Az állcsontok biomechanikai modellezésének lehetőségei. Az orális implantátumok formájának és terhelhetőségének biomechanikai és klinikai vizsgálata.

Doktori értekezés

Dr. Szűcs Attila

Semmelweis Egyetem
Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola

Témavezető: Dr. Barabás József egyetemi tanár, Ph.D.

Hivatalos bírálók: Dr. Tölgyesi Ferenc egyetemi docens, Ph.D.
Dr. Vajdovich István c. egyetemi tanár, Ph.D.

Szigorlati bizottság elnöke: Dr. Nyárasdy Ida egyetemi tanár, Ph.D.
Szigorlati bizottság tagjai: Dr. Redl Pál egyetemi docens, Ph.D.
Dr. Windisch Péter egyetemi docens, Ph.D.

Budapest
2011

Tartalomjegyzék:

Rövidítések jegyzéke 6.
1. Bevezetés 7.
1.1. A biomechanika jelentősége a szájsebészetben és a fogászati implantológiában 7.
1.2. Fizikai alapfogalmak 11.
1.3. Biomechanikai vizsgálómódszerek 12.
1.3.1. A klinikai gyakorlatban felhasználható biomechanikai vizsgálati módszerek 12.
1.3.2. Modellkísérletek 16.
2. Célkitűzések 28.
3. Módszerek 31.
3.1. Implantátumok stabilitásának és csontintegrációjának vizsgálata Periotest módszer segítségével. Implantátumok azonnali terhelésének vizsgálata 32.
3.2.1. Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata feszültségoptikai módszerrel 37.
3.2.2. Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata végeselemes vizsgálattal 39.
3.3.1. Végeselemes állcsont modellek létrehozása volumentomográfiás felvételek adatállományának felhasználásával, az állcsontok teherviselő képességének vizsgálata egyedi anatómiai viszonyok figyelembevétele mellett 46.

3.3.2. Végeselemes modell alapján történő műtéti és terhelési szimuláció: az alsó bölcsességfog műtéti eltávolításának hatása a rágóterheléskor kialakuló feszültségi viszonyokra 52.
3.4. Laboratóriumi modellkísérletek az implantátumok szilárdsági és erőátviteli tulajdonságainak vizsgálatára 54.
3.4.1. Implantátumok feszültségátviteli tulajdonságait módosító műanyag erőtörő elemek fáradási jelenségeinek vizsgálata 54.
3.4.2. Fáradási jelenségek vizsgálata az implantátum-állcsont kapcsolat területén ciklikus terhelés hatására 56.
3.4.3. Ideiglenes titán implantátumok nyaki területének törésveszély vizsgálata 64.
4. Eredmények 69.
4.1. Implantátumok stabilitásának és csontintegrációjának vizsgálata Periotest módszer segítségével. Implantátumok azonnali terhelésének vizsgálata 69.
4.2.1. Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata feszültségoptikai módszerrel 72.
4.2.2. Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata végeselemes vizsgálattal 75.
4.3.1. Végeselemes állcsont modellek létrehozása volumentomográfiás felvételek adatállományának felhasználásával, az állcsontok teherviselő képességének vizsgálata egyedi anatómiai viszonyok figyelembevétele mellett 83.
4.3.2. Végeselemes modell alapján történő műtéti és terhelési szimuláció: az alsó bölcsességfog műtéti eltávolításának hatása a rágóterheléskor kialakuló feszültségi viszonyokra 88.
4.4. Laboratóriumi modellkísérletek az implantátumok szilárdsági és erőátviteli tulajdonságainak vizsgálatára 92.
4.4.1. Implantátumok feszültségátviteli tulajdonságait módosító műanyag erőtörő elemek fáradási jelenségeinek vizsgálata 92.

4.4.2. Fáradási jelenségek vizsgálata az implantátum-állcsont kapcsolat területén ciklikus terhelés hatására 94.
4.4.3. Ideiglenes titán implantátumok nyaki területének törésveszély vizsgálata 98.
5. Megbeszélés 103.
5.1. Implantátumok stabilitásának és csontintegrációjának vizsgálata Periotest módszer segítségével. Implantátumok azonnali terhelésének vizsgálata 103.
5.2.1. Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata feszültségoptikai módszerrel 105.
5.2.2. Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata végeselemes vizsgálattal 107.
5.3.1. Végeselemes állcsont modellek létrehozása volumentomográfiás felvételek adatállományának felhasználásával, az állcsontok teherviselő képességének vizsgálata egyedi anatómiai viszonyok figyelembevétele mellett 110.
5.3.2. Végeselemes modell alapján történő műtéti és terhelési szimuláció: az alsó bölcsességfog műtéti eltávolításának hatása a rágóterheléskor kialakuló feszültségi viszonyokra 113.
5.4. Laboratóriumi modellkísérletek az implantátumok szilárdsági és erőátviteli tulajdonságainak vizsgálatára 115.
5.4.1. Implantátumok feszültségátviteli tulajdonságait módosító műanyag erőtörő elemek fáradási jelenségeinek vizsgálata 115.
5.4.2. Fáradási jelenségek vizsgálata az implantátum-állcsont kapcsolat területén ciklikus terhelés hatására 116.
5.4.3. Ideiglenes titán implantátumok nyaki területének törésveszély vizsgálata 117.
5 5. Új eredmények 120.
6. Következtetések 122.
7. Összefoglalás 125.

Irodalomjegyzék 126.
Saját publikációk jegyzéke 139.
-az értekezés témakörében megjelent közlemények 139.
-az értekezés témakörétől független közlemények 140.
Köszönetnyilvánítás 141.

Rövidítések jegyzéke:

FEA = finite element analysis
VEA = végeselemes analízis
CT = computed tomography
CBCT = cone beam computed tomography
HU = Hounsfield Unit
BIC = bone-implant contact
RFA = rezonancia frekvencia analízis
ISQ = implant stability quotient
CRA = cutting resistance analysis
LOE = linea obliqua externa
PE = polietilén
PP = polipropilén
POM = poli(oxi-metilén)
ABS = poli(akril-nitrilko-sztirol)-blokk-polibutadién
PA = poliamid-6
PI = poliimid

1. Bevezetés

1.1. A biomechanika jelentősége a szájsebészetben és a fogászati implantológiában

Az állcsontok teherviselő szerepe kapcsán, a fogászati és szájsebészeti kezelésekkel kapcsolatban gyakran merülnek fel mechanikai, biomechanikai kérdések.

A műszaki jellegű problémák iránti érdeklődés, gyermekkorromtól kezdődően egyik hangsúlyos és kedves része életemnek, így a szájsebészettel való szorosabb kapcsolatom kialakulásakor, amikor a SOTE Biofizikai Intézetéből a Szájsebészeti és Fogászati Klinikára kerültem 1989-ben, előbb fog- és szájbetegségek szakvizsgához szükséges gyakorlatra kirendeltként, ezt követően munkaviszonyba lépve, kézenfekvő volt, hogy tudományos kutatási témaként a műszaki tudományokkal közös terület kerüljön kiválasztásra, így esett a választás a biomechanikára. Ekkor kezdődött és a mai napig tart az együttműködés a Budapesti Műszaki Egyetemmel, amelyben folyamatosan keressük a lehetőségeket, az implantológia éppen aktuális fejlődési állapotában, a körülmények adta keretek között végezhető közös vizsgálatokra.

A mechanika a fizikai törvényekkel leírható műszaki problémák megoldására ad választ; az élő szervezetben zajló mechanikai folyamatok vizsgálata a biomechanika feladata. Az állcsontokat érő behatások, kezdve a fogeltávolítással, az állcsontokon végzett műtéti beavatkozások, a különböző sérülések, törések; a fogazat és az állcsontok fejlődési zavarai, a csontdestrukciót okozó, például daganatos megbetegedések, mind módosíthatják az állcsontok anatómiai felépítését, élettani teherviselő, teherátvivő szerepét. A fogpótlások, különösen az implantációs fogpótlások, illetve maguk az implantátumok által közvetített erőhatások is eltérnek a természetes fogazat esetén fellépő erőhatásoktól, így adaptációt igényelnek az állcsontok részéről.

Az állcsontokon végzett sebészi beavatkozások műtéti tervezéséhez segítséget adhatnak a biomechanikai vizsgálatok. Bizonyos esetekben, akár egy áttörésben visszamaradt fog eltávolításakor is, kritikus mértében meggyengíthetjük az állcsontot, máskor a fizikai sérülés vagy csonkoló műtét miatt károsodott állcsont folytonosságának helyreállításakor válnak kritikus fontosságúvá a terhelési, biomechanikai kérdések. A fogászati implantológiában is alapvető fontosságú a teherátvitel, ennek tanulmányozása

is biomechanikai feladat. Az élő szervezetben zajló mechanikai folyamatok vizsgálata többfajta szakterület összefogását, illetve a többfajta szakterületen egyaránt jártas szakemberek, kutatók munkáját igényli, így szükségszerű az együttműködés.

A fogászati implantológia (és a jelen dolgozat) kulcsfontosságú fogalma a **csontintegráció,** amely az implantációs műtétet követő gyógyulási folyamat során alakul ki; kötőszövetes réteg közbeiktatása nélküli, közvetlen csont-implantátum kapcsolatot jelent. Biomechanikai szempontból a kapcsolat fontos jellemzője, hogy a nyomóerők mellett húzó és nyíróerők átvitelére is képes, így szerepe alapvető a rágóerők állcsontra történő közvetítésében. A csontintegráció az implantátumok sikerességének alapja, biztosítja a csont adaptációs folyamatának lehetőségét, amellyel az élettani tartományban lévő mechanikai terhelésekhez alkalmazkodni tud.

A csontintegráció jelentősége klinikai szempontból az implantátum terhelhetőségének és hosszú távú funkcióképességének megítélésében, tudományos szempontból az implantátumtervezés, az implantátumok morfológiai kialakításának, a felületkezelési eljárások hatékonyságának, valamint a terhelési protokollok hatásának értékelésében van. Vizsgálata a napi fogorvosi, implantológiai gyakorlatban igen fontos lenne, azonban klinikailag közvetlenül nem vizsgálható. A csontintegráció mértéke szövettani vizsgálattal határozható meg, mint a közvetlen csont-implantátum kapcsolat aránya (Bone-Implant Contact, BIC). A szövettani vizsgálaton kívül, ami a napi betegellátásban természetszerűleg nem használható, elsősorban indirekt jelekből következtethetünk a csontintegráció kialakulására, meglétére, illetve hiányára.

A csontintegráció vizsgálatára a klinikai gyakorlatban legjobban alkalmazható módszernek az implantátum stabilitás biomechanikai vizsgálata mutatkozik, részben mivel viszonylag jól mérhetőnek mondható, valamint bizonyos megfontolásokat figyelembe véve, a stabilitás fokából következtetést vonhatunk le a csontintegráció mértékére [Gapski 2003; Mihoko és mtsai 2007].

Az implantátum stabilitásával kapcsolatban megkülönböztetjük az úgynevezett *primer stabilitást*, amely alatt az implantátum behelyezésekor elért stabilitását értjük, és a *szekunder stabilitást*, amely a gyógyulási folyamat során alakul ki. A primer stabilitás fogalma az implantációs műtét és csontintegráció kialakulását megelőző időszakban értelmezhető, mértéke függ a fogadó terület csontminőségétől, a behelyezési technikától, valamint az implantációs rendszer paramétereitől. A primer stabilitás

fontos szempont az implantációs terhelési protokoll meghatározásában, valamint prognosztikus jelként értékelhető az implantátum várható csontintegrációja szempontjából [Vajdovich 2007], de annak közvetlen biztosítékát nem jelenti. A csontintegráció kialakulása után a szekunder stabilitás foka már a csontintegrációt jellemzi, így a szekunder stabilitás klinikai mérése alapján következtethetünk a csontintegrációra, bár közvetlen, matematikailag meghatározható kapcsolat, korreláció nincs a két fogalom között.

A csontintegráció kialakulását az implantátumot érő mechanikai hatások is befolyásolják. Az implantátumok terhelése megkezdésének időpontját illetően különféle protokollok használatosak [Divinyi 2007]. A kétfázisú műtéti technika esetén általában a *késői terhelés* történik, a beültetést követően legalább 3 hónapos gyógyulási időt követően kerül sor a terhelésre. Ennek ellenpontjaként, *azonnali terhelés* esetén, az implantátumok a behelyezést követően 48 órán belül terhelésre kerülnek. A 48 órán túl, azonban 3 hónapnál hamarabb megkezdett terhelés az úgynevezett *korai terhelés*.

A fogászati implantátumok csontintegrációjának kialakulásában és annak tartós fennmaradásában jelentős szerepe van az implantátum geometriai kialakításának. Az implantátum formája meghatározza a rágóterhelés átadását az állcsontra, ezáltal alapvetően befolyásolja a csontszövetben kialakuló mechanikai feszültségeket. Ha az implantátum környezetében a rágóterhelés hatására bizonyos helyeken a fiziológiás szintet meghaladó, kiugróan magas mechanikai feszültségek, úgynevezett csúcsfeszültségek keletkezhetnek, annak következménye csontleépülés lesz [Frost 2004]. Ha viszont a feszültségek nem érik el a fiziológiai szintet, az is a csontszövet leépüléséhez vezethet, az inaktivitás következtében, ezért fontos az implantátumok tervezésekor kedvező a feszültségátadást biztosító forma kialakítása, amely implantációs rendszerek fejlesztésekor felhasználásra kerül [Patra és mtsai 1998, Hansson 2003, Hansson és mtsai 2011].

Az implantátumok feszültségátviteli tulajdonságainak javítását, a hirtelen shockszerű erőhatások időbeli elnyújtását kívánta biztosítani az erőtörő elemek alkalmazása. Az erőtörők olyan műanyag alkatrészek, amelyek a fogpótlás és az implantátum között, általában implantátumtest és protetikai fej között elhelyezett cserélhető persely formájában, a természetes fogak fogágyának szerkezetét és funkcióit bizonyos mértékig

utánozva, segíthetnék az erőhatások élettani határon belül tartását, így a csontintegráció kialakulását és fennmaradását. Az erőtörők használata a várt előnyök helyett számos problémát vetett fel, elsősorban a felhasznált műanyagok fáradási jelenségei, majd tönkremenetele kapcsán. Felmerült a kérdés, megoldhatóak-e ezek a technikai jellegűnek tűnő nehézségek a legmegfelelőbb anyag megkeresésével, kiválasztásával [Holmes és mtsai 1992, Ow és Ho 1992].

A fogászati implantátumok csontintegrációjának kialakulásához szükséges a gyógyulási időszakban az implantátumot érő mechanikai hatások és az ezek következtében fellépő mikromozgások tolerálható tartományban tartása. Ideiglenes implantátumok használata nagy segítséget nyújthat megbízható rögzített ideiglenes fogpótlás készítésének lehetővé tételével azokban az esetekben, amikor fokozott figyelemmel kell lennünk a beültetett implantátumok tehermentesítésére csontintegrációjuk kialakulásáig. Az ideiglenes implantátumok formájuknak, kialakításuknak, behelyezési technikájuknak köszönhetően igen jó primer stabilitásúak, azonnali terhelésre alkalmasak. Az ideiglenes (és egyes definitív célú) implantátumok bizonyos típusainál az implantátum csontba kerülő része és a protetikai fej elkeskenyített nyaki résszel egy darabban kerül legyártásra. Rendszerint több implantátum felhasználása szükséges, ezek párhuzamos elhelyezése részben anatómiai, részben műtéttechnikai okokból nem minden esetben lehetséges, a szükséges párhuzamosítás a nyaki rész hajlításával történhet, minek következtében technikai jellegű problémák merülhetnek fel. Végeselemes vizsgálatok is igazolták a magas mechanikai feszültségeket [Goldmann és mtsai 2008]. A maradandó alakváltozás hatására megváltozhat az implantátum nyaki területének felületi struktúrája [Strietzel és mtsai 2000], maradandó sérülések, repedések jöhetnek létre, meggyengülhet a funkció során egyébként is fokozott mechanikai terhelésnek kitett nyaki rész, ami törésveszélyhez vezet [Piatelli és mtsai 1998]. Az implantátum törése amellett, hogy a fogpótlás tönkremenetelét okozza, az implantátum eltávolítását is megnehezíti.

A biomechanikai tárgyú dolgozat bevezetésében célszerű lehet a biomechanika területén használatos egyes vizsgálómódszereket áttekinteni, valamint még ezt megelőzően bizonyos fizikai fogalmakat meghatározni.

1.2. Fizikai alapfogalmak

Az **erő** anyagi testek egymásra hatásának a mértéke, vektor mennyiség, amelyet nagysága mellett iránya és támadáspontja jellemez, mértékegysége a Newton (N).

Nyomóerő: egy test felületére merőleges, a test belseje felé ható erő; a nyomóerővel ellentétes irányú a **húzóerő**. A **nyíróerő** a deformálható test szomszédos síkjaira ható erő, hatása a szomszédos síkok egymáshoz képest való elcsúszása.

A **forgatónyomaték** az erő forgatóképességének mértéke, nagysága függ az erő nagyságától és az erőkartól (az erő hatásvonalának a forgástengelytől mért távolsága). Iránya lehet pozitív és negatív (az óramutató járásával azonos és ellentétes).

Mértékegysége a Nm, nem szabványos, de a szájsebészetben, implantológiában használatos egység a Ncm.

A **mechanikai feszültség** erő hatására jön létre deformálható testekben, nagysága a felületre ható erő és a felület nagyságának hányadosa, mértékegysége a Pascal (Pa, N/m^2), nem SI egység, de használatos a N/mm^2 (1 $N/m^2 = 10^{-6}$ N/mm^2; 1 $N/mm^2 = 10^6$ N/m^2 = 1MPa).

A **deformáció** függ a testet felépítő anyagok mechanikai tulajdonságaitól, többfajta fizikai mennyiséggel jellemezhető. Gyakran használatosak a rugalmassági tényezők, amelyek a különböző erőhatásokra (pl. nyújtás, nyírás) eltérőek. Legelterjedtebb a nyújtási (statikus húzóerő) rugalmassági együttható, a Young-modulus.

A **Young-modulus** az egységnyi relatív megnyújtáshoz szükséges feszültséget adja meg, szemléletesen az anyag merevségét, nyújtással szemben mutatott ellenállását.

A Young-modulus meghatározása nyújtásnál a legegyszerűbb, de jól használható más deformáció típusoknál is az anyagok mechanikai tulajdonságainak jellemzésére.

A szilárdság (hajlítási, nyomási, húzási szilárdság) a test által szakadás, illetve törés nélkül, még éppen elviselt maximális feszültség.

A **feszülés**, deformáció mértékének egyik lehetséges jellemzési módja a *relatív hosszváltozás* meghatározása: $\varepsilon = \Delta l / l$. A feszülés megadására így adódó hányados egysége a strain, angol irodalom szerint, dimenzió nélküli, mértékegysége mm/mm, gyakran használatos ennek milliomod része (x 10^{-6}) a microstrain. Ezeknek az egységeknek magyar megfelelője nincsen, a műszaki szakirodalomban is így használatosak.

Az izotróp anyagok esetében bizonyos fizikai jellemzők (például a rugalmassági tényezők, a fénytörés), a különböző irányokban azonosak, az anizotróp anyagokban ezek a tulajdonságok eltérőek a tér különböző irányaiban.

1.3. Biomechanikai vizsgálómódszerek

A számos felvetődő kérdés vizsgálatára, megválaszolására különböző módszerek állnak rendelkezésre:
-klinikai gyakorlatban felhasználható biomechanikai vizsgálatok
-modellkísérletek:
    -laboratóriumi mechanikai vizsgálatok direkt modellkészítés alapján
    -számítógépes szimulációs eljárások
    -hibrid eljárások: a laboratóriumi kísérleti modellezési és szimulációs eljárások kombinációja

Saját vizsgálataink között kisebb részben klinikai vizsgálatok, nagyobb részben modellkísérletek szerepeltek, a különböző eljárások áttekintésekor az általunk felhasznált módszereket ismertetjük hangsúlyosabban.

1.3.1. A klinikai gyakorlatban felhasználható biomechanikai vizsgálati módszerek

A csontintegráció vizsgálati lehetőségei, az implantátumok stabilitásának műszeres vizsgálata

Az implantátumok szekunder stabilitásának klinikai vizsgálatára legalkalmasabb a *mechanikai rezgések elemzése* különböző kvalitatív és kvantitatív módszerekkel.
A műszeres vizsgálatok használatakor az implantátumra mechanikai rezgéseket bocsátunk, a keletkező fizikai jeleket értékelve következtethetünk az implantátum stabilitására. Mérési módszertől függő mérőszámot kapunk eredményként, ami az implantátum stabilitás, ezen keresztül a csontintegráció pontosabb megítélési lehetőségét, magasabb objektivitást, és jó dokumentálhatóságot biztosít.

A következő részben a műszeres implantátum stabilitás vizsgálat két elterjedtebben használatos módszerét, eszközét ismertetem.

A **Periotest® készüléket** (Medizintechnik Gulden, Bensheim, Németország) eredetileg a természetes fogak stabilitásának vizsgálatára fejlesztették ki, azonban röviddel az eljárás bevezetése után sor került az implantológiai célú felhasználására is.
A vizsgálat során a készülék mérőfejéből az implantátum felszínéhez, meghatározott sebességgel, kisméretű fémrúd ütközik. Az ütközés jellemzőit a készülékben mikroszámítógép elemzi, majd mérőszámot határoz meg -8 és +50 közötti tartományban (PTV - PerioTest Value). Az alacsonyabb értékek jelzik a magasabb stabilitást. Implantátumokra vonatkoztatva a -8 és +1 közötti PTV értékek megfelelő stabilitást jeleznek, a +2 és +9 között kérdéses az implantátum stabilitása, a +10 és magasabb érték esetén pedig egyértelműen nem megfelelő a stabilitás. [Schulte és Lukas 1993; Winkler és mtsai 2001; Vajdovich 2008].

1. ábra Periotest M készülék (forrás: http://www.med-gulden.com)

A másik mérőeszköz az **Osstell® készülék** (Integration Diagnostics AB, Sävedalen, Svédország) a Rezonancia Frekvencia Analízis (RFA) elvén működik. Az implantátumra csavarozott csatoló fejen keresztül bizonyos frekvencia tartományban mechanikus rezgések kerülnek továbbításra az implantátumra, amelyek az implantátum stabilitásától függően nyelődnek el, illetve interferenciát mutatnak. A rezonancia

frekvencia alapján (f=3,5-8,5 kHz között) kerül meghatározásra egy mérőszám, ami az implantátum stabilitását jellemzi (ISQ – Implant Stability Quotient). A mérési tartomány 0-tól 100-ig terjed. A magasabb tartományban lévő értékek stabil implantátumot jeleznek: ISQ>50; míg az 50 alatti ISQ értékek alacsonyabb implantátum stabilitást mutatnak [Meredith és mtsai 1996].

2. ábra Osstell ISQ készülék (forrás: www.osstell.com)

Az irodalmi adatok szerint a Periotest és Osstell készülékkel végzett mérések eredményei korrelálnak egymással [Seong és mtsai 2008; Oh és mtsai 2009], egyes szerzők a rezonancia frekvencia analízist pontosabb eljárásnak tekintik [Zix és mtsai 2008].

Egyéb műszeres implantátum stabilitásvizsgáló módszerek, eszközök is ismeretesek, ezek azonban kevésbé elterjedtek [Mihoko és mtsai 2007; Seong és mtsai 2008]. Közülük kiemelendő egy, szintén a rezonancia frekvencia analízis elvén működő eljárás, ami a rugalmassági modulus és a viszkozitási együttható meghatározására is alkalmas. A módszer érzékenyebbnek mutatkozik az implantátumok körüli csontdefektusok kimutatására, emiatt ígéretesnek tűnő eszköz lehet [Yamane és mtsai 2008; Hayashi és mtsai 2010].

Kihajtási nyomaték vizsgálata

A csontintegráció kialakulása vizsgálható olyan módon is, hogy az implantátumok tervezett csontintegrációs időszakának végén, egy bizonyos forgatónyomatékkal (például 20 Ncm, vagy a behajtási nyomaték 30-50 %-a) nyomatékjelző hajtókulccsal vagy elektromos sebészi motorral megkíséreljük kifelé forgatni az implantátumot;

amennyiben az mozdulatlan marad, az a csontintegrációt jelzi. Az elfordulás a csontintegráció hiányát mutatja. A klinikai gyakorlatban nem terjedt el a vizsgálat.

A primer stabilitás klinikai biomechanikai vizsgálata a gyakorlatban nagy jelentőségű az implantációs terhelési protokoll meghatározásában, azonban a csontintegráció szempontjából csak prognosztikus jelzési értékkel bír.

Primer stabilitás biomechanikai vizsgálata

A primer stabilitás vizsgálatára alkalmas az implantátum fogadó területének kialakításakor a fúrás, forgácsolás, valamint az implantátum behajtás különböző mechanikai jellemzőinek meghatározása (cutting resistency analysis – CRA) [Mihoko és mtsai 2007]. A különböző paraméterek pontos fizikai értelmezése valójában meglehetősen bonyolult feladat, sok tényező figyelembevételét igényli, a gyakorlatban ezek jelentősen egyszerűsített formában kerülnek felhasználásra, mégis hasznos információval szolgálhatnak. Közülük a leggyakrabban használatos a behajtási nyomaték meghatározása, legegyszerűbb mérhetőségéből adódóan.

A behajtási nyomaték [Ncm] a primer stabilitással jól korrelál, az implantátum terhelhetőségének megítélését segíti, a korai kockázat jelzésére is alkalmas. A mérés nyomatékjelző behajtó kulcs vagy az aktuális működési nyomaték kijelzésére alkalmas sebészi motor használatával lehetséges.

Meghatározható az implantátum helyéül szolgáló csontágy preparálásakor az egységnyi csonttömeg elforgácsolásához szükséges energia [J/mm^3] is, ami a csontminőségre jellemző, az adott esetben a műtét során *elérhető* stabilitást jellemzi. A módszer speciális sebészi motor alkalmazását igényli, emiatt nem terjedt el.

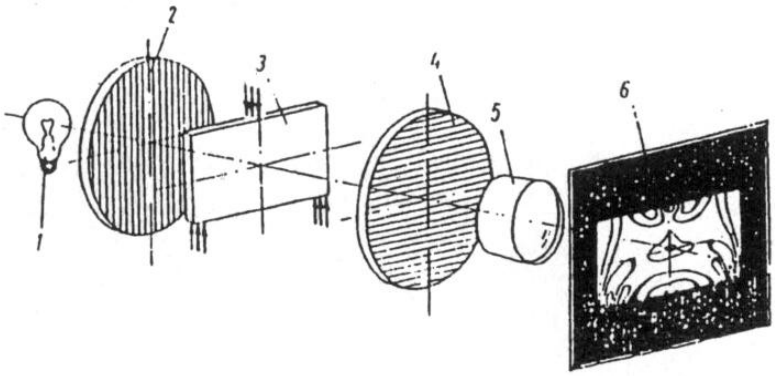
Különböző radiológia vizsgálóeljárások is rendelkezésre állnak a csontintegráció vizsgálatára, valamint ahhoz, hogy az implantátum behelyezése előtt tanulmányozzuk a befogadó csontterület minőségét, előre jelezzük az optimális esetben elérhető primer stabilitást, azonban ezek az eljárások nem tartoznak a biomechanikai vizsgálatok közé, ezért ismertetésüktől eltekintek.

1.3.2. Modellkísérletek

Az állcsontokban fellépő mechanikai feszültségek vizsgálatára használható módszerek:
- feszültségoptikai vizsgálat
- számítógépes végeselemes analízis (finite element analysis, VEA, FEA)

Feszültségoptikai vizsgálat

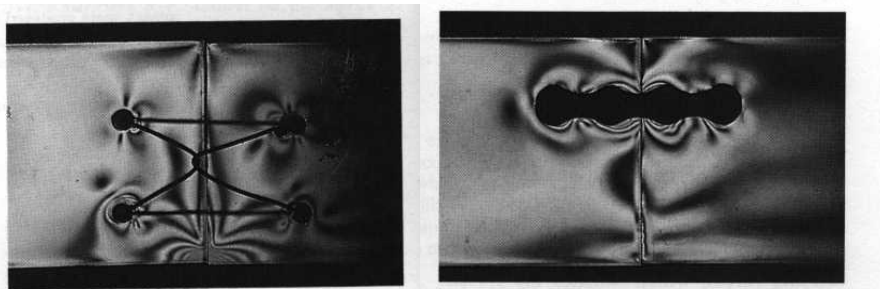
A feszültségoptikai vizsgálat a mechanika feszültségek vizsgálatára a műszaki tudományok területén több évtizede használt „klasszikus" vizsgálómódszer [Thamm és mtsai 1968].



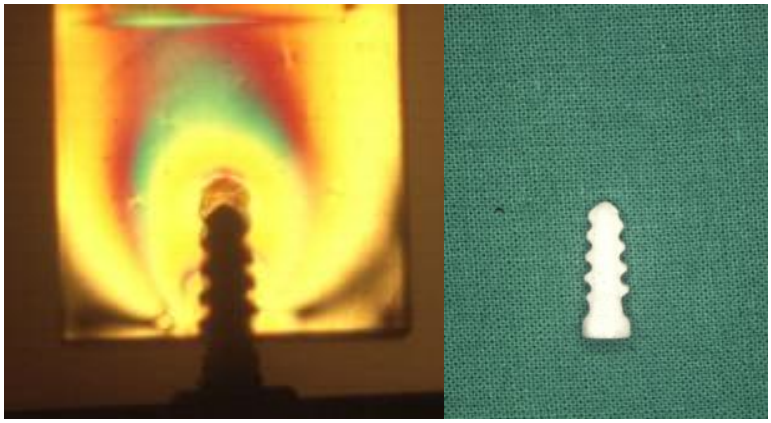
3. ábra Az optikai feszültségvizsgálati eljárás elve
1. fényforrás, 2. polarizátor, 3. vizsgálati tárgy, 4. analizátor, 5. optikai lencse, 6. feszültségeloszlási kép

A módszer lényege az, bizonyos műanyagokban (átlátszó, nem kristályos szerkezetű, ú.n. amorf anyagok, például plexi és bizonyos műgyanták) az anyagukban kialakult mechanikai feszültség függvényében a molekulák orientációja megváltozik, aminek a hatására az anyag törésmutatója a feszültséggel arányos mértékben módosul, azaz az anyag optikailag kettősen törővé válik. A kettős törésű anyagok a rajtuk áthaladó poláros fény rezgési síkját elforgatják. A kettős törésű testet polarizációs szűrők közé helyezve kimutatható a kettős törés mértéke (3. ábra). Amennyiben fehér fénnyel

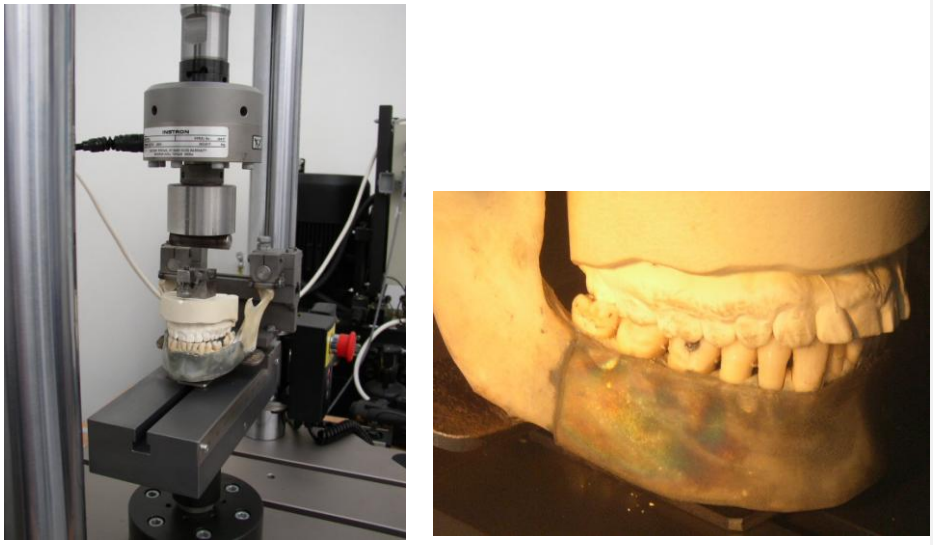
történik az átvilágítás, úgy színes sávok jelentkeznek, ha egyszínű (monokromatikus) fényt használunk a megvilágításra, akkor sötét-világos sávok észlelhetőek a mechanikai feszültség kialakulásának helyén. A feszültségoptikai kép áttekintése alapján meghatározható a vizsgálati testben a feszültségek eloszlása, valamint adott területen a sávok számának leszámolásából, kalibrációs állandó figyelembevételével következtetni lehet a vizsgált területen a feszültség nagyságára. A tárgyak belsejében fellépő feszültségek meghatározásán túl, amennyiben az optikailag kettősen törő anyag (műgyanta) a vizsgálandó tárgy felszínére kerül felvitelre, úgy felhasználható a módszer a testek, így akár az állcsontok felületén terheléskor kialakuló feszültségek vizsgálatára. A feszültségoptikai vizsgálat direkt modellkészítést, műszaki-mechanikai laboratóriumi hátteret igényel, az egyedi anatómiai viszonyok figyelembevétele körülményes. A feszültségoptikai módszer fogászati, szájsebészeti és implantológiai kérdésekben is felhasználásra került, többek között a hazai szerzők által is [4., 5., 6., 7. és 8. ábra, Kárász és mtsai 1986; Kemper és mtsai 1992; Gáspár és mtsai 2005; Meyer és mtsai 2006; Nakamura és mtsai 2007].



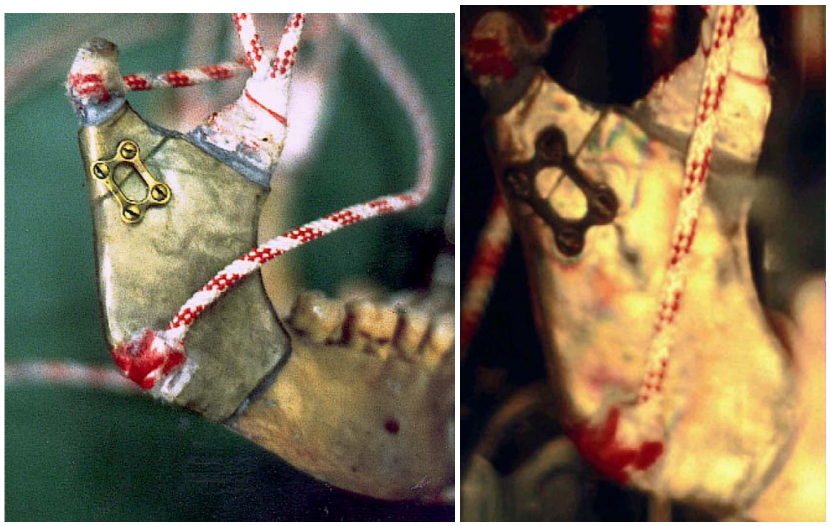
4. ábra Drótvarratos és minilemezes oszteoszintézis feszültségátviteli viszonyainak összehasonlítása feszültségoptikai módszerrel [Kárász és mtsai 1986]



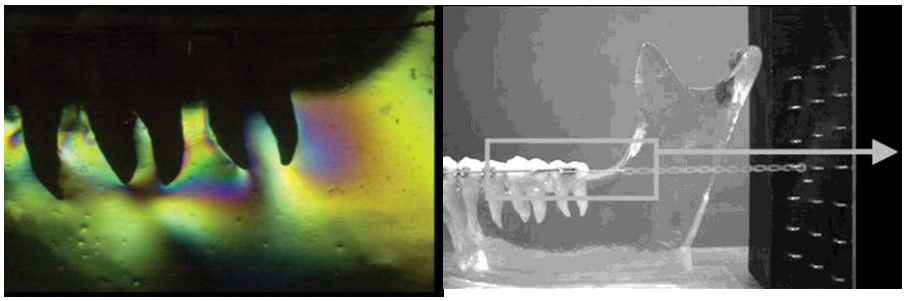
5. ábra Diakor® implantátum feszültségoptikai vizsgálata [Kemper és mtsai 1992]



6. ábra Fogpótlás terhelés hatásának feszültségoptikai vizsgálata az állkapocs deformációjára [Gáspár és mtsai 2005]



7. ábra Állkapocstörés lemezes oszteoszintézis feszültségátviteli viszonyainak vizsgálata feszültségoptikai módszerrel [Meyer és mtsai 2006]



8. ábra Fogszabályozás során fellépő erők hatására az állkapocsban kialakuló mechanikai feszültségek feszültségoptikai képe [Nakamura és mtsai 2007]

A hagyományos kísérletes mechanikai vizsgálómódszerek ma is használatosak, azonban mellettük egyre gyakoribbá, szinte dominánssá vált a számítógépes szimulációs módszerek alkalmazása. A korszerű diagnosztikus képalkotó eljárások adatállományát számítógépes szimulációs módszerekbe beépítve az elkészíthető modellek pontosabbak lesznek, sőt lehetővé válik az egyes betegekre, klinikai esetekre vonatkozó egyedi biomechanikai elemzés, tervezés [Nagasao és mtsai 2002, Viceconti és mtsai 2004, Bujtár és mtsai 2010].

