk. Ez olyan erőt eredményez, amely periodikusan változik az idő múlásával 0,1 kN és 0,4 kN között. A fárasztási vizsgálat 30.000 cikluson keresztül tartott. A fárasztási vizsgálat után a 250 N terhelő erőt további 10 másodpercen keresztül engedték el nulláig. Ezt követően minden implantátummodellt szétszereltünk a rögzítőcsavar kihajtásával, és e folyamat során megmértük a kihajtási nyomatékot.

##### *5.4.2. A második dinamikus fárasztásos terhelési vizsgálati protokoll*

Méréseink első lépése minden egyes modell esetén a felépítményt és az implantátumot rögzítő csavar 35 Ncm nyomatékkal történő meghúzása volt. Ezt követően a modelleket terhelésnek vetettük alá. Az első fázisban a fárasztógép 0,25 kN (25 kg-nak megfelelő) erővel terhelte a modelleket 10 másodpercen keresztül. A dinamikus terheléses vizsgálat az első fázist követően kezdődött; a vizsgálat során 0,15 kN (15 kg-nak megfelelő) amplitúdójú szinuszos jelalakot alkalmaztak 10 Hz frekvenciával. Ez 0,1 kN és 0,4 kN közötti dinamikusan változó erőt eredményezett az idő múlásával. A fárasztási vizsgálat 15.000 cikluson keresztül tartott. A fárasztási vizsgálat elvégzése után az erőt további 10 másodperc alatt engedték el. Ezt követően minden modell esetén kicsavartuk a rögzítő csavarokat, és megmértük a kihajtási nyomatékokat.

#### *5.5. Végelemes analízis (FEA)*

Előzetes FEA-t végeztünk az implantátumban fellépő mechanikai feszültségek vizsgálatára különböző kúpszögek esetén. A FEA elvégzéséhez a COMSOL Multiphysics 5.5 szoftvert (COMSOL Inc., Burlington, MA, USA) használtuk. A vizsgálatához a 24°-os és 90°-os kúpszögű implantátum és felépítmény testeket modelleztük, a tanulmányban bemutatott

legyártott minták alapján. Elemzésünkben az implantátum és a felépítmény modelljét egy testként értelmeztük, tökéletes szoros illeszkedéssel. Az elemek (tetraéderek) száma 10589 volt, a háló térfogata 63,06 mm<sup>3</sup>, az átlagos elemminőség 0,5975, az elemtérfogat aránya pedig 1,29E-4 volt. A hálót a COMSOL szoftver beépített, fizika által vezérelt szekvenciájával hoztuk létre és állítottuk be, míg az elemméretet a beállításokban normál értékre állítottuk be.

A számunkra elérhető legkisebb (24°) és legnagyobb (90°) kúpszögű eseteket tartalmazó implantátumokat választottuk ki a FEA-ba való bevonásra. A modelleket felülről 400 N-nal nyomtuk, a Ti anyagparaméterek pedig a következők voltak: sűrűség: 4500 kg/m<sup>3</sup>, Young-modulus: 110 GPa és Poisson-szám 0,34. A CP 4 Ti folyáshatárát 480 MPa értéknek tekintettük.

### *5.6. A gyártási paramétereiből adódó pontatlanságok*

A vizsgálatban használt modellek mechanikai paraméterei, valamint mérettűréseik jelentős hatással vannak a termékek teljesítményére. A tanulmányunkban használt összes eszközt a Creo Parametric 5.0 szoftver segítségével terveztük meg. Vizsgálatunk részeként a tervezőszoftver segítségével megrajzoltuk az implantátum alkatrészeket és a lehető legkisebb tűréshatárokat állítottuk be. Összehasonlítottuk a pontos terv szerinti és a tűréshatárok szélső értékére számolt gyártási paramétereket. Ezzel a vizsgálattal az ideális, pontos méretű darabokhoz képest a legrosszabb tűrésértékekkel legyártott elemek esetében a termékek ellentétes irányú függőleges eltéréseinek mértékére vonatkozó összefüggést igazoltunk.

