

## KORTIKÁLIS MEGTÁMASZTÁSÚ EGYÉNI IMPLANTÁTUM KORSZERŰSÍTÉSE

### MODERIZATION OF CORTICALLY SUPPORTED INDIVIDUAL IMPLANTS

Kulcsár Klaudia<sup>1</sup>, Kónya János<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Dent-Art-Technik Kft. Magyarország 9024 Győr, Csokonai u. 10. +36-30-2244622  
 kulcsar.klaudia@dentarttechnik.hu*

<sup>2</sup>*Dent-Art-Technik Kft. Magyarország 9024 Győr, Csokonai u. 10.  
 labor@dentarttechnik.hu*

#### Abstract

Digital product processing, 3D and finite element analysis techniques, modern, tissue-friendly implants with adequate surface treatment, and proper screw-fixing make it possible for a good idea to bring success for patients who do not have a sufficient amount of bone tissue for the implantation of conventional cylindrical-shape dental implants. The duration of the surgical procedure of a complete, toothless jawbone becomes much shorter. Complicated measurements and risky techniques that require substantial expertise become unnecessary. The implant can be placed precisely to its position with a simple surgical procedure. Then, it can be fixed to the bone tissue with the help of pre-designed fixation points. After this, only the professional closing of the wound has to be carried out. We designed and manufactured a titanium cortical implant that is novel both in the view of chemical composition and surgical procedure. The final connection shaping of the sleeve and abutment system of the personalized cortical-backup implants was designed with the help of finite element analysis methods after healing process.

**Keywords:** *Finite Element Analysis, Titanium, Subperiostealis Implant, Dental Implants, Patient-specific Implants*

#### Összefoglalás

A digitális termékfeldolgozás, a 3D-s technikák és a végelem analízis technikák előretörése, új, korszerű, szövetbarát alkalmazása a megfelelő felületkezeléssel és a primer stabilitást nyújtó csavaros rögzítéssel lehetővé teszi, hogy a jó ötlet sikert hozzon azon páciensek számára, akiknek nincs kellő csonttömege a hagyományos értelemben vett körszimmetrikus implantátumok beültetéséhez. Egy teljes fogatlan állcsont műtői ellátásának ideje jelentősen lerövidül, nem kell bonyolult méréseket végezni, vagy nagy tapasztalatot igénylő, kockázatos technikát alkalmazni, az implantátum egyszerű műtői eljárással, pontosan a helyére illeszthető és az előre megtervezett csavarozási pontokon rögzíthető a csontozathoz. Ezután már csak a seb szakszerű zárására van szükség. Az általunk megtervezett és gyártott titán kortikális implantátum újdonságértékű az anyagösszetétele valamint a műtői eljárás tekintetében is. A gyógyulást követően a kortikális megtámasztású egyéni implantátumokhoz tervezett persely és abutment rendszer kapcsolódása végelem analízis kísérletek következtében nyerte el a végső formáját.

**Kulcsszavak:** *Finite Element Analysis, Titanium, Subperiostealis Implant, Dental Implants, Patient-specific Implants*

## Bevezetés

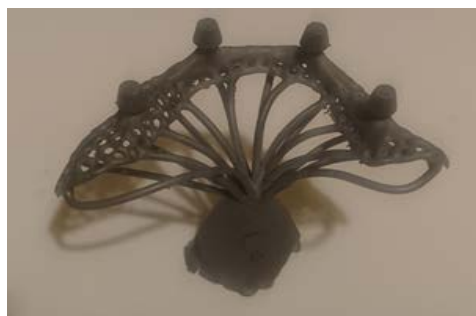
A subperiostealis implantátumot Dahl mutatta be elsőnek az 1940-es évek elején, melyet az állcsontra helyeztek rögzítés nélkül [1]. Az eljárás lényege: a fogatlan betegknél felvágják az ínyt, feltárták a csontot, melyről steril lenyomatanyaggal lenyomatot vettek, majd a beteg sebeit bezárták. A lenyomat alapján gipszmodellt készítettek. A gipszminta segítségével megtervezték és nikkel-kobalt króm ötvözetből elkészítették a csontra illeszkedő vázat, melyet szükség esetén csavar rögzítést lehetővé tevő furatokkal is elláttak. A vázból meghatározott helyeken, az ínyen keresztül függőleges illeszkedési felület (rögzítési pont) nyúlt ki, ami rögzítette a fogművet. A precíziós eljárással készített fémváz (Vitallium) sterilizálása után a beteg ínyét újból feltárták, a fémvázat a csontra fektették, esetleg csavarral rögzítették, majd a sebet újból bezárták.[2]