Számítógépes Végeselemes Vizsgálat

Matematikai alapú módszer, széleskörű elterjedését a számítástechnika tette lehetővé. Eredményei napról-napra pontosabbá válnak, különböző testekben és környezetükben terhelés hatására kialakuló mechanikai feszültségek meghatározására alkalmas [Bojtár és Gáspár 2003]. Egy bonyolult probléma megoldását, esetünkben a vizsgálandó rendszer egyes pontjaiban a mechanikai feszültség kiszámítását, nagyszámú egyszerűbb kérdésre lebontva végzi el, sok ismeretlenes bonyolult egyenletrendszer megoldása alapján. A számítógépes háttér dinamikus fejlődésével a végeselemes analízis a műszaki gyakorlatban gyorsan elterjedt. A műszaki tudományok eredményeit felhasználva, a biomechanikában is széles körben használatos, mind a szervezet vázrendszerének, a csontrendszernek, mind a szervezetbe beépítendő, teherviselésre szolgáló szerkezetek, így többek között oszteoszintézis rendszerek, lemezek, csavarok, valamint a fogászati implantátumok vizsgálatában és tervezésében is [Geng és mtsai 2001, Hansson 2003, Hansson és mtsai 2011].

A vizsgálat sikerességében két fontos tényező, egyrészről a műszaki oldalról a modell helyes megalkotása, másrészről a biológiai oldalról a felhasználandó paraméterek pontos definiálása. A két oldalt összehasonlítva a biológiai tényezők azok, amelyek meghatározása nagyobb nehézséget jelent.

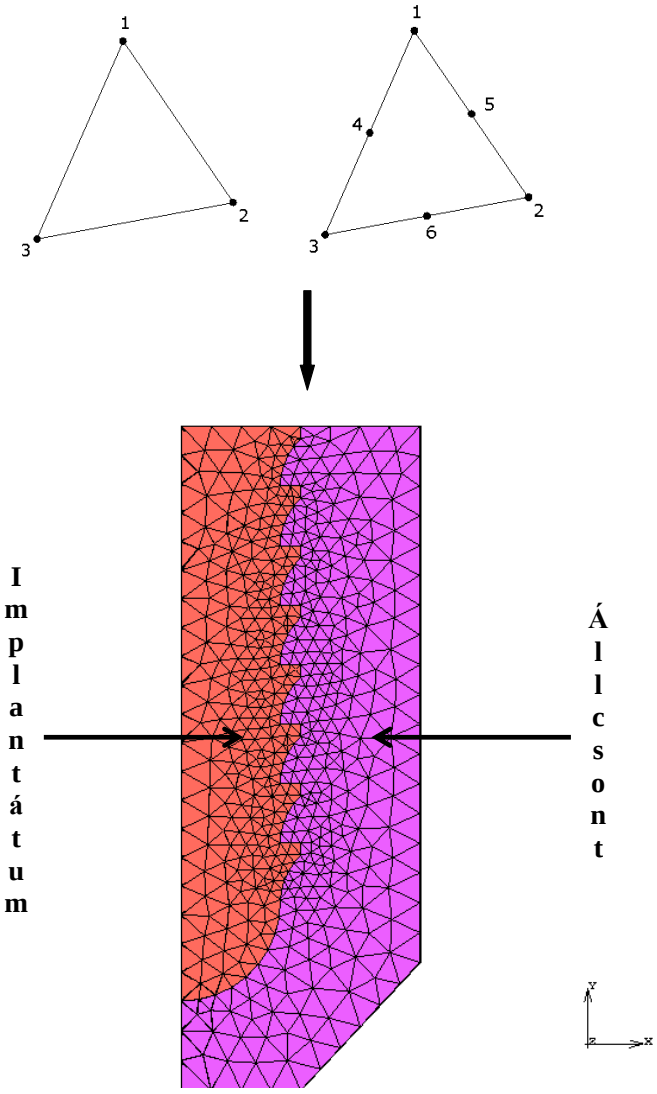
A vizsgálat első lépése a végeselemes hálózat elkészítése, amely a vizsgálandó tárgy nagyszámú, kicsiny, szabályos geometriai elemből felépített modelljének felel meg, 2D modell esetén háromszög, a 3D hálózat estében tetraéder, oktaéder alakú, vagy egyéb elemek felhasználásával [Polgár és mtsai 1999; Kober és mtsai 2000].

A kapcsolódó oldalak kiemelt pontjai az úgynevezett csomópontok, amelyeknek jelentősége az, hogy a vizsgálat során minden egyes ilyen pontban meghatározzák a mechanikai feszültséget (9. és 10. ábra) Az eredmények megjelenítésekor színkódolt formában kerül ábrázolásra a csomópontok feszültségének nagysága (11. ábra).

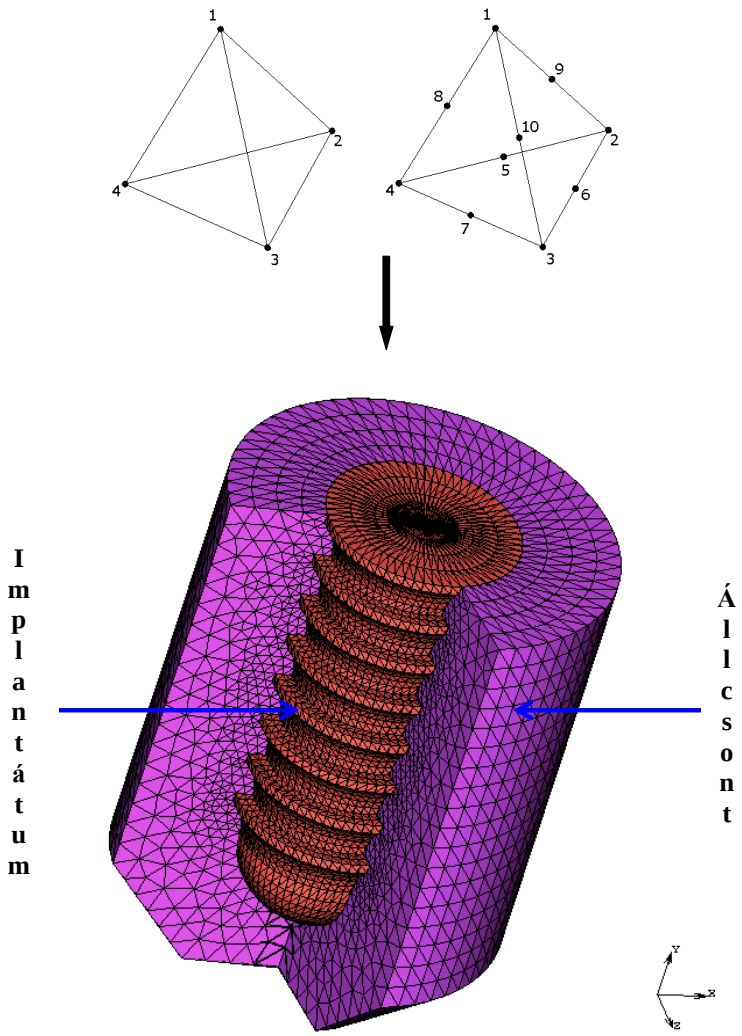
A biomechanikai vizsgálatokkor az anatómiai képleteknek megfelelő pontosságú geometriai modell létrehozása, a szokásos műszaki alkalmazásokhoz hasonlítva, igen speciális feladatot jelent.

Formázott: Behúzás: Bal: 0 cm, Sorköz: 1,5 sor

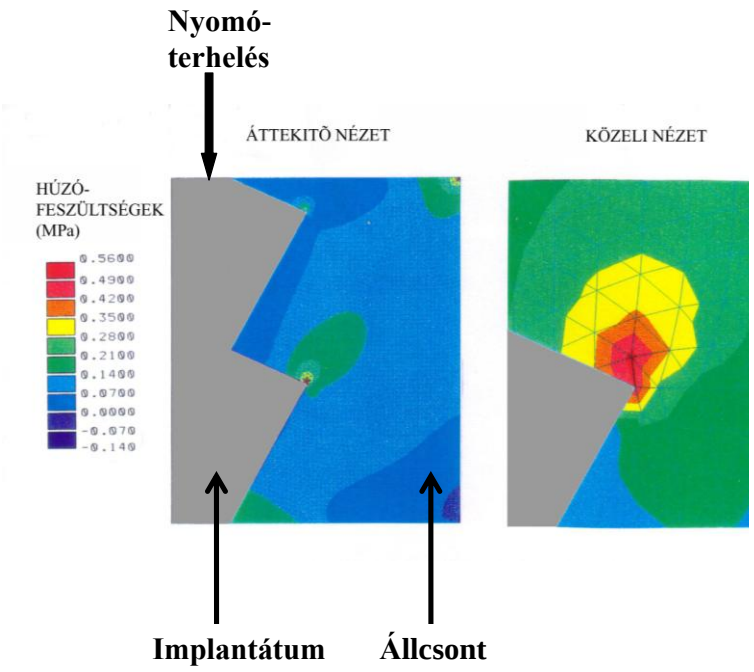
Formázott: Behúzás: Bal: 0 cm, Sorköz: 1,5 sor



9. ábra. 3 és 6 csomópontú háromszög formájú elem és ilyen elemekből felépített 2D végeselemes modell: implantátum és csontkörnyezete



10. ábra 4 és 10 csomópontú tetraéder formájú elem és ilyen elemekből felépített 3D végeselemes modell: implantátum és csontkörnyezete



11. ábra 2D végeselemes vizsgálat eredménye: csavarimplantátum nyomóterhelésekor fellépő húzófeszültségek

Egyes estekben, például egy állcsonton végzett műtét tervezésekor nagy fontosságú a teljes állcsont végeselemes hálózatának modellezése az anatómiai viszonyok minél pontosabb megjelenítésével. Jelentős segítséget adhat ebben a különböző képalkotó vizsgálatok adatállományának közvetlen felhasználása a térbeli modell létrehozásakor. Bizonyos modellépítési feladatok automatizálhatóak, azonban a modell kialakítása teljes egészében nem algoritmizálható, az emberi közreműködés általában szükséges [Kejak és mtsai 1990; Nagasao és mtsai 2002; Kaminsky és mtsai 2005; Gao és mtsai 2006; Archip és mtsai 2006].

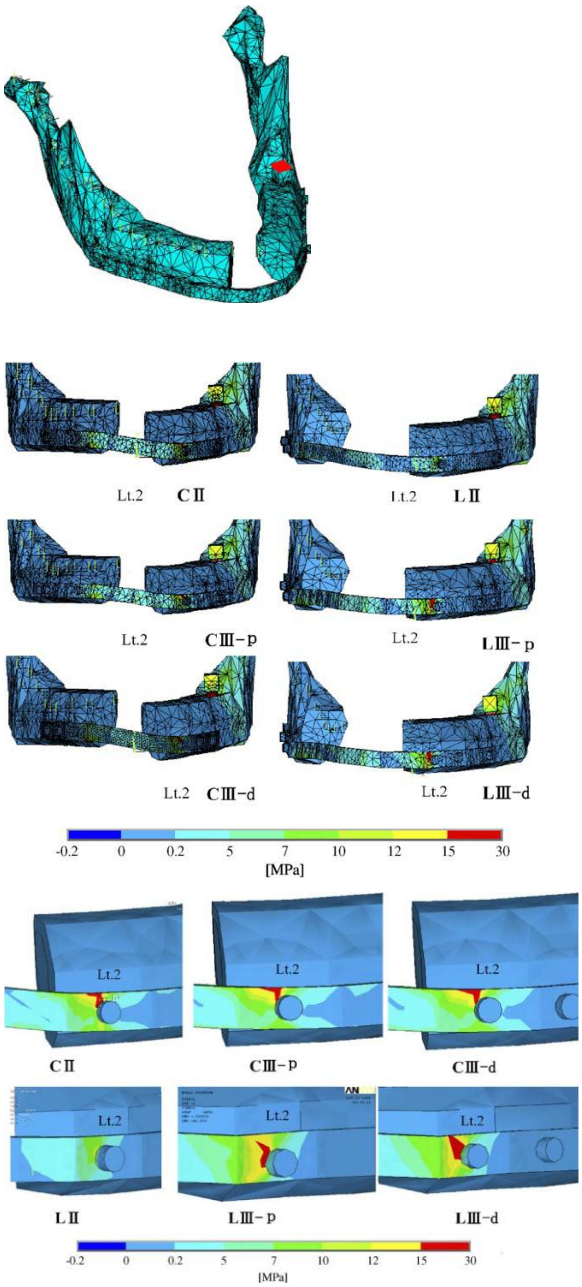
Más esetekben, például egy implantátum geometriai kialakításának mechanikai feszültségátvitelre gyakorolt hatásának vizsgálatakor, elegendő lehet az állcsont kisebb területének végeselemes modellezése [Teixera és mtsai 1998; Hanson és mtsai 2003; Himmlova és mtsai 2004].

Az állcsontok mechanikai jellemzőinek megadása a végeselemes vizsgálat eredményeinek megbízhatósága szempontjából fontos tényező. Az állcsont viselkedése mechanikai szempontból inhomogén, anizotróp, azaz a különböző területeken egymástól eltérő, a tér különböző irányában ható, különféle jellegű erőkre más és más paraméterek jellemzik. Pontos vizsgálati eredményeket akkor várhatunk, ha a bemenő oldalon megfelelő adatokat szolgáltatunk, mivel a megadandó paraméterek változtatása jelentősen módosítja az eredményeket [Rieger és mtsai 1998]. A feladat nehézségét adja, hogy a csontszövet mechanikai paraméterei kellő mélységben nem ismertek. A végeselemes vizsgálatok nemritkán alkalmaznak, egyszerűsítésként, homogén, izotróp viszonyokat. Napjainkban egyre gyakrabban találkozunk a pontosabb viszonyok modellezésének érdekében a mechanikai jellemzők hely- és irányfüggő kezelésével, valamint a csontszövet viszkoelasztikus viselkedésének figyelembevételével is. A modell pontosabb létrehozását segítheti, ha a rugalmassági jellemzők térbeli eloszlása, valamint a kortikális és szivacsos csontállomány arányának meghatározása CT felvételek adatállománya alapján történik [Misch és mtsai 1999; O'Mahoni és mtsai 2000; Geng és mtsai 2001; Keyak és mtsai 1994; Rho és mtsai 1995; Nomura, és mtsai 2003]. Pontosabbá teheti a végeselemes modellalkotást, ha figyelembe vételre kerül az, hogy a csontintegrált implantátum, a csontminőségtől függően, felszínének mekkora hányadán van közvetlen kapcsolatban a csontszövettel (BIC- bone—implant contact) [Piatelli és mtsai 1997; Patra és mtsai 1998; Lian és mtsai 2010].

A szájsebészeti vonatkozásokban végeselemes vizsgálati módszerrel gyakrabban tanulmányozott kérdések közé tartoznak még a következők:

-állcsonttörések, ezek gyógyítása, oszteoszintézis lemezek, csavarok vizsgálata [Lovald és mtsai 2010; Wang és mtsai 2010; Ji és mtsai 2010],

-állcsontokat érintő fejlődési rendellenességek, ciszták, daganatok illetve ezek kezelésének vizsgálata (12. ábra) [Kimura és mtsai 2006; Knoll és mtsai 2006; Tie és mtsai 2006]



12. ábra Állkapocs lemezes rekonstrukció végeselemes vizsgálata [Kimura és mtsai 2006]

Fárasztóvizsgálatok

A műszaki gyakorlatban régi tapasztalat az, hogy statikai vizsgálatok alapján kifogástalanul tervezett, méretezett alkatrészek, hosszabb (évtizedes) használat után eltörhetnek úgy, hogy az egyes igénybevételek az illető anyagnak sem a szakítószilárdágát, de még a rugalmassági határát sem közelítik meg, azaz maradandó alakváltozás nincsen a terhelések során [Fuchs 1967]. A jelenséget kifáradásnak, illetve a törést úgynevezett fáradt törésnek nevezik. A folyamat általában a test felületén kezdődik, leggyakrabban valamilyen anyaghiba területén vagy az alkatrész olyan helyén, ahol geometriailag hirtelen keresztmetszet változás történik. Először repedés keletkezik, amely lassan, fokozatosan mélyül, míg hirtelen bekövetkezik a teljes keresztmetszetet érintő törés.

Az igen nagyszámú ismétlődéssel járó, ciklikus jellegű terhelés az élő szervezet különböző részein, így az állcsontok területén is, a funkcióhoz jellemzően kapcsolódó mechanikus terhelési forma, így számolni kell a terhelés hatására fellépő fáradási jelenségekkel is. A fellépő hatásokkal kapcsolatban külön kell választani a teherviselésben részt vevő élő szövetek és mesterségesen beépített teherviselő szerkezetek, protézisek viselkedését. Az élő szervezetben a teherviselő struktúrák a terheléshez bizonyos határon belül adaptálódni képesek, valamint a fáradási jelenségek következtében kialakuló mikrosérülések helyreállítására is van lehetőség. Tolerálható tartományban maradó erőhatások esetén a csontszövetben fáradási jelenségek általában nem jelentkeznek. Az emberi testbe teherátvivő céllal beépített szerkezetek, így a fogászati implantátumok, a fogpótlások vagy a csonttörések gyógyítására felhasználható lemezek és tartozékaik esetében azonban számolni kell a nagyszámú terhelési ciklus során fellépő fáradási jelenségekkel, amelyek következtében az illető elem meggyengülhet, elmozdulhat, illetve akár törés is bekövetkezhet.

A műszaki tudományok területén a fáradási jelenségek vizsgálatára alkalmas eljárások elterjedten használatosak. A vizsgálatok alapja az, hogy speciális terhelőberendezések segítségével igen nagyszámú (több tízezertől, több millióig terjedő) ismétlődő terhelésnek teszik ki a vizsgálandó próbatestet. Minden egyes terhelési ciklusban számítógépes regisztrálásra kerülnek a mérés szükséges adatai, az erőhatások,

elmozdulások. A terhelési ciklusok számának növekedésével a vizsgált anyag mechanikai sajátosságainak megfelelően változik. A terhelésre deformáció, alakváltozás marad vissza, esetleg szakadás, törés jelentkezhet. A fáradási jelenségek jellemzésére az úgynevezett *Wöhler görbét* alkalmazzák a leggyakrabban.

A fárasztóvizsgálatok speciális esete, amikor a terhelő erőt a szakadási határ eléréséig növelik, esetenként meghatározott előterhelést követően. A vizsgálat megtervezésekor igen fontos a próbatest és a terhelési körülmények pontos meghatározása, valamint a megfelelően kialakított befogó illetve rögzítő szerkezet használata, amely maga is képes a nagyszámú terhelési ciklus elviselésére, és mindvégig megbízhatóan rögzíti a vizsgálandó tárgyat. (42. és 43. ábra, lásd 61. és 62. oldal).

2. Célkitűzés

Kutatásaink során a fogászati implantátumok és az állcsontok biomechanikai vizsgálatával foglalkoztunk. Alapvető célunk volt, hogy az implantátumok csontintegrációjáról minél több információt nyerjünk. A csontintegráció vizsgálatára ezért több fajta vizsgálati módszert is igénybe vettünk, amelyek között szerepelt közvetlen klinikai vizsgálat, valamint több modellkísérleti módszer, amelyek más-más oldalról szolgáltattak információt a vizsgálandó jelenségről.

2.1. *Implantátumok stabilitásának és csontintegrációjának vizsgálata Periotest módszer segítségével. Implantátumok azonnali terhelésének vizsgálata.*

Követéses klinikai vizsgálatok során az implantátumok stabilitását, ezen keresztül csontintegrációját vizsgáltuk, a műtét utáni azonnali implantátumterhelés hatást is figyelve. E vizsgálati részben célul tűztük az implantátum stabilitás változás típusos folyamatának tanulmányozását, a csontintegráció kialakulásának kvantitatív vizsgálatát. Összehasonlítottuk az egyfázisú műtéti technikával behelyezett egyrészes implantátumokat és a kétfázisú műtéti technikával beültetett kétrészes implantátumokat mind azonnali, mind késői terhelés alkalmazása mellett.

2.2. *Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata.*

Modellkísérleteket végezve végeselemes vizsgálati eljárás segítségével célunk volt, hogy megismerjük, hogyan befolyásolják az implantátum formai kialakításának különböző sajátosságai az implantátum környezetében fellépő mechanikai feszültségeket, mely implantátum kialakítás az, amely a rágóterhelés átadása közben leginkább alkalmas az állcsontban a mechanikai feszültségek élettani tartományban tartására, csúcsfeszültségek kiváltása nélkül.

2.3. *Végeselemes állcsont modellek létrehozása volumentomográfiás felvételek adatállományának felhasználásával, az állcsontok teherviselő képességének vizsgálata egyedi anatómiai viszonyok figyelembevétele mellett.*

Végeselemes modell alapján történő műtéti és terhelési szimuláció: az alsó bölcsességfog műtéti eltávolításának hatása a rágóterheléskor kialakuló feszültségi viszonyokra.

Vizsgálataink folytatásaként célul tűztük ki a volumentomográfiás felvételek (CBCT) adatállományának a végeselemes geometriai hálózatba történő beépítését, ennek felhasználásával új módszer kifejlesztését, mellyel egyszerűbbé válhat az egyedi anatómiai viszonyok alapján történő végeselemes modell elkészítése. A kifejlesztett módszer felhasználásával vizsgálni kívántuk az állcsontok teherviselő képességét, kiemelt figyelemmel az állkapocs mechanikai sajátosságainak változására az életkor függvényében. Céljaink között szerepel még különböző implantátumok adatállományának a végeselemes geometriai hálózatba történő beépítése, ami további fejlesztés, pontosítás lehetőségét teremtheti meg a számítógépes vizsgálati módszerben. A modell gyakorlati használhatóságának bemutatására, illetve az állcsontokon végzett műtétek biomechanikai szempontokon alapuló tervezési lehetőségének alátámasztására, elő nem tört bölcsességfog műtéti eltávolításának biomechanikai hatását szimuláltuk az állkapocs szilárdságára vonatkozóan.

2.4. *Laboratóriumi modellkísérletek az implantátumok szilárdsági és erőátviteli tulajdonságainak vizsgálatára.*

További vizsgálatainkban az implantátumok egyes részeinek mechanikai vizsgálatát végeztük szilárdsági és erőátviteli szempontból.

2.4.1. *Implantátumok feszültségátviteli tulajdonságait módosító műanyag erőtörő elemek fáradási jelenségeinek tanulmányozása.*

Tanulmányoztuk az implantátumokba beépíthető műanyag erőtörő elemek anyagtani sajátosságait, azt, hogy a tartósan ismétlődő terhelés hatására hogyan változnak a különböző műanyagok mechanikai tulajdonságai, mely anyag mutatkozik e felhasználási területen a legalkalmasabbnak.

2.4.2. *Fáradási jelenségek vizsgálata az implantátum-állcsont kapcsolat területén ciklikus terhelés hatására.*

Fáradási jelenségeket kerestünk az implantátum-állcsont kapcsolat területén, modellimplantátumok ciklikus terhelésével, a különböző menetformák hatása közötti különbség kimutatására, direkt modellkísérlettel folytatva a 2.2. pontban jelzett végeselemes számítógépes szimulációkat. Három különböző menetkialakítás kísérleti (összehasonlító) vizsgálata alapján kerestük a lehetőséget az implantátum modellek rögzítettségének megítélésre, azok egymáshoz viszonyított várható rögzítési élettartamának összehasonlítására.

2.4.3. *Ideiglenes titán implantátumok nyaki területének törésveszély vizsgálata.*

A következő vizsgálati részben, ideiglenes implantátumokat tanulmányozva, célul tűztük ki a törésveszélynek kitett nyaki terület vizsgálatát, javaslatot téve a törési kockázat csökkentésére alkalmas geometria kialakítására.

3. Módszerek

A célkitűzésben meghatározott kérdések tanulmányozására használt különféle vizsgálatokat a fenti logikai sorban ismertetjük, amely esetenként eltér a vizsgálatok kronológiai sorrendjétől.

3.1. Implantátumok stabilitásának és csontintegrációjának vizsgálata Periotest módszer segítségével. Implantátumok azonnali terhelésének vizsgálata.

3.2. Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata

3.2.1. Feszültségoptikai módszerrel,

3.2.2. Végeselemes vizsgálattal.

3.3.1. Végeselemes állcsont modellek létrehozása volumentomográfiás felvételek adatállományának felhasználásával, az állcsontok teherviselő képességének vizsgálata egyedi anatómiai viszonyok figyelembevétele mellett.

3.3.2. Végeselemes modell alapján történő műtéti és terhelési szimuláció: az alsó bölcsességfog műtéti eltávolításának hatása a rágóterheléskor kialakuló feszültségi viszonyokra.

3.4. Laboratóriumi modellkísérletek az implantátumok szilárdsági és erőátviteli tulajdonságainak vizsgálatára:

3.4.1. Implantátumok feszültségátviteli tulajdonságait módosító műanyag erőtörő elemek fáradási jelenségeinek tanulmányozása

3.4.2. Fáradási jelenségek az implantátum-állcsont kapcsolat területén ciklikus terhelés hatására

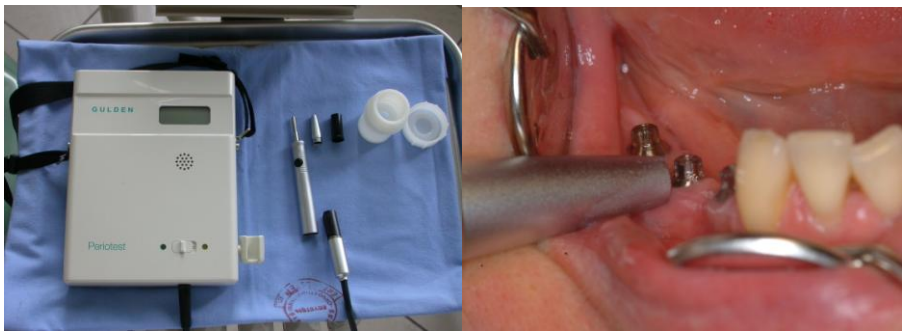
3.4.3. Ideiglenes titán implantátumok nyaki területének törésveszély vizsgálata.

3.1. Implantátumok stabilitásának és csontintegrációjának vizsgálata Periotest módszer segítségével. Implantátumok azonnali terhelésének vizsgálata.

A módszer ismertetése

A klinikai vizsgálatba olyan személyeket vontunk be, akiknél lehetséges volt a csavarral rögzített implantációs fogpótlás készítése. Vizsgálati személyeinket a Semmelweis Egyetem Fogorvostudományi Karán, az Arc-Állcsont-Szájsebészeti és Fogászati Klinika Fogászati-Sebészeti Osztályán implantációs céllal jelentkező betegek közül válogattuk. A betegeket a sebészi beavatkozás és a fogpótlás elkészítése során a szokásos implantációs műtéti és protetikai kockázaton kívül más bizonytalansági tényező (például diabetes, osteoporosis, dohányzás) nem terhelte. Az ellátandó foghiányok vagy teljes foghiány, vagy Fábián és Fejérdy osztályozása szerinti 1A, 2A és 2B osztályba tartozó foghiányok voltak. Részben egyrészes implantátumok, egyfázisú műtéti technikával, valamint egyes esetekben, kétrészes implantátumok is behelyezésre kerültek kétfázisú műtét során. A behelyezett implantátumok Uniplant SP® típusú implantátumok voltak (Protetim Kft., Hódmezővásárhely). Tizenöt beteg 45 egyrészes, 14 kétrészes, összesen 59 implantátumának adatait vizsgáltuk (a behelyezéstől eltelt átlagos idő 42 hónap). A betegek között 10 nő (átlagéletkor 58 év) és 5 férfi (átlagéletkoruk 52 év) volt. Nyolc beteg esetében csak egyrészes, két betenél csak kétrészes, öt beteg esetén pedig mind egy-, mind kétrészes implantátum is felhasználásra került.

A műtéti tervezés céljára golyós bemérő sablonnal OP felvételt, egyes esetekben CBCT felvételt (i-CAT Imaging System – Imaging Sciences International, Hatfield, PA, Amerikai Egyesült Államok) készítettünk. Az implantátumok stabilitását Periotest® készülékkel mértük (13. ábra). A Periotest méréseket két személy végezte, az egyrészes implantátumoknál a nyaki résznél, a kétrészes implantátumoknál a protetikai fej „váll” részénél mérve.



13. ábra Periotest® mérőkészülék, és a klinikai mérés

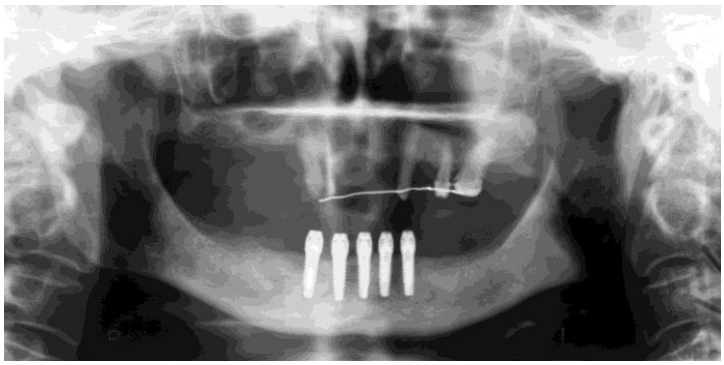
	Műtét előtt	Műtét időpontja	Műtét utáni					
			3. hét	6. hét	3.hónap	6.hónap	9.hónap	12.hónap
Röntgen vizsgálat	+	+			+			+
Periotest vizsgálat		+	+	+	+	+	+	+
Periotest vizsgálat azonnali terhelésnél	A műtét utáni első 6 héten hetente, majd a fentiek szerint.							
Fogpótlás elkészítése					+			
Fogpótlás elkészítése azonnali terhelésnél		+			+			

I. táblázat Periotest és röntgen vizsgálatok időpontjai a műtét utáni első évben

A behelyezett implantátumokkal kapcsolatos radiológiai és klinikai stabilitás vizsgálatok időpontját, valamint a fogpótlás elkészítésének idejét az *I. táblázat* mutatja. A teljes foghiánnyal rendelkező betegek 4, 5 vagy 6 implantátum behelyezésével, a részleges foghiányban szenvedők legalább 2 implantátum beültetésével kerültek

ellátásra. A fogpótlások minden esetben feltételes (csavaros) rögzítéssel készültek, az implantátumokat egymással összesínezve. Az implantátumok egy részét azonnal terheltük, más esetekben késői terhelés végeztünk: legalább 3 hónap elteltével, ideiglenes pótlás készítése nélkül.

Azonnali terhelésre az alsó fogatlan állcsontba behelyezett egyrészes implantátumok közül azok kerültek, ahol 5 implantátum került behelyezésre, megfelelő primer stabilitás elérésével. A primer stabilitás megítéléséhez mértük a behelyezési nyomatékot, és Periotest készülékkel vizsgáltuk az implantátumot. Azonnali terhelésre alkalmasnak azokat az eseteket minősítettük, amelyeknél a beültetett 5 implantátum közül legalább 4 implantátum behelyezési nyomatéka elérte a 30 Ncm-t, és a Periotest érték -2, illetve az alatti volt, tekintettel arra, hogy 5 implantátum egymással összekapcsolásra, sínezésre került. Azonnali terhelést 3 betegnél végeztünk összesen 15 implantátum bevonásával. Teljes alsó foghiány mellett, 5-5 implantátum interforaminális területre történő beültetését végeztük el, a középvonalban, valamint 32, 34, 42, 44-es fogak helyén egy-egy implantátumot behelyezve (14. ábra).



14. ábra Azonnali terheléshez behelyezett implantátumok

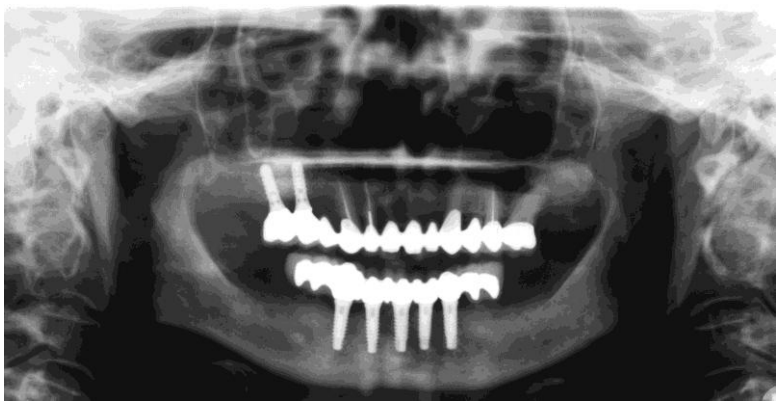
Az előzetesen elkészített teljes kivehető lemezes fogpótlást a műtét előtt alakítottuk át az alaplemez és a rágófelszín szagittális irányú rövidítésével, valamint az implantátumok helyének megfelelően az alaplemez kivágásával. A műtétet követően az implantátumokra lenyomatvételi fejeket csavaroztunk, majd az előkészített fogsort a lenyomati fejekhez önkötő akriláttal (Ufi Gel Hard C, VOCO, Cuxhaven, Németország) rögzítettük. Az elkészült ideiglenes pótlás a műtétet követő 3 órán belül funkcióba

került (15. és 16. ábra). A betegeket folyamatosan kontrolláltuk, a szájhigiéne és a sebgyógyulási folyamat esteleges zavaraira figyelemmel, valamint a protokoll szerint végeztük a Periotest méréseket. Végleges fogpótlásként, minimálisan 3 hónap várakozást követően, felcsavarozott hídprotézist vagy fémkerámia –műínnyel kiegészített- hídpótlást készítettünk szabadvéggel kiegészítve (17. és 18. ábra).

15. ábra Az azonnali terheléshez átalakított ideiglenes fogpótlás

16. ábra Az ideiglenes fogpótlás 3 héttel a műtét után

17. ábra Végleges fémkerámia fogpótlás



18. ábra Röntgen felvétel a végleges fogpótlás elkészítése után

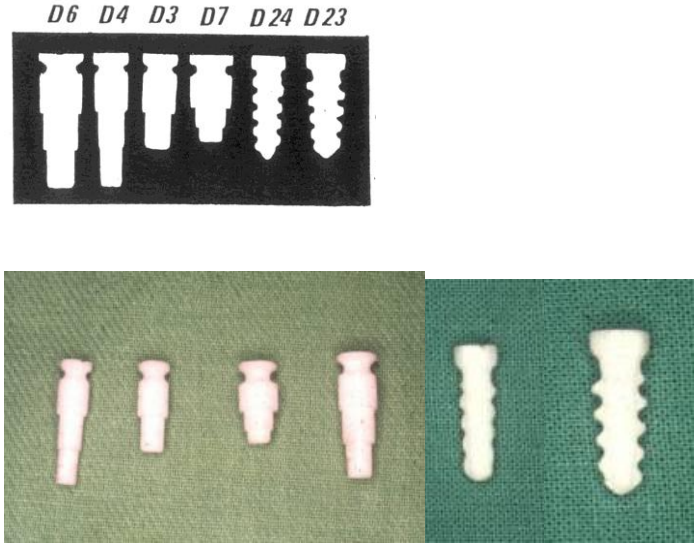
Eredményeink statisztikai értékelésére többfajta statisztikai vizsgálati módszert használatunk: nem paraméteres próbákat (Mann-Whitney U teszt és Kruskal-Wallis teszt) és nem paraméteres trendvizsgálatot (Cuzick féle trend teszt).

3.2.1. Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata feszültségoptikai módszerrel.

A módszer ismertetése

Első feszültségoptikai vizsgálatainkat 1991-ben végeztük, így e vizsgálatokat részben a módszer elvének, használhatóságának bemutatására közöljük. Második alkalommal 1998-ban használtuk a módszert.

Az *első vizsgálatsorozatban* körszimmetrikus DIAKOR® (SZIKKTI, Budapest) implantátumok feszültségátviteli sajátosságait hasonlítottuk össze. Négyféle lépcsős (D3, D4, D6 és D7) és kétféle csavarmentes (D23 és D24) implantátumot vizsgáltunk (19. ábra).