### *5.7. Statisztikai elemzés*

A mérések eredményeit átlag±SEM (az átlag standard hibája) formában mutattuk be. A statisztikai elemzéseket IBM SPSS 23.0 (IBM Corp., Somers, NY, USA) szoftverrel végeztük; a mért értékeken egyszempontos varianciaanalízist (ANOVA), majd Tukey HSD post hoc tesztekkel végeztünk. Az elemzések során  $\alpha < 0,05$  p értékeket statisztikailag szignifikánsnak tekintettük. A mért adatokon lineáris regressziót végeztünk, és meghatároztuk az illesztett egyenes egyenletét és az R<sup>2</sup> értékeket.

## VI. EREDMÉNYEK

### 6.1. Statikus terhelési vizsgálatok eredményei

#### 6.1.1. Az első körös statikus terhelési vizsgálatok eredményei

Az első statikus mechanikai terheléses vizsgálatok során az implantátum-felépítmény egységek hosszát 0, 100, 200, 300, 400, 450 és 500 N nyomóerő alkalmazása után mértünk meg. Összességében nem mutatkozott szignifikáns különbséget a Grade 4. és 5. alapanyagokból készült implantátumok viselkedése között a különböző kúpszögű kapcsolatok esetében ( $35^\circ$ :  $p = 0,562$ ;  $55^\circ$ :  $p = 0,666$ ;  $75^\circ$ :  $p = 0,235$ ;  $90^\circ$ :  $p = 0,944$ ). A legnagyobb alakváltozást a  $35^\circ$ -os kúpszögű csatlakozásoknál kaptuk, mind a Grade 4., mind a Grade 5. alapanyagú modellek esetén. Az 500 N nyomóterhelés alkalmazása után az implantátum és a felépítmény részek szétszerelésekor megmértük a kihajtási nyomatékot. A kihajtási nyomaték értékei következetesen nőttek a kúpszöggel, azaz a  $35^\circ$ -os kúpszög esetében a legkisebb értékeket, míg a  $90^\circ$ -os esetben a legmagasabbakat figyeltük meg. Nem volt szignifikáns különbség a Grade 4. és 5. alapanyagú implantátumok kihajtási nyomatékértékeinek összehasonlításakor, azonos kúpszög esetén ( $p > 0,05$ ).

A különböző terhelések (0, 300, 500 N) után az implantátummodellek átmérőjének változását is vizsgáltuk, amely során az átmérő értékeit három helyen mértük. Nem találtunk szignifikáns különbségeket a különböző Ti minőségek esetében.

Az első statikus mérések eredménye azt mutatta, hogy minél kisebb a kúpszög az implantátum és a felépítmény között, annál nagyobb az implantátum átmérőjének növekedése a terhelés alatti kúpos záródásnál. Ennek következtében az implantátumtest csontra ható mechanikai feszültségértéke nagyobb lesz, azaz több feszültség kerül át a csontra, ami fokozott csontfelszívódáshoz vezethet.

#### 6.1.2. A második körös statikus terhelési vizsgálatok eredményei

A második statikus terheléses vizsgálat során a készülék rögzítette a felépítmény függőleges összenyomódását az implantátumba és az erőt. Az erő fokozatos növekedésével lineáris összefüggés volt megfigyelhető a kompresszióval, a terhelés a Ti rugalmas tartományában volt a terhelési görbe alapján. A különböző kúpos szögű implantátum-felépítmény kapcsolatok eltérő terhelési görbéket mutattak, azaz különbségek voltak abban,

hogy a terhelés hatására hogyan nőtt a kompresszió. A legkisebb összenyomódást  $75^\circ$ -os kúpszög esetén kaptuk, míg a legnagyobbat  $35^\circ$ -os szög esetén.

A különböző kúpszögű implantátumok összenyomódási arányát a legnagyobb statikus erőértéknél hasonlítottuk össze. A különböző kúpszögű implantátumok átlagos összenyomódási mértékei között szignifikáns különbségek mutatkoztak ( $p = 0,021$ ); a post hoc elemzések alapján azonban csak a  $35^\circ$ -os és  $75^\circ$ -os kúpszögű implantátumok között volt szignifikáns különbség ( $0,067 \pm 0,008$  mm vs.  $0,044 \pm 0,003$  mm;  $p = 0,032$ ).