A Dahl-féle eljárás hátránya az volt, hogy a váz soha nem épült be a csontba, csak kötőszövet tartotta. A többszöri nehézkes műtéti eljárás, a bizonytalan sikeresség miatt fokozatosan elhagyták ezt a módszert. Azonban egy új megközelítésben, a subperiostealis implantátum állcsontra helyezése az implantátumok csontba fúrása helyett egyszerű és innovatív technikának bizonyulhatott. [3]

Általánosan elmondható, hogy az axiális implantátum terhelés valamint az axiális implantátum – abutment (felépítmény) kapcsolat előnyben részesített a fogtechnikában. Ezek hozzájárulnak a hosszútávú implantátum beültetéssel kapcsolatos protetikai sikerhez. A nem megfelelő helyzete, tisztíthatósága, biomechanikai pozíciója nagyobb valószínűséggel vezet „peri implantitis”-hez (a fogászati implantátumokat körülvevő szöveteket érintő destruktív gyulladásos folyamat), csontvesztéshez és implantátum elvesztéséhez vezethet.

Az innovatív megközelítésünk mögötti ötlet személyre szabott fogpótlás, amely elkerüli a „peri implantitis” rizikófaktorokat az extra kemény vagy lágy szövetrel rendelkező páciensek esetében. Ezeket a pácienseket eddig időigényes és drága, többlépcsős eljárásokkal kezelték. [4] [5].

Teljes egészében átgondolva a módszert, azaz a subperiostealis implantátum módszerét, gyökeresen megváltoztattuk azt: digitálisan képünk lenyomatot a csontból (3D-CBCT), virtuális térben modellezzük és végezzük el a szükséges statikai analíziseket, a végeredményt titánból gyártjuk le (osseointegratív, tehát beépül a csontba), felületkezeljük valamint a legmodernebb technológiai lehetőségeket használjuk a késztermék szerkezeti analízisére. Az ábrán látható az első subperiostealis implantátum, amit kifejlesztettünk, mely az 1. ábrán látható. A subperiostealis implantátumok többszöri átgondolása, gyártásának változtatásával új megnevezéssel láttuk el, melynek a kortikális megtámasztású egyéni implantátum nevet adtuk.



1. ábra. Subperiostealis implantátum

## 2. Alapanyagok és módszerek a kortikális megtámasztású egyéni implantátum beültetési eljárásnál

### 2.1. Használhatóságának feltételei

Kortikális megtámasztású egyéni implantátum bármely foghiánynál alkalmazható, melynél implantátumra van szükség és csontot kellene pótolni. A csontra felfekvő

térhalósított titán váz szerkezet azért jó, mert a köréje helyezett csontgraftot megóvjaa a nyálkahártya nyomásával szemben illetve az egyéb mechanikai ingerektől is védi. Ugyanakkor lyukacsos kialakítása folytán a csontszövet körbenövi és magába foglalja, mert a titán anyaga összeintegrálódik eredményez. Ehhez speciális felületkezelési eljárást alkalmazunk.

Az eljárás feltételei közé sorolható a 3D-CBCT felvétel – az arccsont kinyomtatása 3D-s nyomtatóval műanyagból, valamint a precíziós fogszorító lenyomat és harapási minta – a műanyag arccsont és a hagyományos gipszminta valamint maradó fogszorító pozíciójának beállításához.

## **2.2. Munkafolyamat a fogtechnikai laborban**

### *2.2.1. Előkészítő munka a fogtechnikai laborban*

A lenyomat alapján készített, Wax-uppal ellátott gipszminta felhasználásával manuálisan megtervezik a beteg leendő foghelyzetét, illetve a fogak formáját, állását. Ezután javaslatot tesznek a virtuális tervezéshez. A beteg fogai alá szükséges megtámasztás formáját, kiterjedését, megnyitását illetően.

### *2.2.2. 3D-s tervezés*

A tervezés számítógéppel történik, amelyhez szükséges kiinduló geometriai adatokat a páciensről készített Digitális Volume Tomográfia módszerrel (népszerűbb nevén CB-CT – Cone Beam CT) gyűjtjük be. Az adatokat ilyen esetben DICOM formában lehet kinyerni a fogászati célra gyártott CB-CT berendezésekből. A DICOM formátumú adatokat átkonvertáljuk STL fájlformátummá, amely 3D-s számítógépes adatot már többféle szoftverrel lehet kezelni, ez segíti a csontra illeszkedő subperiostalis implantátum tervezését. A számítógépes tervezés eredményeként létrejön az a geometria, amely orvosi és

protetikai szempontból is teljes mértékben kielégíti a vele szemben támasztott igényeket. A viaszból vagy önkötő műanyagból készített, pótlást szimuláló sablont beszkennezzük, majd a digitális adatokat átalakítjuk a 3D-nyomtatáshoz. A 3D-s nyomtatóval műanyagból kinyomtatjuk a tervezett kortikális megtámasztású egyéni implantátumot az erre a célra alkalmas, titánöntéshez pozitív mintaként szolgáló, salakmentesen kiégethető fotopolimerből.