19. ábra A vizsgált DIAKOR® típusú implantátumok (profilkép és fénykép)

Az implantátumokat kettősen törő plexi lapban rögzítettük olyan módon, hogy saját előfúró készletük segítségével alakítottuk ki az implantátumok fészkét, majd műgyanta ragasztóval rögzítettük azokat, a csontintegrációt utánozva. A modelleket a Budapesti Műszaki Egyetem Műszaki Mechanika Tanszékén MEOPTA gyártmányú feszültségvizsgáló készülékkel vizsgáltuk. A terhelést tengelyirányban statikus erő segítségével végeztük. Az átvilágítás monokromatikus fénnyel (Nátriumgőzlámpa 590 nm-es fényével) történt, így nem színes, hanem sötét-világos sávok jelentkeztek a feszültséggel arányos számban. A feszültségoptikai képet többfajta analizátor állásnál fényképen rögzítettük. A feszültségmentes területek felől indulva a sötét számok leszámolhatóak (ezek a számok sorrendben az úgynevezett rendszámok). Kalibrációs állandó birtokában lehet következtetni a hozzávetőleges feszültségértékekre, ilyen módon meghatározásra került a mechanikai feszültségek maximális értéke és a feszültségek topográfiai eloszlása (55. ábra, lásd 73. oldal).

A második alkalommal a műanyag erőtörők hatását vizsgálva használtuk a feszültségoptikai módszert. A vizsgálat eredményeit a megfelelő pontban ismertetjük, e fejezetrészben a módszer alkalmasságát demonstráljuk a csontintegráció hatásának megjelenítésében. Titán csavarimplantátumok feszültségátadási viszonyainak elemzése során 20 mm vastag plexi (Vedril, ICI) lemezben helyeztük el az Uniplant® (Protetim Kft., Hódmezővásárhely) típusú implantátumot, a minták egy részében ragasztással rögzítve, más részében ragasztás nélkül, majd tengely irányban 12,3 MPa feszültséggel terheltük a modelleket (37. ábra, lásd 55. oldal). A feszültségeloszlási képet 1 másodperc elteltével fényképfelvételen rögzítettük (56. ábra, lásd 74. oldal).

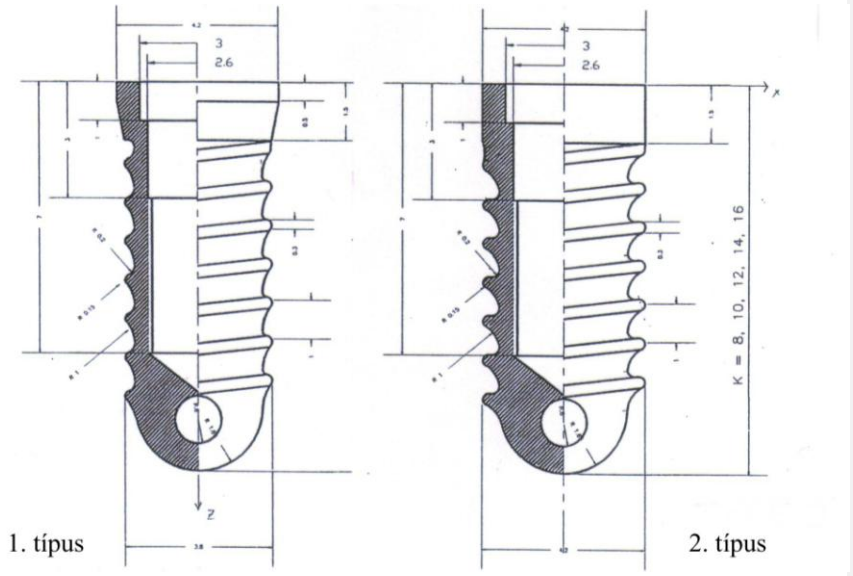
3.2.2. Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata végeselemes vizsgálattal.

A módszer ismertetése

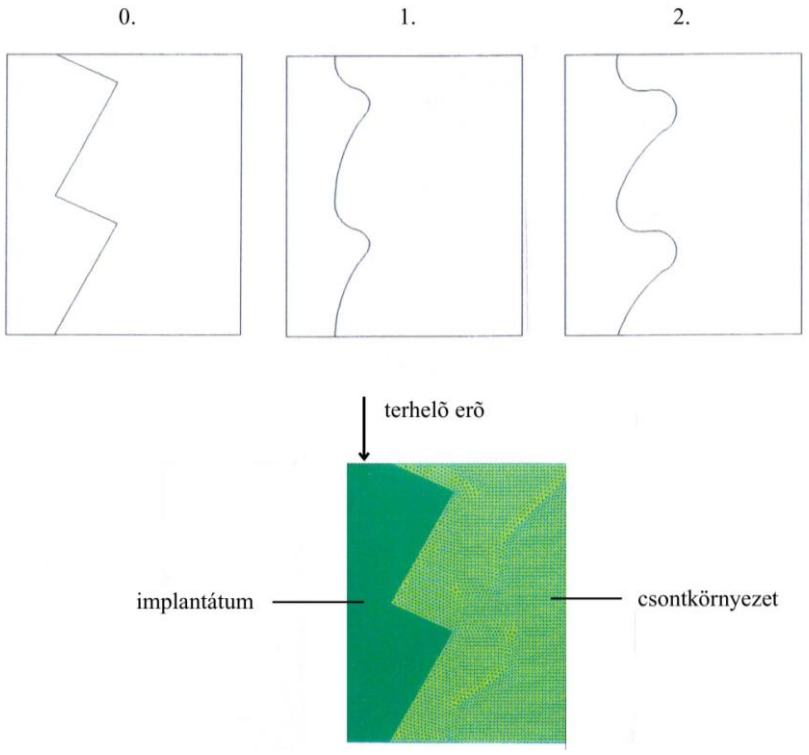
Számítógépes végeselemes módszerrel a fogászati implantátumok formájának, valamint a csavarimplantátum menetek különböző paramétereinek hatását modelleztük a feszültségátvitelre.

Az *első vizsgálatsorozatban* két- és háromdimenziós végeselemes vizsgálati módszerrel a csavarimplantátumok geometriai paramétereinek, valamint a terhelési viszonyoknak a hatását vizsgáltuk az implantátum körüli csontszövetben kialakuló mechanikai feszültségekre [Polgár és mtsai 1999]. A geometria paramétereket gyakorlatban használt implantátumok (Uniplant®) alapján határoztuk meg, két fajta menetprofilt felhasználva (20. ábra). Az első esetben mind a menetmélység, mind az implantátum átmérő kisebb (3,8 mm), a második esetben pedig nagyobb (4,2 mm), mindkét profil legömbölyített volt. A modell felépítése Geostar (Structural Research and Analysis Corporation, Los Angeles, Ca, Amerikai Egyesült Államok), a végeselemes vizsgálat Cosmos program (Structural Research and Analysis Corporation, Los Angeles, Ca, Amerikai Egyesült Államok) segítségével történt. Mind az implantátumot, mind a környező csontszövetet, az irodalmi adatokkal megegyezően izotróp tulajdonságúnak tekintettük. [Misch 1999, O'Mahoni 2000]. Meghatároztuk a kétfajta implantátum, valamint azonos menetprofilú, de eltérő átmérőjű implantátumok felszínének nagyságát különböző implantátum hossz esetében. A titán, a tömör illetve a szivacsos csontszövet esetén a rugalmassági együttható értékét (Young-modulus) $1{,}1\cdot10^5$ MPa, $1{,}5\cdot10^4$ MPa illetve $2{,}2\cdot10^3$ MPa-nak, a Poisson tényezőt mindhárom esetben 0,3-nak választottuk [Keller 2000].

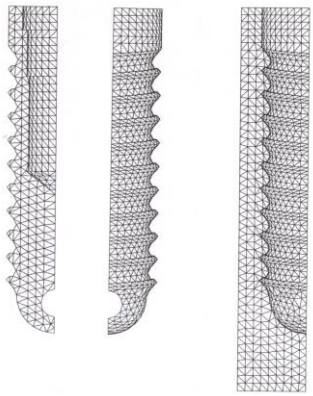
Három különböző menetprofil (egy éles, valamint a kétfajta legömbölyített) feszültségátvitelét hasonlítottuk össze *2D végeselemes vizsgálattal*. A terhelés az implantátum fej megtámasztási területén történt az implantátum tengelyével párhuzamos irányban 1 N/mm mértékben (21. ábra).



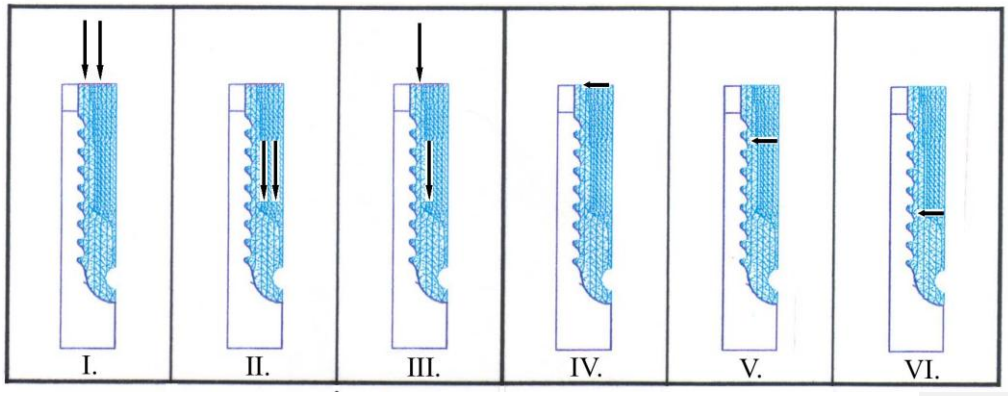
20. ábra A vizsgált Uniplant® implantátumok



21. ábra A vizsgált menetprofilok és az implantátum terhelésének módja (2D vizsgálat)



22. ábra 3D végeselemes hálózat



23. ábra Az implantátum terhelési módjai:

I. típusú terhelés: tengelyirányú terhelés az implantátum fej támaszkodási felületén

II. típusú terhelés: tengelyirányú terhelés az implantátum belső csavarmenetén

III. típusú terhelés: tengelyirányú terhelés, a I. és II. típusú terhelés kombinációja

IV. típusú terhelés: oldalirányú terhelés az implantátum fej támaszkodási felületén

V. típusú terhelés: oldalirányú terhelés az implantátum belső csavarmenetén, a menet felső részén

VI. típusú terhelés: oldalirányú terhelés az implantátum belső csavarmenetén, a menet csúcsi részén

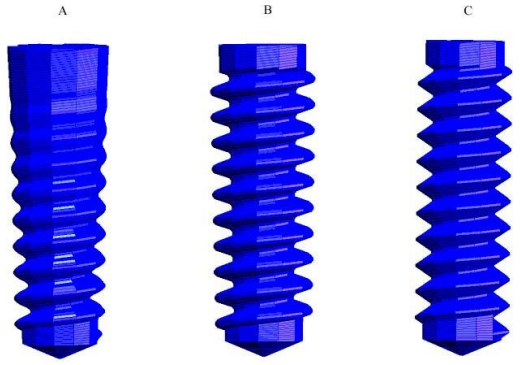
A 3D végeselemes vizsgálattal az implantátum hosszának és átmérőjének, valamint a terhelési mód mechanikai feszültségekre gyakorolt hatását tanulmányoztuk a kétfajta Uniplant® implantátum alapján készített végeselemes modellen (22. ábra). Tengelyirányú (100 N) és tengelyre merőleges (10 N) statikus terhelést modelleztünk. Változtattuk a terhelés implantátumra történő átadásának helyét is. Hat fajta terhelési módot választottunk (23. ábra), tengely- és oldalirányú terhelést modellezve, az erő átvitelének helyét is változtatva:

I. típusú terhelés:	tengelyirányú terhelés az implantátum fej támaszkodási felületén,
II. típusú terhelés:	tengelyirányú terhelés az implantátum belső csavarmenetén,
III. típusú terhelés:	tengelyirányú terhelés, a I. és II. típusú terhelés kombinációja
IV. típusú terhelés:	oldalirányú terhelés az implantátum fej támaszkodási felületén,
V. típusú terhelés:	oldalirányú terhelés az implantátum belső csavarmenetén, a menet felső részén
VI. típusú terhelés:	oldalirányú terhelés az implantátum belső csavarmenetén, a menet csúcsi részén

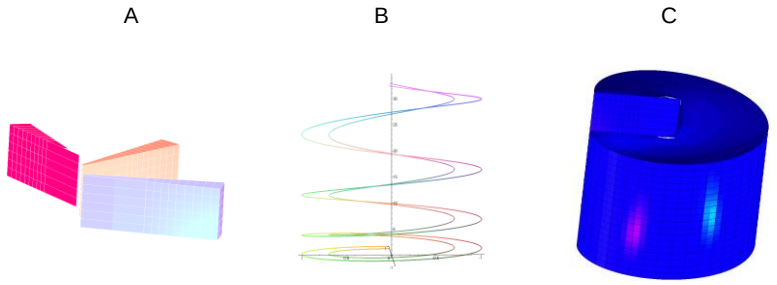
A *második vizsgálatsorozatban,* az előző vizsgálatok folytatásaként, további implantátum formák feszültségátvitelének összehasonlítását végeztük, a geometria feszültségátadási szempontból történő optimalizálása céljából. A vizsgálatok során az volt a cél, hogy a különböző profilok szerint kialakított implantátumok közül kiválasszuk azt a modellt, mely körül a próbaterhelés következtében kialakult feszültségkoncentráció értéke a legalacsonyabb, és kiterjedése a legkedvezőbb, kerülve a lokális feszültségcsúcsok kialakulását, ami a csontszövet károsodásához vezethet. Három különböző csavarformát vizsgáltunk (24. ábra). Az első (A) egy kúpos forma, csúcsi irányban növekvő menetmélységgel, ún. kompressziós implantátum, a második (B) szintén kúpos, de állandó profilmélységű, szögletes, de lekerekített profilú csavar, a harmadik (C), egy hengeres, éles menetprofilú csavar. Az egymástól eltérő geometriai paraméterű implantátumok végeselemes hálózatának minél könnyebb és gyorsabb felépítéséhez saját program került kifejlesztésre. A program alkalmas meghatározott adatok (csavar átmérő, a menetemelkedés, a menet mélység és profil) alapján a csavarimplantátum és a környező csontszövet végeselemes hálózatának felépítésére (25. és 26. ábra). A felépített modell további vizsgálata MARC 2000, illetve MSC.Marc Mentat 2001 végeselemes program (MARC Software Corp.) segítségével történt, homogén, izotróp, lineárisan rugalmas csontkörnyezetet feltételezve. A titán illetve a szivacsos csont állomány esetén a rugalmassági együttható (Young-modulus) értékét $1{,}37 \cdot 10^5$ MPa illetve $1{,}34 \cdot 10^3$ MPa-nak, a Poisson tényezőt 0,35 illetve 0,3-nak választottuk. Az implantátum tengelyével párhuzamos és oldalirányú, statikus és dinamikus (szinusz függvény szerinti) terhelést szimuláltunk:

$F_v = 500$ N, $F_h = 20$ N, f = 1Hz (27. ábra).

A modell fejlesztéseként a csontállomány szivacsos szerkezetét modelleztük, „porozitás” bevezetésével, változtatható arányban, véletlenszerűen elhelyezett „hibákkal”.

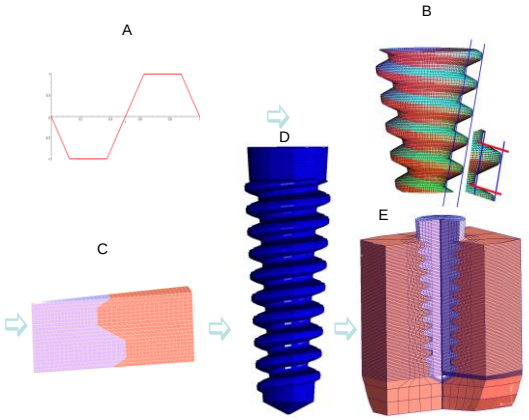


24. ábra A vizsgált menetprofilok



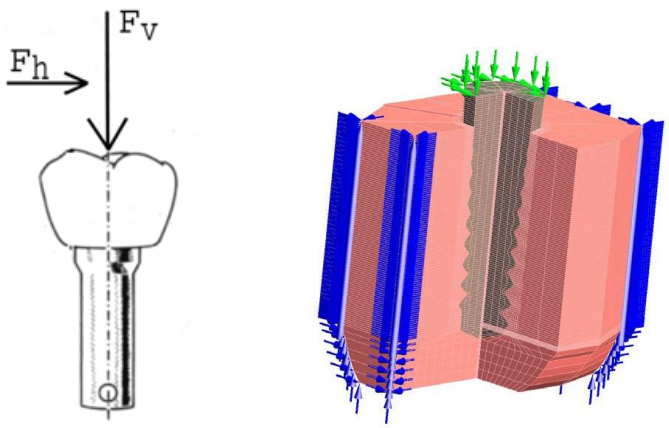
25. ábra Háromdimenziós geometriai modell létrehozása I.

A csavartest létrehozása: téglalap alakú végeselemes hálózatot készítünk (A), majd ezt spirális függvényt követve (B) körbeforgatjuk, így létrejön csavartest alapja (C).



26. ábra Háromdimenziós geometriai modell létrehozása II.

A csavarmenetek kialakítása: a csavarmenet profil egy függvénybe kerül beillesztésre (A), majd ezt a függvényt egy spirális felépítésű csavartest felszínén helyezzük el (B). Ezután a menet felszínén, a határfelületen kialakítjuk a csontszövet végeselemes hálózatát (C), majd a csavar csúcsi és nyaki részének kialakítása következik (D), végül a teljes csontkörnyezet kialakítása az utolsó lépés (E).



27. ábra. A vizsgálat terhelési körülményei

3.3.1. Végeselemes állcsont modellek létrehozása volumentomográfiás felvételek adatállományának felhasználásával, az állcsontok teherviselő képességének vizsgálata egyedi anatómiai viszonyok figyelembevétele mellett.

A módszer ismertetése

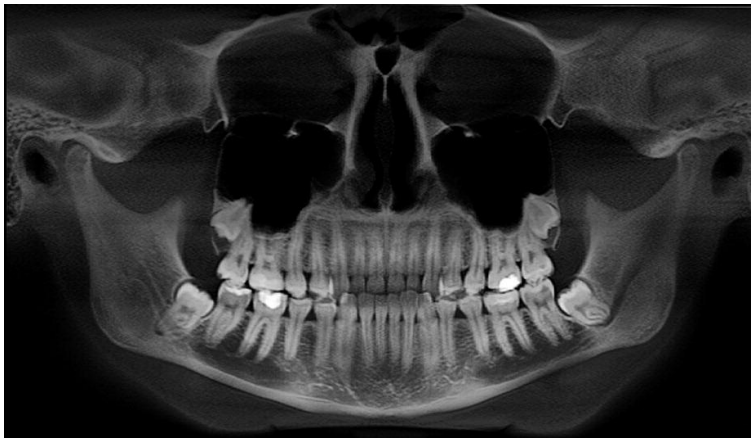
A Semmelweis Egyetem Fogorvostudományi Kar, Arc-Állcsont-Szájsebészeti és Fogászati Klinikájának anyagából 3 beteg CBCT felvételének adatállományát választottuk ki tudományos vizsgálat, számítógépes modellezés céljára (28., 29. és 30. ábra):

I. I. modell: 12 éves, maradó, *áttörésben lévő fogazattal* rendelkező fiú, részlegesen áttört szemfogakkal, fejlődésben lévő bölcsességfog csírákkal

II. II. modell: 20 éves, *hiánytalan fogazatú* nőbeteg, kifejlődött, áttörésben visszamaradt bölcsességfogakkal.

III. III. modell: 67 éves *fogatlan* nőbeteg.

28. ábra 12 éves fiú CBCT felvétele alapján készült orthopantomogramm-szerű kép



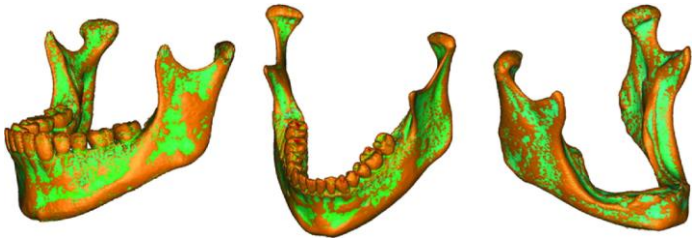
29. ábra 21 éves nőbeteg CBCT felvétele alapján készült orthopantomogramm-szerű kép

30. ábra 67 éves fogatlan nőbeteg CBCT felvétele alapján készült orthopantomogramm-szerű kép

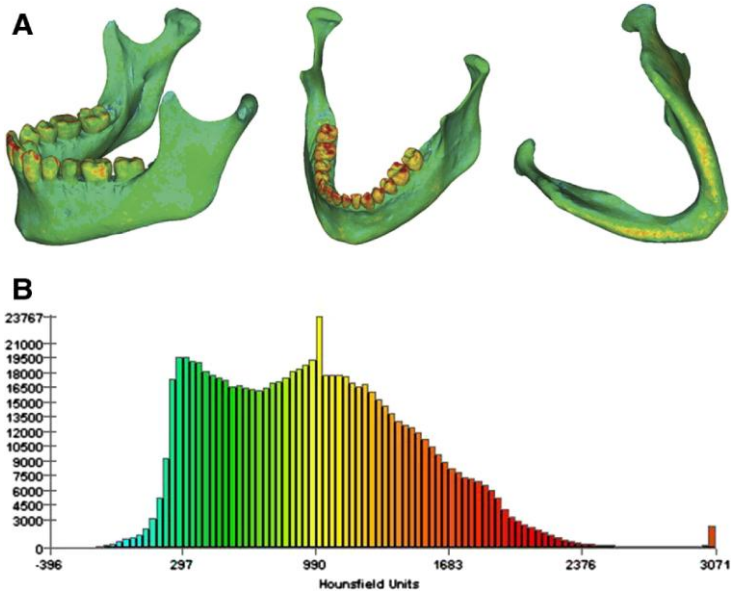
A páciensek állcsontjaiban illetve fogazatában, semmilyen fémes anyag nem volt található, ami a radiológiai vizsgálat során sugárszóródást, jelentős mennyiségű műterméket okozhatott volna.

A CBCT felvételek kezelőorvosuk indikációja alapján készültek, nem a tudományos vizsgálat céljára, így járulékos sugárterhelés nem érte a vizsgálati személyeket. CBCT adatállományuk tudományos célú felhasználásához a betegek, illetve a kiskorú személy gondviselője hozzájárult.

Mindhárom CBCT felvétel ugyanazon vizsgálóberendezés segítségével készült 0,3 mm-es voxel oldalhosszal, az adatok DICOM formátumban kerültek kimentésre (i-CAT Imaging System, Imaging Sciences International, Hatfield, PA; Xoran Technologies, Ann Arbor, MI, Amerikai Egyesült Államok).



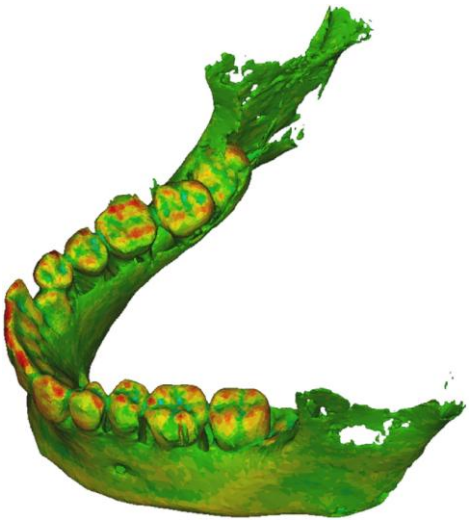
31. ábra CT felvétel alapján létrehozott felszín (*barna szín*) és a korrigált felszín megjelenítés (zöld szín) a 3 modell esetében



32. ábra

A, Denzitás eloszlási kép mindhárom korrigált modell felszínén

B, A denzitásértékek (HU) gyakorisági megoszlása a II. modell esetén, (20 éves nőbeteg) a teljes állkapocsra (felszíni és térfogati elemek együttesen) vonatkoztatva



33. ábra Az I. modell (12 éves fiú) állcsont kortikális szerkezetének ábrázolása (egyszerűsített modell)

Egy külső, felszíni és egy belső, térfogati hálózatra volt szükség a végeselemes modell létrehozásához. A felszíni végeselemes hálózat háromszögletű elemekből került felépítésre a CBCT adatállomány alapján, majd grafikus számítógépes program (Mimics, Materialise, Leuven, Belgium) segítségével korrigáltuk a felszíni hálózatot geometriai szempontból. Végül a műtermékek, hibák „manuális" úton eltávolításra kerültek. Eredményként magas felbontású külső felszíni hálózatot kaptunk, ahol a CBCT adatokból generált eredeti hálózatot barna, a módosított hálózatot zöld színnel jelöljük) (31. ábra). A belső, térfogati végeselemes hálózatot a „3-Matic and Magic" (Materialise, Leuven, Belgium) és az ANSYS (Ansys Inc. Southpointe, PA, Amerikai Egyesült Államok) számítógépes programok segítségével hoztuk létre, tetraéder formájú elemek felhasználásával. A létrehozott modell paramétereit a II. táblázat mutatja.

	I. modell	II. modell	III. modell
Modell térfogata (mm^3)	59.595	48.000	55.080
Modell felszíne (mm^2)	20.039	18.130	17.672
Háromszögek száma	233.532	194.102	247.576
Módosított modell térfogata (mm^3)	58.956	47.368	54.552
Módosított modell felszíne (mm^2)	18.976	17.282	17.174
Háromszögek száma	63.118	50.500	33.220
Elemszám	1.004.347	792.412	515.272
Csomópontok száma	194.466	148.181	96.604

II. táblázat A modellek korrigált végeselemes hálózatának geometriai jellemzői
(I. modell: 12 éves, II. modell: 20 éves, III. modell: 67 éves páciens)

A térfogati hálózat egyes pontjaihoz individuális mechanikai jellemzők társításához használható módszert az irodalmi közlésekben nem találtunk, ezért saját eljárás kifejlesztése volt szükséges. A CBCT adatállományban az egyes elemek meghatározott denzitás értékeihez egyedileg, pontról-pontra rendeltük hozzá a Young-modulus értékeket a következő szabályok szerint [Keyak és mtsai 1994, Lettry és mtsai 2003, Nomura és mtsai 2003]:

A hálózat egyes (a kitüntetett denzitás értékektől eltérő) elemeinek esetében a csont szárazanyag tartalmára vonatkozó aktuális csontsűrűséget (ρ) a következő összefüggés alapján számítottuk:

$$\rho = -200 + 1{,}2 \times HU \; [kg/m^3],$$

ahol HU az adott pontra vonatkozó denzitás érték Hounsfield egységben.

A Young modulus (E) értékét az

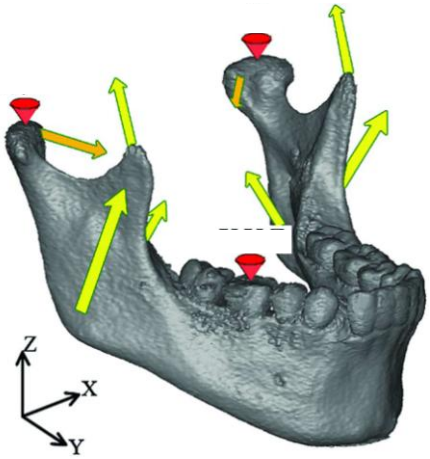
$$E = 0{,}024 \times \rho^{1{,}762} \; [MPa]$$

algoritmus alapján határoztuk meg.

A fentiek alapján számított Young-modulus értékek felhasználásakor meghatároztunk egy minimális (0,05 GPa) és egy maximális (50 GPa) Young-modulus értéket, majd a határértékeken kívül eső értékeket numerikusan az adott határérték adataival helyettesítve használtuk fel a további feldolgozás során, a szélsőséges értékek használatából eredő hibák kiküszöbölésére (32. ábra). A Poisson tényezőt 0,3 értékűnek választottuk.

Készítettünk egy kezdeti modell változatot is, amelyben a modell elemszámának csökkentésére csak a 600 HU egységnél magasabb denzitású területek kerültek megjelenítésre. A 33. ábrán mutatjuk be az egyszerűsített modellt. Megfigyelhető, hogy a fogak egy U-alakú bikortikális „üres” állcsontlemezben helyezkednek el, az alacsonyabb denzitású területek, például a gyökérhártya, hiányoznak, így a fogakat rés veszi körül. A későbbiekben, a szimulációk során, ez a modell nem került felhasználásra, a futtatásokat a részletes modellen végeztük.

Az elkészült modelleket mindhárom esetben azonos körülmények között „rágóterhelésnek” vetettük alá, úgy, hogy a rágóterhet az első nagyőrlő fogra gyakorolva szimuláltuk (34. ábra).



34. ábra Terhelési körülmények („peremfeltételek”)

	Terhelőerő különböző irányokban (N)		
	X	Y	Z
M. masseter	50	-50	200
M. pterygoideus medialis	0	-50	100
M. temporalis	0	100	200

III. táblázat A rágóizmok által kifejtett erő a modell terhelése során

X irány: a mediánszagittális síkra merőleges (transzverzális irány)

Y irány: szagittális irány

Z irány: cranio-caudalis (függőleges) irány

A rágóizmok anatómiai tapadásának megfelelően modelleztük az izmok által élettani tartományban kifejtett erőket, amelyeket a III. táblázatban mutatunk be.
Mindhárom modell esetén meghatároztuk a fellépő erőket, feszültségeket, a teljes deformációt, az 1. és a 3. főfeszültségeket és a von Mises feszültséget. Az 1. és a 3. főfeszültség a húzó és nyomó feszültségek eloszlásának felel meg; a von Mises feszültség a fellépő feszültségek alapján, számítással meghatározható egyenérték feszültség, az adott területen a terhelés hatására kialakuló feszültségi szint mértékét jellemzi.

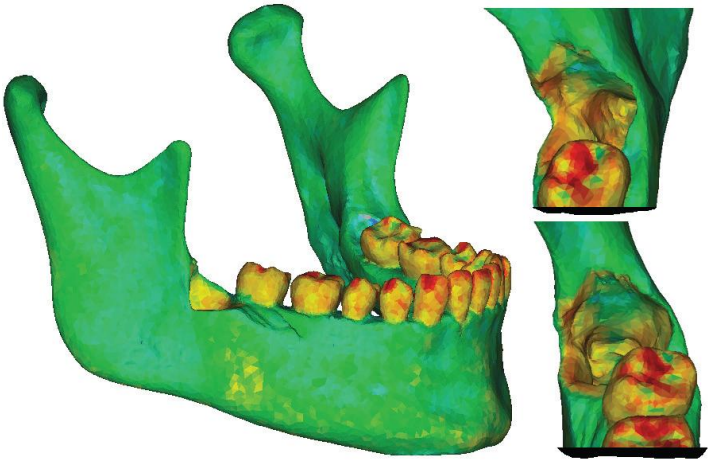
3.3.2. Végeselemes modell alapján történő műtéti és terhelési szimuláció: az alsó bölcsességfog műtéti eltávolításának hatása a rágóterheléskor kialakuló feszültségi viszonyokra.

A módszer ismertetése

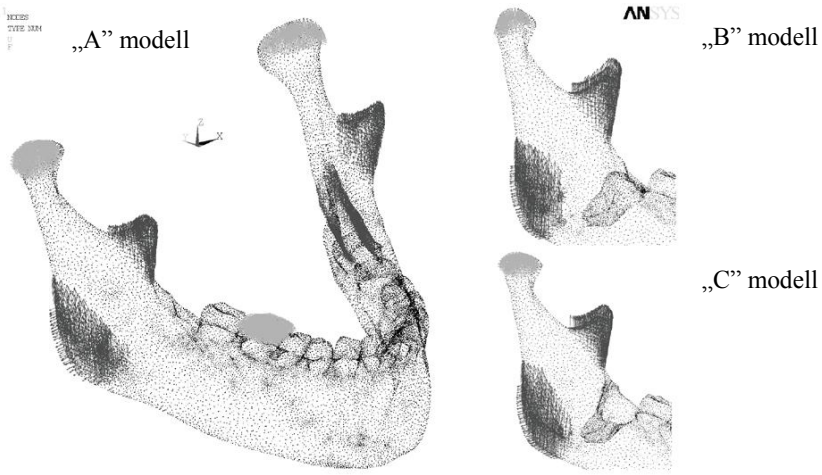
A létrehozott végeselemes modell felépítési és feszültségelemzési módszerünk, terveink szerint, többfajta szájsebészeti feladat megoldására is alkalmas lesz.
Céljaink között szerepel az implantációs fogpótlások tervezésekor az implantátumok helyének, helyzetének az egyedi feszültségátviteli viszonyok alapján történő meghatározása, azokban az esetekben, amikor különösen fontos az egyedi anatómiai és biomechanikai viszonyok figyelembe vétele. Módszerünk lehetőségeinek, korlátainak minél jobb megismerése céljából, valamint további gyakorlati felhasználási lehetőségeket is vizsgálva választottuk az áttörésben visszamaradt bölcsességfogak eltávolításának biomechanikai modellezését.
Az előzőekben ismertetett módon létrehozott állkapocs modellek közül további vizsgálatra a II. modellt, a 20 éves, elő nem tört bölcsességfogakkal rendelkező nőbeteg adatainak alapján készített modellt használtuk fel. Kétféle virtuális sebészi beavatkozást szimuláltunk. Az egyik esetben a 48 pozícióban lévő bölcsességfogat a fogmederből a csontállomány megbontása nélkül távolítottuk el (35. ábra), a másik esetben a 48 fog eltávolításán kívül a korona bukkális oldalán és linea obliqua externa (LOE) területén eltávolítottuk a kortikális csont egy részét (36. ábra).

A vizsgálat folytatásában tehát az alábbi a *20 éves nőbeteg esetére vonatkozó* 3 modellt használtuk fel:

A. „A” modell: a kiindulási állapot, a beavatkozás előtt,
B. „B” modell: 48 helyen lévő fog eltávolítása, a csontállomány sérülése nélkül,
C. „C” modell: 48 helyen lévő fog eltávolítása a bukkális csont és a linea obliqua externa területén a kortikális csontállomány részleges eltávolításával.



35. ábra Végeselemes modell a bölcsességfog eltávolítás szimulálása után („C” modell, oldalsó nézetből, valamint felnagyítva 2 féle nézetben, okkluzális irányból).



36. ábra Terhelési viszonyok a 3 modell esetében

A rágóterhelés modellezését az előzőekhez hasonlóan végeztük (III. táblázat, lásd 51. oldal), kiegészítve azzal, hogy a rágóterhelést először az első nagyőrlő fogon a „műtéti” oldalon, majd ezt követően azonos nagyságú erővel, de a „műtéti” oldallal ellentétes oldalon szimuláltuk.

3.4. Laboratóriumi modellkísérletek az implantátumok szilárdsági és erőátviteli tulajdonságainak vizsgálatára.

3.4.1. Implantátumok feszültségátviteli tulajdonságait módosító műanyag erőtörő elemek fáradási jelenségeinek vizsgálata.

A módszer ismertetése

Különböző műanyagok fizikai tulajdonságainak, deformációjának in vitro laboratóriumi vizsgálatát végeztük a Budapesti Műszaki Egyetem Műanyag és Gumiipari Tanszékének segítségével.

Implantációs erőtörőként a gyakorlatban polietilén, poli(oxi-metilén) és szilikongumi került felhasználásra [Kirsch 1983, Mozsary és Haris 1986, Gaggl és Schultes 2001]. Az általunk kiválasztott anyagok egy része egyes implantációs rendszerekben már felhasználásra került, a vizsgált anyagok másik része, kedvező mechanikai tulajdonságokkal rendelkező, implantációs erőtörőként felhasználható műanyag keresése kapcsán merült fel, mint lehetséges, kiválasztható anyag.

A vizsgált anyagok a következők voltak:

poletilén [rövidítve PE], (Tipolen FA, 2210 Tiszai Vegyi Kombinát),

polipropilén [PP], (Tipploen H 384 F, Tiszai Vegyi Kombinát),

poli(oxi-metilén) [POM], (Histaform C9021, Hoechst),

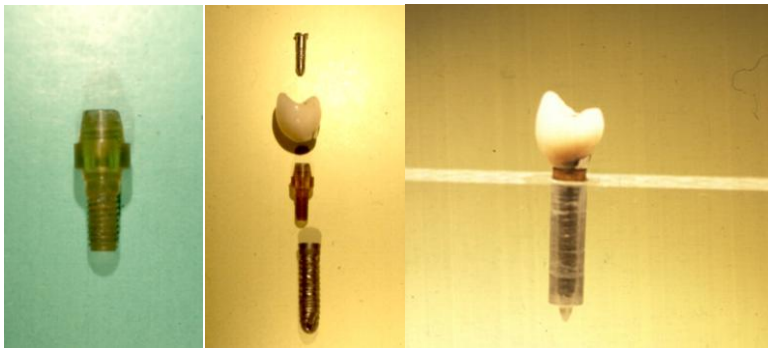
poli(akril-nitrilko-sztirol)-blokk-polibutadién [ABS], (Cycolac, General Electric),

poliamid-6 [PA], (Danamid, Zotlec Viscosa),

poliimid [PI], (Ultem 1100, General Electric).