A terhelés után meghatároztuk az implantátum és a felépítmény irreverzibilis függőleges összenyomódását. Eredményeink nem mutattak szignifikáns különbséget a különböző kúpszögek között ( $p = 0,08$ ). A  $24^\circ$ ,  $35^\circ$  és  $90^\circ$  kúpszögek hasonló,  $\sim 0,022$  mm-es átlagos irreverzibilis kompressziós arányt mutattak; másrészt a  $75^\circ$ -os kúpszög esetében volt a legkisebb az irreverzibilis vertikális kompresszió.

A terhelési görbék alapján meghatároztuk a rugalmasság modulust és az anyagban az energiaelnyelődést. A különböző kúpszögű esetekben mind a rugalmasság ( $p = 0,02$ ), mind az energiaveszteség ( $p = 0,01$ ) esetében szignifikáns különbséget mutattak. A legmagasabb a  $24^\circ$ -os ( $38293 \pm 2640$  J/m<sup>3</sup>) és a  $35^\circ$ -os ( $40221 \pm 5194$  J/m<sup>3</sup>) esetében találtuk, és érdekes módon a  $75^\circ$ -os kúpszög esetében volt a legalacsonyabb a rugalmassági érték ( $25748 \pm 1357$  J/m<sup>3</sup>). Az energiaveszteség hasonló sorrendet mutatott, a  $24^\circ$  ( $17165 \pm 2325$  J/m<sup>3</sup>) és a  $35^\circ$  ( $16014 \pm 3333$  J/m<sup>3</sup>) volt a legmagasabb, és a  $75^\circ$  ( $6129 \pm 731$  J/m<sup>3</sup>) esetben volt a legalacsonyabb.

## 6.2. Dinamikus fárasztásos terhelési vizsgálatok eredményei

### 6.2.1. Az első körös dinamikus fárasztásos terhelési vizsgálati eredményei

A dinamikus terheléses vizsgálat során a fárasztógép rögzítette a terhelőfej helyzetét, és a kifejtett erőt. Különböző kúpszögű ( $30^\circ$ ,  $45^\circ$  és  $60^\circ$ ) implantátum csoportokat használtunk a dinamikus terhelések során. Megfigyelhető a dinamikus terhelés során egyfajta hiszterézis, azaz a terhelési és a visszaalakulási görbék nem esnek egybe az anyag rugalmas tartományában sem. Megvizsgáltuk, hogy a fárasztási ciklusok során vannak-e különbségek a fejrésznek az implantátumtestbe való benyomódása között. A vizsgálat azt mutatta, hogy a benyomódás legnagyobb része a legelső ciklusokban következik be, míg a későbbi ciklusokban állandó marad; ezt mutatja, hogy a görbék gyorsan felfutnak egy adott értéke majd azt az értéket

konstans tartják a ciklusok előrehaladtával. A minták tehát elsősorban a fárasztás korai fázisában deformálódtak.

A végső elmozdulási értékeket - amelyek a felépítmények az implantátumtestekbe való irreverzibilis benyomódását jelzik - a dinamikus vizsgálatot követően szintén a dinamikus vizsgálógéppel mértük. A legmagasabb értéket a 30°-os esetben mértük ( $0,047 \pm 0,002$  mm), míg a legalacsonyabb értéket a 60°-os esetben ( $0,039 \pm 0,001$  mm); a kúpos szögcsoportok között megfigyelt különbségek statisztikailag szignifikánsak voltak ( $p < 0,001$ ).

A dinamikus terheléses vizsgálatot követően a felépítmény és az implantátumtest szétszerelésekor a kihajtási nyomatékértékeket is megmértük. A korábbi mérésekhez hasonló megfigyeléseket kaptunk, a legalacsonyabb nyomatékértékeket a 30°-os kúpszög esetében mutattuk ki, míg a legmagasabbakat a 60°-os esetben; szignifikáns különbségeket figyeltünk meg a kihajtási nyomaték átlagértékei között; szignifikáns különbségeket figyeltünk meg az átlagos nyomaték ( $p=0,003$ ) között a 30° ( $18,7 \pm 1,01$  Ncm), 45° ( $21,25 \pm 0,67$  Ncm) és 60° ( $24,03 \pm 0,59$  Ncm) esetében. Ezen túlmenően a post hoc teszt alapján szignifikáns különbséget találtunk a 30°-os és 60°-os kúpos kötések között ( $p = 0,043$ ), míg a 30° vs. 45° és 45° vs. 60° összehasonlítások esetében ez nem volt igaz.

