



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
Gépészmérnöki Kar



Anyagtudomány és Technológia Tanszék

Explantált fogászati implantátumok vizsgálati lehetőségei

TDK dolgozat

2014

Készítette:

Balogh Lajos
MSc Gépészmérnök Hallgató

Konzulensek:

Dr. Joób-Fancsaly Árpád

Egyetemi docens
Semmelweis Egyetem, Fogorvostudományi Kar

Dr. Bognár Eszter

Adjunktus
BME, GPK Anyagtudomány és Technológia Tanszék

Nagy Péter

Tanársegéd
BME, GPK Anyagtudomány és Technológia Tanszék

Nyilatkozat

Alulírott Balogh Lajos, a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem hallgatója kijelentem, hogy ezt a dolgozatot meg nem engedett segítség nélkül, saját magam készítettem, és a dolgozatban csak a megadott forrásokat használtam fel. Minden olyan részt, amelyet szó szerint vagy azonos értelemben, de átfogalmazva más forrásból átvettem, a forrás megadásával egyértelműen megjelöltem.

Budapest, 2015. január 3.

.....
Balogh Lajos

Tartalomjegyzék

Nyilatkozat.....	I
Tartalomjegyzék.....	II
Köszönetnyilvánítás.....	IV
Jelölés- és rövidítésjegyzék.....	V
Absztrakt	1
Abstract.....	2
Bevezetés	3
A fogászati implantátum alapanyagokkal szemben támasztott követelmények	4
A fogászati implantátumok típusai	5
Az endostealis fogászati implantátumok konstrukciós kialakításai	7
1.1 Az implantátum és a felépítmény kapcsolata.....	7
1.2 Az implantátum alakja.....	8
1.3 Egy- és kétlépcsős endostealis implantátumok.....	8
A fogászatban alkalmazott implantátum alapanyagok.....	10
1.4 Kerámiák.....	10
1.4.1 Alumínium-, titán- és cirkónium-oxidok.....	10
1.4.2 Bioaktív és biodegradábilis kalcium-foszfát alapú kerámiák	11
1.5 Polimerek és polimer kompozitok.....	12
1.6 Fémes fogászati implantátum alapanyagok	12
1.6.1 Kobalt-kró-m-molibdén ötvözetek	12
1.6.2 Vas-kró-m-nikkel ötvözetek.....	13
1.6.3 Egyéb fémek és ötvözetek	13
1.6.4 Titán és ötvözetei	13
Az endostealis gyökérforma fogászati implantátumok károsodási mechanizmusai	18
1.7 A felépítmény csavar kilazulásának és törésének lehetséges okai.....	18
1.8 Az implantátum törésének lehetséges okai.....	18

Vizsgálati terv	20
1.9 A vizsgálatok célja	20
1.10 Szemrevételezés sztereomikroszkóppal	20
1.11 Elektronmikroszkópos vizsgálat	20
1.12 Keménységmérés	20
1.13 Fémmikroszkópos vizsgálatok	22
Vizsgálatok.....	22
1.14 Szemrevételezés sztereomikroszkóppal	22
1.15 Elektronmikroszkópos vizsgálatok	25
1.16 Keménységmérés	29
1.17 Fémmikroszkópos vizsgálatok	33
Összefoglalás.....	34
Irodalomjegyzék	36

Köszönetnyilvánítás

Ezen dolgozat nem jöhetett volna létre a BME, GPK Anyagtudomány és Technológia Tanszékének berendezései nélkül. A tanszék támogatását ezúton is köszönöm. Szeretnék köszönetet mondani Drabik Gergőnek és Nagy Péternek az elektronmikroszkópos felvételek elkészítésénél nyújtott segítségéért, továbbá konzulenseimnek, az érdekes témáért és a dolgozat alapos átolvasásáért. Külön köszönet Sipos József kollégámnak a hasznos megjegyzéseiért és segítségéért.