A vizsgálatokat MTS (MTS Systems INC., Minneapolis, Minnesota, Amerikai Egyesült Államok) mechanikai vizsgálóberendezéssel végeztük, axiális terheléssel. A készülék segítségével meghatározott nagyságú és irányú, időben szükség szerint változtatható

terhelés hozható létre, valamint egyúttal regisztrálhatóak a létrejövő deformációk is. A rágási folyamat modellezésére statikus és dinamikus igénybevételeket alkalmaztunk. A statikus terhelést 12,3 MPa feszültséggel, a rágás során fellépő dinamikus igénybevételt ugyanilyen terheléssel, 1 Hz periódussal modelleztük. A vizsgálat során meghatároztuk a műanyagok deformációjának időbeli változását. A dinamikus vizsgálatokból kiszámítottuk az egy ciklus során fellépő veszteségi munkát, azaz a műanyag deformációja során elnyelt energiát. A feszültségátadási viszonyok alakulását feszültségoptikai módszerrel szemléltettük. Uniplant® típusú, 12 mm hosszúságú implantátumba a műanyagokból készítettük el a fejet, ehhez csavarral rögzítettük a fémkerámia koronát (37. ábra). Az implantátumot 20 mm vastag plexi lemezbe (Vedril, ICI) ragasztottuk. A fényképfelvételeket a terhelés kezdetét követően, 1 másodperc múlva készítettük.



A,

B,

37. ábra

A, Feszültségoptikai vizsgálathoz előkészített minta

B, Flexiroot® típusú implantátum, az implantátumba helyezhető polietilén (PE) erőtörő elem, valamint a cseréhez használatos műszer

3.4.2. Fáradási jelenségek vizsgálata az implantátum-állcsont kapcsolat területén ciklikus terhelés hatására.

A módszer ismertetése

A végeselemes analízis (24. ábra, lásd 44. oldal) során használt modellekből, azok visszafejtésével határoztuk meg a speciálisan jelen vizsgálatainkra gyártott modellimplantátumok (továbbiakban: „csapok”) geometriai méreteit. A csapok terhelésének biztosítása érdekében az implantátummal egybeépített teherátadó nyúlványt terveztünk azokhoz. A csapok főbb geometriai méreteit a 38. ábra mutatja (sorrendben az ábrán balról jobbra: kúpos elfogyó menet „1”; hengeres fűrészfog menet „2”; közel metrikus menet „3” jelzéssel). A csapok legyártása a Protetim Kft. segítségével történt. A vizsgálathoz szükséges többi segédeszköz a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont Biomechanikai Laboratóriumában került legyártásra, ahol a vizsgálatok is történtek.

Az implantátumok rögzítésének kísérleti ellenőrzésére kifejlesztett eljárás

Az implantátumok ***numerikus*** analízisénél két, egymásra merőleges erőkomponens szuperpozíciójából állították elő a vizsgálati terhelést, ahol mindkét erőkomponens szinuszos terhelési modell alapján működött. A két erőkomponens mértéke között (melyek egyike a rágást, míg a másik komponens egy előfeszítést szimulált) nagyságrendi különbség volt.

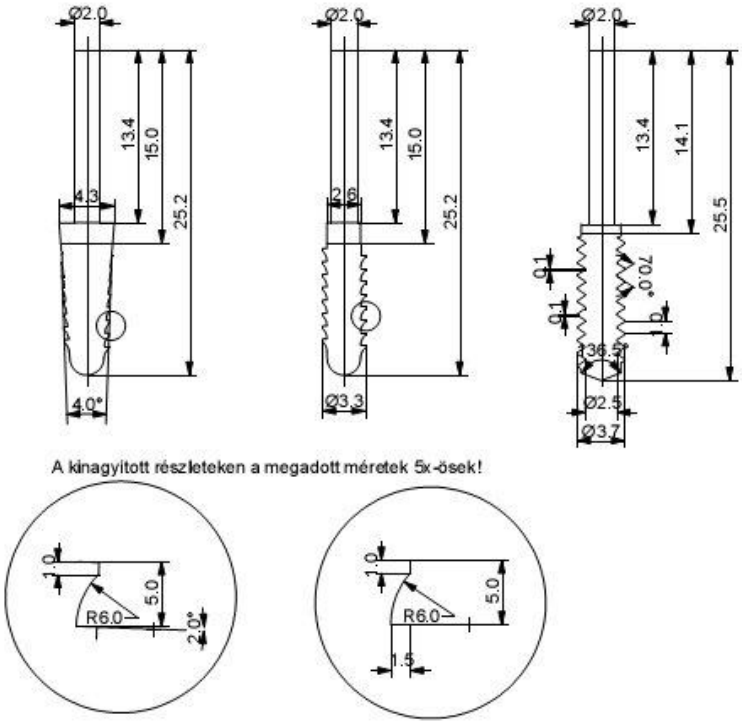
A ***kísérleteink*** során az implantátumokat az alábbi szuperpozíciós modell megvalósításával vizsgáltuk, a numerikus analízisnél használt terhelési komponensek arányát megváltoztatva:

$$F = F_h\,(constans) + F_v, \qquad (1)$$

ahol a horizontális F_h terhelést (ez a kisebb értékű) *konstans* értékékűre választottuk, míg a vertikális terhelési komponenst (F_v) időben szinuszos változóként ($F_m = 0$ középfeszültséggel), az alábbi összefüggés szerint:

$$F_v = F_a \sin(\omega t). \qquad (2)$$

A megvalósított terhelési értékeket a IV. táblázatban foglaltuk össze.



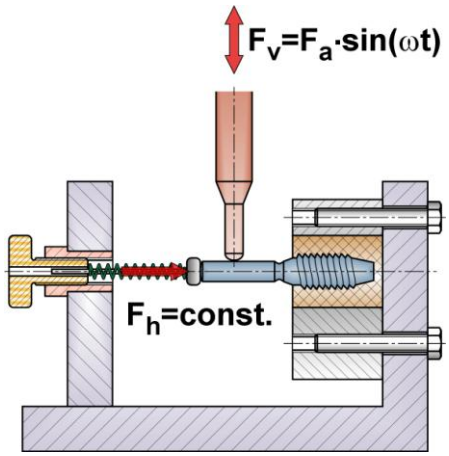
38. ábra Fárasztóvizsgálat számára gyártott csapok főbb geometriai méretei, menet-kialakításai az ábrán feltüntetett sorrendben: un. „*elfogyó, fűrészfog*”, „*hengeres fűrészfog*”, valamint „*közel metrikus, hengeres*” (70° menetprofil szög kialakítással). A fűrészfog menetkialakítások geometriáját az ábra alsó felében elhelyezett 5:1 méretarányú kinagyítás szemlélteti.

F_h [N]	F_a [N]
20	200

IV. táblázat

Fárasztóvizsgálat során alkalmazott terhelési komponensek

Az (1) összefüggés alapján a megvalósított terhelési elrendezés modelljét a 39. ábra mutatja.



39. ábra

Kísérleti vizsgáló berendezés elvi kialakítása és az alkalmazott terhelés modellje

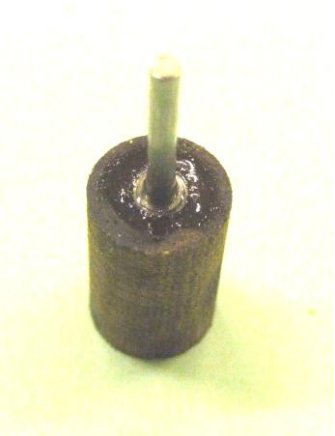
Az implantátumok megfogása

A 39. ábra az elvi elrendezését mutatja az implantátumok megfogásának, valamint vizsgálógépbe helyezésének, egy megfelelően elkészített terhelő adapter segítségével.

A implantátumok megfogásának gyakorlati megvalósításakor az a szempont vezérelt bennünket, hogy minél jobban megközelítsük a szájüregben rögzített csapok befogásának körülményeit. Tekintettel erre a törekvésünkre, valamennyi csap számára

egyedi megfogó patront készítettünk, amelyben a csap implantátumokat ragasztással rögzítettük. A csapok rögzítésére vonatkozó elképzelésünk megvalósítása érdekében olyan anyagot kerestünk és választottunk a megfogó patron számára, amely rugalmassági jellemzői tekintetében közel áll a csontszövethez. Ezt az anyagot a szövetbetétes textil-bakelitben találtuk meg, melynek átlagos rugalmassági modulusa mintegy 7…10 000 MPa tartományra tehető.
A vizsgált csapokat ezt követően ragasztással fixáltuk a patronokban epoxi gyanta ragasztóanyag alkalmazásával.

Egy patronba rögzített csap fényképét a 40. ábra, míg valamennyi, a vizsgálat tárgyát képező csap patronba rögzítését a 41. ábra mutatja.

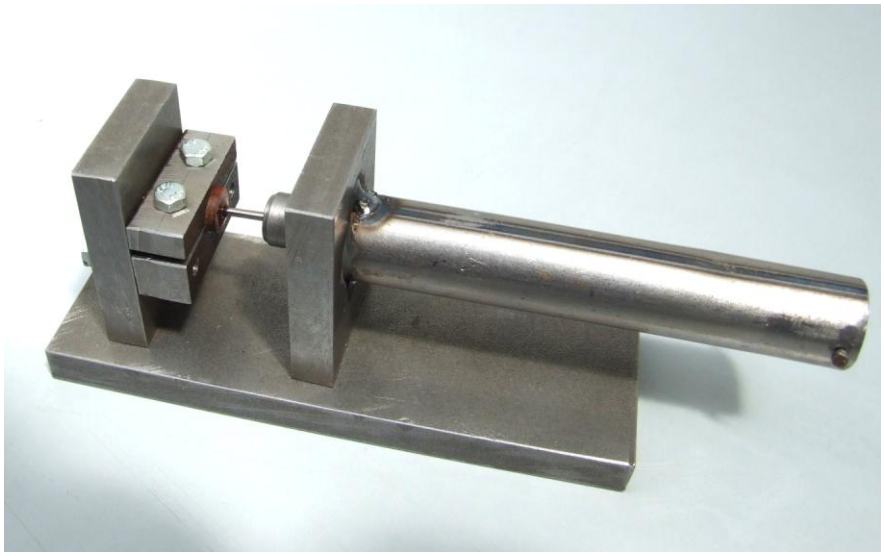


40. ábra Megfogó patronba rögzített implantátum

41. ábra A vizsgálatok tárgyát képező implantátumok megfogó patronba ragasztva

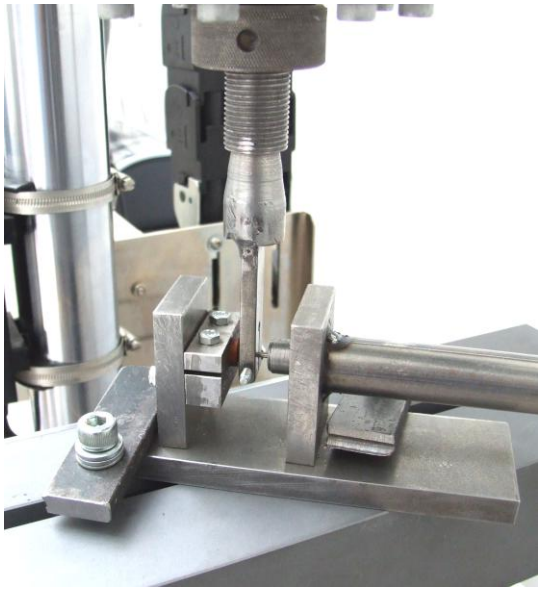
Az implantátumok vizsgálógépbe fogása

A patronba rögzített implantátumok megfogására és terhelésére alkalmas célkészüléket terveztünk és valósítottunk meg. A célkészülék alkalmas az egyedi patronok befogására, valamint a befogott patronokra a vizsgálati terhek átadására. A patronok megfogására alkalmas szorító kengyelt (befogott patronnal) a befogó adapter alsó, fix részére szerelve a 42. ábrán láthatjuk.



42. ábra A patronok megfogását biztosító szorító kengyel, a terhelő készülék részeként

A vizsgálógépbe befogott komplett terhelő adaptert – amely a befogó készülékben elhelyezett rugó előfeszítésével biztosítja a konstans előfeszítést – a 43. ábrán mutatjuk be.



43. ábra Instron vizsgálógépbe befogott csapterhelő adapter

A konstans előfeszítés előírt mértékének meghatározására kézi rugóerő-mérő berendezést használtunk, melynek fényképét a 44. ábra mutatja.

44. ábra Kézi rugóerő-mérő készülék statikus előfeszítő erő mérésére

A vizsgát csapok megfogást és terhelését biztosító adapter robbantott ábráját a 45. ábra szemlélteti.

45. ábra Befogó és terhelő adapter *robbantott* ábrája az alkatrészek bemutatására

A kísérleti vizsgálat teljes elrendezéséről (set-up) készült felvételt a 46. ábrán mutatjuk be.

46. ábra A kísérleti elrendezés mérés összeállítása vizsgálógép környezetben

A vizsgálatok megkezdése előtt előkísérleteket végeztünk annak behatárolására, milyen terhelési feltételek alkalmazásával kaphatunk megnyugtatóan összehasonlítható eredményeket. Mindezek alapján döntöttünk az IV. táblázatban bemutatott terhelési feltételek alkalmazása mellett, megjegyezve, hogy az időben elfogadható eredmények kézhezvétele érdekében a terhelési frekvencia megválasztásakor a 10 Hz érték mellett döntöttünk. Tekintettel arra a már korábban is rögzített tényre, miszerint vizsgálataink célja összehasonlítások megtétele, ebben a tekintetben a vizsgálati frekvenciának másodlagos szerepe van az eredmények értékelése tekintetében, mivel az alacsonyabb, néhány Hertz terhelési frekvencia alkalmazása a vizsgálógép több hetes folyamatos, 24 órás használatát igényelte volna

A terhelések beállításakor a vizsgálatok időtartamára vonatkozóan 50 000 ciklusban határoztuk meg azt az élettartamot, amelyre vonatkozóan, a vizsgálat alatt mért adatok analíziséből következtetéseket tudunk levonni az esetleges kilazulások vonatkozásában.

3.4.3. Ideiglenes titán implantátumok nyaki területének törésveszély vizsgálata.

A módszer ismertetése

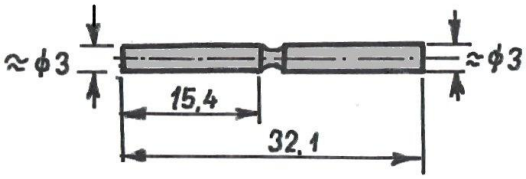
Laboratóriumi méréseket végeztünk a implantátumok mechanikai szilárdságának vizsgálatára vonatkozóan, hajlítás során regisztráltuk az ide vonatkozó mechanikai paramétereket.

A vizsgálat elvégzéséhez a gyártási prototípus alapján próbatesteket terveztünk, amelyek legyártása a Protetim Kft. segítségével történt. Öt darab, a *Protetim Kft*. által gyártott *88-033 katalógusszámú*, „*ideiglenes implantátum II. változat*” elnevezésű csap került vizsgálatra. A mérések a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont Biomechanikai Laboratóriumában kerültek elvégzésre.

A vizsgálati darabok gyári csomagolásban a 47. ábrán láthatók.

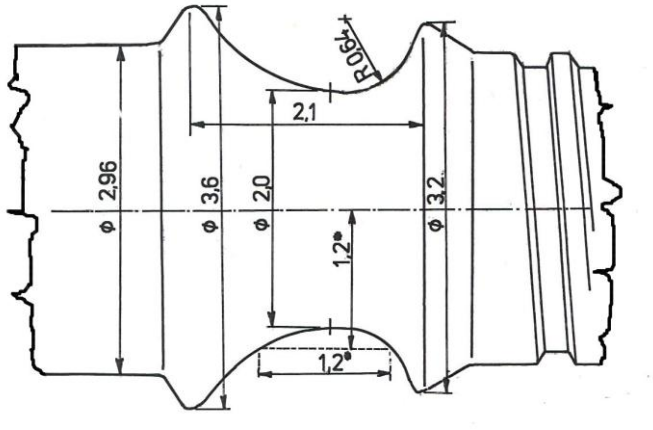
47. ábra Gyári csomagolású ideiglenes implantátumok, vizsgálat előtt

(Azonosítójuk rendre: F06-0026…0030.) Az ideiglenes implantátumok (csapok) fő geometriai méreteit a 48. ábra mutatja.



48. ábra A vizsgált ideiglenes implantátumok (csapok) főbb geometriai méretei

A csap középső, bemetszéssel gyengített szakaszának (hornyának) környezetét profil-projektorral térképeztük fel (50 x nagyításban), az ennek alapján kiadódó méreteket a 49. ábra mutatja.



49. ábra A csap bemetszéssel gyengített szakaszának (hornyának) geometriai méretei profil-projektoron történt mérés (50x nagyítás) alapján

A csapok anyaga titánium (műbizonylat szerinti gyári jele: 2016.03), ennek tulajdonságai a gyártó cég által a csapokhoz mellékelt műbizonylat alapján (metrikus, SI mértékegységre átszámítva) az V. táblázat alapján az alábbiak:

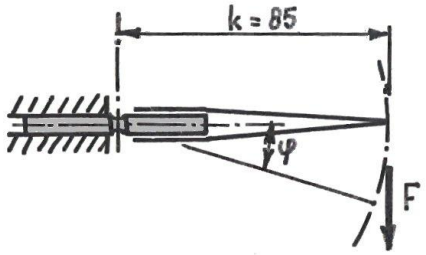
Anyagjellemző	*Érték műbizonylat alapján*
Szakító szilárdság	σ_B=535,7 MPa
Folyási határ	σ_F=282,7 MPa
Szakadási nyúlás	ε_B=31,4%

V. táblázat A csap titán alapanyagának mechanikai jellemzői

Az implantátumok vizsgálatára kifejlesztett eljárás

A vizsgálatra kapott csapokat hajlító igénybevételnek vetettük alá oly módon, hogy a csap egyik felét szorosan befogtuk, a másik végére terhelő kart szereltünk, melynek végét változó *F* erővel terheltük.

Az *F* erő támadási pontját úgy vezettük meg, hogy az általa, a csap bemetszéssel gyengített keresztmetszetére ható nyomaték *k* karja állandó maradjon, függetlenül a csap alakváltozásából adódó φ szögváltozástól (ívpályán történő erőbevezetés) [Thamm 1988]. Ezáltal biztosítottuk, hogy a mért *F* erő arányos volt a csapot terhelő $M = F \cdot k$ hajlító nyomatékkal. A vizsgálat elvi vázlatát a 50. ábra mutatja.

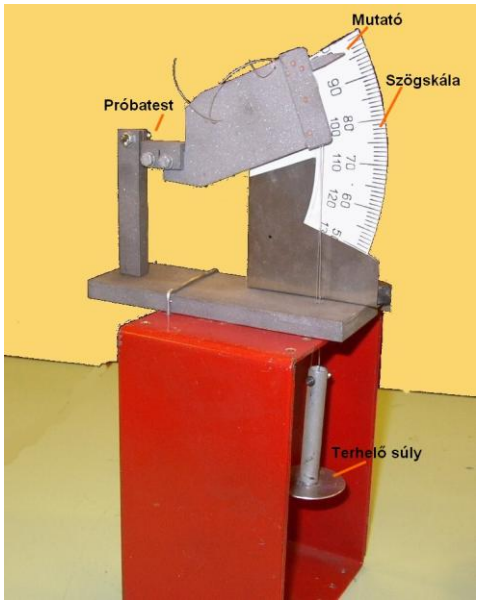


50. ábra Hajlító vizsgáló berendezés elvi kialakítása

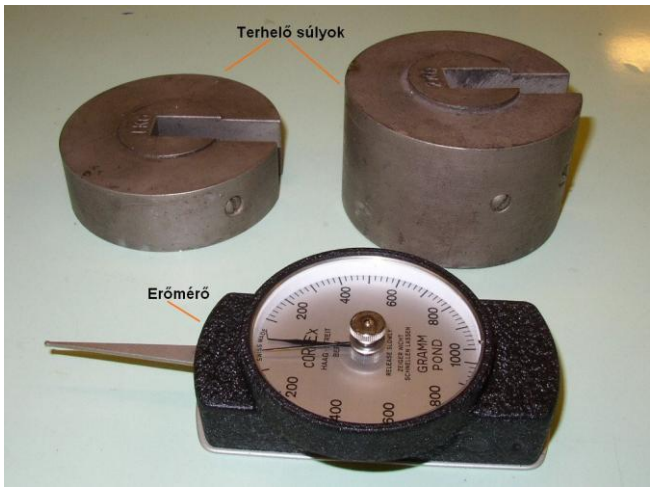
A készülékbe fogott csapot folyamatos erőmérést biztosító, csúcsérték tároló mutatóval felszerelt erőmérő eszköz segítségével hajlítottuk.

Az erőmérő készülék maximálisan ≅ 10 N terhelést tudott biztosítani, így az esetleges ennél nagyobb terhelőerő szükséglet biztosítására több fokozatban kalibrált terhelő súlyokat is készenlétbe helyeztünk.

A csap-hajlító készülék fényképét az 51. ábra, míg a terhelést és erőmérést biztosító eszközöket az 52. ábra mutatja.



51. ábra Csap-hajlító berendezés fényképe



52. ábra A csapok terhelését és a terhelő erő mérését biztosító eszközök

4. EREDMÉNYEK

4.1. Implantátumok stabilitásának és csontintegrációjának vizsgálata Periotest módszer segítségével. Implantátumok azonnali terhelésének vizsgálata.

Az eredmények ismertetése

A vizsgálat keretében jelenleg 96,1% a sikeres implantátumok aránya, *a behelyezett 59 implantátumból*, két betegnél egy-egy implantátumot vesztettünk el, mindkettő az alsó állcsont interforaminális területére behelyezett késői terhelésű egyrészes implantátum volt. Az egyik esetben, anatómiai okok miatt, két darab implantátumot tudtunk behelyezni a tervezett négy helyett. A stéggel elhorgonyzott kivehető fogpótlás mellett, valószínűleg túlterhelés miatt, periimplantitis alakult ki, az implantátum mozgathatóvá vált, 64 hónappal a behelyezés után eltávolítottuk. A másik esetben a behelyezett négy implantátum egyikénél csak alacsony primer stabilitást volt elérhető, megrepedt a bukkális oldalon a kortikális csontállomány. A gyógyulás során kialakult a csontintegráció, stéggel elhorgonyzott kivehető fémlemezes fogpótlást készítettünk. Három év elteltével, a behelyezéskor alacsony primer stabilitású implantátumnál periimplantitis alakult ki, amelyet a konzervatív, majd regeneratív sebészi kezeléssel sem sikerült gyógyítsunk. A jelenleg is gyulladásos környezetben lévő, alacsony stabilitású implantátum eltávolításához a beteg nem járult hozzá.

Az *azonnali terhelésbe* vont eseteket tekintve mind a 15 implantátum gyulladásmentes állapotban van, a végleges fogpótlással jól funkcionálnak, a betegek mind az ideiglenes, mind a végleges pótlással elégedettek. Az azonnali terheléses eseteink 100%-os sikere az alacsony esetszámok és a viszonylag rövid követési idő mellett azzal függhet össze, hogy csak a stabilitási előfeltételeknek megfelelő esetek kerültek e csoportba.

Eredményeink statisztikai értékelése különböző szempontok figyelembevétele alapján történt, emiatt többfajta statisztikai vizsgálati módszer használatára volt szükség:

- ahol nem számszerű adatok adták a csoportosítási változókat (alsó és felső állcsont összehasonlítása), vagy a mérési értékek nem normál eloszlást mutattak (Periotest

értékek), ott nem paraméteres próbát alkalmaztunk (Mann-Whitney U teszt és Kruskal-Wallis teszt),

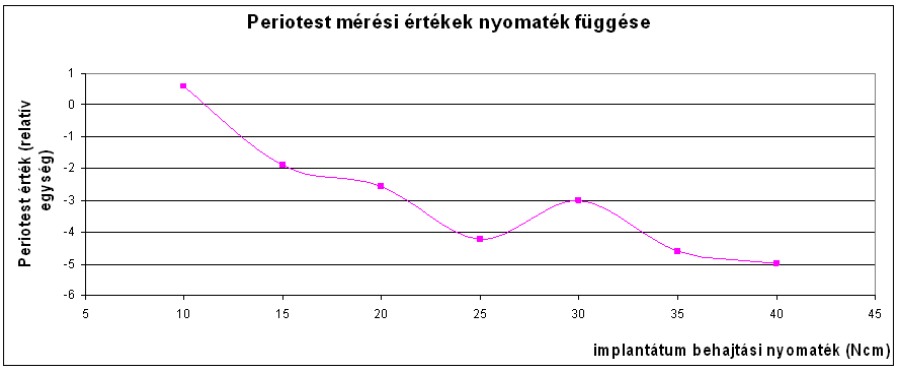
- a nyomaték és időfüggés követésére és valamilyen tendencia (trend) kimutatására nem paraméteres trendvizsgálatot végeztünk (Cuzick féle trend teszt).

Az eredmények statisztikai értékelés alapján a következő megállapításokat tehetjük:

1. Az alsó és felső állcsontban elhelyezett implantátumok stabilitása szignifikánsan eltér egymástól. A Periotest értékek átlaga a felső állcsontban elhelyezett implantátumok esetén:

-0,5889 (szórás: 1,772; n=11); míg az átlag az alsó állcsontban lévő implantátumoknál: -4,2136 (szórás: 2,279; n=48). A statisztikai vizsgálat *p<0,0001* elsőfajú hibájú eltérést mutatott, azaz az alsó állcsontban elhelyezett implantátumok szignifikánsan alacsonyabb Periotest mérési értéket mutatnak, tehát stabilabbak.

2. A behajtási nyomaték értékek és a Periotest értékek összefüggését vizsgálva a magasabb behajtási nyomaték értéket mutató implantátumok esetén szignifikánsan alacsonyabbak a Periotest mérési értékek (53. ábra). A statisztikai feldolgozás *p<0,0001 elsőfajú hibát jelzett,* azaz a magasabb behajtási nyomaték értékekhez szignifikánsan alacsonyabb Periotest értékek tartoznak.

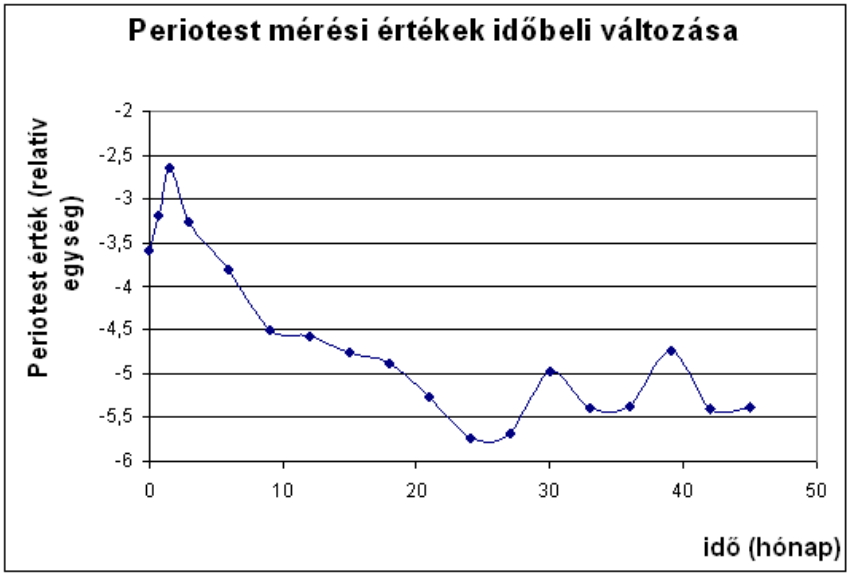


53. ábra Az implantátum behajtási nyomaték és Periotest mérési értékek kapcsolata

3. Azonnali terhelésre került esetekben a műtétkor mért stabilitás szignifikánsan magasabb volt, mint a többi implantátum esetén. (Valójában az azonnali terhelésre történő kiválasztáskor az egyik szempont a jó stabilitás volt.) Az azonnal terhelt

implantátumoknál a Periotest értékek átlaga: -5,480 (szórás 0,8654; n=15); míg a nem terhelt implantátumoknál az átlag:-2,755 (szórás 2,919; n=44). A különbség *p<0,0001* valószínűség mellett szignifikáns.

4. Az implantátumok stabilitását jelző Periotest mérési értékek időbeli lefutását vizsgálva, az *elsőfajú hiba valószínűsége: p<0,0001.* Megállapíthatjuk, hogy statisztikailag a görbének határozott a lefutása az idő függvényében (54. ábra). Különböző intervallumokban vizsgálva a trendet, megállapítható, hogy körülbelül a 9-12. hónapig mutatható ki csökkenő tendencia, ezt követően az értékek statisztikailag változatlanok maradnak. A hosszabb megfigyelési intervallumú implantátumok száma alacsonyabb, emiatt további megállapítások csak vizsgálatunk időbeli folytatása alapján tehetőek majd.



54. ábra A Periotest mérési értékek időbeli változása

5. Az egy- és kétrészes implantátumok műtétkor mért stabilitása nem mutat szignifikáns eltérést (*p=0,6171)*, az egyrészes implantátumok Periotest értékeinek szórása nagy (3,055; $n_{egyrészes}$=45 és $n_{kétrészes}$=14)

6. Az implantátum helyzete tekintetében a különböző oldalon elhelyezett implantátumok stabilitása között nem volt szignifikáns különbség (*$p=0,5865$; $n_{bal}=31$; $n_{jobb}=28$).*

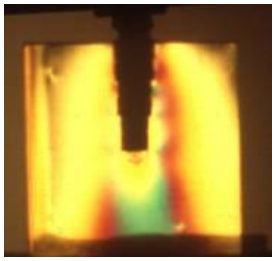
7. A különböző régiókban (front, premoláris, moláris) elhelyezkedő implantátumok stabilitása között sem találtunk szignifikáns eltérést, azonban az egyes régiókban elhelyezkedő implantátumok igen alacsony elemszáma miatt a statisztikai vizsgálat ereje kicsi.

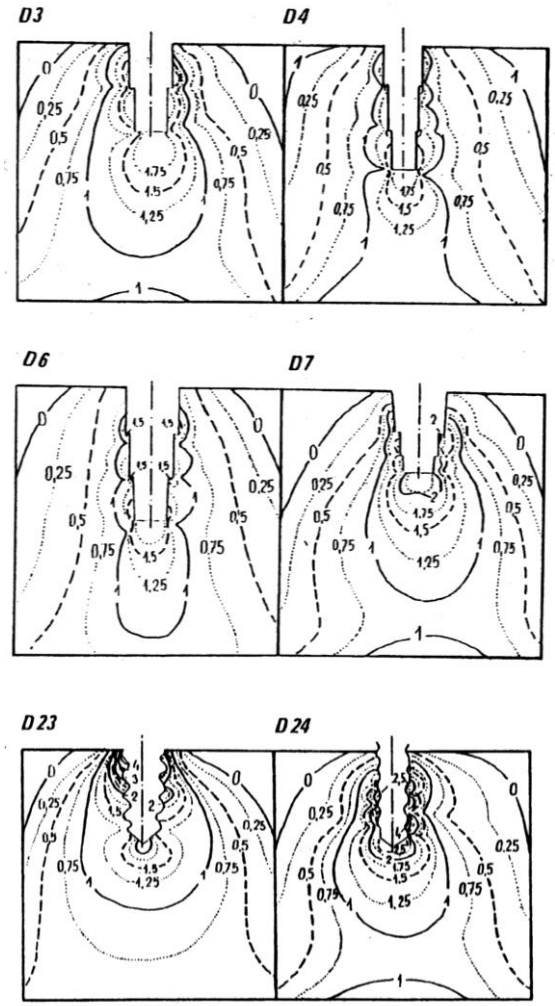
8. Az implantátumok méretére vonatkozóan nem tudtunk szignifikáns különbséget kimutatni a mért Periotest értékek között, igen alacsonyak az egyes csoportokba tartozó elemszámok (hossz: 10mm: 19 db; 12mm: 30 db; 14mm: 10db; átmérő: 4,2 mm, illetve annál nagyobb: 47 db, 4 mm és annál kisebb átmérő: 12 db; p=0,8375)

4.2.1. Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata feszültségoptikai módszerrel.

Az eredmények ismertetése

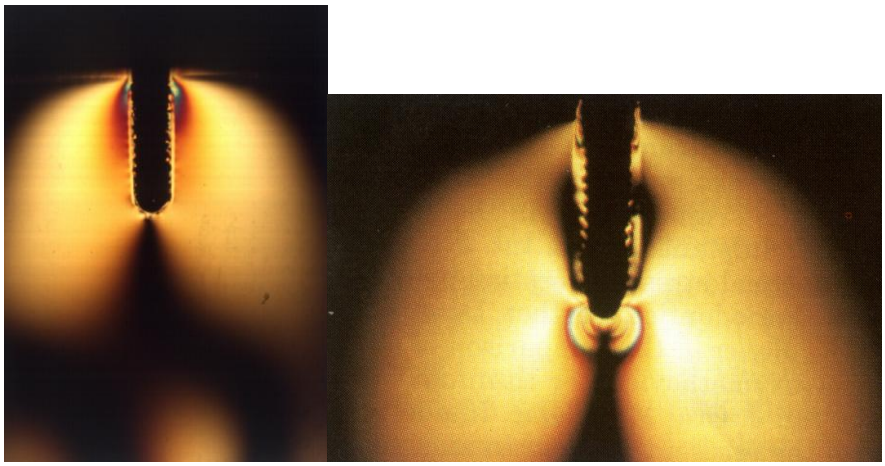
A vizsgált többfajta, lépcsős kialakítású DIAKOR® implantátum feszültségeloszlása egymáshoz hasonló képet mutat, az apikális régióban a legmagasabbak a feszültségi értékek, valamint a lépcsők területén is feszültségkoncentráció alakul ki. Legmagasabbak a feszültségek (2,25 színsáv) a D7-es implantátumnál, a D3-as, D4-es és D6-os implantátumoknál 1,75 színsáv a legnagyobb feszültség. Utóbbi 3 implantátum között eltérés az apikális területen lévő feszültségcsúcs kiterjedésében mutatkozik: a D3-as implantátumnál a legnagyobb kiterjedésű a magas mechanikai feszültségű terület. A csavarmenetes kialakítású implantátumoknál a feszültségek eloszlása a lépcsős implantátumoknál megfigyelhetőtől eltérő, az egész palást mentén viszonylag magasak a feszültségek, legmagasabb a menetek alatt és az implantátum csúcsi részén. A feszültségértékek maximuma 4 színsáv értéket ér el (55. ábra).





55. ábra Az egyes DIAKOR® implantátum típusok feszültségeloszlási képei kiértékeléshez előkészített formában

A második feszültségoptikai vizsgálatsorozatban eredményeink a csontintegráció hatását demonstrálják (56. ábra). A plexi lemezben ragasztással rögzített implantátumok esetén a legmagasabb feszültségek az implantátum nyaki részén jelentkeztek, emellett az implantátum palástján, a csavarmenetek felületén, is történik feszültségátadás. A ragasztás nélkül vizsgált implantátumok, azaz elégtelenül rögzülő implantátumok, esetén a feszültségek erősen koncentrálódnak az implantátum csúcsi területén, a palást alig vesz részt a teherátadásban.



A, B,

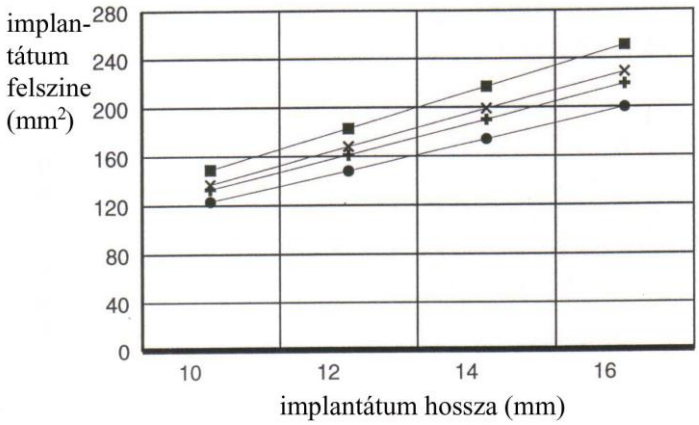
56. ábra Csontintegrált (A) és elégtelenül rögzülő (B) implantátum körüli feszültségeloszlás vizsgálata feszültségoptikai vizsgálattal, tengely irányú terhelés mellett.