#### 6.2.2. *A második körös dinamikus fárasztásos terhelési vizsgálati eredményei*

A dinamikus terheléses vizsgálat során a fárasztógép rögzítette a terhelőfej helyzetét, amely közvetlen kapcsolatban állt az implantátumok függőleges összenyomásával (azaz, hogy a felépítmény mennyire csúszott bele az implantátumba). A készülék az adott erőértékeket is rögzítette az idő múlásával, így a terhelés-összenyomódási grafikonok elemezhetőek voltak. Megfigyelhető, hogy a különböző kúpszögek esetén különböző mértékű átlagos függőleges összenyomódást lehetett tapasztalni. A legnagyobb összenyomódást a 35° és 55°-os, míg a legalacsonyabbat a 75° és 90°-os kúpszögű implantátumok esetében mértük. A rugalmas tulajdonságok miatt a tehermentesítés során az anyag még visszaalakulhat. A függőleges összenyomódás már az első ciklusban bekövetkezett, míg ezt követően állandó maradt, a kompressziós ciklusok elején hirtelen emelkedett a kompresszió, és ezt követően nem volt változás a kompresszió mértékében.

A minták főként csak e korai szakasz után deformálódtak elasztikusan. A fárasztási vizsgálat végén az összenyomódást a tehermentesítési fázis előtt összegyűjtötték. A dinamikus terhelés végén a függőleges összenyomódás eredménye alapján szignifikáns különbséget

figyeltünk meg a különböző esetek között ( $p = 0,029$ ); az összehasonlító elemzések azt mutatták, hogy szignifikáns különbség van a  $35^\circ$ -os és  $75^\circ$ -os ( $0,049 \pm 0,004$  mm vs.  $0,037 \pm 0,002$  mm;  $p = 0,011$ ), valamint az  $55^\circ$ -os és  $75^\circ$ -os kúpszögű implantátumok esetében ( $0,046 \pm 0,003$  mm vs.  $0,037 \pm 0,002$  mm;  $p = 0,009$ ). A dinamikus terheléses vizsgálatot követően a maradandó deformációkat is megmértük: a terhelőfej tehermentesítette a mintákat és rögzítette a végső pozíciót; az eredmények alapján szignifikáns különbségek mutatkoztak az átlagos maradandó deformációk között ( $p = 0,032$ ).

A dinamikus terheléses vizsgálat után megmértük a felépítmény és az implantátum szétszedéséhez szükséges legkisebb nyomatékértékeket is. A legalacsonyabb nyomatékértékeket a  $24^\circ$ -os esetében ( $13,1 \pm 1,26$  Ncm), míg a legmagasabbat a  $90^\circ$ -os esetében ( $29,4 \pm 1,1$  Ncm) mértük. Mind a statikus, mind a dinamikus terheléses vizsgálatok esetében szignifikáns különbségeket figyeltünk meg az átlagos nyomatékértékek között ( $p < 0,001$  mindkét esetben). A  $24^\circ$ -os és  $35^\circ$ -os kúpszögű kapcsolatok kivételével ( $p = 0,384$  és  $p = 0,994$ ) minden más esetben szignifikáns különbségek voltak mind a statikus, mind a dinamikus terheléses vizsgálat után ( $p < 0,05$ ).