Jelölés- és rövidítésjegyzék

ASTM	Amerikai Anyagvizsgálati Társaság (American Society for Testing and Materials)
ITI	International Team for Implantology
AISI 316L	X2CrNiMo17-12-2 (1.4404) korrózióálló ausztenites acél ASTM szabvány szerinti típusjele
AISI 316LVM	az X2CrNiMo18-14-3 (1.4441) korrózióálló ausztenites acél ASTM szabványszerinti típusjele (VM: vákuumos átolvasztással előállított (Vacuum Melted))
PMMA	Poli(metil-metakrilát) vagy ismertebb nevén plexi
TiO₂	Titán-dioxid
Ti₂O₃	Titán (III) oxid
Ti₃O₄	Titán (IV) oxid
ELI	Extra Low Interstitial
HV01	100g-os terhelés mellett mért micro-Vickers keménység
EDS	Energia Diszperzív Spektroszkópia

Absztrakt

A foghiányok pótlásának jelenleg legmodernebb eszköze az implantáció. A fogászati implantátumok megbízhatósága összefüggésben van azzal, hogy milyen mértékben képesek helyettesíteni a természetes fogak funkcióját. Rendkívül fontos, hogy ez a funkcionális alkalmasság hosszú ideig fennmaradjon. Éppen ezért a fogászati implantátum-alapanyagoknak sok kritériumnak kell megfelelniük. Nagy erőknek, fárasztó igénybevételnek és különböző korróziófajtáknak kell ellenállniuk. Kémiaiilag stabil szerkezet és megfelelő biokompatibilitás szintén szükséges. Mechanikai tulajdonságaik ugyanakkor nem térhetnek el nagymértékben a csontétól, ez ugyanis feszültségeloszlási problémákhoz vezethet a csont és az implantátum kapcsolatnál, amely hatására a környező csontszerkezet átalakul. További fontos kritérium, hogy az alkalmazott alapanyag képes legyen a csontszövettel erős adhézíós kapcsolat kialakítására, más néven az osseointegrációra [1][2].

A múlt évtizedben a sikeresnek tekinthető implantációk száma az összes esetet tekintve körülbelül 90%-os volt [3]. Napjainkban ez az érték még magasabb, az anyagtudomány és az orvostudomány nagymértékű fejlődésének köszönhetően. Kis százalékban azonban még mindig előfordul az implantátumok tönkremenetele. Fontos mérnöki feladat ezeknek az eseteknek a károsodásanalízise, valamint az explantált, ép implantátumok vizsgálata, azzal a céllal, hogy a jövőben készülő implantátumok károsodási kockázata még kisebb mértékű legyen.

Fémek közül fogászati implantátumként leggyakrabban a Grade2 és Grade4 titánt valamint a Grade5 titánt (Ti-6Al-4V) alkalmazzák kedvező tulajdonságai miatt [2]. Tanulmányom tárgya éppen ezért Grade2 vagy Grade4 és Grade5 alapanyagból készült explantált fogászati implantátumok károsodásanalízise volt. Az implantátumok folyamatos fogorvosi kontrol után kerültek explantálásra. A mintákat roncsolásmentes és roncsolásos makro- és mikroszerkezeti vizsgálatokkal minősítettem. Céлом egy átfogó vizsgálati metodika kidolgozása volt, amellyel az implantátumokban a hosszú idejű használat során kialakult anyagtulajdonság-változások és károsodások elemezhetőek.

Munkámmal a fogászati implantátumok élettartamának növelésére és károsodásának megelőzésére irányuló fejlesztéseket kívánom segíteni.

Abstract

Dental implants are the most modern way of replacing missing teeth. The reliability of dental implants are related to how well they can replace the functions of natural teeth. It is very important that the functional capability of implant is maintained for a long-term period. So dental implant materials must meet lot of requirements. They have to resist massive forces, fatigue loadings and various types of corrossions. Chemical stability and good biocompatibility are nescessary too. They must not have widely differing mechanical properties compared to bone, because it can result stress distribution problem at the contact of the bone and the implant, that can cause bone loss. Additionally, the applied material of implant have to be able to create strong addhesive contact with bone tissue, which phenomenon is called in another name osseointegration [1][2].

In the last decades, about 90% sucess rate of all case of dental implants have been reported [3]. Nowadays this percentage is increasing thanks to the developments in the materials science and medicine. However, the failure of implants happen in a little percentage. Failure analysis of damaged and not damaged explanted implants are very important object for the engineers, in order to reduce the risk of failure of implants, which will be made in the future.

Grade 2, Grade 4 and Grade 5 Ti (Ti-6Al-4V) are the most often used metallic materials as dental implants, because of their favourable propoerties [2]. For that reason my main object was the failure analysis of Grade 2 or Grade 4 and Grade 5 titanium dental implants after clinical use. The specimens were qualified by non-destructive and destructive macro- and microstructure analysis. My aim was to work out a comprehensive analysis technique which is suitable to examine the changes of the material properties and the failures of the material which were happend in the long term period use.

With my work I would like to help these development which are trended to the prevention of implant failure and the rise of implant lifetime.