4.2.2. Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata végeselemes vizsgálattal.

Az eredmények ismertetése

ELSŐ VIZSGÁLATSOROZAT

Meghatároztuk kisebb és nagyobb implantátum átmérő mellett a két fajta menetprofil esetén az implantátumok felszínének nagyságát (57. ábra). A számításnál a felszín mikromorfológiájának felület növelő hatása nem került figyelembevételre.

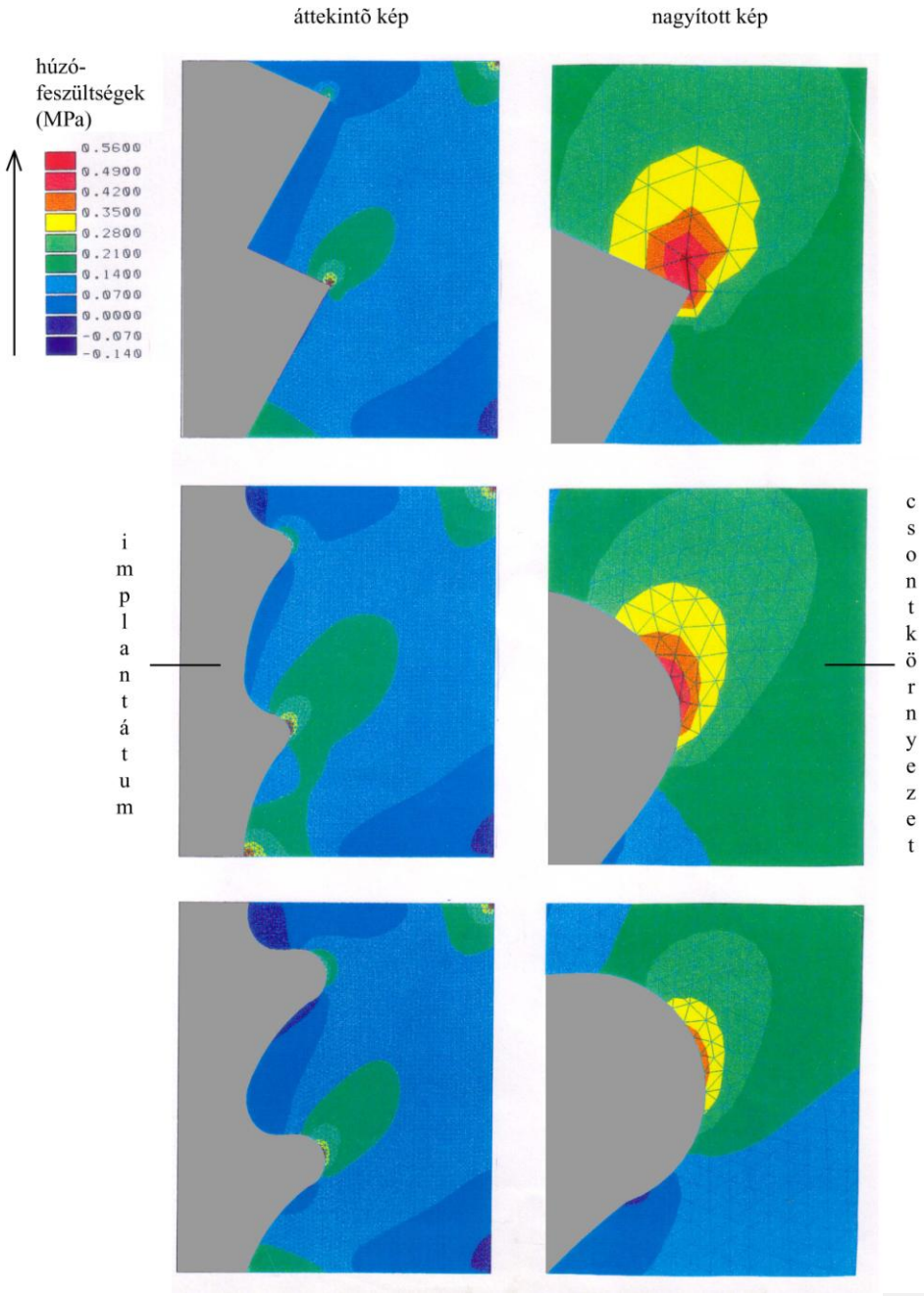


57. ábra Az implantátum felszín nagysága, hosszának és átmérőjének függvényében

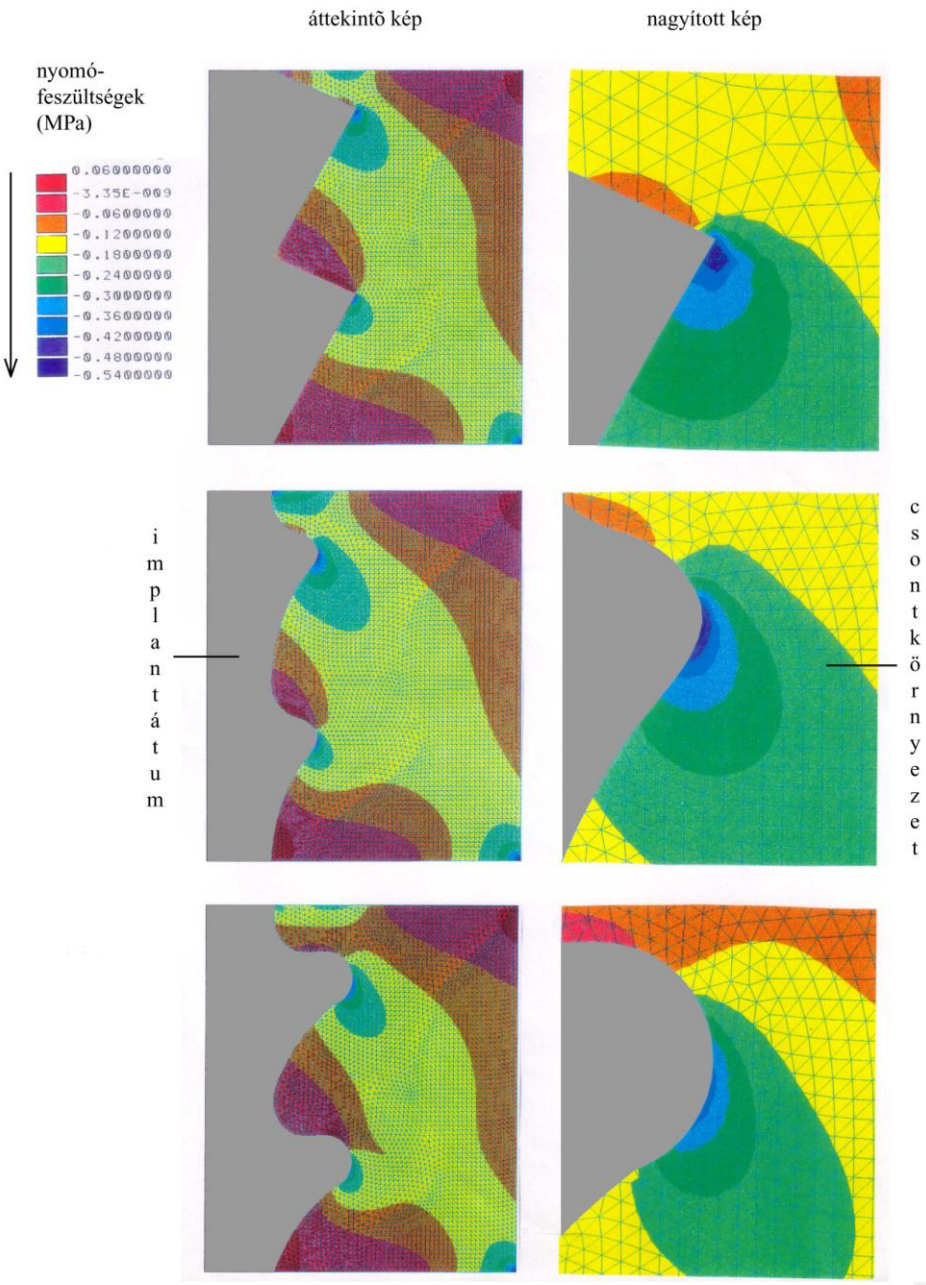
● 1. típusú implantátum)átmérő 3,8 mm); + 1' típusú implantátum (azonos menetprofil, de az átmérő 4,2 mm)

■ 2. típusú implantátum (átmérő 4,2 mm); **x** 2' típusú implantátum (azonos menetprofil, de az átmérő 3,8 mm) (20. és 21. ábrák, lásd 40. és 41. oldalon)

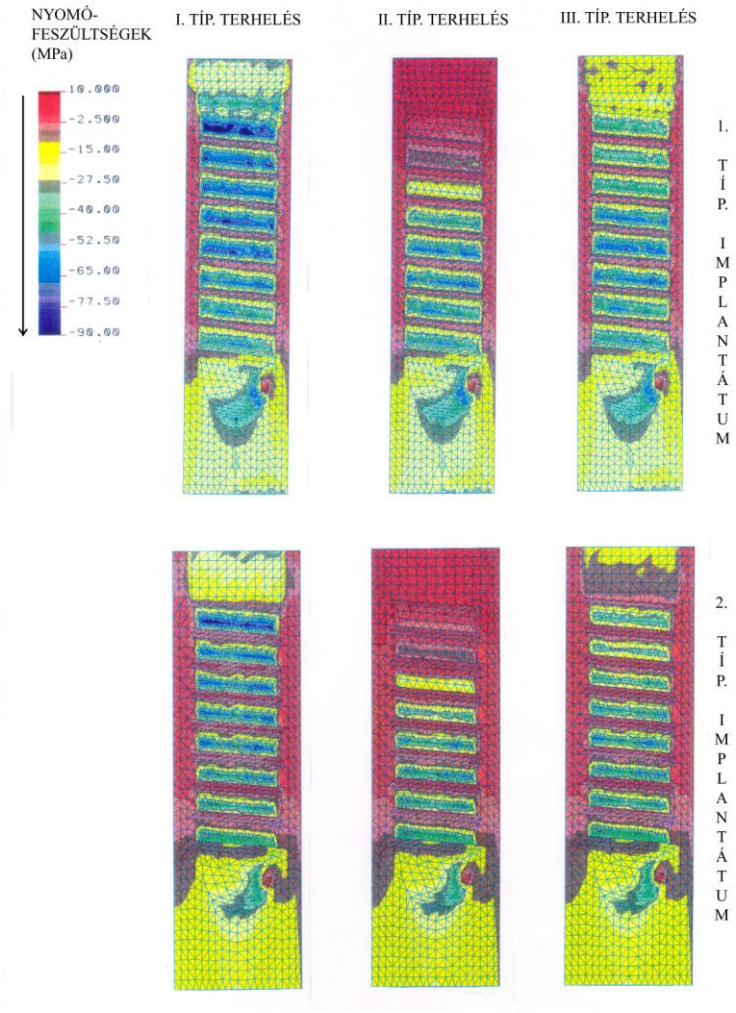
A végeselemes modell segítségével, 2D vizsgálattal tengelyirányú terhelés esetén jelentkező húzófeszültségek eloszlását mutatjuk a 58. ábrán. A feszültségeket színkódolva ábrázoljuk, áttekintő illetve közeli nézetben. A színskálán, a skála egyik végpontján a piros szín a legmagasabb húzófeszültséget, másik végpontján a kék szín a legmagasabb nyomófeszültséget jelenti, a skála többi színe az ezen feszültségek közti átmenetet jelzi. Megfigyelhető, hogy az éles menet csúcsán igen hirtelen nő meg a feszültség értéke.



58. ábra Húzófeszültségek megoszlása (2D vizsgálat)



59. ábra Nyomófeszültségek megoszlása (2D vizsgálat)



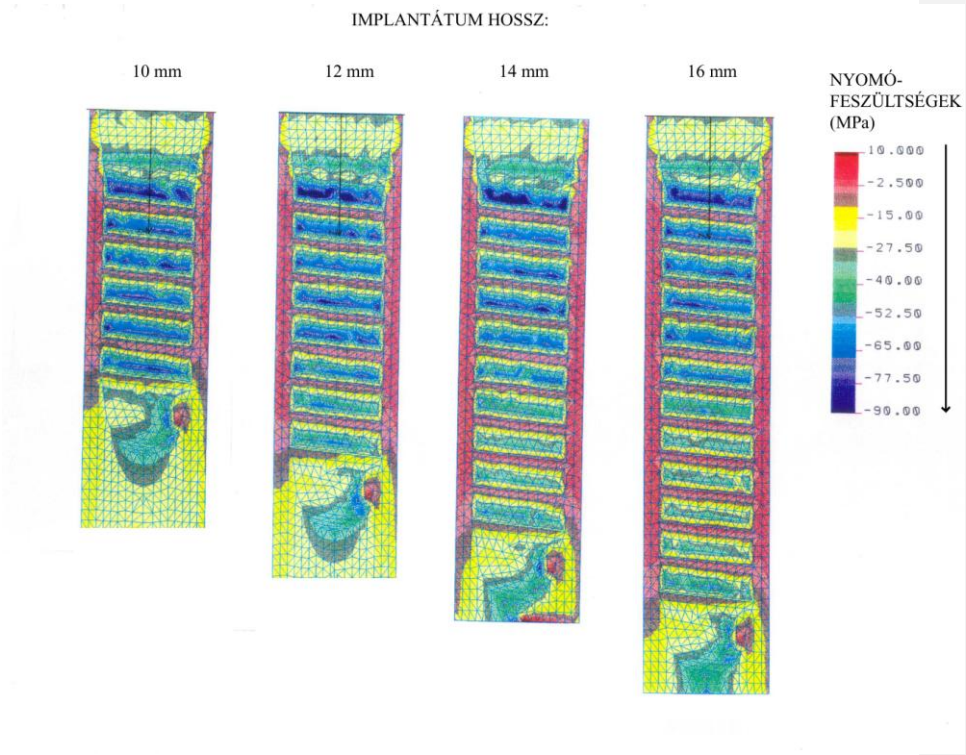
60. ábra Nyomófeszültségek eloszlása (különböző terhelési módok esetén, 3D vizsgálat)

1. és 2. típusú implantátum, implantátum hossz: 12 mm; tengelyirányú terhelések,

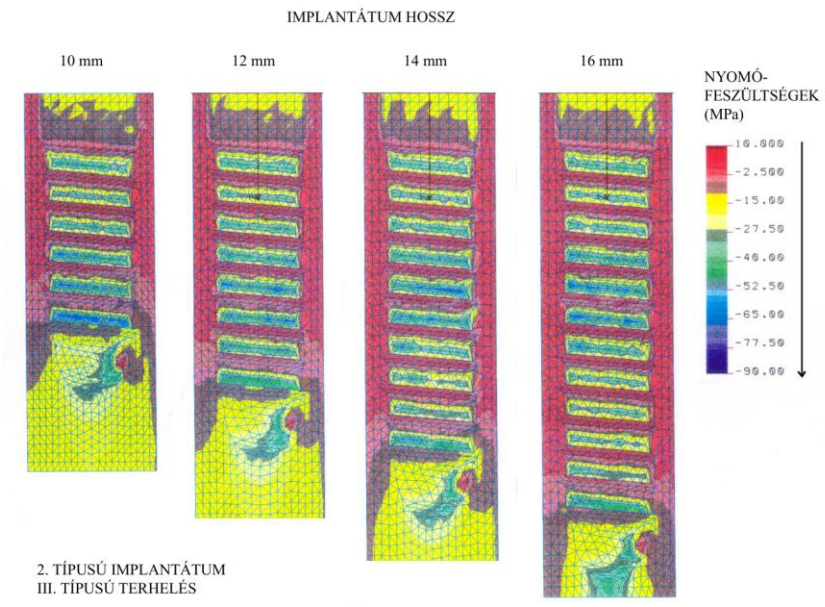
I. típusú terhelés: az implantátum fej támaszkodási felületén,

II. típusú terhelés: a belső csavarmeneten,

III. típusú terhelés az előzőek kombinációja



61. ábra Nyomófeszültségek megoszlása különböző hosszúságú implantátumok esetében (1. típusú implantátum, 3D vizsgálat, I. típusú terhelés: tengelyirányú, az implantátum fej támaszkodási felületén)



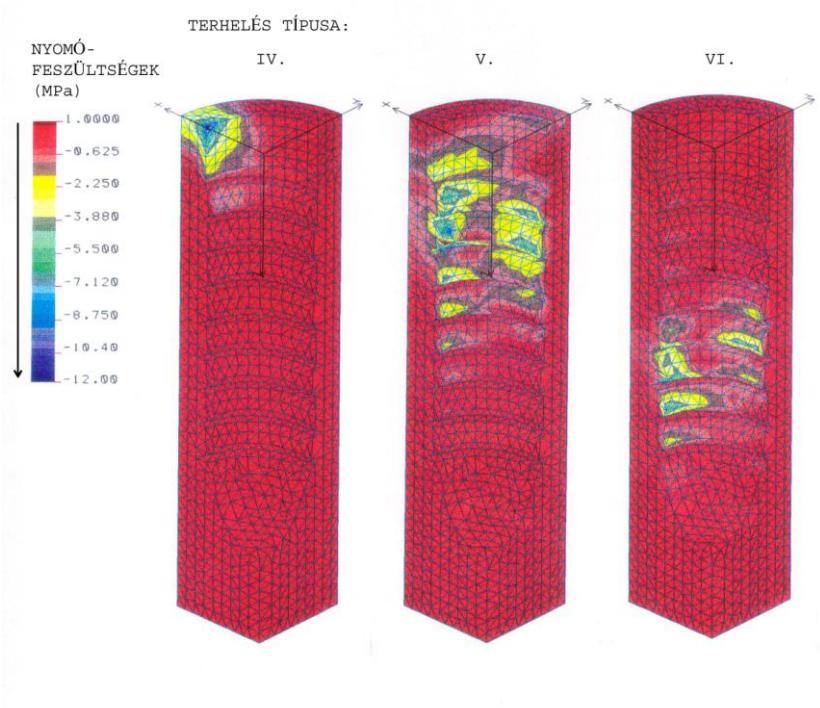
62. ábra Nyomófeszültségek megoszlása különböző hosszúságú implantátumok esetében (2. típusú implantátum, 3D vizsgálat III. típusú terhelés: tengelyirányú, az implantátum fej támaszkodási felületén és a belső csavarmeneten)

A nyomófeszültségek megoszlása tengelyirányú terhelés mellett 2D vizsgálattal az előzőekhez hasonló eredményt ad. Az éles menet mellett igen kis területre koncentrálódik a magas mechanikai feszültség, a gömbölyített menetek egyenletesebb feszültségeloszlást eredményeznek. (59. ábra).

A 60. ábrán különböző terhelési módok hatása látható 3D módszerrel vizsgálva 1. és 2. típusú 12 mm hosszú implantátum esetén. A teherátadás az implantátum fej támaszkodási felületén (I. típusú terhelés), a belső csavarmeneten (II. típusú terhelés), illetve a két helyen egyszerre (III. típusú terhelés) történik. Az I. típusú terhelés esetén a nyaki részen igen magas feszültségek jelentkeznek. A 2. típusú implantátumnál összességében 20-25 %-kal alacsonyabbak a feszültségek.

Különböző hosszúságú implantátumok vizsgálatának eredményét mutatja a 61. és 62. ábra. Az implantátum hosszának növelése kis mértékben csökkenti ugyan a palástón

kialakuló feszültségeket, de megmaradnak a feszültségcsúcsok, mivel a vizsgálat azt bizonyítja, hogy ezek elsősorban a menet formájának a függvényében jelentkeznek.
A különböző helyen átadott oldalirányú terhelés befolyásolta a feszültségeloszlást, azonban a feszültségek döntően a teherátadás helyén emelkedtek (63. ábra).



63. ábra Nyomófeszültségek eloszlása oldalirányú terhelések mellett (2. típusú implantátum, implantátum hossz: 12 mm, 3D vizsgálat) oldalirányú terhelés:

IV. típusú terhelés: az implantátum nyaknál.

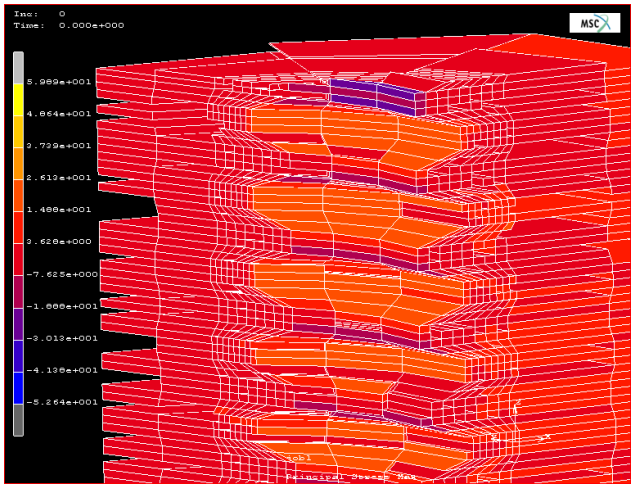
V. típusú terhelés: a belső csavarmenet felső részén,

VI. típusú terhelés: a belső csavarmenet csúcsi részén

MÁSODIK VIZSGÁLATSOROZAT

Az eredmények közé sorolható a vizsgálati anyag és módszer részben már említett, a csavarimplantátumok végeselemes hálózatának felépítésére alkalmas program kifejlesztése is (25. és 26. ábra, lásd 44. és 45. oldal). A program alkalmas egymástól erősen eltérő geometriájú csavarimplantátumok 3D modelljének viszonylag gyors elkészítésére.

A modell tökéletesítésére, a csont szivacsos szerkezetének figyelembe vételére, a végeselemes hálózatban „hibákat” helyeztünk el, azaz hiányzik egy-egy elem a hálózatból (64. ábra). A hibahelyek aránya tetszőlegesen változtatható, elhelyezkedésük véletlenszerű. Ez a szerkezet természetesen nem egyezik a csontszövet -terhelés hatására kialakuló- trajektoriális felépítésével, azonban annak modellezésére közelítőleg jól használható.



64. ábra „Porózus” csontszöveti modell

A szivacsos csontállomány utánzására véletlenszerűen elhelyezve 20 % arányban üres rácselemek („hibák”) találhatóak a végeselemes hálózatban

4.3.1. Végeselemes állcsont modellek létrehozása volumentomográfiás felvételek adatállományának felhasználásával, az állcsontok teherviselő képességének vizsgálata egyedi anatómiai viszonyok figyelembevétele mellett.

Az eredmények ismertetése

A különböző életkorú betegekről készült modelleket összehasonlítva a legkevesebb korrekciót a 20 éves nőbetegről készült modell igényelte, mivel a csontállomány minden területen, de különösen az ízületi fejecsek területén, magasabb denzitást mutatott, ami a modell elkészítése szempontjából kedvező. A 12 éves fiúról készült modellel összehasonlítva, a mineralizáció mind a tömör csontállomány, mind a fogak keményszöveteit tekintve tökéletesebbé vált, amint azt a 32. ábrán (lásd 48. oldal) a denzitás eloszlás is jelzi. A *fogatlan állcsonttal* rendelkező 67 éves nőbetegnél a magasabb denzitású területek az állkapocs bázis alsó kortikálisának megfelelően találhatóak.

	I. modell	II. modell	III. modell
Reakcióerők (N)			
Bal oldali ízületi fejecs	335.99	347.82	348.83
Jobb oldali ízületi fejecs	125.04	148.00	204.44
Első nagyőrlő terhelése	531.78	496.14	443.03
Normalizált erők (100 N-ra)			
Bal oldali ízületi fejecs	63.18	70.11	78.74
Jobb oldali ízületi fejecs	23.51	29.83	46.15
Első nagyőrlő terhelése	100.00	100.00	100.00
100 N/első nagyőrlőre eső Reakcióerő	0.1880	0.2016	0.2257

VI. táblázat Reakcióerők az ízületi fejecseken és az első nagyőrlő fogon

Meghatároztuk a reakcióerőket kranio-kaudális irányban, mindkét oldalon az ízületi fejecsek területén, valamint a terhelésnek megfelelően az első nagyőrlőn kialakuló erőt. (VI. táblázat). A következő lépésben az erőket normalizáltuk 100 N rágóterhelésre vonatkozóan, azaz meghatároztuk a 100 N rágóerő mellett az ízületi fejecsekben fellépő erőket. A reakcióerők a terheléssel ellentétes oldalon az ízületi fejecsen mindhárom életkorú modell esetén hasonlóak, valamint hasonló a terhelés oldalán, az ízületi

fejecsen és az első nagyőrlő területén fellépő erők összege is. Az életkor változásával a rágóterhelés oldalán az ízületi fejecsen és az első nagyőrlőn ható reakcióerők megoszlása változik. A reakcióerők 100 Newtonra normalizálása esetén megmutatkozik, hogy mindegyik vizsgált esetben a terheléssel ellentétes oldalon lévő fejecs viseli a magasabb terhelést. Megfigyelhető még, hogy az életkor emelkedésével mindkét oldali ízületi fejecs területén nő a terhelés, azonos rágóerő mellett. A rágóterheléssel oldalán az ízületi nyúlvány terhelésének növekedése nagyobb, mint az ellenoldali fejecsen. A terhelés növekedésének *arányát* figyelembe véve ez tendencia az életkor előrehaladásával még kifejezettebbé válik, bár maga a terhelés abszolút értékben magasabb az ellenoldalon (VI. táblázat).

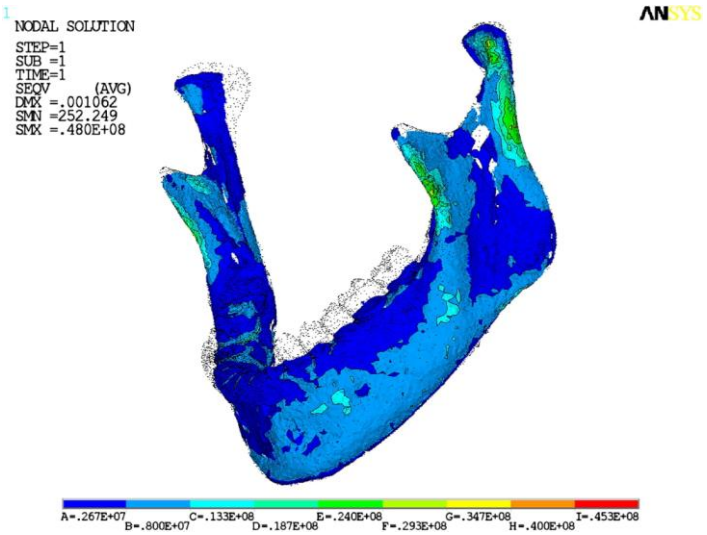
A feszültségek eloszlását figyelve (VII. és VIII. táblázat, 65., 66. és 67. ábra) a rágással ellentétes oldalon, az ízületi felszínen és a szubkondiláris területen magas feszültségek jelentkeznek mindhárom életkorban. A különböző életkorú modelleket összehasonlítva a fejecsben a feszültségek a 12 éves kor esetén a legmagasabbak, a 20 éves életkorban a legalacsonyabbak. A szubkondiláris területen is 12 éves korban a legmagasabbak a feszültségek, a másik két életkorú betegnél alacsonyabbak, egymáshoz hasonlóak. A linea obliqua externa területén a két fiatalabb életkorú betegen magasabbak a feszültségi értékek, a jobb és bal oldalt összehasonlítva a rágással ellentétes oldalon jelentkeznek a magasabbak feszültségek. A mandibula bázisán, a rágásban részt vevő oldalon, a feszültségek a fogatlan állcsontú beteg esetében a legmagasabbak, a két másik páciensnél a feszültségek alacsonyabbak, egymáshoz hasonlóak. Hasonló a helyzet a szimfízis területén is.

	Teljes deformáció			Feszültség (MPa)								
	(Microstrain)			von Mises			1. főfeszültség			2. főfeszültség		
Modell jelzése	I.	II.	III.	I.	II.	III.	I.	II.	III.	I.	II.	III.
Életkor (év)	12	20	67	12	20	67	12	20	67	12	20	67
Ízületi fejecs Azonos oldali	18600	9000	14300	13	12	15	4	2	3	-21	-11	-16
Ellentétes oldali	100400	20000	37000	45	47	46	14	7	9	-80	-49	-49
Szubkondiláris terület Azonos oldali	12000	4000	3800	13	18	12	6	6	6	-17	-18	-11
Ellentétes oldali	21000	9100	8000	34	40	33	21	11	13	-45	-40	-31
Linea obliqua externa Azonos oldali	14000	15000	3300	33	45	18	34	44	18	-18	-13	-10
Ellentétes oldali	17000	15000	5300	50	48	21	51	49	21	-22	-11	-5
Basis mandibulae Azonos oldali	3900	3500	5900	28	30	41	27	30	40	-16	-12	-22
Ellentétes oldali	4400	2500	3500	26	24	33	16	15	10	-34	-24	-33
Szimfízis	3200	3000	4100	14	19	19	15	20	20	-22	-18	-16

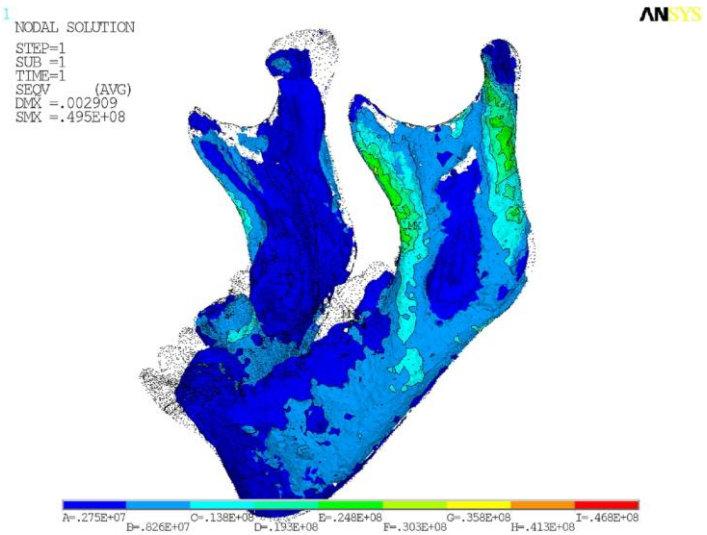
VII. táblázat Különböző mechanikai jellemzők a modellek terhelésekor

	Teljes deformáció			Feszültség (MPa)		
	(Microstrain)			von Mises		
Modell jelzése	I.	II.	III.	I.	II.	III.
Életkor (év)	12	20	67	12	20	67
Ízületi fejecs Azonos oldali	3498	1814	3228	2,4	2,4	3,5
Ellentétes oldali	18880	4031	8352	8,5	9,5	10,4
Szubkondiláris terület Azonos oldali	2257	806	858	2,4	3,6	2,7
Ellentétes oldali	3949	1834	1806	6,4	8,1	7,4
Linea obliqua externa Azonos oldali	2633	3023	745	6,2	9,1	4,1
Ellentétes oldali	3197	3023	1196	9,4	9,7	4,7
Basis mandibulae Azonos oldali	733	705	1332	5,3	6,0	9,3
Ellentétes oldali	827	504	790	4,9	4,8	7,4
Szimfízis	602	605	925	2,6	3,8	4,3

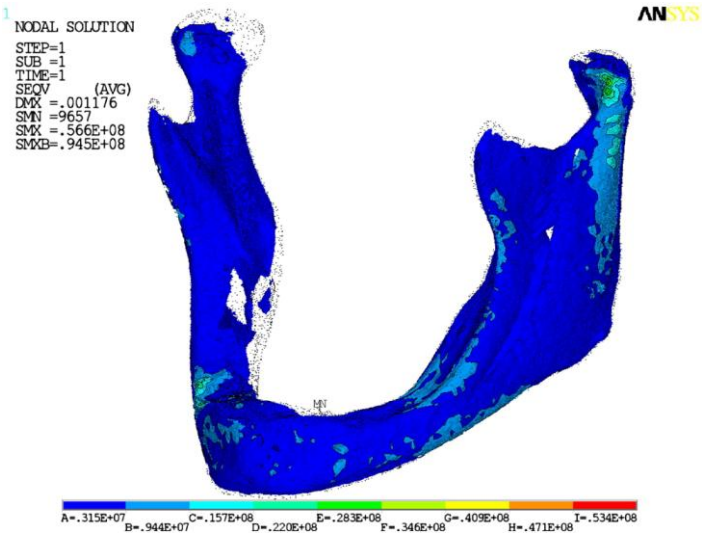
VIII. táblázat Különböző mechanikai jellemzők a modellek terhelése esetén 100 N rágóerőre vonatkoztatva (Normalizálva)



65. ábra Von Mises feszültségek a I. modell esetén (12 éves fiú)



66. ábra Von Mises feszültségek a II. modell esetén (20 éves nő)

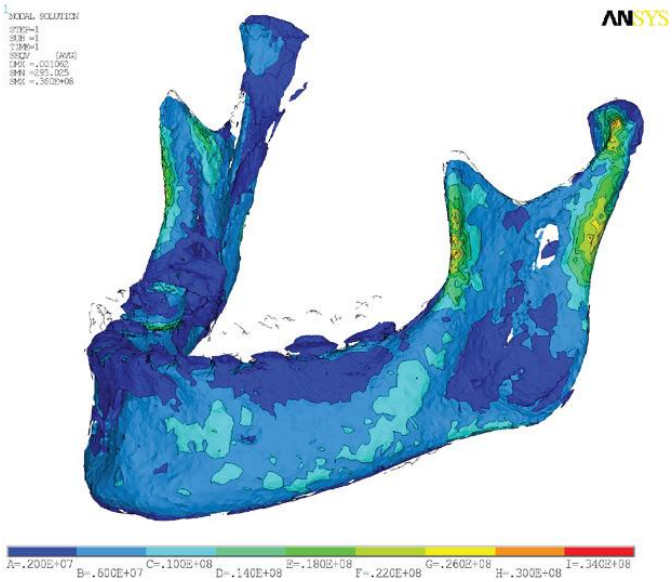


67. ábra Von Mises feszültségek a III. modell esetén (67 éves nő)

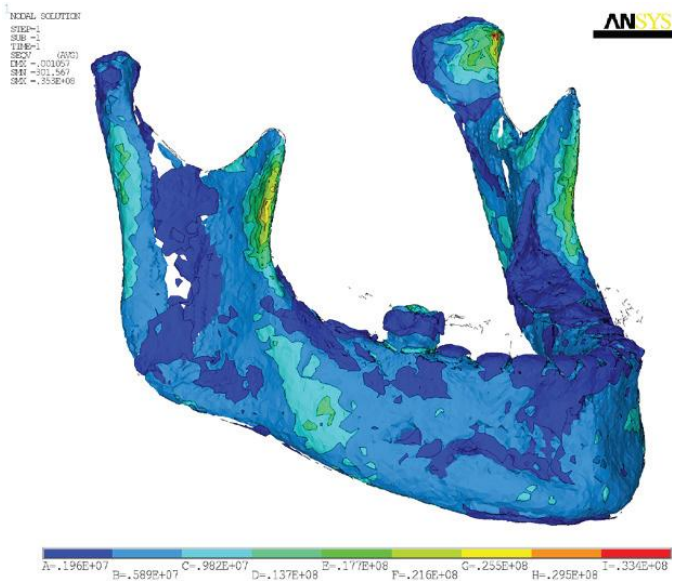
4.3.2. Végeselemes modell alapján történő műtéti és terhelési szimuláció: az alsó bölcsességfog műtéti eltávolításának hatása a rágóterheléskor kialakuló feszültségi viszonyokra.

Az eredmények ismertetése

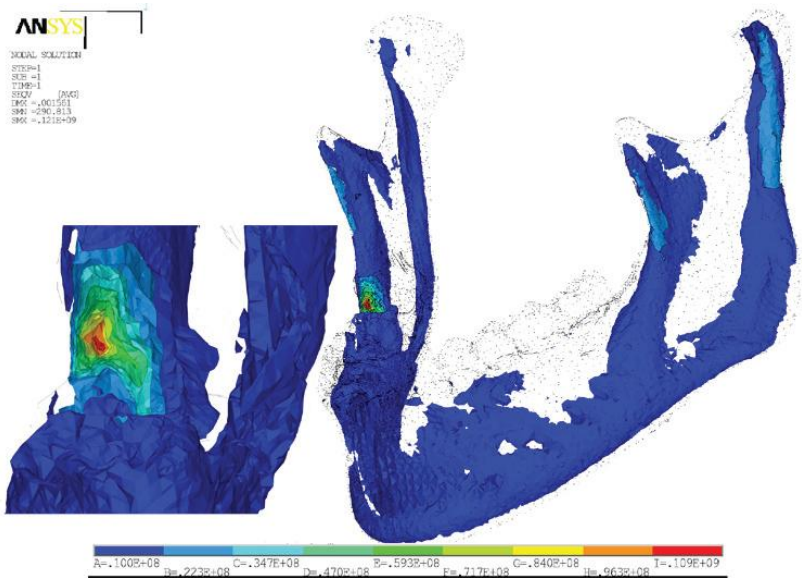
A von Mises feszültségeket a beavatkozás oldalán szimulálva a rágóterhelést a három modell („A”, „B” és „C” modell) esetében a 68., 69. és 70. ábrán mutatjuk be.