### *2.2.3. Kortikális megtámasztású egyéni implantátum gyártása*

A nyomtatott műanyag hálószerkezetét precíziós öntési eljárással, vákumnyomással öntőgép segítségével titánból megöntjük. A kész titán öntvényt CT röntgen analízissel megvizsgáljuk, a belső zárványok és diszlokációk kiszűrése érdekében, amelyek befolyásolhatják a tervezett mechanikai szilárdságot. A vizsgálat csak olyan öntvényt enged további munkálatra, amely homogenitásánál fogva alkalmas a további felhasználásra. A csapozás eltávolítása után a munkadarabot felületkezeljük, ami azt jelenti, hogy pásztázó lézersugárral átvastgátjuk. A homogén felület után dorzális (a csont felőli oldali), mikrokerámia felületkezelést végzünk rajta, ami az összeintegrációt segíti elő.

## **2.3. Műtét**

Műtét előtt a rendelőben sterilizálják a fém és műanyag elemeket. Helyi érzéstelenítéssel, a gerincélen ejtett metszéssel az állcsontot a megfelelő helyen feltárják oly mértékben, hogy a titánháló még éppen beleférjen. A csont felületét több helyen perforáljuk, hogy a csont kérgi részén keresztül az erek könnyebben törjenek át a térkitöltő csontpótló anyaghoz, annak saját csonttá átalakítása céljából. A perforált felületre ráhelyezzük a hálót, így ellenőrizve pontosságát, és ha kell, igazítunk a csonton a pontosabb felfekvésért. Ezután feltöltjük a megfelelő csontpótló és saját csont keve-

rékével és azzal együtt a helyére illesztik, a megfelelő helyeken csavarral rögzítik. A nyálkahártyalebenyt a csonthátya behasításával a kellő mértékig megnyújtják és feszülésmentesen összezárják a titánháló felett. Ezután vagy 3 hónapig várunk a csontosodásra, utána kerül sor az első kontrollra. Ekkor az implantátumokra elhelyezik a megfelelő fejeket és azokra felrögzítik az előre elkészített ideiglenes fogművet.

## 2.4. Előnyök

Egyetlen műtéttel egyszerre pótolják a pácienseknek a csontot, az implantátumot és a fogat tartó felépítményt, minden egyszerre gyógyul. A beteg, bár korlátozottan, de használhatja új fogait. 6 hónap után kaphatja meg végleges fogművét. A titánhálót az orvosoknak nem kell műtét közben beszabnia, hajlíthatnia, mint hagyományos esetben, hanem tökéletesen a beteg csontjához van formailag adaptálva, ami sokkal egyszerűbb, gyorsabb műtétet jelent, vagyis csökken a műtégi idő, komplikációk és szövődmények lehetősége. A beteg szempontjából ez kevesebb műtétet, kevesebb fájdalmat és stresszt jelent, azonnali fogpótlást eredményez, vagyis az esztétikum még olcsóbb is, mint az egyéb implantátumokkal megvalósítható eljárásoknál. Nagy csonthiányok esetén az átlagos kezelési idő a hagyományos eljárásokkal 1-2 évig terjed, míg ezzel a módszerrel 3-6 hónapra csökkenthető.

## 3. Kutatási előzmények: titán, mint implantátum anyag és mechanikai vizsgálatok a fogtechnikában

Napjainkra a végeselemes szimuláció és analízis a tervezési folyamatok elengedhetetlen részévé vált a legtöbb iparágban, így az orvostechikában és fogtechnikában is egyre inkább teret hódít. Számos tanulmány foglalkozott már a szájüregben, fogakban, implantátumokban ébredő feszültségeloszlások és deformációk mértékének vizsgálá-

tával, különböző anyagokra nézve, adott terhelések hatására.