Bevezetés

A fogászati implantátumok az elmúlt 50 évben történt talán egyik legfontosabb fejlesztései a fogorvos tudománynak. A fogorvosok már az 1950-es évektől kezdődően, alapjául véve a sebészeti implantátumokat, kezelések széles skáláját dolgozták ki annak érdekében, hogy a különböző betegségek miatt vagy az öregedés során elvesztett fogak pótolhatóak legyenek. A gyökérforma implantátum felhasználása professzor *Per Ingvar Brånemark* és kollégái úttörő munkája után kezdődött. A kezdetektől napjainkig a terület óriási fejlődésen ment keresztül. Minden egyes évtizedben mind az implantátumok mennyiségét mind minőségét tekintve jelentős növekedés és javulás következett be [4]. Erre példa, hogy a 2008-as évet tekintve a forgalomban lévő implantátum rendszerek száma közel 600, a fogászati implantátumok gyártására specializálódott vállalatok száma pedig körülbelül 146 volt [5].

A fogászati implantátumok készülhetnek a sebészetben is alkalmazott fémekből, kerámiákból, polimerekből és kompozitjaikból, azonban az optimális teljesítmény érdekében az alkalmazott alapanyagoknak a fiziológiás környezetben megfelelő mechanikai tulajdonságokkal, korrózióállósággal biokompatibilitással és biostabilitással kell rendelkezniük. Ugyanakkor az alapanyagnak képesnek kell lenni a csontszövettel erős kapcsolat kialakítására, hogy az implantátum stabilitását és a csont felé történő terhelésátadást biztosítsa. Ezeket a tulajdonságokat egy anyagban ötvözni nagyon nehéz feladat. Azoknak a biokompatibilis anyagoknak a száma, amelyek képesek ellenállni a szájüregben található agresszív környezetnek, és képesek az osseointegrációra, meglehetősen csekély az anyagok sokaságát tekintve. Fémek közül éppen a fentebb említett kritériumok miatt a tiszta titánt, leggyakrabban a Grade2 és Grade4 osztályt, valamint fő ötvözetét a Grade5 titánt (Ti-6Al-4V) alkalmazzák fogászati implantátumok alapanyagaként [1][4].

A statisztikák azt mutatják, hogy a fogászati implantációk több mint 90%-a sikeres és a beültetett implantátumok funkciójukat évtizedekig képesek betölteni. Azonban az esetek kis százalékában az implantátumok különböző folyamatoknak köszönhetően, úgymint túlterhelés vagy kifáradás, károsodnak, majd tönkremennek. Ezeknek a hibáknak és tönkremeneteknek a száma, pedig az implantációk számának növekedésével emelkedik. Az implantátum törése valamint az felépítmény csavar kilazulása és törése a leggyakrabban bekövetkező károsodási folyamat a sikeres osseointegrációt követően. Az implantátum törése után rendkívül komoly probléma annak eltávolítása [3]. Ezeknek az eseteknek a károsodásanalízise segítheti olyan

implantátumok geometriai konstrukciójának kialakítását vagy az alkalmazott alapanyag optimalizálását, amellyel a jövőben a tönkremenetek száma csökkenthető.

Ennek megfelelően dolgozatom témája, egy törött, valamint ép, explantált, kétlépcsős Grade4 titán endostealis csavar fogászati implantátum károsodási folyamatainak elemzése volt. Az elemzésre vizsgálati metodikát dolgoztam ki, amelynek során rocsolásmentes- és rocsolásos makro- és mikroszerkezeti vizsgálatokat végeztem el.

A fogászati implantátum alapanyagokkal szemben támasztott követelmények

A fogászati implantátumok termikus igénybevétele a szájból kismértékű, azonban a kémiai, fiziológiai környezet (erősen korrozív testnedvek) és a biomechanikai környezet (ismétlődő igénybevételek rágáskor) az alkalmazott alapanyag számára kritikus lehet [7].

A fogászati implantátum alapanyagoknak elsősorban megfelelő biokompatibilitással kell rendelkezniük. A biokompatibilitás nem egy különálló esemény vagy jelenség, hanem az implantátum alapanyag és a szövetek egymással kölcsönösen összefüggő folyamatainak összességét jelenti. Utal arra, hogy az alapanyag az adott funkciót az adott körülmények között a szervezetben be tudja-e tölteni. Ennek a funkciónak a betöltése és folyamatos biztosítása nemcsak az anyag mechanikai és fizikai tulajdonságaitól függ, hanem a szövetekkel való kölcsönhatástól is. Az alapanyag biokompatibilitása biztosítja, hogy az implantátum alapanyag a szövetből nagymértékű idegentest reakciót (kilökődést) ne váltson ki, és hogy az implantátum a lágy és keményszövetekkel megfelelő kapcsolat kialakítására legyen képes. Az alapanyag osseointegrációs képessége, amely egyfajta biokompatibilitás, lehetővé teszi, hogy az implantátum felülete és csontszövet, mint keményszövet között direkt kapcsolat alakulhasson ki fénymikroszkópos szinten. Ez a tulajdonság fogászati implantátumoknál rendkívül fontos a terhelés továbbítása és az implantátum stabilitása szempontjából [2][7].