68. ábra Von Mises feszültségek megoszlása az „A” modell (48 fog eltávolítás előtt) esetén



69. ábra Von Mises feszültségek megoszlása a „B” modell (48 fog eltávolítás után, megtartott bukkális csontállomány mellett) esetén



70. ábra Von Mises feszültségek megoszlása a „C” modell (48 fog eltávolítás után, részlegesen eltávolított bukkális csontállomány és LOE) esetén

Az eredményül kapott mechanikai paramétereket a IX. táblázatban mutatjuk be a 3 modell esetében.

Az eredmények normalizálását is elvégeztük (100 N harapási erőre vonatkoztatva), a szokásos rágóerő hatásának vizsgálatára (X. táblázat). A vizsgálat eredménye szerint a legmagasabb feszültségek a linea obliqua externa területén végzett csontállomány eltávolításkor jelentkeztek. A csúcsfeszültségek a műtéttel ellentétes oldalon történő rágás szimulációjakor voltak tapasztalhatóak, az eltávolított bölcsességfog helyére lokalizálódóan.

	Teljes deformáció	Feszültség (MPa)			Reakcióerő (N)		
	(Microstrain)	von Mises	1. fő-feszültség	2. fő-feszültség	Bal o. fejecs	Jobb o. fejecs	Első nagyőrlő
Bal oldal							
„A” modell	30 000	46	47	34	129	365	499
„C” modell	46 000	51	54	41	145	371	480
„B” modell	46 000	185	217	40	150	360	428
Jobb oldal							
„A” modell	30 000	48	49	49	348	148	496
„B” modell	46 000	47	44	48	355	163	478
„C” modell	46 000	121	140	48	337	159	443

IX. táblázat Deformációk, feszültségek, reakcióerők a bölcsességfog eltávolítás modellezése kapcsán. („A” modell: kiindulási állapot; „B” modell: a 48 helyzetű fog eltávolítása után, csontállományt a beavatkozás nem érinti; „C” modell: a 48 helyzetű fog eltávolítása után, a fog koronájának bukkális oldalán és a linea obliqua externa területén a csontállomány részleges eltávolítása után)

	Teljes deformáció	Feszültség (MPa)			Reakcióerő (N)		
	(Microstrain)	von Mises	1. fő-feszültség	2. fő-feszültség	Bal o. fejecs	Jobb o. fejecs	Első nagyőrlő
Bal oldal							
„A” modell	6010	9,22	9,43	6,82	25,83	73,22	100
„C” modell	9591	10,63	11,26	8,55	30,32	77,36	100
„B” modell	10739	43,19	50,66	9,34	35,11	84,00	100
Jobb oldal							
„A” modell	6047	9,67	9,88	9,88	70,11	29,83	100
„B” modell	9619	9,83	9,20	10,04	74,16	34,13	100
„C” modell	10395	27,34	31,64	10,85	76,19	35,90	100

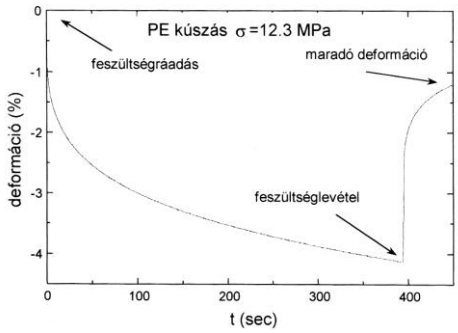
X. táblázat Normalizált (100 N rágóerőre vonatkoztatott) deformációk, feszültségek, reakcióerők a bölcsességfog eltávolítás modellezése kapcsán. („A” modell: kiindulási állapot; „B” modell: a 48 helyzetű fog eltávolítása után, csontállományt a beavatkozás nem érinti; „C” modell: a 48 helyzetű fog eltávolítása után, a fog koronájának bukkális oldalán és a linea obliqua externa területén a csontállomány részleges eltávolítása után)

4.4. Laboratóriumi modellkísérletek az implantátumok szilárdsági és erőátviteli tulajdonságai vizsgálatára.

4.4.1. Implantátumok feszültségátviteli tulajdonságait módosító műanyag erőtörő elemek fáradási jelenségeinek vizsgálata.

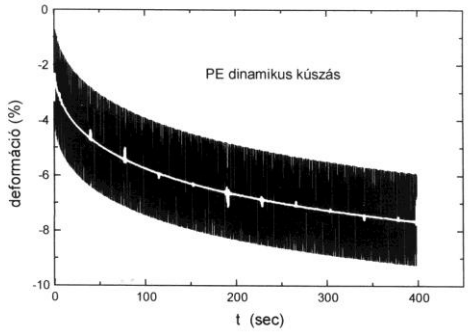
Az eredmények ismertetése

A hőre lágyuló polimerek statikus igénybevétel mellett bekövetkező deformációjának időbeli alakulását a legszemléletesebben a polietilénnél láthatjuk (71. ábra).



71. ábra Polietilénből készített erőtörő deformációjának időbeli változása statikus terhelés alatt

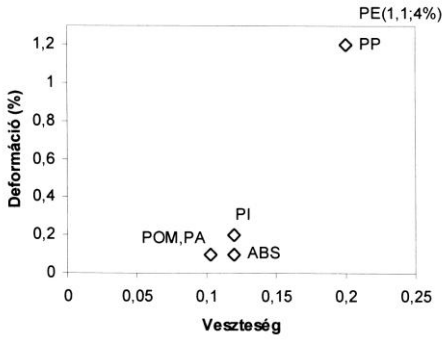
A feszültség ráadását követően a műanyagok pillanatszerűen deformálódnak. A rugalmas alakváltozásnak a mértékét a rugalmassági modulus határozza meg, ez a reverzibilis alakváltozás. A rugalmas alakváltozás mellett megjelenik a késleltetett deformáció és az irreverzibilis alakváltozás („megfolyás”, azaz maradandó deformáció) is. Mértékük anyagtól függő, mivel ezek az alakváltozások molekuláris mozgások következményeiként jönnek létre. A terhelés megszűnése után a folyamat ellentétes irányban megy végbe. Lényeges különbség a feszültség ráadása és elvétele okozta deformáció között az, hogy a visszaalakulás végén maradó deformáció jelentkezik, annak következményeként, hogy a makromolekulák tömegközéppontja egymáshoz képest elcsúszott, az anyag megfolyt. A dinamikus terhelés (ismétlődő szinuszos feszültségnövekedés és csökkenés) hatására az anyagok alapvetően hasonlóan viselkedtek, mint a statikus terhelés során. A deformációkat a 72. ábrán mutatjuk be.



72. ábra Polietilén erőtörő deformációjának időbeli változása dinamikus terhelés alatt

A különbség abban mutatkozik, hogy a pillanatszerű deformáció ebben az esetben nem jelentkezik számottevő mértékben. Az ismétlődő terhelés során jelentkező maradó deformáció összegződik.

Mechanikai szempontok alapján az erőtörők alkalmazhatósága alapvetően két tényező függvénye. Az egyik a fellépő deformáció mértéke, a másik pedig a ciklusonkénti energiaveszteség. Az utóbbi arányos a feszültség és a deformáció időbeli eltolódásával, jellemzésére a fáziskésési szög tangensét használjuk. A 73. ábrán mutatjuk be a megvizsgált anyagoknál jelentkező deformációt és veszteséget.



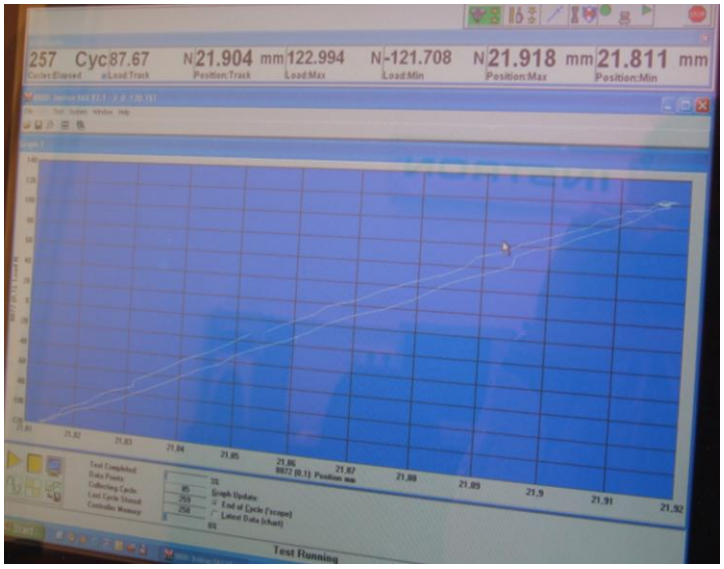
73. ábra Különböző műanyagok deformációja és vesztesége dinamikus terhelés alatt
PE=polietilén, PP=polipropilén, POM=poli(oxi-metilén),
ABS=poli(akril-nitrilko-sztirol)-blokk-polibutadién, PA=poliamid-6, PI=poliimid

Megfigyelhető, hogy a polietilén rendkívül nagy deformációt mutat (4%) az adott igénybevétel mellett. A nagy deformációhoz nagy veszteség tartozik (1,1). A polipropilén már sokkal kisebb deformációt és veszteséget mutat, de még ez a veszteség is viszonylag magas a vizsgált többi anyaghoz képest. A klinikai gyakorlatban felhasznált poli(oxi-metilén) és a poliamid azonosan viselkedik. Ugyanakkora deformációt mutat az ABS, de a veszteség hozzávetőlegesen 20%-kal nagyobb. A poliimid ugyanekkora veszteség mellett kétszer akkora deformációt szenved.

4.4.2. Fáradási jelenségek vizsgálata az implantátum-állcsont kapcsolat területén ciklikus terhelés hatására.

Az eredmények ismertetése

Az Instron 8872 terhelőberendezés (Instron Corporation, Norwood, Massachusetts, Amerikai Egyesült Államok) számítógéppel összakapcsolva automatikusan végzi az ismétlődő terhelést és az adatok gyűjtését (74. ábra).

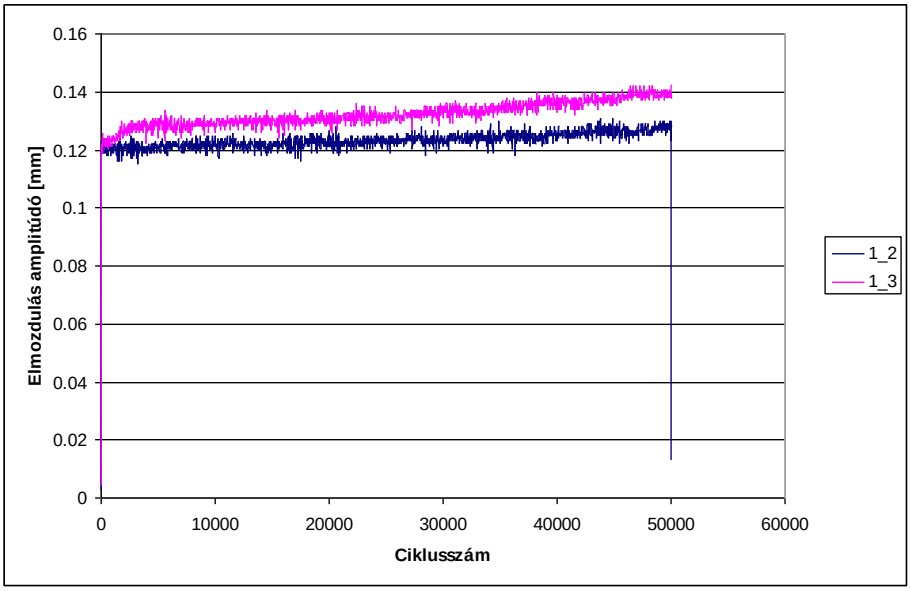


74. ábra A fárasztó vizsgálatok során a próbatesteken alkalmazott fel-, és leterhelési ciklus

A következőkben bemutatjuk azokat a jellegzetes diagramokat, amelyek alapján lehetőség mutatkozik ez egyes menetprofil geometriák kilazulás szempontjából történő megítélésére. A mérések során rögzítettük a terhelés alatt levő csapok elmozdulási adatait a teljes terhelési ciklus tartományban, így lehetőségünk adódott annak meghatározására, a vizsgálati ciklusszám elérésekor az amplitúdó mértéke hogyan változott.

Kúpos elfogyó menet vizsgálata (1')

A 75. ábrán bemutatjuk a teljes vizsgálati ciklusra vonatkozóan a befogott csap deformációjának alakulását, két jellegzetes minta (az 1_2; valamint 1_3 jelzésű) esetére.



75. ábra Kúpos, elfogyó menetű csap deformációjának időbeni változása

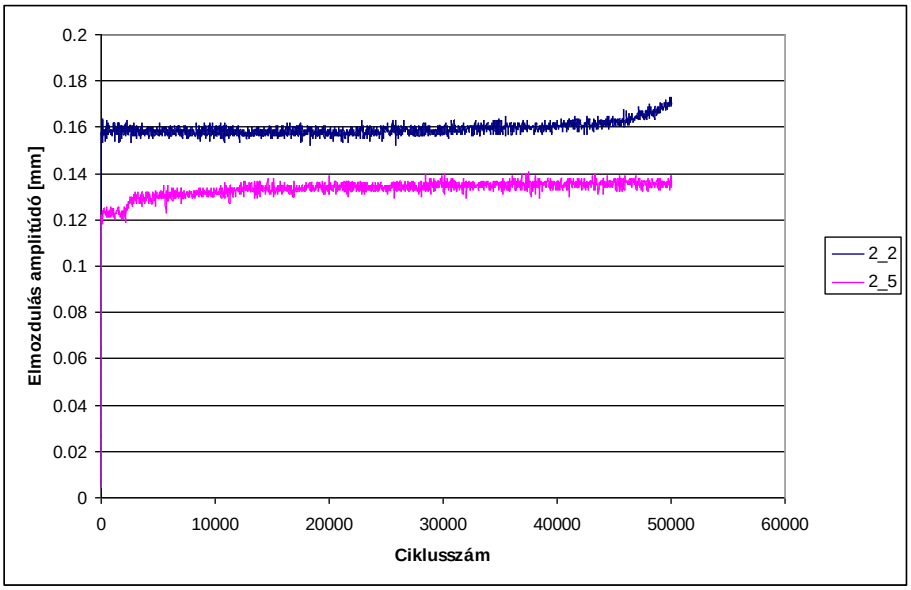
Az elfogyó menetű (az implantátum nyaki területén menetprofillal gyakorlatilag nem rendelkező) implantátumok deformációja a terhelés kezdetétől folyamatosan növekvő

tendenciát mutat. Az elmozdulás amplitúdója ugyanakkor mindössze 0,011-0,017mm-t változott a teljes 50000 vizsgált ciklus alatt.

Fűrészfog menet vizsgálata (2')

A 76. ábrán bemutatjuk a teljes vizsgálati ciklusra vonatkozó csap deformáció alakulását, ebből a mintából vett két jellegzetes csap: a 2_2; valamint 2_5 jelzésű mintadarabok esetére. Szinte a teljes vizsgált időtartományban az elmozdulás diagramok közel párhuzamos iránytangenssel rendelkeznek a vízszintes tengelyhez vonatkoztatva.

A vizsgálat utolsó harmadától kezdve (~30000 ciklusszámtól kezdve) enyhe emelkedést tapasztalhatunk, ami a kilazulás megindulására enged következtetni.
Az elmozdulás amplitúdóinak mértéke a teljes vizsgálati ciklusra vonatkozóan 0,008-0,017mm értékre adódott.



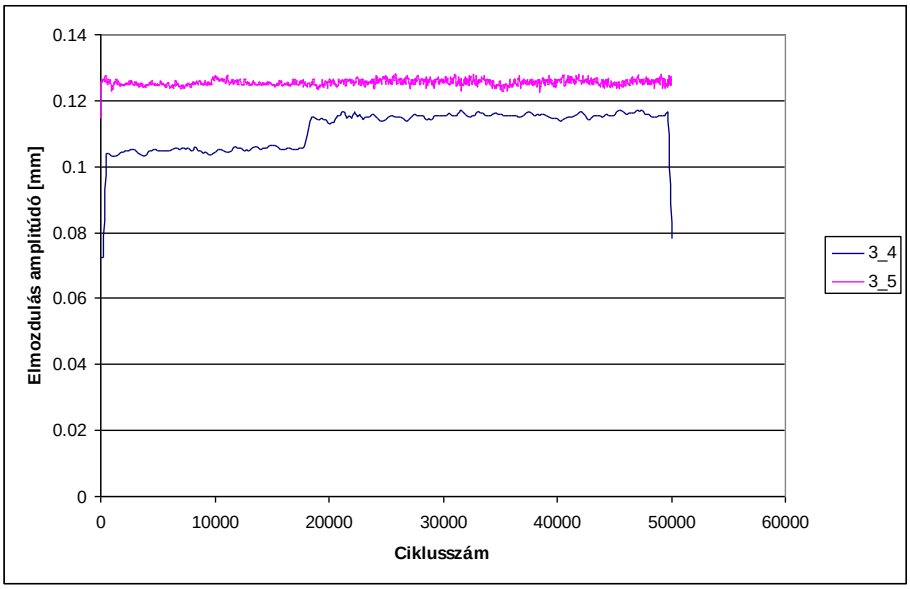
76. ábra Fűrészfog kialakítású menetes csap deformációjának időbeni változása

Közel metrikus menet vizsgálata (3')

A 77. ábrán bemutatjuk a teljes vizsgálati ciklusra vonatkozó fogcsap deformáció alakulását a közel metrikus profilszögű (70°), ebből a mintából vett két jellegzetes csap: a 3_4; valamint 3_5 jelzésű mintadarabok esetére.

A 3_4 jelzésű próbatest mérési eredményeiben látható amplitúdó ugrás oka a kísérlet leállítása illetve újraindítása volt, ugyanis egy rögzítő csavar lazulása miatt 18000 ciklusnál le kellett állítani a mérést. Ettől függetlenül jól megfigyelhető, hogy az elmozdulás amplitúdója mindössze 0,0126 mm-t változott közel lineárisan az 50000 ciklus alatt.

Szinte a teljes vizsgált időtartományban az elmozdulás diagramok közel párhuzamos iránytangenssel rendelkeznek a vízszintes tengelyhez vonatkoztatva (a mintavételezési frekvencia változtatása miatt látszik a diagramon kevesebb számú mért érték).



77. ábra Közel metrikus menetprofil kialakítású csap deformációjának időbeni változása

4.4.3. Ideiglenes titán implantátumok nyaki területének törésveszély vizsgálata.

Az eredmények ismertetése

A vizsgált csapokon az alkalmazott terhelő erő (F), és az általa keltett görbülés (a csap két szakasza közötti szögelfordulás, φ) közötti kapcsolat mért értékeit a XI. táblázatban foglaltuk össze. A táblázat 4 db csap mérési adatait tartalmazza. (Az 5. csapot az elő-kísérletek alkalmából oly mértékben terheltük, hogy annak mérési adatai nem voltak felhasználhatók a kiértékelés során.)

Ahhoz, hogy a mért szögelfordulás értékeket össze tudjuk hasonlítani az anyag műbizonylatában található szakadási nyúlás értékeivel, közelítőleg feltételeztük, hogy a csap görbülése csaknem teljesen az annak a középső szakaszán kialakított horonyban (bemetszésben) folyik le, azaz a szárak alakváltozása elhanyagolható.

A próbatest jele	*Terhelő erő* F [N]	*Számított nyomaték* M_h [Nm]	*Szögelfordulás* φ [°]	*Megjegyzés*
F O6 0026	8,826	750,2	5	Megfolyt
	9,807	833,6	15	Megfolyt
	9,807	833,6	20	Megfolyt
	0	0	18	Visszarugózott
F O6 0027	8,826	750,2	6	Megfolyt
	10,297	875,3	20	Megfolyt
	0	0	17,5	Visszarugózott
	10,297	875,3	25	Megfolyt
	0	0	22,5	Visszarugózott
F O6 0028	8,826	750,2	6	Megfolyt
	10,297	875,3	25	Megfolyt
	0	0	23	Visszarugózott
	10,297	875,3	28	Megfolyt
	0	0	26	Visszarugózott
F O6 0030	8,336	708,6	12	Megfolyt
	9,317	791,9	15	Megfolyt
	9,807	833,6	25	Megfolyt
	0	0	23	Visszarugózott
	9,807	833,6	26	Megfolyt, megrepedt

XI. táblázat Kapcsolat a csapterhelő erő és a meggörbült csap két szakasza közötti φ szögeltérés (szögelfordulás) között

A hajlított tartók elmélete alapján a vizsgált keresztmetszet görbületi sugara és a szélső szálban ébredő fajlagos nyúlás közötti kapcsolat:

$$\varepsilon_{max} = \frac{r}{\rho}, \qquad (1)$$

Ahol r a horony kör-keresztmetszetének sugara, ρ a meggörbült tartó középvonalának görbületi sugara. Ez utóbbi a 78./a. ábra jelöléseivel a következőképpen írható fel:

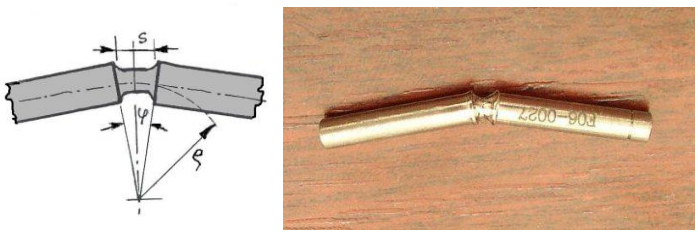
$$\rho = \frac{s}{\varphi}, \qquad (2)$$

(a φ szöget ívmértékben mérve és helyettesítve).

Az (1) valamint (2) összefüggésből kapjuk:

$$\varepsilon_{max} = \frac{r}{s}\varphi \qquad (3)$$

Mivel a bemetszés görbülete miatt az r sugár a bemetszés hossza mentén változik, közelítőleg a 49. ábrában (lásd 66. oldal) csillaggal jelölt $r = r^* = 1{,}2\ mm$, valamint $s = 1{,}2\ mm$ középértékekkel számoltunk.



A, B,

78. ábra A beszúrás környezetében a terhelt, meggörbült tartó

A, elméleti alak, modell,

B, valóságos kivitelről készült felvétel

A vizsgálat eredményei alapján szükség volt megvizsgálni a beszúrás (horony) s hossza megnövelésének hatását is, $s^* = 2.2\ mm$ értéket felvéve.

A kapcsolatot ε_{max} és φ között mindkét esetben feltüntettük a XII. táblázatban.

φ [°]	φ [∩]	ε [%]	
		s = 1,2 mm	s^* = 2,2 mm
5	0,08726	8,726	4,76
10	0,1745	17,45	9,52
15	0,2618	26,18	14,28
20	0,1490	34,90	19,04
25	0,4363	43,63	23,80
30	0,5236	52,36	28,56

XII. táblázat Kapcsolat a csap φ szögtorzulása és a gyengített csaphossz s működő csaphossza között, $s = 1{,}2$ *mm* (a), és $s^* = 2{,}2$ *mm* (b) esetén

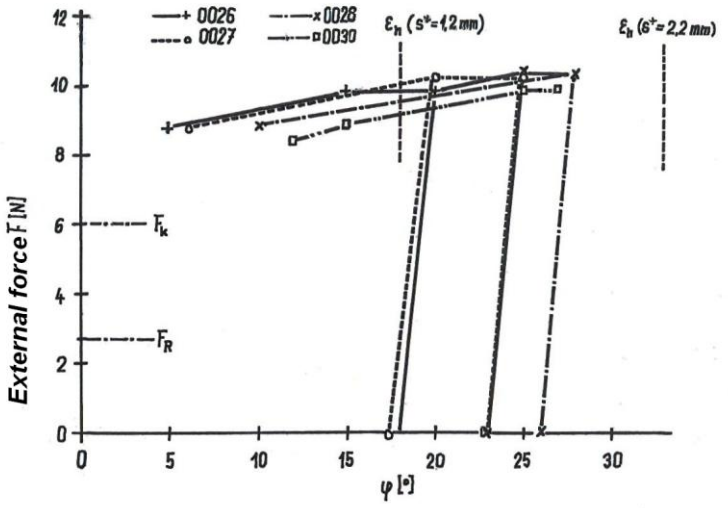
Meg kell jegyeznünk, hogy a vizsgálatban előírt, szükséges $\varphi = 20°$ szögelfordulásnak

$s = 1{,}2$ *mm* esetén $\varepsilon_{max}=34{,}90$ *%, míg*

$s^* = 2{,}2$ *mm* esetén $\varepsilon_{max}=19{,}04$ *%,* nyúlás felel meg.

Az eredmények értékelésekor megállapíthatjuk, hogy az $s = 1{,}2$ *mm,* jelenlegi kivitel esetén a maximális fajlagos nyúlás (ε_{max}) értéke nagyobb, mint az anyag műbizonylatában, anyagvizsgálat által megadott ε_b szakadási nyúlás, tehát fennáll a csap törésének lehetősége, amit kísérletünk egy esetben ki is mutatott.

A csap viselkedésének jobb áttekintése érdekében a csap anyagának kézhez kapott szilárdsági adatai (műbizonylat) alapján meghatároztuk a gyengített keresztmetszetet rugalmas határesetbe hozó F_R, illetve képlékeny határestre vonatkozó F_k erő értékét, az $M_{hr}= k \cdot F_r$, illetve $M_{hk}= k \cdot F_k$ hajlító nyomaték hatására (79. ábra).



79. ábra A csapok hajlító-vizsgálatának összegezett eredményei, a terhelőerő-szögelfordulás függvényében bemutatva

Rugalmas határesetben végezve a számítást [Mutyánszky 1981]:

$$\sigma_{max} = \sigma_F = \alpha_k \cdot \frac{F_R \cdot k}{K} = \alpha_k \cdot \frac{M_{kR}}{K}, \qquad (4)$$

ahol *K* a csap keresztmetszeti tényezője, esetünkben

$K = \frac{d^3 \cdot \pi}{32} = \frac{2^3 \cdot \pi}{32} = 0{,}785 mm^3$, *k*= 85 mm, és α_k a csap változó keresztmetszetét figyelembe vevő alaktényező (un. feszültség-koncentráló hatás), esetünkben mértéke irodalmi adatok alapján [Mutyánszky 1981] α_k = 1,27. A számértékek behelyettesítésével a (4) egyenlet átrendezésével F_R erőre megoldva kapjuk:

$$F_R = \frac{K \cdot \sigma_F}{\alpha_k \cdot k} = \frac{0{,}785 \cdot 382{,}7}{1{,}27 \cdot 85} = 2{,}783 N$$

Képlékeny határesetben, tökéletesen képlékeny, nem felkeményedő anyagtulajdonság feltételezésével

A keresztmetszetet terhelő az M_{hk} hajlító nyomaték, amelyik a horony teljes keresztmetszetét képlékeny állapotba hozza *(tökéletesen képlékeny anyagot)* feltételezve [Szabadits 2005]:

$$M_{hK}=F_k \cdot k=2 \cdot S \cdot \sigma_F \,, \qquad (5)$$

A hol $S = d^3/12$, a fél-keresztmetszet statikai nyomatéka a hajlítás tengelyére.

Az (5) összefüggést a képlékeny határeset terhelő erő szükségletére (F_k) átrendezve, a számértékeket behelyettesítve kapjuk:

$$F_k = \frac{2 \cdot S \cdot \sigma_F}{k} = \frac{d^3}{6} \cdot \frac{\sigma_F}{k} = \frac{2^3}{6} \cdot \frac{382{,}7}{85} = 6{,}003\text{N}$$

Megállapíthatjuk, hogy mind F_R, mind F_K lényegesen kisebb a kísérletek alkalmával alkalmazott, a XI. táblázatban található értékeknél.

5. Megbeszélés

5.1. Implantátumok stabilitásának és csontintegrációjának vizsgálata Periotest módszer segítségével. Implantátumok azonnali terhelésének vizsgálata. *Megbeszélés*

Az azonnali fogpótlás készítésének lehetősége, az implantátumok azonnali terhelésének segítségével, igen vonzó a betegek számára. A megfelelő primer stabilitás fontos, de nem egyedüli feltétele az implantátumok azonnali terhelhetősége megítélésének.
A Periotest mérési eljárás, saját tapasztalataink alapján is megbízhatóan jelzi az implantátum stabilitását, számszerű jellemzésre és dokumentálásra alkalmas.
Megállapítható bizonyos típusos időbeli lefutás az implantátum stabilitás változásában a beültetetést követően, amiből a csontintegráció kialakulására, változására is következtethetünk. A stabilitás kismértékű változásának kimutathatósága a módszerrel kérdéses, azonban a klinikailag gyors beavatkozást igénylő jelentős stabilitásvesztést jól mutatja. A lassú marginális csontvesztést a Periotest mérési adatokban nem vagy alig észleltük, ami összevág azzal a klinikai tapasztalattal, hogy a csontintegrált implantátumok ilyen esetben is meglehetősen stabilak.
A mérési eredmények, bár a módszert az irodalomban a mérési körülményekre viszonylag érzékenynek tekintik [Mihoko és mtsai 2007] jól reprodukálhatóak, amennyiben azonos személyek végzik a vizsgálatot.

Az azonnali terhelés protetikai megoldására általunk használt módszerről, az alacsony esetszám miatt, teljesen megbízható értékelést adni nem tudunk, mindenesetre eseteinkben sikerrel alkalmaztuk, betegeink komfortját jelentősen javította. Előnye, hogy az ideiglenes fogpótlás készítése megoldódott, megelőzhető az implantátum feletti nyálkahártya túlterhelése, sérülése. Kivitelezése viszonylag egyszerű, költségtakarékos. Hátránya, hogy a műtét után a szájhigiénét megnehezíti.

Kívánatos volna meghatározni azokat a feltételeket, amikor lehetséges az implantátum azonnali terhelése a csontintegráció veszélyeztetése nélkül. A feltételek között a

megfelelő primer stabilitás mellett több más objektív és részben szubjektív tényező figyelembe vétele is szükséges.

Az azonnali terhelés feltételeinek megítélésekor a legfontosabb és legobjektívebben mérhető paraméter a magas primer stabilitás [Esposito és mtsai 2007]. A magasabb behelyezési nyomatékú implantátumok esetén azonnali terheléskor alacsonyabbak a mikromozgások [Trisi és mtsai 2009]. Több implantátum használata esetén azok protetikai összekapcsolása, sínezése javasolt. Az azonnali terhelés kivitelezhetőségét még számos tényező befolyásolja, így például a sebészi technika, a behelyezett implantátum tulajdonságai, az okklúziós viszonyok, amelyek kritikai értelése a siker szempontjából alapvető fontosságú [Gapski és mtsai 2003].

Az azonnali terhelés kivitelezése feltételezi az egyfázisú műtéti technikát. Az azonnali terhelés, in vivo kísérletes vizsgálatok szerint, az implantátumok körüli lágyrészek, így a biológiai szélesség dimenzióját sem befolyásolja [Piattelli és mtsai 2003, Quaranta és mtsai 2008].

Az irodalmi adatok szerint a csontintegráció kialakulása előtt végzett terhelés, ha azt a megfelelő feltételek fennállása esetén végzik, sikerességi arányában nem mutat lényeges különbséget a késői terheléshez képest [Vajdovich és mtsai 2006; Vajdovich és Nagy 2009; Orosz 2009; Eliyas és mtsai 2008; Li és mtsai 2009; Degidi és mtsai 2009].

A fogatlan alsó állcsont interforaminális területére behelyezett implantátumok esetén viszonylag gyakran alkalmazzák az azonnali terhelést. Vajdovich és munkatársai [2006] 10 éves követéses vizsgálata alapján, az e területre behelyezett implantátumok 98,4%-a volt sikeres, úgy, hogy az implantátumok sínezése mellett, kivehető fogpótlást készítettek, azonnali terhelés alkalmazva. Más szerzők 2 éves periódusban 97,5% sikert közölnek [Chiapasco és mtsai 2001]. Fellelhetőek azonban alacsonyabb sikerességről tudósító közlemények is: az interforaminális területen, 5 db implantátumot behelyezve, azokat összesínezve, azonnali terhelés mellett, átlagosan 4,5 éves megfigyelési időszakban, 84,9 % a sikeres implantátumok aránya [Schwarz és mtsai 2010]. Az azonnali terhelés alkalmazhatósága feltételeinek pontos meghatározása további vizsgálatokat igényel (Szmukler-M és mtsai 2000; Gapski és mtsai 2003; Esposito és mtsai 2007]. Az azonnali terhelés vizsgálatára modellkísérleteket is végeztek. Számítógépes végeselemes analízis vizsgálatok is alátámasztják az implantátumok azonnali terhelhetőségét, mivel a csont kortikális állománya képes terhelés átvitelére,

100 N nagyságú erővel ferde terhelést szimulálva 5 μm alatti elmozdulások jelentkeztek, azaz a fellépő mikromozgások lényegesen alacsonyabbak voltak, mint az általában elfogadott érték (100 μm) [Eser és mtsai 2010]. Szintén végeselemes vizsgálatok eredménye szerint azonnali terheléshez felhasznált implantátumok esetében javasolt a legalább 4,1 mm-es átmérő és 10 mm-es hosszúság [Ding és mtsai 2009]. Az implantátumok sínezése végeselemes vizsgálatok eredménye alapján, a klinikai tapasztalatokkal megegyezően, segíti a mechanikai feszültségek elosztását [Teixeira és mtsai 2010; Bergkvist és mtsai 2008].

5.2.1. Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata feszültségoptikai módszerrel.

Megbeszélés

A DIAKOR® típusú, implantátumok már nincsenek forgalomban, azonban a körszimmetrikus lépcsős formájú implantátumok feszültségátvitelére levonhatóak következtetések az eredményeinkből. A csavarmenetes kialakítású implantátumoknál a feszültségeloszlások értékelésekor szükséges figyelembe venni, hogy vizsgált csavarmenetek geometriája eltér a ma használatos menetprofiloktól.

Vizsgálatunk segítségével igazoltuk, hogy a feszültségoptikai módszer alkalmas a különböző lépcsős és csavarmenettel ellátott implantátum formák feszültségátadásának összehasonlítására. Kimutattuk, hogy a nagyobb méretű implantátumok (D4, D6) implantátumok mellett a feszültségek alacsonyabbak, eloszlásuk egyenletesebb. A hasonló méretű lépcsős és csavarmenettel ellátott DIAKOR® implantátumok (D3 és D23) közül a lépcsős forma feszültségátvitele mutatkozik kedvezőbbnek.

Az implantátum átmérő és forma feszültségátviteli hatását számos, főként végeselemes módszerrel végzett vizsgálatban tanulmányozták. Holmgren és mtsai [1998] vizsgálatai szerint az implantátum átmérő növelése csökkenti ugyan a feszültségeket a csontszövetben, azonban, ha az átmérő növelése miatt a környező csontterület túlzottan elvékonyodik, akkor ismét emelkednek a mechanikai feszültségek, tehát az optimális implantátum átmérő kiválasztása az anatómiai viszonyok és a csontkínálat figyelembevételével lehetséges. Más szerzők [Joos és mtsai 2000] cilindrikus, cilindrikus-menetes, cilindrikus-lépcsős, cilindrikus-lépcsős-menetes és kettős korong-

implantátum feszültségátvitelét összehasonlítva a menettel ellátott implantátumok feszültség átadását egyenletesebbnek találták, mint a lépcsőzöttekét. Az implantátum hosszának csökkentése növelte a feszültségeket. Himmlová és munkatársai [2004] a különböző átmérőjű és hosszúságú implantátumok körüli feszültségi viszonyokat vizsgálták. Eredményeik az átmérő növelésével erőteljes feszültségcsökkenést igazolnak, számításaik alapján exponenciális összefüggést feltételeznek. Az implantátum hosszának növelése vizsgálataik szerint kisebb mértékben csökkentette a feszültségeket. Minden esetben az implantátum nyaki területén tapasztalták a legmagasabb feszültségeket. Az implantátum átmérő növelésekor jelentős mértékű feszültség redukciót, valamint a hosszúság emelésével kisebb mértékű feszültség csökkenést mutattak ki az implantátum nyak környezetében a csontszövetben Petrie és Williams [2005] vizsgálatai is. A csavarimplantátumokat egyenletesebb feszültségátvitelük miatt biomechanikailag kedvezőbbnek tekintik [Joos és mtsai 2000, Geng és mtsai 2001, 2004], azonban az általunk vizsgált csavar formájú aluminiumoxidkerámia implantátumok (D23 és D24) esetében a feszültségátadási viszonyok kedvezőtlenebbek voltak. Ennek a hátterében menetforma egyedi sajátosságai állhatnak.