A fogászati implantológiában bizonyított hosszútávú megbízhatósága miatt a titán a legdominánsabb alkalmazott implantátum anyag. [6] Az első sikeres összeintegrációs szájsebészeti titánimplantátum beültetést 1977-ben dokumentálták Branemark tapasztalatai alapján, azóta folyamatosak a követési eredmények pozitív visszajelzései. [7]

Meg kell jegyezni, hogy a titánnak van néhány feljegyzett, problémát okozó hátránya, pl. érzékenysége, áramvezető képessége, korrozív tulajdonságai, a fémionok felhalmozódása a nyirokcsomóknál, a gingivális szöveten áttetsző, szürke színe. E tényezők a kutatókat alternatív megoldások kifejlesztésének irányába terelték. [6] Ennek eredményeképp a titán általában egy vékony oxidréteggel van bevonva, ami nagymértékben meghatározza az implantátum felületi tulajdonságait: kémiai összetételét tekintve főleg  $\text{TiO}_2$ -ből áll, nem kristályos szerkezetű, felületi érdessége 0,53 és 0,67  $\mu\text{m}$  között van. Feltehetően ez a titánréteg felelős a titán implantátumok kiváló biokompatibilitásáért: az implantátumok alacsony szintű elektromos vezetőképességgel, magas korrozó ellenállással, termodinamikai stabilitással rendelkeznek, kismértékű ion-képződést tanúsítanak vizenyős közegben. [7]

Egy tanulmányban három különböző anyagból készült, 5 implantátumos mandibuláris protézis modellen fellépő feszültségeloszlást értékelték 3D-s végeselemes analízis által. A vizsgált anyagok: akrilgyanta, fém-akril, metál-kerámia. A vizsgálat eredménye, hogy az akrilgyanta modell mutatta a legmagasabb feszültségértéket az implantátumban ez az akrilban lévő fémes erősítés szükségességét igazolja a fogsor alján. [8]

Egy másik tanulmány, szintén végeselemes szimuláció segítségével, a gyenge minőségű csontszöveteket és abba

történő implantátum elhelyezést vizsgálta. Kutatások alapján elmondható, hogy a gyenge minőségű csontszövetekben magasabb a feszültségkoncentráció és a deformáció mértéke. Megállapították, hogy a biokortikális technikák alkalmazása hosszabb implantátumok elhelyezésével csökkenti a feszültségeloszlást a csontszövetben az implantátum körülötte területen és a deformáció tendenciája is alacsonyabb. [9]

A von Mises feszültségek analizisének és számításának bemutatására előszeretettel alkalmazott szoftver az ANSYS végelelem szoftver. A végelelemes analízis a gyógyulás hatékonyságát növeli, mivel a csontban lévő feszültségkoncentrációkat el kellene kerülni ahhoz, hogy stabilan fenntartsuk az implantátum behelyezést követő összeintegrációt. [10]

## 4. Kétfázisú kortikális megtámasztású implantátumok numerikus analizise

### 4.1 Kétfázisú kortikális megtámasztású implantátumok előnyei

A közelmúltban végzett korszerűsítési törekvések egyfázisú subperiostalis implantátumokra irányultak.

Az általunk alkalmazott kétfázisú kortikális megtámasztású egyéni implantátum gyógyulása praktikusabb, a seb, a varrat szennyeződésétől és felülfertőződésétől védettebb. Ez annak köszönhető, hogy a gyógyulás zárt seb alatt történik, nincs nyitott hegyszakasz a pillérnek kihagyva. A kortikális megtámasztású egyéni implantátumhoz tervezve lett egy persely és egy abutment, melyet numerikus analízissel terveztünk, ellenőriztünk.



2. ábra. Kortikális megtámasztású egyéni implantátum

## 4.2. Numerikus analízis

### 4.2.1. Fogászati implantátumok numerikus analizise

A kétfázisú implantátum rendszereknél az egyik legnagyobb problémát a csavar kilazulása és/vagy törése okozza. Kilazulást okozhat a csavar kifáradása a szájbán fellépő erők miatt, vagy a nem egytengelyű illeszkedés a terhelés következtében. A kilazulás problémáját tengelyszimmetrikus modelként vizsgáltuk, az eredményeket figyelembe véve a kilazulás elkerülésére előfeszítjük a csavart. Az aszimmetrikus terhelések olyan helyi feszültségeloszláshoz vezetnek, amely túllépi az összeszorító erőt. Különböző tanulmányokban kimutatták, hogy a gyártó által ajánlott nyomaték az implantátum megfeszítéséhez jóval a folyáshatár alatt marad. A rezgések és csillapítások viselkedése egy újabb lehetséges faktor, ami lazuláshoz vezethet. Arra viszont nem voltak jelentések, hogy ez a dinamikus viselkedés az állkapocs környékén is kritikus faktor lenne. [11]

#### 4.2.2. A kúpos szilárd illesztés mechanizmusa a fogorvosi implantátumokban

Csavarkötéses rendszereknél az implantátum – abutment közötti kapcsolatot a csavar előfeszítés határozza meg, ami előre definiált nyomatékot okoz. A kúpos illeszkedés kontakt nyomáshoz vezet, mely a felületek között súrlódási ellenállást eredményez. Az implantátum felszínén megfigyelhetők a tengelyirányú eredő erők, melyek harapás következtében lépnek fel. A harapásból származó erő segíti az abutment irányában a csatlakozást, vagyis a harapás az implantátumot jobban rá-, összeszorítja.