Azonban a biokompatibilitás még önmagában nem elegendő. Az alkalmazott implantátum alapanyagoknak megfelelő fizikai és mechanikai tulajdonságokkal kell rendelkezniük, hogy a természetes fogak feladatát megfelelően el tudja látni. Fémeknél fontos, hogy statikus és dinamikus igénybevételeknek is jól ellenálljanak. Egy fogászati implantátum szerkezeti anyagának megfelelő húzó-, nyomó- és szakítószilárdsággal, folyáshatárral, rugalmassági moduluszal és kifáradási határral kell rendelkeznie. A rugalmassági modulus is rendkívül fontos követelmény. Fémeknél a legkisebb rugalmassági

modulusszal a Ti ötvözetek (105-125 GPa) rendelkeznek. A korrózióálló acélok rugalmassági modulusa körülbelül 205 GPa, a Co-Cr ötvözeteké pedig megközelítőleg 240 GPa. Az emberi csont rugalmassági modulusa körülbelül 17 GPa. Fogászati implantátumoknál a csont és alkalmazott implantátum anyagának rugalmassági modulusa közötti jelentős eltérés egyenlőtlen terheléseloszláshoz vezet. Ennek következtében a csontszerkezet átalakul és kisebb terhelési szinthez alkalmazkodik. Ez a jelenség a csontállomány minőségi romlásához vezet, valamint az implantátum és a csont átmeneténél feszültségkoncentráció növekedését okozhatja. Fogászati alkalmazásoknál, ahol a rágáskor nagy erőhatások ébrednek a kúszási szilárdság és a nyomó folyáshatár is további fontos tulajdonságok [1][7].

Polimer alapanyagoknál a mechanikai tulajdonságok időfüggése jelenthet problémát. A testhőmérséklet bizonyos polimereknél kilágyulást vagy akár elridegkedést is okozhat. A testnedv, mint elektrolit, amely katalitikus enzimeket és szabad gyököket tartalmaz, a polimer lánc tördelődését így az implantátum károsodását okozhatja [7].

Az fogászati implantátumok kopásállósága szintén egy fontos kritérium. Az alapanyagból a túlzott koptató igénybevétel hatására darabok válhatnak le, amelyek a szervezetből idegentest reakciót válthatnak ki csökkentve ezzel a biokompatibilitást [7].

Fémes implantátum alapanyagok számára a szájüreg erősen korrozív közeg. Ilyen körülmények között általános, rés- és lyuk, feszültség és szemcsehatármenti korrózió és az ezek hatására bekövetkező korróziós kifáradás is problémát okozhat [7].