A második vizsgálatsorozat eredményeit összegezve megállapíthatjuk, hogy a csontintegrált implantátum modelljének tekinthető, ragasztással rögzített implantátum feszültségátadási viszonyai kedvezőbbek, mivel a magasabb mechanikai feszültségek az implantátum nyaki részén jelentkeznek, ott ahol a nagyobb mechanikai igénybevételt elviselésére alkalmas tömör csontszövettel van kapcsolatban az implantátum, valamint az implantátum palástján, a csavarmenetek területén is történik erőátvitel. A nem csontintegrált csavarimplantátumot szimuláló, ragasztással nem rögzített implantátum esetében a feszültségek az implantátum csúcsi részén erősen koncentrálódnak, ami az ott található, mechanikailag gyengébb tulajdonságokkal rendelkező szivacsos csontállományban túlterhelést válthat ki, ennek következményeivel (mikrosérülések, csontfelszívódás) együtt.

5.2.2. Különféle geometriai kialakítású implantátumok állcsontokra történő mechanikai feszültségátadásának vizsgálata végeselemes vizsgálattal.

Megbeszélés

Az *első vizsgálatsorozat* során a 2D vizsgálatban, a három különböző menetprofil összehasonlításakor, a húzó- és nyomófeszültségek egyaránt a nagyobb menetmélységű, legömbölyített menetforma mellett voltak a legegyenletesebb eloszlásúak. A különböző terhelési módok jelentősen befolyásolták a kialakuló feszültségeket. Oldalirányú terhelés mellett a nagyobb implantátum átmérő és menetmélység kedvezőbbnek mutatkozott. A különböző menetprofilú implantátumokat összehasonlítva megállapítható, hogy a feszültségek eloszlása csak az igen közeli csontkörnyezetben tér el lényegesen egymástól. A feszültségek az implantátum-csont határfelülettől kb. 0,5 mm távolságban jellemzőek a menet formájára, ennél távolabb a feszültségcsúcsok elsimulnak. A legömbölyített menetek mellett kevesebb helyen és kisebb kiterjedésben jelentkeztek feszültségcsúcsok, mint az éles meneteknél.

Az implantátum felszínének nagyságát vizsgálva implantátum hosszúság, átmérő és menet forma függvényében, azt találtuk, hogy implantátum hosszának növelésével arányosan nő az implantátum felszíne, azonos implantátum hosszúság mellett is 20-30% felületnövekedést lehet elérni kedvezőbb menetforma, illetve nagyobb átmérőjű implantátum felhasználásával.

Háromdimenziós vizsgálatainkban az 1. és 2. típusú, különböző menetprofilú implantátumokat vizsgálva, a nagyobb átmérőjű legömbölyített profilok mellett a feszültségek 20-25 százalékkal alacsonyabbak voltak. A különböző terhelési módokat összehasonlítva, amikor a terhelés kizárólag az implantátum nyaki felszínén került átadásra, akkor a környező csontszövetben magasabb feszültségek elsősorban az implantátum nyaki területén, az állcsontgerinchez közel, valamint az implantátum csúcsi részén jelentkeztek. Amikor a terhelés csak az implantátum belső menetén kerül átadásra, akkor az állcsontgerinc területén alacsonyabb feszültségek jelentkeztek. A valóságban a terhelés feltehetően megosztottan adódik át, ebben az esetben vizsgálataink egyenletesebb feszültség eloszlást mutattak. A menetprofilra vonatkozó eredmények az Uniplant SP® (Protetim Kft., Hódmezővásárhely) típusú implantátum család tervezésekor felhasználásra kerültek.

A *második vizsgálatsorozat* során további implantátumformák vizsgálatához könnyen paraméterezhető dinamikus geometriai modellt hoztunk létre, amellyel porozitás is modellezhető.
Az eredmények azt mutatták, hogy az éles menetprofil mellett kiugróan magas feszültségek jelentkeztek, tehát ez a forma előnytelen. A lekerekített szögletes menetprofil kedvezőbbnek mutatkozott, a kompressziós csavar esetében volt a teljes palást felszínen a legegyenletesebb a feszültségeloszlás.

A különböző menetformákat összehasonlítva megállapításra került, hogy a maximális feszültség csökken a csavarmenet emelkedés csökkentésével és az implantátum hosszának növelésével. A lekerekített élű szögletes menetforma mutatkozik a legkedvezőbb feszültségátvitelűnek [Chun és mtsai 2002].
Hansson és Werke [2003] az implantátum csavarmenetprofil geometriájának hatását vizsgálták a környező csontszövetben létrejövő feszültségekre. Részletesen elemzik a menet mérnöki tervezésének különböző szempontjait, illetve azok befolyását a mechanikai feszültségekre. Eredményeik alapján kedvezőtlennek ítélik az éles, valamint a túl magas meneteket.
Különböző menetformák feszültségátviteli tulajdonságait összehasonlító végeselemes vizsgálatban négy fajta menetprofilt hasonlítottak össze Geng és munkatársai [2004], lépcsős csavarimplantátumokat modellezve. Az eredmények a kortikális csont területén nem mutattak lényeges eltérést a különböző menetformák között, eltérő terhelési körülmények között sem. A szivacsos csontállományban kialakuló feszültségeket azonban jelentősen befolyásolta a menet kialakítása. Kedvezőbbnek a V alakú, lecsapott élű, valamint viszonylag széles, szögletes menetforma mutatkozott. Kedvezőtlenebb feszültségi viszonyokat eredményezett a keskenyebb szögletes menet, legkedvezőtlenebb volt az igen kisméretű (mikro-) menet kialakítás a *szivacsos csontállomány területén*.
Bozkaya, Muftu és Muftu [2004] 5 különböző gyártmányú, forgalomban lévő, egymástól eltérő geometriájú csavarimplantátumon vizsgálták különféle nagyságú és irányú erők hatását végeselemes módszer segítségével. Élettani tartományban maradó terhelés mellett (300 N erő alatt) nem tapasztaltak kritikus szintet elérő feszültségeket, a különböző menetkialakítások sem okoztak számottevő eltérést. Igen magas,

parafunkciós tartományba eső erők (1000 N felett) hatására a túlterhelt csontterület jelentősen különbözött az 5 fajta implantátum között. A menetek vonatkozásában, megállapításuk szerint, a kortikális csontállománynak megfelelő területen menettel rendelkező implantátumok esetében magasabbak feszültségek, valamint nagyobb kiterjedésű túlterhelt csontállomány, mint a menet nélküli kialakítás mellett. Minden implantátum mellett leginkább a kortikális felső szélénél alakult ki túlterhelés, ami a periimplantáris csontvesztést is magyarázhatja.

Az implantátumok nyaki régiójában, a kortikális csonttal érintkező területen kialakított mikromenetek hatását vizsgálva (Schrotenboer és mtsai 2008) közel harmadával (29%) magasabb feszültségek jelentkeztek, mint az ugyanezen a területen sima felszínnel modellezett implantátumok esetében. A vizsgálat kitért a „platform switching" azaz a protetikai fej belső kónuszos csatlakoztatása az implantátumba, hatásának elemzésére is. Az implantátum és protetikai fej találkozási zónában csökkentett fej átmérő hozzávetőleg 5%-kal mérsékelte a végeselemes vizsgálatban a kortikális csont területén kialakuló feszültségek nagyságát.

Ugyanebben a folyóiratban jelent meg a közlésben foglalt eredmények helyességét megkérdőjelező levél [Hansson és Halldin 2009]. A levél szerzői felvetik a vizsgálati módszerek nem kellően részletes ismertetését, a vizsgálat körülmények nem kellő pontosságú megválasztását, ami nem helytálló eredményekhez, vagy az eredmények téves értelmezéséhez vezethet. A megkritizált közlemény szerzői viszontválaszukban [Wang és mtsai 2009] a megjegyzéseket részben elfogadják, jelzik, hogy közleményük egy vizsgálatsorozat kezdetéről számol be, tervezik a modell pontosabb kimunkálását.

Az implantátum nyaki mikromenetek feszültségátviteli tulajdonságainak újabb vizsgálata [Hudieb és mtsai 2010] felhívja a figyelmet arra, hogy mikromenetek környezetében bár a nyomófeszültségek magasabbak, azonban a nyírófeszültségek alacsonyabbak, ami kedvező, mivel a csont feszültségtűrő képességével összhangban van, egyúttal magyarázhatja a nyaki mikromenetekkel ellátott implantátumok használatával kapcsolatos kedvező klinikai tapasztalatokat is.

A fenti levélváltás is kiemeli a kritikai szemlélet fontosságát.

A kísérleti eredmények validitásának alapja részben a vizsgálat és a vizsgálati körülmények helyes megtervezése. A végeselemes vizsgálatok esetében, a módszer nagyfokú pontossága, érzékenysége miatt, különösen lényeges a helyes végeselemes

modell megalkotása, a geometriai viszonyok, az anyagállandók megválasztása, a biológia tényezők hatásának figyelembe vétele.
Az eredmények értékelését a vizsgálat körülményei adta keretek pontosságának megfelelően kell elvégezni.

5.3.1. Végeselemes állcsont modellek létrehozása volumentomográfiás felvételek adatállományának felhasználásával, az állcsontok teherviselő képességének vizsgálata egyedi anatómiai viszonyok figyelembevétele mellett.

Megbeszélés

A kidolgozott módszer alkalmasnak mutatkozott, különböző életkorú vizsgálati személyek esetében, CBCT felvételek alapján, az állkapocs individuális geometriáját tükröző végeselemes hálózatának létrehozására; a rágóizom tapadásokon keresztül az izomerő átvitelére; az első nagyőrlő területén a harapás szimulációjával az állkapocsban kialakuló mechanikai feszültségeloszlás meghatározására. A különböző életkorokban, a CBCT adatállomány alapján, lehetővé vált az egyedi mechanikai tulajdonságok figyelembevételével a feszültségi viszonyok életkori sajátosságokon alapuló elemzése is.
A csontszövetben kialakuló mechanikai feszültségek, nagyságuktól függően különböző tartományokba (az élettani feszültségtartomány alatt, az élettani tartományba eső és az azt lényegesen meghaladó feszültségi tartomány) sorolhatóak. Az egyes tartományokban a feszültségek eltérő, genetikailag determinált választ váltanak ki, amely a csontszövetben lehet felszívódás; átépülés, amely a terheléshez alkalmazkodó mechanikai adaptációt, mechanikai megerősödést hoz létre; valamint mikrotörések, fáradási jelenségek jelentkezése [Frost 2004]. Bizonyos feszültségszint felett, a mikrotörések halmozódása esetén, akár manifesztálódó csonttörés is lehet a következmény.
A normalizált (100 N rágóerőre vonatkoztatott) mechanikai feszültségek alapján megállapíthatjuk, hogy a feszültségek általában az élettani tartományban vannak (hozzávetőleg 100-3000 microstrain között) [Frost 2004]. A veszélyes szintű mechanikai feszültség tartományt **(3000 microstrain felett)** csak bizonyos területeken közelítették, illetve érték el a feszültségek:

1. A linea obliqua externa területén, mindkét oldalon 12 és 20 éves életkor mellett (2633-3197 microstrain).
2. A collum mandibulae területén, a harapás oldalán, a 12 és 67 éves állkapocs modelljén (3228 és 3498 microstrain).
3. Az ízületi fejecs területén észleltük a legmagasabb deformációs értékeket: a 12 éves fiú modellén 18800 microstrain, ami törés veszélyének határán van, de a 67 és 20 éves beteg alapján létrehozott mintán is igen magas feszülés jelentkezett (8532 és 4031 microstrain).
4. A szubkondiláris területen a 12 éves beteg esetében mindkét oldalon viszonylag magas deformációs értékek jelentkeztek: a harapással ellentétes oldalon 3949, míg a harapási oldalon 2257 microstrain.

A következő megállapításokat tehetjük e vizsgálat eredményeivel kapcsolatban:
1. Modellünk a fiatalabb életkor mellett jelzi a rugalmasabb szerkezetet, ami magasabb deformációs hajlamban és feszülési értékekben mutatkozik meg.
2. Az első nagyőrlő fog területén történő terhelés esetén a legmagasabb feszültségek az ellenoldali collum mandibulae területén és szubkondilárisan jelentkeznek.
3. Az életkor előrehaladtával a rágóizmok hatására létrejövő reakcióerők megnövekednek. A harapás oldalán az erők megoszlása eltolódik: az ízületi fejecs területén növekszik a fellépő erő, míg az első nagyőrlő területén csökken.
4. A 100 N harapási erőre vonatkoztatva a két oldalon az ízületi fejecsen fellépő erő nagysága meghaladja a harapási erő mértékét.
5. A feszültségi és deformációs csúcsértékek a 67 éves betegről készült modell esetén az ízületi felszín elülső szélén mindkét oldalon alacsonyabbak, ami jelzi a csontkeménység fokozódását ezen a területen.
6. A teherviselő szerep nem változik a szimfízis területén az életkor változásával, mivel ezen a területen nincsen változás a feszültségek és deformációk mértékében.
7. A corpus mandibulae keresztmetszetének csökkenése az életkor előrehaladása mellett megnöveli a harapással azonos oldalon a feszültségek és deformációk mértékét.
8. Az ízületi fejecs felszínén jelentkező meglehetősen magas feszültségek részben azzal is magyarázhatóak, hogy a discus articularis nem került modellezésre.

Az állkapocsban a feszültségek eloszlását illetően bizonyos jellemző irányvonalakat sikerült meghatározzunk. A modellezés során kiemelt figyelemmel voltunk, arra hogyan változik a feszültség és deformáció térbeli eloszlása az életkor változásával élettani terhelési viszonyok mellett. A szimuláció gyenge pontjai közé tartozik a temporomandibuláris ízület területén, az ízületi felszíneken létrejövő közvetlen érintkezések modellezésének hiánya, valamint bizonyos fizikai jellemzők feltételezése. Nem kellően hitelesek csont funkcionális adatai jelen pillanatban, valamint a peremfeltételek (terhelési feltételek) megválasztása is önkényes.

A vizsgálat azt mutatja, hogy a feszültség elsődlegesen a kortikális csontállományban emelkedik meg a feszültséget viselő területen a terhelés hatására. A feszültség jelző értékkel rendelkezik a fáradási, törési, felszívódási és átépülési folyamatok vonatkozásában. A különböző jellegű reakciókat indukáló mechanikai feszültségi tartományok határainak meghatározása nem teljesen egyértelmű, mivel a kortikális csontszövet és a lágyszövetek (izomtapadások) között a modellben az összeköttetés nem folytonos.

A három beteg alapján megfigyelt tendenciák nem jelentik azt, hogy ezek a megfigyelések általánosíthatóak. További, nagyobb elemszámmal történő vizsgálatok szükségesek, amelyek sok egyéb szempontot (általános megbetegedések, táplálkozási tényezők, geográfia viszonyok és így tovább) is figyelembe kell vegyenek.

A modellépítés általunk használt módszere a jövőben alkalmas lehet más koponyacsontok terhelésének modellezésére is, klinikai szempontból is hasznos információkat szolgáltatva különböző terheléssel kapcsolatos kérdéseket illetően. Az állcsontokat érintő kóros elváltozások esetén a terhelés által kiváltott pathológiás törés veszélyének megítéléshez adhat információt, állcsontokon végzett műtéti eljárások tervezését, kivitelezését is segítheti. Helyreállító műtétek, csontpótló beavatkozások, „tissue engineering” technikájú műtétek tervezésében, a feszültségátvitelt biztosító váz formájának, kialakításának meghatározásában is nagy segítséget jelenthetnek az ilyen jellegű modellezési és feszültségvizsgálati vizsgálati lehetőségek.

A végeselemes feszültségvizsgálati eljárások új távlatokat nyithatnak meg a klinikai tervezésben, többek között a szájsebészet területén is.

5.3.2. Végeselemes modell alapján történő műtéti és terhelési szimuláció: az alsó bölcsességfog műtéti eltávolításának hatása a rágóterheléskor kialakuló feszültségi viszonyokra.

Megbeszélés

Az áttörésében visszamaradt bölcsességfog eltávolítása meggyengíti az állkapcsot. Végeselemes vizsgálataink azt mutatják, hogy a linea obliqua externa területén koncentrálódnak a feszültségek. A bölcsességfogak általában ezen a területen, illetve ehhez a területhez közel helyezkednek el. Az áttörésben visszamaradt 3. nagyőrlők eltávolítása egyes esetekben kisebb, más esetekben nagyobb mennyiségű csontállomány eltávolítását teszi szükségessé. Különböző tényezők alapján dönthetünk arról, milyen mennyiségű csontszövet eltávolítása szükséges. A kritikusan magas mechanikai feszültségű területen, nagyobb mennyiségű csontállomány eltávolítása esetén, felmerülhet az állkapocstörés kockázata is. Az orvosi beavatkozáshoz kapcsolódó, iatrogén állcsonttörés veszélye számos tényezőtől függhet, így az eltávolítandó fog méretétől, elhelyezkedésétől, tengelyállásától [Meisami és mtsai 2002], további befolyásoló tényező az állkapocs anatómiája, tömege, csontdenzitása [Meisami és mtsai 2002; Lee és Dodson 2000; Weiss 1965]. Korábbi tanulmányok igazolták, hogy áttörésben visszamaradt bölcsességfogak jelenléte esetében magasabb az állkapocs szöglettáji törésének előfordulásának gyakorisága [Meisami és mtsai 2002; Lee és Dodson 2000; Safdar és Meechan 1995; Tevepaugh és Dodson 1995; Wolujewicz 1980; Halmos és mtsai 2004; Kober és mtsai 2001; Takada és mtsai 2006]. Egyes szerzők összefüggést találtak az áttörésben visszamaradt 3. nagyőrlő pozíciója és az állcsonttörések előfordulási gyakorisága között [Weiss 1965; Fuselier és mtsai 2002], míg mások nem mutattak ki ilyen kapcsolatot [Wolujewicz 1980; Ma'aita és Alwrikat 2000; Seymour és mtsai 1985; Ugboko és mtsai 2000].

Jelen vizsgálatunkban egy 20 éves nőbeteg CBCT felvétele alapján készült végeselemes modellen vizsgáltuk az áttörésben visszamaradt bölcsességfog eltávolításának hatását, úgy hogy a terhelést az egyik esetben a műtéti oldalon, a másik esetben az azzal ellentétes oldalon szimuláltunk.

A következő megfigyelések tettük:

1. A rágási folyamat során, a beavatkozás előtti modellt vizsgálva, a linea obliqua externa területe az élettani terhelésátvivő zóna. A feszültségek a kortikális lemez felszíni rétege alatt összpontosulnak, ezért, ha lehetséges, célszerű ezt a területet megkímélni. A bölcsességfog mediális oldalán lévő kortikális csontállomány nem bír jelentős teherviselő szereppel a szokásos rágási folyamat során.
2. A linea obliqua externa területén végzett jelentékenyebb mennyiségű csont eltávolítás esetén, amint azt a „C" modell mutatja, a műtéttel azonos oldalon történő terhelés, rágás esetén a csúcsfeszültségek 100%-kal emelkednek meg. A műtéti oldallal ellentétes oldalon történő terhelés esetén több mint 200%-kal magasabbak a feszültségek a műtéti területen. Másképpen kifejtve, ha a terhelés műtétettel meggyengített oldalon történik, a a feszültségek a műtéti területen a műtéti beavatkozás előtti feszültségek kétszeresét érik el, ha a terhelés a műtéttel ellentétes oldalon történik, akkor a műtét helyén a feszültségek nagysága több mint háromszorosa a műtét előtti feszültségeknek.

Az a megfigyelés, hogy bölcsességfog eltávolítást követően, a műtéttel ellentétes oldali terhelés lényegesen magasabb feszültségnövelő hatással jár, mintha a műtéti oldalon történne a rágás, az a klinikai gyakorlatban is jelentőséggel bír. Kritikus estekben, amikor nagyobb mennyiségű csont kerül eltávolításra a bukkális kortikális területén, akkor a műtét után szükséges lehet felhívni a beteg figyelmét a műtéti oldallal ellentétes oldal terhelésének fokozott törésveszélyt jelentő hatására. Különösen fontos lehet ez azért, mivel, szubjektív tényezők alapján a műtéti oldal kíméletének szükségessége tűnhet hangsúlyosabbnak.

A végeselemes vizsgálat eredménye alapján javasolható a linea obliqua externa csontállományának az adott lehetőségek adta maximális kímélete, az állkapocs mechanikai tulajdonságainak, terhelésállóságának minél teljesebb megtartására, a műtéti tervet ennek megfelelően meghatározva [Sencimen és mtsai 2009; Hatano és mtsai 2009; Leung és Cheung 2009].

További végeselemes vizsgálatok segíthetnek a részlegesen előtört, vagy teljesen csonttal fedett, különböző helyzetű, így például mezioanguláris, disztoanguláris, vagy horizontális helyzetű bölcsességfogak esetében a műtéttel összefüggésben létrejövő állkapocstörés veszélyének megítélésében [Meisami és mtsai 2002; Safdar és Meechan

1995, Wolujewicz 1980, Ma'aita és Alwrikat 2000, Seymour és mtsai 1985, Ugboko és mtsai 2000].

A linea obliqua externa, mint intraorális csontdonor területként való felhasználásakor, nagyobb csontrészlet eltávolításakor is preoperatív tervezési segítséget nyújthat a végeselemes vizsgálat, hasonlóképpen a különféle oszteotomiák és fixációs eljárások tervezésének esetében is, ami e technikák várhatóan egyre szélesebb körű elterjedésével nagyobb gyakorlati jelentőséget nyerhet.

5.4. Laboratóriumi modellkísérletek az implantátumok szilárdsági és erőátviteli tulajdonságai vizsgálatára.

5.4.1. Implantátumok feszültségátviteli tulajdonságait módosító műanyag erőtörő elemek fáradási jelenségeinek vizsgálata.

Megbeszélés

Implantációs erőtörőként a gyakorlatban polietilén, poli(oxi-metilén) és szilikongumi került felhasználásra az implantátumtest és protetikai fej között elhelyezett cserélhető persely formájában, vagy a protetikai fejbe beépítve [Kirsch 1983, Mozsary és Haris 1986, Gaggl és Schultes 2001]. Újabb implantációs rendszerekben nem került felhasználásra ilyen rendeltetésű elem.

Megállapítható, hogy a mechanikai tulajdonságaik alapján a gyakorlatban használt anyagok közül a polietilén nem alkalmas az erőtörőként való felhasználásra. Bár az anyag energiaelnyelése rendkívül nagy, deformációja túlzott mértékű, részben maradandó. A fogpótlás emiatt meglazul, ami a plakk akkumulációt elősegíti, akár törést is eredményezhet a fogmű anyagában, a protetikai fejben vagy a fogpótlást rögzítő csavarban, a ragasztócementben, vagy magában az erőtörőben. Az erőtörőként felhasznált másik anyag a poli(oxi-metilén) (POM) kis deformációval és kicsi veszteséggel rendelkezik, mechanikai tulajdonságai megfelelőek lehetnének. A többi, általunk vizsgált anyag közül, alkalmasnak látszik még az ABS, a poliamid, és a poliimid. Az ABS mechanikai tulajdonságai tűnnek a legkedvezőbbnek, azonban sárgás színe hátrányként jelentkezhet. A polipropilén maradandó alakváltozása túlzott mértékű, azonban ez adalék és társító anyagokkal kedvezően befolyásolható, valamint színezhetősége is kedvező.

5.4.2. Fáradási jelenségek vizsgálata az implantátum-állcsont kapcsolat területén ciklikus terhelés hatására.

Megbeszélés

A XIII. *táblázatban* összefoglalóan bemutatjuk a vizsgált 50000 ciklusszám alatt mért deformációk alakulását, az egyes vizsgált menetprofillal ellátott csapok esetére.

Csap jelzése	Vizsgálat csap típusa	Deformáció tartomány [mm]	Deformáció alakulás jellege
1	Kúpos, elfogyó menetű	0,011 – 0,017	Folyamatosan növekvő iránytangens
2	Fűrészfog mentprofil kialakítású, hengeres	0,008-0,017	A vizsgálat 30000 ciklusszám feletti szakaszától enyhe emelkedő jelleg
3	Közel metrikus menetprofil, hengeres	0,010-0,0126	A vizsgálat teljes szakaszában közel vízszintes jelleg

XIII. táblázat A vizsgált mentprofilú csapok deformációinak alakulása 50000 terhelési ciklus alatt

A bemutatottak alapján három különböző menetprofilú implantátumokkal kapcsolatban az elvégzett kísérleteinkből az alábbi következtetések vonhatók le:

a.) A kísérletek során mért abszolút deformáció mértéke egyik csaptípus esetén sem tekinthető jelentősnek, a vizsgálati ciklusszám teljes tartományára vonatkozóan.

b.) A mért deformációk jellegéből azt a megállapítást tehetjük, hogy az elfogyó menetű típusok deformációja már a vizsgálat kezdetétől folyamatosan növekvő (pozitív iránytangens a vízszintes tengelyhez viszonyítva) tendenciát mutat. Ennek feltehetően az lehet az oka, hogy az elméleti megfontolásokból ismert alapvetés, miszerint a legnagyobb terhet az első menetek viselik, ez jelen esetben nem teljesül, hiszen a befogás tövében ez a típus nem rendelkezik menetprofillal. Legjobban viselkedik az elvégzett vizsgálatok alapján a közel hengeres kialakítású menetprofillal ellátott implantátum.

c.) Következtethetünk a implantátumok nyaki területén lévő menetekre vonatkozó megállapításból arra, hogy a kortikális csontterülettel érintkező régió kiemelt fontosságú az implantátumok feszültségátvitelében.

A különböző menet geometriájú implantátumok rögzítőerejének vizsgálatát megítélésünk szerint egy másik irányból is vizsgálnunk kell, nevezetesen a csapok úgynevezett kihúzási erőszükségletének összehasonlítása oldaláról.

A „kihúzási" vizsgálatok alapján (amelynek számos szabványosított eljárása létezik a ragasztók összehasonlíthatósága tárgyában, pl.: DIN 53281, DIN 53282, DIN 63288, ASTM D-905 54, stb.) további információt nyerhetünk az egyes menet-típusok rögzítési erejének mértékére, amelyek segítséget jelenthetnek a megbízhatóbb menetprofil alakjának megválasztásához.

5.4.3. Ideiglenes titán implantátumok nyaki területének törésveszély vizsgálata.

Megbeszélés

A bemutatottak alapján az ideiglenes implantátumok tartó csapjával kapcsolatban elvégzett kísérleteinkből, az azokhoz kapcsolódó elméleti megfontolásokból az alábbi következtetések vonhatók le:

1. A kísérletek során a vizsgált csap nem volt egyensúlyban: a torzulás a teher (F) hosszabb ideig való felrakása esetén tovább folytatódott volna, egészen a csap tönkremeneteléig. A csap hajlítását ezért gondosan, „túlhajlítást” elkerülve kell végezni.
2. A csap szerkezeti anyaga (a valóságban *nem tökéletesen* képlékeny) erősen felkeményedésre hajlamos. A képlékeny határterhelés F_k értéke ezért a csap torzulása számára csak alsó határnak tekinthető.

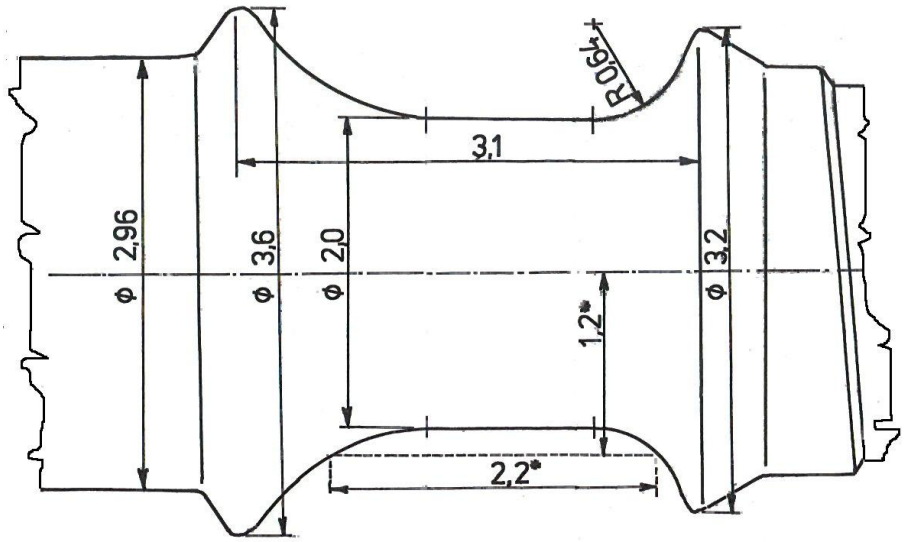
A 79. ábrán (lásd 101. oldal) berajzoltuk a csap rugalmas határállapotát előidéző F_R, valamint a képlékeny határállapot kialakulásához szükséges (ideálisan rugalmas-képlékeny anyagot feltételezve) F_K terhelő erőt is.

Berajzoltuk továbbá az alakváltozásnak azt az $\varepsilon_{max} = \varepsilon_h$ határértékét, amelyik $\varphi=\varphi_h= 20°$ szögtorzulást eredményez, abban az esetben, ha:

a.) a horony alakja a *3. ábrának* felel meg ($s=1{,}2\ mm$),
b.) a horony hosszát 1 mm-el megnövelik, amely esetben az $s^*=2{,}2\ mm$ értékre növekszik. A módosított horony kialakítására vonatkozó elképzelésünket a *80. ábrán* mutatjuk be.

Az eredmények értékelése azt mutatja, hogy a horony hosszának megnövelése adott φ szögelfordulás estén a határnyúlás, és ezzel a csap berepedésének veszélyét is csökkenti.

A hajlító-vizsgálatok eredményeit összegező 79. *ábra* (lásd 101. oldal) alapján megállapíthatjuk, hogy $\varphi = 20\ °$ szögtorzulás esetén a horony szélső szálaiban fellépő nyúlás ($s = 1{,}2\ mm$) esetén meghaladja a csap anyagára a műbizonylatban megadott ε_B szakadási nyúlás értékét, tehát ezek alapján a szélső szálban előfordulhat a csap törése. Megnövelt horonyhossz esetén, $\varphi = 20\ °$ szögtorzuláshoz tartozóan, a nyúlás csúcsértéke nem éri el a műbizonylatban megadott ε_B szakadási nyúlás értékét.



80. ábra Módosított, növelt hosszúságú csap-horony (s*=2,2 mm) kialakítása

Erre való tekintettel javasoljuk a horony geometriájának a 80. ábra szerinti módosítását. Az általunk alkalmazott eljárás más implantátumoknak a vizsgálatára is alkalmas lehet, amelyeknél az implantátum fej tengelykorrekciója az implantátum nyaki rész meghajlításával lehetséges.

5.5. Új eredmények

1. A **fogászati implantátumok stabilitását kvantitatív módon jellemeztük**, segítve a korai terhelhetőség lehetőségének megítélését, előre jelezve a csontintegrációban bekövetkező változásokat, a technikai alkatrészek esetleges hibáját, így elősegítve a szövődmények megelőzését.
2. Különböző geometriájú implantátumokat feszültségoptikai és végeselemes vizsgálattal összehasonlítva **következtetéseket vontunk le kedvező feszültségátvitelű implantátum formák geometriai jellemzőire vonatkozóan**. A különböző csavarmenetek és a csontkörnyezetük végeselemes hálózatának modellezésére alkalmas számítógépes programot fejlesztettünk ki. A végeselemes hálózatban véletlenszerűen elhelyezett hibahelyekkel **bevezettük a porozitás fogalmát** a csontszövet szivacsos állományának utánzására.
3. Az állkapocs számítógépes modellezésének tökéletesítésére **módszert dolgoztunk ki, amely volumentomográfiás felvételek adatállománya alapján képes az állcsont 3D végeselemes hálózatát felépíteni**. **Különbségeket mutattunk ki a különböző életkorú betegek** adatai alapján készült **állkapocs modellek biomechanikai sajátosságaiban**. A módszer sokoldalú szájsebészeti szimulációs vizsgálatok alapját képezheti, így vizsgálható balesetek, csonkoló műtétek vagy fejlődési rendellenességek hatása, valamint lehetséges különböző csontműtétek, állcsont rekonstrukciós eszközök biomechanikai modellezése. Lehetővé válhat a betegellátásban az egyedi mechanikai feszültségi viszonyoknak megfelelő kezelési és műtéti terv készítése. Megvalósulhat fogászati implantátumok elhelyezésének optimalizálása a biomechanikai szempontok figyelembevételével.
4. A végeselemes vizsgálattal **elemeztük az alsó áttörésében visszamaradt bölcsességfog eltávolításának hatását az alsó állcsontban kialakuló feszültségi viszonyokra**, lehetőséget teremtettünk az **állkapocstörés szempontjából fokozott kockázatnak kitett betegek preoperatív kiszűrésére**.
5. Implantátumokban **erőtörő alkatrészként** felhasználható műanyagok mechanikai tulajdonságait vizsgálva **meghatároztuk a potenciálisan alkalmazható anyagok fáradási jellemzőit**, ajánlást tettünk az erre a célra alkalmas műanyagokra.

6. Laboratóriumi fárasztóvizsgálatok során ciklikus terhelés alkalmazásával **különbséget mutattunk ki** a végeselemes vizsgálatokkal is tanulmányozott **implantátum menettípusok között**.

7. Az **ideiglenes implantátumok nyaki területének hajlítás**át laboratóriumi mérésekben vizsgáltuk, az eredmények **alapján ajánlást tettünk e terület geometriai kialakítására a törések megelőzésére**.

6. Következtetések

A dolgozatban ismertetett vizsgálatainkkal az állcsontok teherátviteli tulajdonságait igyekeztünk körüljárni, kiemelt figyelmet fordítva a fogászati implantátumok mechanikájára, biomechanikájára, a csontintegrációs folyamat klinikai vizsgálatára. Az egyes részvizsgálatok adalékokkal szolgálhatnak a problémakör teljesebb megismeréséhez.

A Periotest mérési módszer kettős céllal használható a fogorvosi, implantológiai gyakorlatban. Egyrészről szolgálhatja a tudományos vizsgálatokat, azáltal, hogy az implantátumok stabilitásának egyszerű, dokumentálható és viszonylag jól reprodukálható módszerét adja. Az így nyert stabilitási adatokból következtetéseket vonhatunk le a különféle implantációs rendszerek egyes paramétereinek hatására az implantátumok stabilitásának, így áttételesen a csontintegrációjának alakulásra vonatkozóan. Az adatokból következtethetünk az implantátum tervezés egyes részterületein végzett változtatások eredményességére, valamint a különböző implantátum terhelési protokollok értékelésekor is információhoz juthatunk. Másrészről a Periotest készülék a klinikai gyakorlatban egyszerűen, biztonsággal alkalmazható noninvazív vizsgálati módszer. A napi fogorvosi munka során használva jól szolgálja az implantátumok primer stabilitásának vizsgálatát, majd a stabilitás időbeli változásának követésével utalhat a csontintegráció kialakulásának folyamatára, az abban jelentkező esetleges nemkívánatos jelenségekre. A különféle terhelési protokollok megvalósíthatóságának eldöntéséhez is hasznos információt adhatnak a stabilitási jellemzők. Vizsgálatunk alapján, a biztonságos és jól dokumentálható betegellátást segíti az eljárás használata, bár a módszer természetesen nem „mindenható”, az implantátumok stabilitásával, csontintegrációjával és terhelhetőségével kapcsolatos, a klinikai gyakorlatban felmerülő összes kérdésre aligha tud választ adni.