Csavar kialakításánál a csavarban lévő feszültséget csökkenti a harapási erő. A kúpos csatlakozású mechanizmus lazábbá válik a húzóerő valamint a lazító nyomaték hatására. A húzó axiális terhelés javítja a többfázisú implantátumok helyreállítását. Ezáltal elmondható, hogy a kúpos illeszkedéssel megoldott eljárás megfelelő kapcsolatot biztosít egy harmadik tag (például kulcs, csapszeg és retesz) nélkül. Gyógyászatban a csipőprotéziseknél is alkalmazzák. A hengeres szilárd illesztés mechanikája már jól megértett, különböző tanulmányokban megtalálhatók az összefüggései, viszont a kúpos szilárd illesztésre még nincs ismert megoldás. Ennek az illeszkedésfajtának a karakterisztikája függ a kúpszögtől, az érintkezési hosszától, a külső és belső erőktől, az összeillesztés mértékétől, az anyagi tulajdonságoktól és a súrlódási együtthatótól. A kúpos felületeken fellépő nyomást függvényekkel jósoltatják meg, a kúpos elemek közötti rugalmas síkfeszültségre alapozva. [12,13]

A gyakorlatban az implantátum kresztális területe körbe van véve csontkéreggel és a megmaradó trabecularis csonttal. Klinikai vizsgálatokkal kimutatták, hogy az implantátum körül ritkul a csont. A következőkben azt feltételezzük, hogy a

csont anyagi tulajdonságaira nézve izotróp és nincs csontritkulás. [14]

## 5. Tervezés, megvalósítás

### 5.1. A kétfázisú kortikális megtámasztású implantátumokhoz tervezett persely és felépítmény (abutment) tervezése

A feladatunk az volt, hogy az ábrán látható egyedi térszerkezetes kortikális megtámasztású implantátumhoz tervezzünk egy beleilleszkedő perselyt és ahhoz egy abutment-et, melyre a korona kerül.



3. ábra. Térszerkezetes titánháló

Tervezés megkezdése előtt az implantátumon kialakított furat nagyságát és a megtervezendő persely és abutment nagyságával voltunk tisztában, minden egyéb méret a mi feladatunk volt. A tanulmány során a különböző persely és abutment rendszer kúpszög csatlakozását vizsgáltuk, melyet több előzetes kísérlet előzött meg. Tervezéskor végeelem analízist alkalmaztunk. Továbbiakban bemutatjuk az általunk végzett kutató munkákat.

### 5.2. Implantátum anyagtulajdonságai

A kereskedelmileg tiszta titánt, illetve titánötvözetek kiváló összeintegrációs tulajdonságaik, kis sűrűségük, megfelelő korrózióállóságuk, biokompatibilitásuk és mechanikai tulajdonságaik miatt alkalmazzák az orvostechikában. Az implantátum

felületén kialakul egy titán-dioxid réteg, melynek köszönhetően kalcium-foszfátot képez a szervezet és ezáltal képes felgyorsítani a gyógyulási folyamatot. A titán és titán ötvözet nem mágneses így a különböző orvosi vizsgálatokat nem befolyásolja. [15,16]

A táblázatban láthatók az orvostechnikában alkalmazott különböző titán alapanyagok. A kereskedelemben kapható tiszta titánt Grade1-től Grade4-ig osztályozzák, minél magasabb a Grade száma, annál több ötvözőket alkalmaznak, igaz ezek még mindig kismértékben tartalmaznak. Fogászati implantátumok olyan  $\alpha+\beta$  ötvözetből épülnek fel, melyek 6% alumíniumot és 4% vanádiomot tartalmaznak. Kiváló mechanikai teherviselő képességgel rendelkeznek. A Grade-5-ös ötvözet rugalmassági modulusa jelentősen meghaladja az emberi csontét. Osszeintegráció szempontjából a kereskedelmi tisztaságú titán és a Ti-6Al-4V ötvözet között nem tapasztalható számottevő különbség. [17,18]