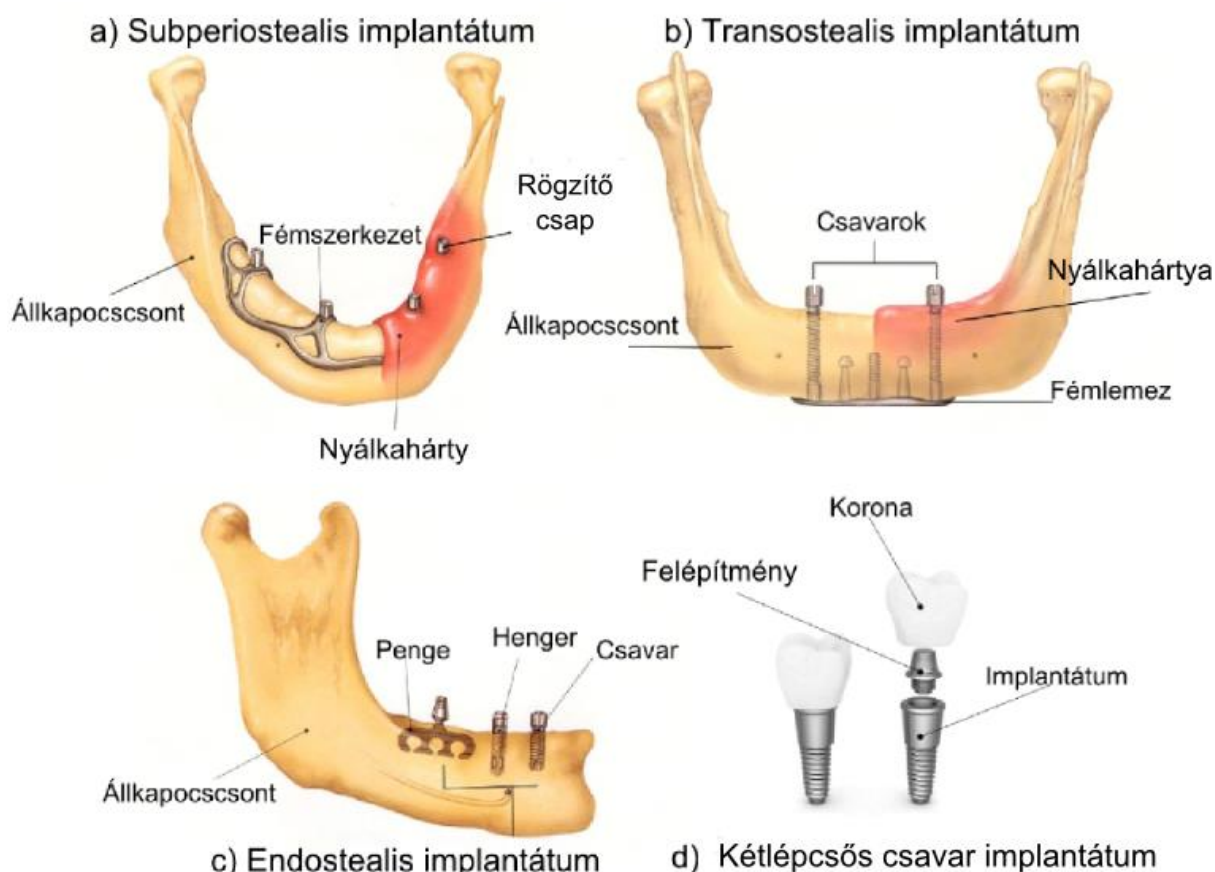
Az implantátumoknak meg kell felelniük gyárthatósági követelményeknek is, hiszen rendkívül fontos az is, hogy olyan geometriával rendelkezzen, amely elkészíthető valamely gyártási eljárással [7].

A fogászati implantátumok típusai

A fogászati implantátumokat anatómiai lokalizációjuk alapján három típusba sorolhatjuk. Subperiostealis, a tranzostealis és az endostealis. [8].

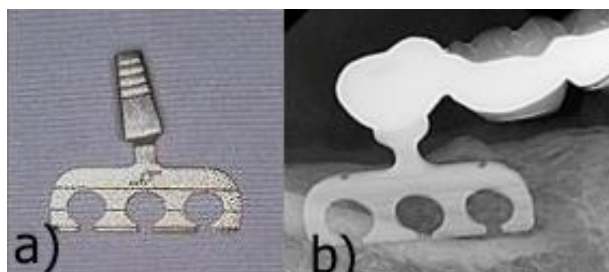
Subperiostealis esetben az implantátum olyan fémes szerkezetből áll, amely az állkapocscsonton a nyálkahártya alatt helyezkedik el. Számos probléma köztük a szerkezet törése a lágyszövetekben okozott problémák, a nagy sebészi invazivitás miatt napjainkban kevésbé alkalmazzák [9].

A tranzostealis implantátum a nyálkahártyán és az állkapocscsonton is keresztülhalad. Alkalmazása csak az állkapocs csont elülső részén lehetséges, így ez a módszer is elavultnak számít [8].



1. ábra: A fogászati implantátumok típusai (a), b) és c) ábra) és a kétlépcsős csavar implantátum (d)) [10]

Endostealis módszer esetében, szemben a többi eljárással, az implantátumot az állkapocscsontba helyezik el. Több típusa ismert. Az endostealis penge implantátum egy lapos lemezből áll (**2. ábra**), amelyet gyakran hidroxypatit bevonattal látnak el a jobb szövetintegráció érdekében. Mivel sebészi technikája meglehetősen bonyolult és sok esetben az implantátum felületén fibroosseointegráció jön létre az osseointegráció helyett, egyre kevésbé alkalmazzák [9][13].