### 6.3. Végelem analízis eredményei

A FEA a (von Mises) mechanikai feszültségek eloszlásának tekintetében jelentős különbséget mutatott a két kiválasztott kúpszögű implantátummodell között. A  $24^\circ$ -os esetben az implantátumban fellépő számított mechanikai feszültség nagyjából háromszor nagyobb volt, mint a  $90^\circ$ -os esetben. Emellett a mechanikai feszültség körülbelül 130 MPa az implantátum felső harmadában koncentrálódott, a legmagasabb feszültségértékek a kúpos felületen voltak megfigyelhetők. A hordó alakú vízszintes deformáció a  $24^\circ$ -os kapcsolat esetében figyelhető meg, míg a  $90^\circ$ -os kapcsolat esetében nem. A  $90^\circ$ -os kúpszögű implantátum modellben a 60 MPa körüli mechanikai feszültség egyenletesen oszlott el az implantátum falán, és a mechanikai feszültség a kúpszögű csatlakozásnál érte el a csúcspontját. A legmagasabb mechanikai feszültség értéke a  $24^\circ$ -os esetben 300 MPa körül volt, míg a  $90^\circ$ -os kúpszögű esetben csak 160 MPa körül volt. A mechanikai feszültség értékeléséhez a kúpos felületen a felépítmény és az implantátumtest között egy vonalat határoztunk meg. Ezen túlmenően az implantátum magassága mentén, az implantátum falában fellépő erők mechanikai feszültségeloszlás diagramját is felvettük. Itt látható, hogy a  $24^\circ$ -os implantátummodell esetében egyértelműen

sokkal nagyobb a feszültség az implantátum falán, ami 120 MPa közeli értékeknek felel meg, míg a 90°-os modell esetében a feszültségértékek csak 60 MPa körüliek voltak.

#### *6.4. Gyártási paramétereiből adódó pontatlanságok*

Több gyártó által készített azonos kúpos kapcsolódású implantátumot vizsgáltunk, hasonlítottunk össze. Eredményeink alapján a megadott kapcsolati szögtől  $\pm 1^\circ$ -os kúpszögkülönbséget kaptunk. Ezt vehetjük átlagos tűrésmezőnek a forgalomban lévő implantátumrendszerek esetében. A mintáinkban szereplő implantátumok esetében 0/-0,5°-os kúpszögtűrést fogadtunk el, de a minták gyártása során a nulla fokhoz közeli gyártási pontosságra törekedtünk. A felépítmények esetében ugyanez a 0/+0,5°-os tolerancia volt elfogadható.

Szoftveres összehasonlításunk azt mutatja, hogy a lehető legrosszabb toleranciamezők figyelembevételével a 24°-os implantátum-felépítmény kapcsolat esetében a modellünk magasságkülönbsége 0,0271 mm az ideálshoz képest, míg a 90°-os kapcsolat esetében ez mindössze 0,003 mm.

## **VII. DISZKUSSZIÓ**

Vizsgálatunk célja az volt, hogy megértsük a különböző kúpszögű implantátum-felépítmény kapcsolatok hatását a fogászati implantátumok hosszú távú túlélésére és klinikai sikerére. Vizsgálatunk során két problémát azonosítottunk: egyrészt - a mechanikai vizsgálatok eredményei alapján - a csavarok kilazulását, valamint a mérések és a FEA eredményei alapján a horizontális és vertikális deformációt.

Mechanikai vizsgálataink eredményei arra engednek következtetni, hogy az implantátum-felépítmény csatlakozási kúpszögének növekedésével arányosan csökkent a rögzítőcsavarunk kihajtási nyomatéka, azaz minél nagyobb volt a csatlakozási szög, annál kisebb volt a csavar terhelés alatti kilazulása. Statikus és dinamikus eredményeink egyaránt a kisebb kúpszögek esetén mutatták a legnagyobb változást. Ez az implantátum és a felépítmény szétszereléséhez szükséges kihajtási nyomaték csökkenését eredményezte. A felépítmények kúpszögének növelése javított az eredményeken, azaz a nagyobb szögű eseteknél kisebb mértékű összenyomódást és kisebb mértékű csavarlazulást eredményezett.

Mind az első statikus, mind az első dinamikus mérések ugyanazokat az eredményeket mutatták. Megállapítható, hogy a kúpos záródás a különböző kúpszögű implantátum-felépítmény kapcsolat esetében is jól látható volt. A kihajtási nyomaték esetében is egyenes arányosság áll fenn, azaz minél nagyobb a kapcsolat kúpszöge, annál nagyobb az általunk mért kihajtási nyomaték értéke.