**1. táblázat.** Titán, titánötvözetek besorolása

Megnevezés	E [GPa]	Folyáshatár [MPa]	Szaktírószilárdság [MPa]	$\epsilon$ [%]	Rácsszerkezet típusa
Cp Ti Grade 1	102	170	240	24	$\alpha$
Cp Ti Grade 2	102	275	345	20	
Cp Ti Grade 3	102	380	450	18	
Cp Ti Grade 4	104	483	550	15	
Ti-6Al-4V (Grade 5)	113	795	860	10	$\alpha+\beta$
Ti-6Al-4V ELI	113	860	930	10	

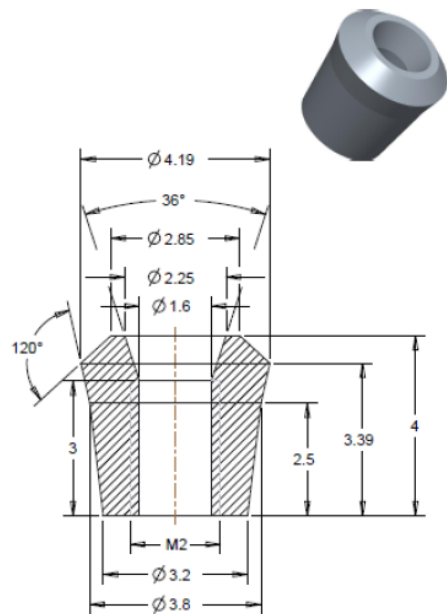
### 5.3. Persely és abutment tervezése

Az egyedi kúpszöggel rendelkező persely és abutment tervezésekor az volt a célunk, hogy olyan nagyságú kúpszöveget hozunk létre, melynél a kúpos illeszkedésű felületek kapcsolódásánál fellépő normál feszültség minél kisebb legyen, a felfekvő felületek figyelembevételével.

Tanulmányukban külön vizsgáltuk a frontális régiót és a laterális régiót. Szólv rendszert vizsgáltuk, hisz az összetett rend-

szerek eredményi teljesen más aspektust eredményeznének az erő megoszlása következtében.

A **4. ábrán** a persely 3D-s ábrája és metszeti képe látható. A külső váll kialakítása azért volt szükséges, hogy a kortikális megtámasztású egyéni implantátumhoz lehessen hegeszteni, ez figyelembe véve választottuk 120°-osra. A fogmű elhelyezkedése végett a persely magassága tervezés előtt adott volt, amit 4 mm-re választottuk. A fogtechnikában az implantátumoknál legelterjedtebben az M2-es csavart alkalmazzák, így ennek tudatában a furat hossz-méretét 3 [mm]-re választottuk meg.

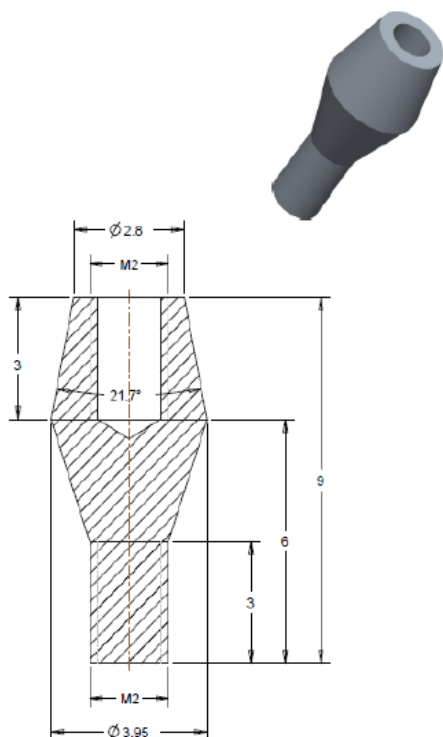


**4. ábra.** Persely metszeti és 3D-s ábrája

A kúpszög nagyságát végeelem analízissel határoztuk meg. Sok mérés eredményeként, amit a következő pontban lesz kifejtve, határoztuk meg a végleges kúpszög nagyságát, mely a 36°-os nagyságra esett. Az abutment tervezését a perselyt követően kezdtük el, ami az ábrán látható.



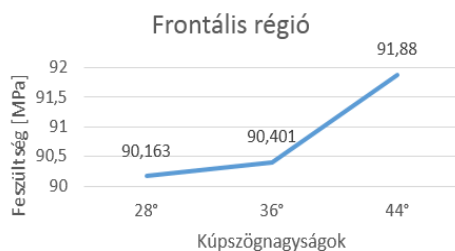
Abutment magassága és a fej részének átmérője adott volt a fogmű és ínymagasság következtében, így ehhez kellett alakítani a többi méretet, amit az alábbi ábra mutat.