2. ábra: a) penge implantátum és b) a penge implantátum beültetés utáni röntgenképe [11][12]

Az endosteális implantátumok leggyakoribb típusa a gyökérforma implantátum (**4. ábra**), amelyet *Brånemark* és kollégái úttörő kutatásai után kezdtek alkalmazni. 1969-ben publikálták az első bizonyítékot, hogy az implantátum és a csont között direkt kapcsolat

alakult ki fénymikroszkópos szinten, amelyet osseointegrációnak neveztek el. Ennek a felfedezésnek a nyomán és a hosszas kutatások valamint fejlesztéseknek az eredményeként kerültek kialakításra a ma is használatos gyökérforma implantátumok [8][9].

Ez utóbbi konstrukcióból a kétlépcsős csavar implantátum a leggyakrabban alkalmazott a hengeres típus mellett. Kétlépcsős implantátum esetében az implantátum és a felépítmény, a lágyszövetek gyógyulása és a csontszövetek megfelelő integrációja után kerül összeállításra [8].

Az endostealis fogászati implantátumok konstrukciós kialakításai

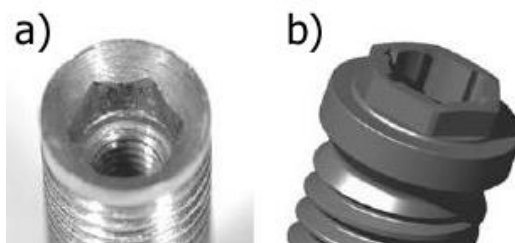
Az implantátumok konstrukciója alatt annak három-dimenziós szerkezetét értjük, amelybe beletartozik, az alak, a forma, a körvonal, a felületi makrostruktúra és a makroirregularitások. Az összes konstrukció fő célja, hogy olyan implantátumot alkosson meg, amely hosszú ideig ellátja feladatát [8].

A napjainkban forgalomban lévő endostealis fogászati implantátumok különböző szempontok szerint csoportosíthatóak. Az egyik ilyen lehetséges szempont az implantátum-felépítmény kapcsolat, de csoportosíthatóak például az implantátum-test alakja vagy a sebészi technika alapján is (egy- és kétlépcsős technika) [8].

1.1 Az implantátum és a felépítmény kapcsolata

A kapcsolat az implantátum és a felépítmény között lehet külső vagy belső. A leggyakrabban alkalmazott külső csatlakozási mód a hexagonális (hatszögletű) összekapcsolás (3. ábra b)), azonban létezik még oktagonális (nyolcszögletű) és csavar kapcsolódás is. Ezeknek különböző magasságú és szélességű kombinációi léteznek [8].

Belső csatlakozás kialakítására gyakran alkalmazzák a Morse kúpot, azonban a hexagonális (3. ábra a)) és oktagonális kialakításnak is létezik belső csatlakozást megvalósító konstrukciója [8].



3. ábra: a) belső és b) külső hexagonális alakú implantátum-felépítmény csatlakozás [8]

Fő feladatuk, hogy a felépítmény forgását megakadályozzák [8].

1.2 Az implantátum alakja

Az endostealis implantátumok geometriája alapján kettő alapkialakítást különböztetünk meg. Ez a penge (**2. ábra**) és a gyökérforma kialakítás (**4. ábra**) [8].



4. ábra: Különböző geometriai konstrukciójú hengeres és csavar gyökérforma implantátumok [13]

Utóbbi további típusokat tartalmazhat az alapján, hogy az implantátum teste üreges vagy tömör, külső felülete menettel ellátott (menetes csavar implantátum) vagy menet nélküli (hengeres implantátum) (**4. ábra**). Látható, hogy sokféle alak szerinti csoportosítási szempont létezik [8].

A geometria megváltoztatása drámaian befolyásolhatja az implantátum funkcionális felületének a nagyságát. Csavar implantátumok esetében a funkcionális felület alatt, azokat a meneteket értjük, amelyek részt vesznek a tengelyirányú okklúziós erők során kialakuló húzó, és nyomófeszültségek továbbításában a csontszövet felé. A gyógyulási folyamat során, amikor a csont sűrűsége nő, az érintkezési felület is megnő az implantátum és a csontszövet között, amely folyamat potenciálisan megnövelheti az implantátum keresztmetszetében ébredő feszültségeket, azonban javítja az implantátum stabilitását is [8].

Anatómiai oldalról az implantátum alakjának olyannak kell lennie, hogy magassága és szélessége összhangban legyen az állkapoccsal, ugyanakkor teherhordó keresztmetszetének akkorának kell lennie, hogy az alapanyag kifáradásának veszélye elkerülhető legyen [8].