A kúposan csatlakozó implantátumok csavarlazulása, azaz az implantátum és a felépítmény közötti rögzítőcsavar laza állapota jelentős problémát jelent, mivel a csavarlazulás növeli a fogsor eltávolításának kockázatát és a csavar meghibásodásának lehetőségét. Az implantátumok csavarlazulása különböző okokra vezethető vissza, mint például a csavar helytelen feszítése, a csavar túlzott terhelése, a rögzítőcsavar anyagának vagy méretének hibája, az implantátum és a rögzítőcsavar közötti kopás, vagy a csavar folyamatos terhelés miatti folyamatos csúszása. Ezért fontos, hogy az implantátum és a rögzítőcsavar megfelelően rögzítve legyen, és a fogorvosok ellenőrizzék a szuprastruktúrát és az implantátumokat a csavarok kilazulásának megelőzése érdekében.

A titánimplantátumok reverzibilis és irreverzibilis alakváltozásai jelentős hatással lehetnek az implantációs műtét sikerére és az implantátum hosszú távú stabilitására. A reverzibilis deformáció a műtét vagy az azt követő terhelés (rágás) során a titán implantátum rugalmassága miatt lép fel, de a terhelés megszüntetésével az implantátum visszatér eredeti alakjához. Ez a fajta alakváltozás általában a terhelés miatti mikro-, és makro deformációval jár együtt, ami hosszú távon fáradásos töréshez vezethet. Az irreverzibilis alakváltozás során az implantátum nem tér vissza eredeti alakjába, még a terhelés eltávolítása után sem. Ennek oka általában a folyáshatár túllépése vagy a műtét során bekövetkező túlzott deformáció. Az irreverzibilis alakváltozás komoly hatással lehet az implantátum stabilitására, mivel az implantátum alakja megváltozik, és ennek következtében az implantátum nem illeszkedik megfelelően az implantátumágyhoz. A visszafordíthatatlan deformáció megelőzése érdekében a fogorvosoknak gondosan kell kiválasztaniuk az implantátum megfelelő méretét és formáját, és gondosan kell megtervezniük és elvégezniük a sebészeti beavatkozásokat. A szakszerű sebészeti eljárások és a megfelelően kiválasztott implantátumok használata csökkentheti az irreverzibilis alakdeformációk kockázatát és javíthatja az implantátumok hosszú távú stabilitását, sikerességét.



Az irreverzibilis függőleges deformáció az implantátum és a felépítmény összenyomódását is okozhatja, ha a kapcsolat kúpszöge kicsi, ezt a jelenséget a gyártási pontatlanság is súlyosbíthatja, azaz az implantátum és a felépítmény magassága a terhelés hatására megváltozhat. Ebben az esetben az okklúziós magasság is csökken, ezáltal megváltozik az okklúzió, ami további biológiai (malocclusio, traumás okklúziós erők, periimplantáris csontvesztés, temporo-mandibuláris diszfunkció) és mechanikai (csavarlazulás, csavartörés, szuprastruktúra deformációja, törése) problémákhoz vezet. Az implantátum és a felépítmény kúpszögének pontatlansága jelentős hatással van a terhelés alatti kompresszióra és a terhelés alatti összenyomódásra is. Minél nagyobb a gyártásból származó mérethiba, annál nagyobb a kúpos felület zsugorodása, valamint annál nagyobb a felépítmény benyomódása az implantátumtestbe a kúpos felületek mentén.

A FEA-módszertan és modellanalízisek alapján számos tanulmány kimutatta, hogy az implantátum geometriája, a csont minősége és az implantátum behelyezésének helye befolyásolja a terhelésátviteli mechanizmusokat, ezáltal később a periimplantáris csontfelszívódást is. A maximális stresszterületek az implantátum nyakánál helyezkedhetnek el, és az esetleges túlterhelés a kompakt csontban kompresszió formájában (az okkluzális terhelés laterális komponensei miatt) és a kortikális és trabekuláris csont közötti határfelületen feszültség formájában jelentkezik. A terhelésátvitel a felépítmény-implantátum határfelületi zónában is előfordulhat, ami szintén a fent említett jelenséghez vezethet. FEA-elemzéseink azt is megerősítették, hogy az implantátum- felépítmény kapcsolat nagymértékben befolyásolja az erők eloszlását az implantátum és az állcsont között különböző magasságokban. A FEA eredményei szerint a mechanikai feszültség jobban eloszlott az implantátum teljes felületén a 90°-os implantátum-felépítmény kapcsolat esetén, mint a 24°-os kapcsolat esetén. A 24°-os kapcsolat esetén a mechanikai feszültség a kúpok találkozásának területén volt a legnagyobb, ami az implantátum legkisebb falvastagságú részét jelenti; továbbá a 24°-os modell esetében nemcsak függőleges, hanem vízszintes deformáció is fellép. Ez a horizontális deformáció periimplantáris csontfelszívódáshoz vezethet a kortikális csontban. Ha a kapcsolat kúpszögét növeljük, a terhelés nagyobb része az implantátum teljes hosszára összpontosul, és nem a rögzítőcsavarra hárul. Emiatt a kisebb kúpszögű kapcsolat esetén a nagyobb terhelés nagyobb mértékű csavarlazuláshoz vezetett, mivel több erő jutott a rögzítő csavarra.