A csontintegráció kialakulásának és hosszú távú megőrzésének alapfeltétele az állcsontokban az implantátumok körül létrejövő élettani feszültségi viszonyok biztosítása. Bár a műszaki vizsgálómódszerek egyre tökéletesebb eszközöket biztosítanak a biológiai kérdések tanulmányozására, megválaszolására, mégis igen sok a kérdőjel e területen. A tudományos közleményeket és az egyes implantátum gyártó

cégek rendszer leírásait olvasva abban a hiszemben lehetünk, most már egészen közel vagyunk az optimális feszültségátviteli viszonyokat biztosító implantációs rendszerek eléréséhez, sőt talán egyes esetekben már birtokában is vagyunk ennek. Az, hogy az implantációs rendszerek, az egyes implantátum típusok optimálisnak ítélt geometriája folyamatosan változik, az a tényszerűen jelen lévő piaci marketing tevékenységen túl, biztosan jelzi azt is, hogy az optimális kialakítású implantációs rendszerek eléréséhez még igen hosszú az út. Ezen az úton a fentiek tudatában minden lehetőséget meg kell ragadni ahhoz, hogy a rendelkezésükre álló módszerekkel, átgondolt és megvalósítható célok vizsgálatával, minél több részeredményhez juthassunk. Az idő majd eldönti, mely vizsgálat bizonyult a cél eléréséhez hatékonyabbnak, vitt valóban közelebb a célhoz. Egy későbbi szintézis illesztheti majd be az egyes elemeket a kép egészébe. E folyamathoz hozzájárulva végeztük az implantátumok formai kialakításának biomechanikai vizsgálatát, a feszültségátviteli viszonyok minél pontosabb tisztázására.

A feszültségoptikai módszer gyakorlati használatát megismerve, azt tapasztaltuk, hogy bár a módszer mai szemmel nézve kicsit körülményesen használható, mégis igen megbízható; jól dokumentálható eredményeket ad. A vizsgálat technikai részleteit megismerve felvetődik, hogy a csont biológiai jellemzőinek figyelembevétele a vizsgálati körülmények között igen kétséges. A fenti a tényezőket leszámítva a feszültségi viszonyok jól ábrázolódnak az implantátum egyedi geometriájának megfelelően.

A végeselemes vizsgálatokkal a rohamosan fejlődő számítástechnikai lehetőségek birtokában egyre finomabb részletek ismerhetőek meg a tanulmányozott területről, egyre nagyobb „mélységekbe” juthatunk, és egyre nagyobb távlatok nyílhatnak meg előttünk, illetve a tudományos kutatás előtt. Sajnos a biológiai tényezők oldaláról a hiányos ismereteket, valamint a természetszerűleg fennálló műszaki-számítástechnikai korlátokat is figyelembe, megállapíthatjuk, hogy nem állunk a tökéletes megoldás küszöbén. Saját végeselemes vizsgálatainkat nyomon követve is tapasztalható az e vizsgálati technikában bekövetkezett igen intenzív fejlődés, ami ezen időszak közel 15 éves távlatában végbement. Első végeselemes vizsgálatainkban a hengeres 3D modell negyed részét vizsgáltuk, a számítógépes kapacitás minél racionálisabb felhasználása érdekében. Legutóbb végzett végeselemes vizsgálatunkban CBCT adatállomány alapján egyedileg felépített nagy felbontású modellt tanulmányoztunk. A CBCT

adatállományok felhasználásán alapuló végeselemes vizsgálati eljárás a jövőbeli szerepét, felhasználási lehetőségeit illetően számíthatunk arra, hogy bizonyos idő elteltével a módszer a mindennapi szájsebészeti és fogorvosi munka részeként segíti az egyes esetek ellátásnak tervezését, illetve a kezelések eredményének elemzését. Ennek a célnak a megvalósításáig a módszer tökéletesítésére, használatának lényeges egyszerűsítésére, „felhasználóbaráttá" tételére van szükség, ami az idő előrehaladásával bizonnyal meg is valósul.

A hagyományos műszaki biomechanikai laboratóriumi vizsgálatok közül felhasznált ciklikus terheléses fárasztási vizsgálatok is bepillantást engedtek a módszer adta lehetőségekbe és bizonyos gyakorlati különbséget is kimutattak az egyes menet típusok között. Egyúttal rámutatott a biológiai tényezők figyelembevételének fontosságára, mivel a mintákban ragasztással rögzített implantátum modellek fárasztásos vizsgálata és a csontszövet in vivo viselkedése, a remodelling és reparációs folyamatok működésével, minden bizonnyal eltérnek egymástól.

A biomechanikai laboratóriumi vizsgálatok sorában az implantátumok konstrukciójának szerkezeti vizsgálata az implantátum és egyes alkatrészeinek szilárdági tulajdonságait vizsgálva segíti a különböző elemek töréseinek megelőzését. Az ilyen sérülések, szerencsére, nem gyakoriak, de előfordulnak, nehezen megoldható problémát jelentve beteg és orvos számára egyaránt.

A használatban lévő biomechanikai vizsgálómódszerek mellett, várhatóan már a közeli jövőben, újabb ígéretes számítógépes szimulációs műszaki vizsgálatai eljárások állhatnak az állcsontok és az implantátumok biomechanikai vizsgálatának szolgálatába, amivel tökéletesebbé tehetőek az arc- és állcsontsebészet kezelési technikái és a jövő implantátumai.

7. Összefoglalás

Klinikai vizsgálatunk alapján adatokat nyertünk a fogászati implantátumok stabilitásának kvantitatív jellemzésére, segítve ezzel a korai terhelhetőség lehetőségének megítélését, valamint bizonyos mértékben előre jelezve a csontintegrációban bekövetkező kedvezőtlen változásokat, a technikai alkatrészek esetleges hibáját, elősegítve a szövődmények megelőzését.

Különböző geometriájú implantátumokat vizsgáltunk feszültségoptikai és végeselemes vizsgálattal. Összehasonlítottuk lépcsős és különféle csavarmenettel rendelkező implantátumok feszültségátvitelét. Következtetéseket vontunk le kedvező feszültségátviteli jellemzőkkel rendelkező implantátum formákra vonatkozóan. A csavarmenetek és csontkörnyezetük végeselemes modellezésére alkalmas programot fejlesztettünk ki. A végeselemes hálózatban véletlenszerűen elhelyezett hibahelyekkel bevezettük a porozitás fogalmát a csontszövet szivacsos állományának utánzására.

Az állkapocs számítógépes modellezésének tökéletesítésére módszert dolgoztunk ki, amely volumen tomográfiás felvételek adatállományának alapján képes az állcsont 3D végeselemes hálózatát felépíteni. Jellemeztük különböző életkori sajátosságú állkapocs modellek biomechanikai sajátosságait. A módszer alapja lehet további szájsebészeti szimulációs vizsgálatoknak, így különböző állcsont defektusok és a kezelésüket szolgáló műtéti technikák, rekonstrukciós eszközök biomechanikai modellezésének is. Lehetővé válhat a betegellátásban az egyedi mechanikai feszültségi viszonyoknak megfelelő kezelési és műtéti terv készítése. Megvalósulhat a fogászati implantátumok elhelyezésének optimalizálása a biomechanikai szempontok figyelembevételével.

A műtéti szimulációs módszerek bemutatására elemeztük az alsó áttörésében visszamaradt bölcsességfog különböző technikákkal történő eltávolításának hatását az állkapocsban kialakuló feszültségi viszonyokra, demonstrálva az állkapocstörés szempontjából fokozott kockázatnak kitett betegek kiszűrésének lehetőségét.

Laboratóriumi fárasztóvizsgálatok végzésével ajánlást tettünk implantációs erőtörőként felhasználható műanyagok kiválasztására; valamint különbséget mutattunk ki egyes implantátum menettípusok kilazulási tulajdonságai között.

Titán ideiglenes implantátumok mechanikai szilárságát hajlítás során vizsgáltuk, ajánlást tettünk az implantátumok nyaki területének tervezésére a törések megelőzésére.

Irodalomjegyzék:

ARCHIP N, ROHLING R, DESSENNE V, ERARD PJ, NOLTE LP. Anatomical structure modeling from medical images. Comput Methods Programs Biomed 2006; 82: 203-215.

BERGKVIST G, SIMONSSON K, RYDBERG K, JOHANSSON F, DÉRAND T: A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. Clin Implant Dent Relat Res 2008; 10(1): 40-46.

BOJTÁR I, GÁSPÁR ZS: Végeselemmódszer építőmérnököknek. TERC, Budapest, 2003; 9-14.

CHUN HJ, CHEONG SY, HAN JH, HEO SJ, CHUNG JP, RHYU IC, CHOI YC, BAIK HK, KU Y, KIM MH: Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil 2002; 29(6): 565-574.

BOZKAYA D, MUFTU S, MUFTU A: Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. J Prosthet Dent 2004; 92(6): 523-530.

CHIAPASCO M, ABATI S, ROMEO E, VOGEL G: Implant-retained mandibular overdentures with Brånemark System MKII implants: a prospective comparative study between delayed and immediate loading. Int J Oral Maxillofac Implants 2001; 16(4): 537-546.

DEGIDI M, IEZZI G, PERROTTI V, PIATTELLI A: Comparative analysis of immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods: a 5-year follow-up of 550 dental implants. Clin Implant Dent Relat Res 2009; 11(4): 257-266.

DING X, ZHU XH, LIAO SH, ZHANG XH, CHEN H: Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont 2009; 18(5): 393-402.

ELIYAS S, AL-KHAYATT AS: No difference between failure rates of early and conventionally loaded implants. Evid Based Dent 2008; 9(2): 50.

ESER A, TONUK E, AKCA K, CEHRELI MC: Predicting time-dependent remodeling of bone around immediately loaded dental implants with different designs. Med Eng Phys 2010; 32(1): 22-31.

ESPOSITO M, GRUSOVIN MG, WILLINGS M, COULTHARD P, WORTHINGTON HV: The effectiveness of immediate, early, and conventional loading of dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. Int J Oral Maxillofac Implants 2007; 22(6): 893-904 .

FROST HM: A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. Angle Orthod 2004; 74: 3-15.

FUCHS E: Anyagvizsgálat. Tankönyvkiadó, Budapest, 1967; 81-98.

FUSELIER JC, ELLIS EE 3RD, DODSON TB: Do mandibular third molars alter the risk of angle fracture? J Oral Maxillofac Surg 2002; 60(5): 514-518.

GAGGL A, SCHULTES G: Clinical experiences with a new maintenance-free shock absorbing element in titanium implants. Implant Dent 2001; 10(4): 246-253.

GAO J, XU W, DING Z: 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. Comput Methods Programs Biomed 2006; 82: 97-105.

GÁSPÁR J, BORBÁS L, THAMM F: Experimental tests on mandible and tooth prosthesis. XXII DAS. Parma, 2005.09.28-2005.10.01. 130-131.

GENG JP, TAN KB, LIU GR: Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85(6): 585-598.

GENG JP, MA QS, XU W, TAN KBC, LIU GR: Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. J Oral Rehabil 2004; 31: 233–239.

GOLDMANN T, IHDE S, KUZELKA J, HIMMLOVA L: Bendable vs. angulated dental implants: consideration of elastic and plastic material properties based on experimental implant material data and FEA. Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub 2008; 152(2): 309-316.

HALMOS DR, ELLIS E 3RD, DODSON TB: Mandibular third molars and angle fractures. J Oral Maxillofac Surg 2004; 62(9): 1076-1081.

HANSSON S: A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2003; 14(3): 286-293.

HANSSON S, LÖBERG J, MATTISSON I, AHLBERG E: Global biomechanical model for dental implants. J Biomech. 2011 Feb 25. [Epub ahead of print]

HANSSON S, WERKE M: The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. J Biomech 2003; 36: 1247-1258.

HANSSON S, HALLDIN A: Re: effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. J Periodontol 2009; 80(7): 1033-1035.

HATANO Y, KURITA K, KUROIWA Y, YUASA H, ARIJI E: Clinical evaluations of coronectomy (intentional partial odontectomy) for mandibular third molars using dental computed tomography: a case-control study. J Oral Maxillofac Surg 2009; 67(9):1806-1814.

HAYASHI M, KOBAYASHI C, OGATA H, YAMAOKA M, OGISO B: A no-contact vibration device for measuring implant stability. Clin Oral Implants Res 2010; 21(9): 931-936 .

HIMMLOVÁ L, DOSTÁLOVÁ T, KÁCOVKÝ A, KONVIČKOVÁ S: Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. J Prosthet Dent 2004; 91: 20-25.

GAPSKI R, WANF H, MASCARENHAS P, LANG P: Critical review of immediate implant loading. Clin Oral Impl Res 2003; 14: 515–527.

HOLMES DC, GRIGSBY WR, GOEL VK, KELLER JC: Comparison of Stress Transmission in the IMZ Implant System With Polyoxymethylene or Titanium Intramobile Element: A Finite Element Stress Analysis. Int J Oral Maxillofac Implant 1992; 7(4): 450-458.

HOLMGREN EP, SECKINGER RJ, KILGREN LM, MANTE F: Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis - a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol 1998; 24: 80-88.

HUDIEB MI, WAKABAYASHI N, KASUGAI S: Magnitude and Direction of Mechanical Stress at the Osseointegrated Interface of the Microthread Implant. J Periodontol 2010 Dec 28. [Epub ahead of print]

JI B, WANG C, LIU L, LONG J, TIAN W, WANG H: A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite element method. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010; 109: e21-e27.

JOOS U, VOLLMER D, KEINHEINZ J: Einfluss der Implantatgeometrie auf die Strainverteilung im periimplantären Knochen. Mund Kiefer GesichtsChir 2000; 4: 143-147.

KAMINSKY J, RODT T, GHARABAGHI A, FORSTER J, BRAND G, SAMII M: An universal algorithm for an improved finite element mesh generation: mesh quality assessment in comparison to former automated mesh-generators and an analytic model. Med Eng Phys 2005; 27: 383-394.

KÁRÁSZ I, KÖRÖNDI L, SZABÓ GY: Photoelastic stress analysis on mandibular osteosynthesis. Int J Oral Maxillofac Surg 1986; 15: 259-262.

KEJAK JH, MEAGHER JM, SKINNER HB, MOTE CD: Automated three-dimensional finite element modeling of bone: a new method. J Biomed Eng 1990; 12: 389-397.

KELLER JC: Dental implants: The relationship of material characteristics to biological properties. In: BORZINO, JD (szerk.): Biomedical engineering handbook. CRC Press Inc., Boca Raton, 2000; 44-24 – 44-35.

KEMPER R, SZŰCS A, DIVINYI T, THAMM F: Diakor implantátumok biomechanikai vizsgálata feszültségoptikai módszer segítségével. Fogorv Szle 1992; 85: 299-307.

KEYAK JH, LEE IY, SKINNER HB: Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: use of different densitometric measures. J Biomed Mater Res 1994; 28: 1329-1336.

KIMURA A, NAGASAO T, KANEKO T, TAMAKI T, MIYAMOTO J, NAKAJIMA T: Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction J Craniomaxillofac Surg 2006; 34: 193–200.

KIRSCH A:. The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. J Oral Implantol 1983; 11(2): 197-210.

KNOLL WD, GAIDA A, MAURER P: Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. J Craniomaxillofac Surg 2006; 34: 201–209.

KOBER C, SADER R, THIELE H, BAUER HJ, ZEILHOFER HF, HOFFMANN KH: A modular software concept for the individual numerical simulation (FEM) of the human mandible. Biomed Tech (Berl) 2000; 45: 119-125.

LEE JT, DODSON TB: The effect of mandibular third molar presence and position on the risk of an angle fracture. J Oral Maxillofac Surg 2000; 58(4): 394-398.

LETTRY S, SEEDHOM BB, BERRY E, CUPPONE M: Quality assessment of the cortical bone of the human mandible. Bone 2003; 32: 35-44.

LEUNG YY, CHEUNG LK: Safety of coronectomy versus excision of wisdom teeth: a randomized controlled trial. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009; 108(6): 821-827.

LI W, CHOW J, HUI E, LEE PK, CHOW R: Retrospective study on immediate functional loading of edentulous maxillas and mandibles with 690 implants, up to 71 months of follow-up. J Oral Maxillofac Surg 2009; 67(12): 2653-2562.

LIAN Z, GUAN H, IVANOVSKI S, LOO YC, JOHNSON NW, ZHANG H: Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant. Int J Oral Maxillofac Surg 2010; 39(7): 690-698.

LOVALD S, BAACK B, GABALL C, OLSON G, HOARD A: Biomechanical Optimization of Bone Plates Used in Rigid Fixation of Mandibular Symphysis Fractures. J Oral Maxillofac Surg 2010; 68: 1833-1841.

MA'AITA J, ALWRIKAT A: Is the mandibular third molar a risk factor for mandibular angle fracture? Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000; 89(2): 143-146.

MEISAMI T, SOJAT A, SÁNDOR GKB, LAWRENCE HP, CLOKIE CML: Impacted third molars and risk of angle fracture. Int J Oral Maxillofac Surg 2002; 31: 140-144.

MEREDITH N, ALLEYNE D, CAWLEY P: Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. Clin Oral Implant Res 1996; 7: 261-267.

MEYER C, SERHIR L, BOUTEMI P: Experimental evaluation of three osteosynthesis devices used for stabilizing condylar fractures of the mandible. J Craniomaxillofac Surg 2006; 34: 173–181.

MIHOKO A, SANG-HONG P, HOM-LAY W: Methods Used to Assess Implant Stability: Current Status. Int J Oral Maxillofac Implants 2007; 22: 743-754.

MISCH CE, QU Z, BIDEZ MW: Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. J Oral Maxillofac Surg 1999; 57: 700-706.

MOZSARY PG, HARIS AG: Osteointegrated dento-alveolar replacement system (Flexiroot). Implantologist 1986; 3(3) :15-30.

MUTNYÁNSZKY Á: Szilárdságtan. Műszaki Könyvkiadó, Budapest, 1981.

NAGASAO T, KOBAYASHI M, TSUCHIYA Y, KANEKO T, NAKAJIMA T: Finite element analysis of stresses around endosseus implants in various reconstructed mandibular models. J Craniomaxillofac Surg 2002; 30(3): 170-177.

NAKAMURA A, TERATANI T, ITOH H, SUGAWARA J, ISHIKAWA H: Photoelastic stress analysis of mandibular molars moved distally with the skeletal anchorage system. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007; 132(5): 624-629.

NOMURA T, GOLD E, POWERS MP, SHINGAKI S, KATZ JL. Micromechanics/ structure relationships in the human mandible. Dent Mater 2003; 19: 167-173.

OH JS, KIM SG, LIM SC, ONG JL: A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009; 107: 513-518.

O'MAHONI AM, WILLIAMS JL, KATZ JO, SPENCER P: Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. Clin Oral Impl Res 2000; 11: 415-421.

OROSZ M: A Denti® gyökérforma implantátumokkal szerzett klinikai tapasztalatok. Fogorv Szle 2009; 102: 211-216.

OROSZ M: Alsó frontfoghiányok azonnali pótlása Denti® OP és tűimplantátumok segítségével. Fogorv Szle 2009; 102: 223-227.

OW RK, HO KH: Retrieval of the resilient element in an osseointegrated implant system. J Prosthet Dent 1992; 68(1) :93-95.

PATRA AK, DEPAOLO JM, D'SOUZA KS, DETOLLA D, MEENAGHAN MA: Guidelines for analysis and redesign of dental implants. Implant Dent 1998; 7: 355-368.

PIATELLI A, CORIGLIANO M, SCARANO A, QUARANTA M: Bone reactions to early occlusal loading of two stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study on monkeys. Int J Periodontics Rest Dent 1997; 17: 162-169.

PIATELLI A, PIATELLI M, SCARANO A, MONTESANI L: Light and scanning electron microscopic report of four fractured implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13: 561-564.

PIATELLI A, VRESPA G, PETRONE G, IEZZI G, ANNIBALI S, SCARANO A: Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. J Periodontol 2003; 74(3): 346-352.

PETRIE CS, WILLIAMS JL: Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Impl Res 2005; 16: 486-494.

POLGÁR K, BOJTÁR I, DIVINYI T, SZŰCS A: FE analysis of screw-type dental implants. Acta Technica Acad Sci Hung 1997-99; 108: 533-535.

QUARANTA A, PIATELLI A, SCARANO A, QUARANTA M, POMPA G, IEZZI G: Light-microscopic evaluation of the dimensions of peri-implant mucosa around immediately loaded and submerged titanium implants in monkeys. J Periodontol 2008; 79: 1697-1703.

RHO JY, HOBATHO MC, ASHMAN RB: Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. Med Eng Phys 1995; 17: 347-355.

RIEGER MR: Finite element stress analysis of root-form implants. J Oral Implantol 1988; 14(4): 472-484.

SAFDAR N, MEECHAN JG: Relationship between fractures of the mandibular angle and the presence and state of eruption of the lower third molar. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1995; 79(6): 680-684.

SCHROTENBOER J, TSAO YP, KINARIWALA V, WANG HL: Effect of Microthreads and Platform Switching on Crestal Bone Stress Levels: A Finite Element Analysis. J Periodontol 2008; 79: 2166-2172.

SCHULTE W, LUKAS D: Periotest to monitor osseointegration and to check the occlusion in oral implantology. J Oral Implantol 1993; 19(1): 23-32.

SCHWARZ S, GABBERT O, HASSEL AJ, SCHMITTER M, SÉCHÉ C, RAMMELSBERG P: Early loading of implants with fixed dental prostheses in edentulous mandibles: 4.5-year clinical results from a prospective study. Clin Oral Impl Res 2010; 21(3): 284-289.

SENCIMEN M, VAROL A, GÜLSES A, ALTUG HA: Extraction of a deeply impacted lower third molar by sagittal split osteotomy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009; 108(5): 36-38.

SEONG WJ, HOLTE EJ, HOLTAB JR, OLIN PS, HODGES JS, KO C-C: Initial stability measurement of dental implants placed in different anatomical regions of fresh human cadaver jawbone. J Prosthet Dent 2008; 99: 425-434.

SEYMOUR RA, MEECHAN JG, BLAIR GS: An investigation into post-operative pain after third molar surgery under local analgesia. Br J Oral Maxillofac Surg 1985;23(6): 410-418.

STRIETZEL FP, KRUEGER H, SEMMLER R, HOPP M: Morphological study of Osteoplate 2000-extension implants after bending. Implant Dent 2000; 9: 261-267.

SZABADITS Ö: Acélok, öntöttvasak. Magyar Szabványügyi Testület, Budapest, 2005.

SZMUKLER-MONCLER S, PIATELLI A, FAVERO GA, DUBRUILLE J-H: Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. Clin Oral Implants Res 2000; 11(1): 12-25.

TAKADA H, ABE S, TAMATSU Y, MITARASHI S, SAKA H, IDE Y: Three-dimensional bone microstructures of the mandibular angle using micro-CT and finite element analysis: relationship between partially impacted mandibular third molars and angle fractures. Dent Traumatol 2006; 22(1): 18-24.

TEIXEIRA ER, SATO Y, AKAGAWA Y, SHINDOI N: A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. J Oral Rehabil 1998; 25: 299-303.

TEIXEIRA MF, RAMALHO SA, DE MATTIAS SARTORI IA, LEHMANN RB: Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. Implant Dent 2010; 19(1): 39-49.

TEVEPAUGH DB, DODSON TB: Are mandibular third molars a risk factor for angle fractures? J Oral Maxillofac Surg 1995; 53(6): 646-649.

THAMM F, LUDWIG GY, HUSZÁR I, SZÁNTÓ I: A szilárdságtan kísérleti módszerei. Műszaki Könyvkiadó, Budapest, 1968.

THAMM F: Extrapolation of the stress intensity factors based on discrete experimental results. In: CZOBOLY E (szerk.): Proceedings of the Seventh European Conference on Fracture ECF 7, Budapest, Hungary, September 19-23, 1988. Engineering Materials Advisory Services, Warley, 1988; 780-787.

TRISI P, PERFETTI G, BALDONI E, BERARDI D, COLAGIOVANNI M, SCOGNA G: Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. Clin Oral Implants Res 2009; 20(5): 467-471.

TIE Y, WANG DM, JI T, WANG CT, ZHANG CP: Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts. J Craniomaxillofac Surg 2006; 34: 290-298.

UGBOKO VI, OGINNI FO, OWOTADE FJ: An investigation into the relationship between mandibular third molars and angle fractures in Nigerians. Br J Oral Maxillofac Surg 2000; 38(5): 427-429.

VAJDOVICH I, BANDULA M, BÓKA P, TÓTH ZS: Az implantátumok azonnnali terheléséről a DenTi® implantátumok beültetésével szerzett hosszú távú tapasztalataink alapján. 1. rész A DenTi® implantátumokkal szerzett tapasztalatok. Fogorv Szle 2006; 99: 195-200.

VAJDOVICH I, BANDULA M, BÓKA P, TÓTH ZS: Az implantátumok azonnnali terheléséről a DenTi® implantátumok beültetésével szerzett hosszú távú tapasztalataink alapján. 2. rész A DenTi® implantátumokkal szerzett tapasztalatok az irodalmi adatok tükrében. Fogorv Szle 2006; 99: 231-236.

VAJDOVICH I, NAGY K: Az azonnali implantációról a DenTi® implantátumok azonnali beültetésével szerzett 10 éves tapasztalataink alapján. Fogorv Szle 2009; 102: 217-222.

VAJDOVICH I, NAGY K: Az azonnali implantációról a DenTi® implantátumok azonnali beültetésével szerzett saját 10 éves és a nemzetközi tapasztalatok alapján. Fogorv Szle 2009; 102: 227-234.

VAJDOVICH I: Dentális implantológia. Semmelweis Kiadó, Budapest, 2008; 346-351.

WANG HL, SCHROTENBOER J, TSAO YP, KINARIWALA V: Letter to the Editor: Authors' Response J Periodontol 2009; 80(7): 1035-1036.

WANG H, JI B, JIANG W, LIU L, ZHANG P, TANG W, TIAN W, FAN Y: Three-Dimensional Finite Element Analysis of Mechanical Stress in Symphyseal Fractured Human Mandible Reduced With Miniplates During Mastication. J Oral Maxillofac Surg 2010 ; 68: 1585-1592.

WEISS L: Static loading of the mandible. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1965; 19: 253-262.

WOLUJEWICZ MA: Fractures of the mandible involving impacted third molar tooth: an analysis of 47 cases. Br J Oral Surg 1980; 18(2): 125-131.

YAMANE M, YAMAOKA M, HAYASHI M, FURUTOYO I, KOMORI N, OGISO B: Measuring tooth mobility with a no-contact vibration device. J Periodontal Res 2008; 43(1): 84-89.

ZIX J, HUG S, KESSLER-LIECHTI G, MERICSKE-STERN R: Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. Int J Oral Maxillofac Implants 2008; 23(3): 525-530.

Saját publikációk jegyzéke:

-az értekezés témakörében megjelent közlemények:

1. SZŰCS A, BUJTÁR P, SÁNDOR GK, BARABÁS J: Finite element analysis of the human mandible following third molar removal. J Can Dent Assoc 2010; 76: a72. Imp fakt: 0,959

2. SZŰCS A, DIVINYI T, KOPPÁNY F, BUJTÁR PÉTER, VERES DÁNIEL, BARABÁS JÓZSEF: Fogászati implantátumok csontintegrációjának klinikai vizsgálatával szerzett tapasztalataink. Fogorv Szle, közlésre elfogadva

3. SZŰCS A, BORBÁS L, DIVINYI T, BARABÁS J: Uniplant SP® fogászati ideiglenes implantátumok laboratóriumi terheléses vizsgálata. Fogorv Szle 2010; 103: 53-58.

4. SZŰCS A, BORBÁS L, DIVINYI T: A Biomechanical Study of Dental Implants: Loading under Laboratory Conditions. Proceedings of the Third Hungarian Conference of Biomechanics ISBN 978 963 06 4307 8, 2008. 343-350.

5. SZŰCS A, DIVINYI T, BOJTÁR I, POLGÁR K, NASZTANOVICS F, FÜSTÖS A, LŐRINCZ Á, BARABÁS J: Fogászati implantátumok mechanikai feszültség átadásának biomechanikai vizsgálata végeselemes analízissel. II. rész Vizsgálatok. Fogorv Szle 2006; 99: 187-193.

6. SZŰCS A., DIVINYI T., LŐRINCZ Á.: Fogászati implantátumok mechanikai feszültség átadásának biomechanikai vizsgálata végeselemes analízissel. I. rész. Irodalmi áttekintés. Fogorv Szle 2006; 99: 141-147.

7. SZŰCS A, DIVINYI T, JOÓB F Á, LŐRINCZ Á, TAKÁCS Á: Problems of the biomechanical investigation of dental implants. Proceedings of the First Hungarian Conference of Biomechanics ISBN 963 420 799 5, 2004. 448-457.

8. SZŰCS A, DIVINYI T, BELINA K, VÖRÖS GY: Műanyag erőtörők szerepe az implantációs fogpótlásokban. Fogorv Szle 1999; 92: 11-16.

9. SZŰCS A, DIVINYI T: 5. fejezet: Az implantációs fogpótlások biomechanikája. In: DIVINYI T. (szerk.): Orális Implantológia. Semmelweis Kiadó, Budapest, 2007; 49-61.

10. BUJTÁR P, SÁNDOR GK, BOJTOS A, SZŰCS A, BARABÁS J.: Finite element analysis of the human mandible at 3 different stages of life. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010; 110(3): 301-309. Imp fakt: 1,499.

11. POLGÁR K, BOJTÁR I, DIVINYI T, SZŰCS A: FE analysis of screw-type dental implants. Acta Technica Acad. Sci. Hung. 1997-99; 108: 533-553.
12. KEMPER R, SZŰCS A, DIVINYI T, THAMM F: DIAKOR implantátumok biomechanikai vizsgálata feszültségoptikai módszer segítségével. Fogorv Szle 1992; 85: 299-307.

-az értekezés témakörétől független közlemények.

1. LEVRINI L, CARRARO M, RIZZO S, SALGARELLO S, BERTELLI E, PELLICCIONI GA, GARAU V, BANDETTINI M, CAPUTI S, LŐRINCZ A, SZŰCS A: Prescriptions of NSAIDs to patients undergoing third molar surgery : an observational, prospective, multicentre survey. Clin Drug Investig 2008; 28(10): 657-668. Imp fakt: 1,301.
2. GYULAI G SZ, JOÓB F Á, HRUSZTICS A, PATAKY L, SZŰCS A: Az áttörésükben visszamaradt fogak előtörését akadályozó tényezők. Fogorv Szle 2003; 96: 155-159.
3. SZŰCS A, SUBA ZS, MARTONFFY K, HRABÁK K, GYULAI G SZ, DŐRI F, SZABÓ GY: A β-tricalciumfoszfát (CERASORB) jelentősége a preprotetikai sebészetben. Fogorv Szle 2000; 93: 45-52.
4. SZŰCS A: 3. fejezet: A bölcsességfogak által okozott betegségek kór- és tünettana. In: JOÓB-FANCSALY Á. (szerk.): A bölcsességfogak szerepe a fogászat különböző szakterületein. Semmelweis Kiadó, Budapest, 2010; 31-45.
5. SZŰCS A: 4. fejezet: Fogak, gyökerek és áttörésben visszamaradt fogak eltávolítása. In: BARABÁS J, OROSZ M (szerk.): Fogászat, szájsebészet. Semmelweis Kiadó, Budapest (várható megjelenés: 2011 ősz)

Köszönetnyilvánítás

Ahogyan dolgozatom összeállítása időben hosszabbra nyúlt a szokásosnál, úgy nyúlik hosszabbra a köszönetnyilvánításban azon személyeknek a sora, akikkel az eltelt idő alatt munka-, és sokszor baráti kapcsolatba kerültem, és akiknek köszönettel tartozom.

Elsőként Divinyi Tamás Professzor Úrnak kell köszönetet mondjak, aki pályám kezdetétől, a tudományos kutatás útjára állításom, a célok meghatározása, megvalósítása és nem utolsó sorban folyamatos noszogatásom nem könnyű feladatát felvállalta, a kutatómunka első részében témavezetőmként is.

Szabó György Professzor Úr a Klinikán eltöltött időm kétharmadában intézetvezetőként támogatott, biztosította a szakmai fejlődésem lehetőséget, támogatását.

Barabás József Professzor Úr, részben témavezetőmként, részben a Klinika igazgatójaként nyújtott valóban nélkülözhetetlen segítséget és támogatást a munka elkészítésének kritikus utolsó harmadában, a dolgozat megvalósulásában.

Orosz Mihály Professzor Úr igen nagy gyakorlati tapasztalatával és rendkívüli hatékonyságával nyújtott segítséget a dolgozat létrejöttében.

Sándor K. B. György Professzor Úr a legújabb technikák, technológiák ismerőjeként és szerteágazó nemzetközi szakmai kapcsolatai révén nyújtott nagy segítséget.

Köszönet mind a négyüknek.

Joób-Fancsaly Árpád Docens Úrnak köszönöm, hogy biztosította a lehetőséget és a támogatást, részben egyéb teendőim alól való tehermentesítéssel is, hogy végre-valahára elkészüljön dolgozatom.

Németh Zsolt Docens Úrnak köszönöm a humorral és némi iróniával átszőtt szakmai és személyes bíztatását.

Bujtár Péternek is köszönöm segítségét, aki orvosi, fogorvosi és mérnöki diplomáján alapuló sokrétű képzettségével, a végeselemes modellezés nagy precizitású, elszánt és az eredményesség eléréséig fáradhatatlanul kitartó munkájával nélkülözhetetlen segítséget nyújtott.

Lőrincz Ádámnak a bölcsész-szájsebész-fogorvosnak, aki mindezirányú tudásával és segítőkészségével (a sorrend a számomra nyújtott segítségbeli szakirányi arányokra vonatkozik) támogatta, sokszor az éjszakai pihenőjének rovására „irodalmi munkám”.

Nem hagyhatom ki köszönetkor a sorból azok a kollégákat és munkatársakat sem, akik a Klinikára kerülésem támogatták, illetve hosszabb-rövidebb ideig együtt dolgozva, együtt igyekeztünk feladatainknak közösen megfelelni, közülük Sülle Teréziát, Kemper Róbertet és Gyulai-Gaál Szabolcsot kiemelve, de a többieket sem felejtve.
Pánczél Lászlóné, Alíz és Szabó Tihamérné, Rita a betegek ellátásához és a tudományos dokumentációhoz számomra minél több segítséget nyújtva segítették elő a tudományos munka folytatásához szükséges feltételek biztosítását. Szegedi Erzsébet a számítógépes dokumentációban nyújtott jelentős segítséget. Ezen kívül köszönöm a név szerint nem említett kollégáknak, munkatársaknak a segítségét, és azt, hogy feladataim egy részét elvégezték helyettem.
Köszönet a Biofizikai Intézet munkatársainak és külön Rontó Györgyi Professzor Asszonynak pályakezdésemben, tudományos és általános szemléletformálásomban, majd jelen munkahelyemre kerülésésemben, a fogorvosi, szájsebészeti pályára állásomhoz nyújtott támogatásért, valamint azért, hogy szükség esetén ma is bármikor segítséget kaphatok.
A Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem igen nagy szaktudású, tapasztalt, és lelkes, áldozatkész kollégáinak segítsége alapvető és nélkülözhetetlen volt abban, hogy a dolgozat megvalósulhasson. Kiemelendőek Bojtár Imre Professzor Úr, Borbás Lajos, Belina Károly és Thamm Frigyes Tanár Urak, valamint Polgár Krisztina, Füstös Attila, Nasztanovics Ferenc, Czeglédi Ádám, nem elfelejtve a többi segítő kollégát az Egyetemen, és a Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpontban.

Családom tagjai külön kiemelt köszönetet érdemelnek, közöttük először szüleimet említem, akik taníttatásom biztosításával, valamint egy sajátos, kritikai szemléleten alapuló, világkép átadásával állítottak az élet útjára.
A szakmai és tudományos tevékenység, sokszor nem könnyű, időszakában már feleségemnek, Fertői Kingának és gyermekeinknek, Vikinek és Bálintnak, tartozom köszönettel, akik elviselték, részben a tudományos munka feladataiból is adódó, igen sok távollétem. Mentségemre szolgálhat, hogy nem „egyéni előrejutásom” vezérelt.

Köszönet Mindazoknak, akik erőhöz, elszánáshoz segítettek, amikor ezeknek híján voltam.

Köszönetet mondok a

- Semmelweis Egyetem Fogorvostudományi Kar Kutatási pályázaton elnyert támogatásáért, valamint a
- Protetim Kft. és a
- Sanitária Kft. segítségéért

(a 3.1., 4.1. és 5.1. pontokban ismertetett az implantátumok csontintegrációjával kapcsolatos klinikai vizsgálatban.

Szintén hálás vagyok a

- Protetim Kft. 3.4.3., 4.4.3. és 5.4.3. pontokban ismertetett ideiglenes titán implantátumok mechanikai vizsgálatához nyújtott segítségéért.

Köszönetemet fejezem ki a

- Magyar Tudományos Akadémia OTKA Bizottságának a kutatás anyagi támogatásáért (T 016088, a 3.4.1. 4.4.1. és 5.4.1. pontokban ismertetett, az implantátumok feszültségátviteli tulajdonságait módosító műanyag erőtörő elemek fáradási jelenségeinek vizsgálatával kapcsolatban).