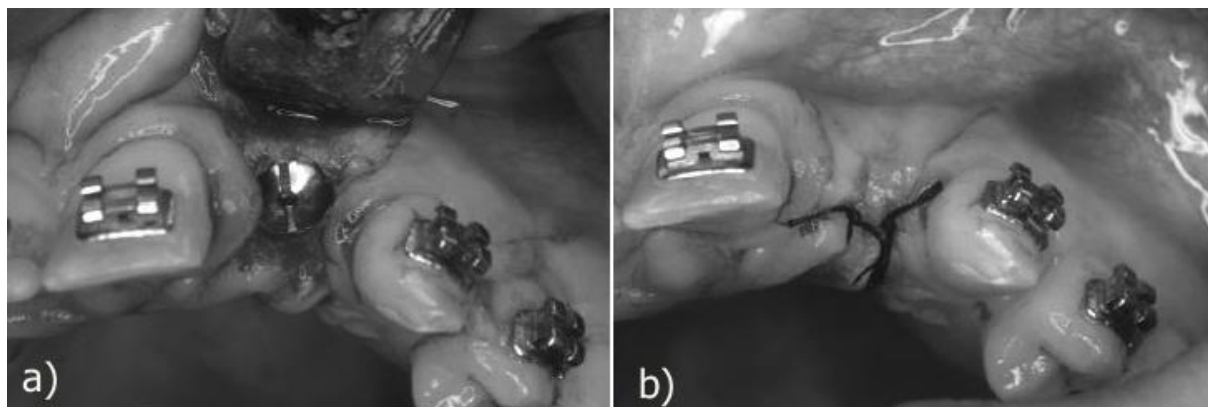
Látható, hogy az implantátum alakjának, geometriájának helyes megtervezése megfelelő anatómia és mérnöki tudást igényel.

1.3 Egy- és kétlépcsős endostealis implantátumok

A kétlépcsős sebészi protokollt elsőként professor *Per Ingvar Brånemark* alkalmazta 1977-ben. Az endostealis implantációk nagy hányada ezzel a módszerrel történik, amely során az implantátumot elsőként besüllyeszti a nyálkahártya alá (**5. ábra**), majd ezt a gyógyulási

időszak követi. Korábban ennek ideje 3-6 hónap volt, napjainkban azonban az implantáció fejlődésének köszönhetően rövidebb idő is elegendő [4][9].

A gyógyulási szakaszt követően átmetszik a nyálkahártyát, majd a felépítmény csatlakoztatásával felhelyezik a koronát. A kétlépcsős sebészi protokoll fő célja, hogy csökkentse a fertőzés veszélyének (amelyek akár periimplantitist okozhatnak) a korai terhelésnek a kockázatát, valamint hogy az implantátum felülete és a csontszövet között megfelelő kapcsolat alakulhasson ki [9].



5. ábra: a) az állkapocsba betekert csavar implantátum b) az implantátum a nyálkahártya alá süllyesztve [1]

Az évek folyamán a *Brånemark* által kifejlesztett módszert átdolgozták. *Andre Schroeder* volt az, aki az ITI (Waldenburg, Svájc) csoport tagjaként kidolgozta az egylépcsős (nem süllyesztett) sebészi technikát, amellyel sikeres osseointegrációt tudott elérni anélkül, hogy az implantátumot a nyálkahártya alá süllyesztette volna. A módszer nagy előnye a kétlépcsőssel szemben, hogy minimalizálja a traumát, mivel csak egy sebészi beavatkozást igényel [8][9]. A **6. ábra** egy az ITI csoport által kifejlesztett egylépcsős implantátumot mutat.



6. ábra: Egylépcsős ITI® csavar implantátum [14]

A legújabb fejlesztések már azt célozzák meg, hogy az implantátum terhelése rögtön a beültetése után lehetséges legyen. Ezeknél a típusoknál azonban problémát okoz, hogy a korai terhelés során kialakuló mikromozgások következményeként fibro-osseointegráció alakul ki az implantátum és a csontszövet között. A geometria megfelelő továbbfejlesztésével a gyógyulási fázisban a mikromozgások megelőzhetőek. Néhány tanulmány szerint, az elért eredmények már összehasonlíthatóak a hagyományos kétlépcsős technika sikerességirátájával, azonban még rendkívül sok tanulmány szükséges ahhoz, hogy ez a módszer is általánosan alkalmazható legyen [9].