Az implantátum beültetése után a biológiai szélesség kialakulása fontos tényező a periimplantáris csontvesztés megelőzésében. Ezeknek a lágyszöveteknek az adaptációja és átalakulása jelentős szerepet játszhat az implantátumok másodlagos stabilitásának és hosszú távú túlélésének elősegítésében, mivel elnyelik az implantátumra ható erőket, ezáltal csökkentve az állcsontra ható erők átvitelét. A fogpótlásra ható erők eloszlanak, és tovább hatnak a suprastruktúrára, az implantátumra, az implantátum kapcsolatára és az állcsontra.

A hosszú távú implantációs siker érdekében - mechanikai szempontból - döntő fontosságú lehet, hogy a protetikai fázis az implantátum vagy a felépítmény szintjén történik. A klinikai gyakorlatból fontos példák lehetnek a nagy tengelyeltéréssel járó helyzetek, amikor a fogtechnikai fázisban a fogpótlás elhelyezésének megkönnyítése érdekében a felépítmény érintkező részét csökkentik. Ez azonban hátrányosan befolyásolhatja az implantátum és a felépítmény közötti illeszkedést, ezáltal megváltozik a rágóerők eloszlása az implantátumtest és a környező csont között; ez sok esetben a restauráció rögzítőcsavarjának töréséhez vagy magának a hídnak a töréséhez vezethet. Az implantátum-felépítmény viszony befolyásolja az implantátumok felhasználási indikációit. Rendkívül fontos, hogy speciális indikációk esetén (azonnali implantáció, azonnali terhelés vagy repesztési technika) az implantátum-felépítmény kapcsolat a lehető legjobb erőeloszlást szolgálja az implantátum felületén, azaz a lehető legnagyobb felületen továbbítja a rágóerőt a csontra.

Összefoglalva, mechanikai vizsgálataink szerint a rögzítőcsavar kilazulásának mértéke jelentősen változik a kapcsolat kúpos szögének változásával. Minél nagyobb az implantátum-felépítmény kapcsolat szöge, annál kisebb a terhelés hatására bekövetkező csavarlazulás.

Végeselemes elemzéseink eredményeként megállapítható, hogy a kisebb kúpszögű kapcsolatok esetében az implantátumokra ható rágóerők az implantátum-test felső harmadára koncentráálódtak; ez az implantátum nyakában horizontális, irreverzibilis deformációt eredményezhet, ami a kortikális csont felszívódásának fokozott kockázatához vezethet. Míg nagyobb kúpszög esetén a rágóerő egyenletesen oszlik el az implantátumtestben.

A fogatlan betegek hosszú távú és biztonságos rehabilitációja még mindig nagy kihívással jár, mivel számos változó befolyásolja az implantátum túlélését és a páciensek elégedettségét; így a protetikai kezelés optimalizálását célzó minden előrelépés jelentős valós hatással lehet a klinikai gyakorlatra. Vizsgálataink célja az volt, hogy rávilágítsunk az implantátum és az implantátum közötti kapcsolat fontosságára - azaz a kúpszögek és az

implantátumok Ti fokozatának hatására - a csavarlazulás és az irreverzibilis deformáció összefüggésében, mivel mindkettő hátrányos a tartós restaurációk szempontjából. Összességében bebizonyosodott, hogy a kapcsolat kúpszögének növelése inverz kapcsolatban áll a csavarok kilazulásával; ezeket az eredményeket a végeselemes szimulációk is alátámasztották, azt sugallva, hogy a rágóerők összessége, amely az implantátum nyakában horizontális deformációhoz vezethet, kisebb szögek esetén valószínűbb. A magas másodlagos stabilitás és a klinikai elégedettség biztosítása érdekében a kezelés körültekintő tervezése kritikus fontosságú, amely magában foglalja az implantátum tervezését is. Ezért a meglévő bizonyítékok megerősítése és kiegészítése érdekében további vizsgálatokra van szükség.