5. ábra. Abutment metszeti és 3D-s ábrája

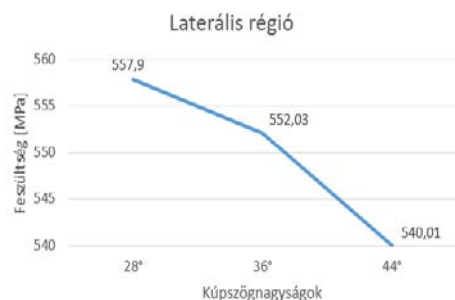
#### 5.4. Numerikus analízis

Következőekben a numerikus analízis eredményei láthatók. Vizsgálatainkat 28°-44°-os kúpszög nagyságokkal végeztük el, melyből láthatóvá válik a szignifikáns feszültség értékek. Az ábrán látható a frontális régió. Ebben az esetben szinte függőleges erővel számoltunk. Észrevehető, hogy a kúpszög nagyságának növekedésével emelkedik a rendszer feszültsége.



6. ábra. Frontális régióban ébredő feszültségek

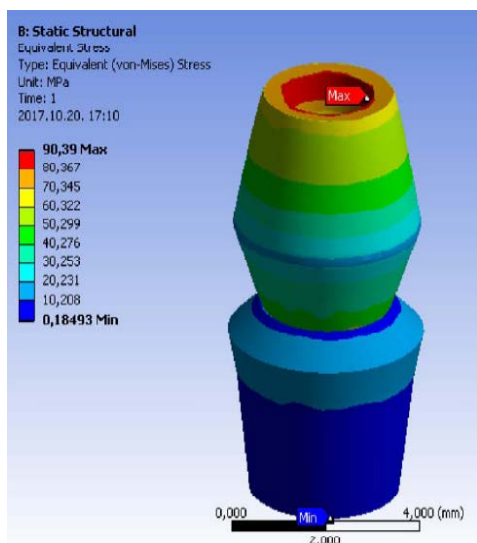
A következő ábrán a laterális régióban ébredő feszültségeket mutatjuk be. Látható, hogy a kúszög nagyságával csökkenő értékeket vesz fel a szerkezet feszültségeloszlása.



7. ábra. Laterális régióban ébredő feszültségek

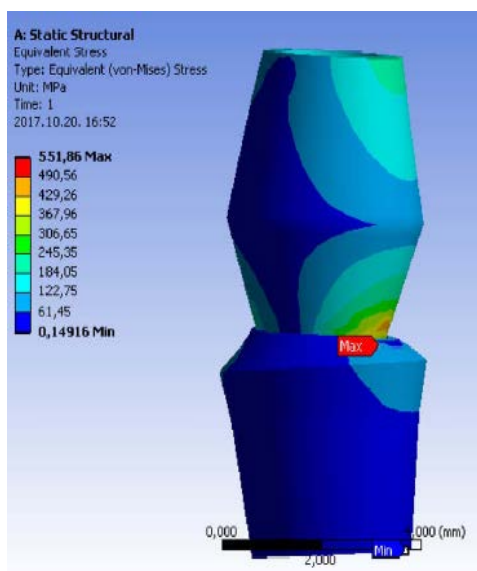
A vizsgálataink alapján a 36°-os kúpszöggel rendelkező megoldást választottuk. Figyelembe kellett vennünk a felfekvő felületek nagyságát, mivel csak a kúpszög nagyságát variáltuk, a többi külső mértet nem alakítottuk. A szűkülő felfekvő felület mechanikailag problémát okozhat, mely töréshez, szakadáshoz vezethet. Ahogy említettük, a frontális régióban az erő szinte függőleges a szerkezetre. Az erő hatására ébredő feszültség ezáltal az abutment felső részére koncentrálódik, így azon a területen ébred a legnagyobb feszültségérték.





8. ábra. Frontális régióban ébredő feszültségek

A laterális területen ébredő feszültségek ferde irányúak, a szakirodalomból véve a beeső szöget  $20^\circ$ -asra vettük. A feszültség maximális értéke a kúpos csatlakozásnál ébred, mely látható a feszültségeloszlási ábrán.



9. ábra. Laterális régióban ébredő

## 6. Következtetések

Nem új eljárás, hanem egy régi eljárás átgondolása és korszerűsítése az eddig megszerzett tudás alkalmazásával. Az eredeti alkalmazásához képest végzett változtatások kiküszöbölik a subperiostealis implantátum korábbi hátrányait és megtartják előnyeit.