## VIII. ÚJ MEGÁLLAPÍTÁSOK

- a. A kúpszög, és nem az implantátum anyaga befolyásolta az implantátum viselkedését és a rögzítő csavar kihajtási nyomaték értékeit statikus terhelés alatt: 500 N statikus nyomóterhelés alatt az implantátum deformációja (számszerű, de nem szignifikáns különbség), rugalmassága (szignifikáns különbség) és disszipált energiája (szignifikáns különbség) következetesen csökkent, míg a kihajtási nyomaték értékei következetesen nőttek (szignifikáns különbség) a kúpszög növekedésével. Az implantátum alapanyaga (Grade 4. titán vs. Grade 5. titán) nem volt szignifikáns hatással a függőleges vagy vízszintes deformációra vagy a rögzítő csavar kihajtási nyomaték értékeire.
- b. A kúpszög befolyásolta az implantátum viselkedését és a rögzítő csavar kihajtási nyomaték értékeit dinamikus fárasztás során: a dinamikus fárasztási vizsgálatok során a függőleges összenyomás (szignifikáns különbségek) és az irreverzibilis deformáció (szignifikáns különbségek) a 35°-os kúpszögnél volt a legnagyobb, de folyamatosan csökkent, míg a rögzítő csavar kihajtási nyomaték értékei folyamatosan nőttek (szignifikáns különbségek) a kúpszög növekedésével.
- c. A nagyobb kúpszögek alacsonyabb mechanikai feszültségértékeket és kedvezőbb feszültségeloszlást eredményeztek végeselemes modellünkben: a FEA során a 24°-os implantátumra számított von Mises-feszültség jelentősen magasabb volt, mint a 90°-os esetben (legmagasabb feszültségértékek: 300 MPa vs. 160 MPa). A 24°-os kúpszögű csatlakozással rendelkező modellben vízszintes hordó alakú deformáció volt megfigyelhető, ami a 90°-os esetben nem volt kimutatható.

## XI. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Szeretném köszönetemet és hálámat kifejezni témavezetőmnek, Prof. Dr. Baráth Zoltánnak, a Fogorvostudományi Kar dékánjának. Tanított, támogatott és kihívások elé állított. Nélküle ez a munka nem jöhetett volna létre.

Szeretnék köszönetet mondani a Szegedi Tudományegyetem Fogorvostudományi Kar Orálbiológiai és Kísérletes Fogorvostudományi Tanszéken dolgozó volt kollégáimnak, Dr. Tóth Zsoltnak, Tarjányi Tamásnak, akik odaadó és segítőkész munkájukkal jelentősen hozzájárultak a dolgozatom megírásához. Türelmesen segítettek a fáradásvizsgálatokhoz használt műszerek megismerésében és nem utolsó sorban a mérések elvégzésében.

Köszönöm Tarjányi Tamásnak a statisztikai kiértékelésben nyújtott segítségét.

Köszönöm a PIMP munkacsoport tagjainak Dr. Hangyási Dávid Botondnak, Dr. Pelsőczy-Kovács Istvánnak a tudományos gondolkodásban való közreműködésüket.

Köszönöm továbbá Prof. Dr. Vajdovich Istvánnak, a Denti System Kft. tulajdonosának, hogy bevezetett a tudományos kutatás világába, és szenvedélyével, elkötelezettségével példát mutatott.

Köszönöm kollégámnak, Dányi Enikőnek, hogy támogatott a kutatásomban, néha a közös munkánk rovására is.

Végül ezt a dolgozatot Családom minden tagjának ajánlom, akik az évek során szeretettel, megértéssel és bátorítással támogatták tudományos érdeklődésemet.