Az új digitális technikák (3D-CBCT, 3D-s nyomtatók, tervező szoftverek) alkalmazása pontosabb, stabilabb, jobban rögzíthető kortikális megtámasztású egyéni implantátumot hoznak létre az eredetinél. A titán anyaga miatt csontfelépülés alakul ki a pótlandó csont helyén, illetve a térszerkezetes váz a kezdeti csavarok által létrehozott (primer stabilitás mellett) a csont benövése következtében másodlagosan a teljes felületen fog a csontozatba integrálódni.

Ez a felület a hagyományos implantátumok felületének tízszerese is lehet, ráadásul nem gyengébb szivacsos állományban, hanem a kemény kérgi részben kapaszkodik. Azoknál a pácienseknél alkalmazható leginkább, akiknek a legnagyobb szükségük van rá és sokszor már más módszer nem alkalmazható.

## Szakirodalmi hivatkozások

- [1] Dahl G: *Om mojligheten for implantation i kaken av metallskelett som bas eller retention for fasta eller avtagbara proteser* Tidskrift 51, 1943, 440-449.
- [2] Vajdovich István: *Dentális implantológia - gyakorló fogorvosok részére*. Budapest: Semmelweis Kiadó. 2008.
- [3] Lin G-H, Chan H-L, Wang H-L: *The significance of keratinized mucosa on implant health: a systematic review*. J Periodontol 84, 2013, 1755-1767.
- [4] Chang YM, Chan SP, Shen YF, Wei FC: *Soft tissue management using palatal mucosa around endosteal implants in vascularized composite grafts in the mandible*. Int J Oral Maxillofac Surg 28, 1999, 341-343.
- [5] Anne-Gaelle B, Samuel S, Julie B, Renaud L, Pierre B: *Dental implant placement after mandibular reconstruction by microvascular*

- free fibula flap: current knowledge and remaining questions.* Oral Oncol 47, 2011, 1099-1104.
- [6] Hong-Kyun K., Kyung M-W, Won-Jun S., Jin-Soo A, Seunghye CHA, Young-Seok P.: *Comparison of peri.implant bone formation around injection-molded and machined surface zirconia implants in rabbit tibiae*, Dental Materials Journal 2015, 34 (4): 508-515.
- [7] Young-taeg S., Carina B.J., Sarunas P., Anatol K., Yongsoo J., Ann W., Tomas A.: *Characteristics of the surface oxides on turned and electrochemically oxidized pure titanium implants up to dielectric breakdown: the oxide thickness, micropore configurations, surface roughness, crystal structure and chemical composition*, Biomaterials 23, 2002, 491-501.
- [8] Luiz F.B.C., Evandro A.S., Tomás G., Rosemary S.A.S.: *Stress Distribution Study Using the Finite Element Method in Three Different Implant-Supported Fixed Complete-Arch Mandibular Prostheses*, The International Journal of Prosthodontics, 2016, 299-302.
- [9] Fellippo R.V, Joel S.J., Daniel A. de F. A., Ana C.G.V., Victor E. de S.B., Cleidiel A.A.L., Pedro .N., Eduardo P.P.: *Three-dimensional Finite Element Analysis of Anterior Single Implant – Supported Prostheses with Different Bone Anchorages*, The Scientific World Journal, 2015, 10 pages
- [10] Joji M., S Suresh, Shruthi E, K Rekha, Vipin J., Supriya M.: *Comparison of Platform Switched and Sloping Shoulder Implants on Stress Reduction in various Bone Densities: Dinite Element Analysis*, The journal of Contemporary Dental Dental Practice, 2017, 1-6.
- [11] Geng, J., Tan, K.B.C., Liu, G., 2001. *Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature*. The Journal of Prosthetic Dentistry 85, 585–598.
- [12] Brunski, J.B., 1999. *In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface*. Advanced Dental Research 13, 99–119.
- [13] Sutter, F., Weber, H.P., Sorensen, J., Belser, U., 1993. *The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering*. International Journal of Periodonties Restorative Dentistry 13, 409–431.
- [14] Dincer B., Sinan M.: *Mechanics of the tapered interference fit in dental implants*. Journal of Biomechanics 36 (2003). 1649-1658.oldal
- [15] J R Davis, (szerk.), (2003). *Handbook of Materials for Medical Devices*. ASM International.
- [16] Divinyi Tamás. *Orális implantológia*. Semmelweis Kiadó, Budapest, 2007.
- [17] Bhola, Rhaul & Bhola, Shaily M. (2011). *Corrosion in Titanium Dental Implants/Prostheses (Requirements)*. Trends in Biomat. and Artif. Organs, 34-46.
- [18] Park, Joon B. & Bronzino, Joseph D.: *Biomaterials - Principles and Applications*. Boca Raton: CRC Kiadó. 2003.