A fogászatban alkalmazott implantátum alapanyagok

1.4 Kerámiák

A kerámiákat biodegradációs ellenállóképességük, kémiai inertségük, kiváló biokompatibilitásuk, nagy szilárdságuk és széles határok között változtatható rugalmassági tulajdonságaik miatt alkalmazzák fogászati implantátumként. Felhasználásuknak azonban határt szab, hogy törékenyek és kis duktilitással rendelkeznek [15].

1.4.1 Alumínium-, titán- és cirkónium-oxidok

Az alumínium-, titán és cirkónium-oxid kerámiák endosteális és gyökérforma fogászati implantátumok alapanyagai. Húzó- és nyomszilárdságuk 3-5 szöröse a kompakt csonténak, nagy rugalmassági moduluszal, kifáradási határral és törési szívóssággal rendelkeznek. Az előbb említett tulajdonságaik miatt, implantátum alapanyagként való felhasználásuk nagy tervezési szakértelmet igényel [15].

Előnyeik a következők:

- Krémfehér vagy világosszürke színűek, amely tulajdonság előnyös az elülső, esztétikai zónában található gyökérforma implantátumoknál
- Hő- és elektromos vezetőképességük, biodegradációjuk, reakciójuk a csont- és lágyszövetekkel, sokkal kedvezőbb más szintetikus anyagokénál
- A csontszövettel közvetlen kapcsolat kialakításra képesek

Állatkísérletek során az is kiderült, hogy a nyálkahártya és kerámia gyökérforma implantátum között helyi kötések is létrejönnek [15].

Mint minden anyagcsalád, azonban hátrányokkal is rendelkeznek, amelyek a következők [15]:

- A gőzsterilizációs során, néhány kerámia szilárdsága csökken
- A karcolásaikból repedések indulhatnak ki
- Nagy keménységük más anyagok kopását okozhatja, az így keletkezett anyagmaradványok pedig a környező szövetekkel roncsolhatják
- A legtöbb kerámia esetében száraz, forró levegős sterilizációra van szükség, amely a beültetéshez még nem elegendő

1.4.2 Bioaktív és biodegradábilis kalcium-foszfát alapú kerámiák

A kalcium-foszfát (CaPO_4) kerámiák jól alkalmazhatóak különböző típusú klinikai alkalmazásoknál (például implantátumok szerkezeti elemeként vagy biokompatibilitását növelő bevonataként). Korai kutatások azt mutatták, hogy a névleges összetételük hasonló a csont ásványi fázisához ($\text{Ca}_5[\text{PO}_4]_3\text{OH}$). Szemcséik kollagénnel képzett keveréke, amelyhez utólagosan bizonyos gyógyszereket és aktív szerves vegyületeket (például morfogenetikus csont proteinek) adnak, széleskörűen felhasználható [15].

A kalcium-foszfát alapú kerámiákat főként implantátumok bevonatként alkalmazzák. Fémes implantátumok kalcium-foszfát bevonata nem csak az implantátumok biokompatibilitását (felületének osseointegrációs képességét), hanem annak élettartamát is növeli [15].

Implantátumok alapanyagaként nem jellemző felhasználásuk kedvezőtlen mechanikai tulajdonságaik, rideg viselkedésük miatt (rossz törési szívósság és hajlítási szilárdság) [15].

Előnyeik [15]:

- Kémiai összetételük nagyon tiszta és hasonló a normál biológiai szövetekéhez
- Kiváló biokompatibilitás különböző szövetekkel
- Bevonatként fizikai és kémiai gátat képeznek megakadályozva az iontranszportot
- Rugalmassági modulusuk sokkal közelebb van a csontéhoz, mint bármely más nagy teherbíró képességű implantátum alapanyagé
- Színük hasonló a csont és a dentin színéhez

Hátrányaik [15]:

- Relatív kicsi húzó- és nyírószilárdsággal rendelkeznek

- Néhány szubsztrát határfelületénél rossz tapadással rendelkeznek
- Változó oldhatósággal rendelkeznek
- Bizonyos bevonatolási technológiák hatására a szubsztrát kémiai és strukturális tulajdonsága megváltozhatnak
- Megváltoztathatják az implantátum kémiai és szerkezeti tulajdonságait

1.5 Polimerek és polimer kompozitok

A polimerek kisebb szilárdsággal és rugalmassági modulussal (a legtöbb polimer rugalmassági modulusa a lágy szövetekéhez hasonló) és nagyobb szakadási nyúlással rendelkeznek, mint más implantátum alapanyagok. Hő és elektromos szigetelők. A nagy molekulatömegű típusok a biodergradációnak jól ellenállnak. Néhány típus úgymint a PMMA, kis hidegfolyási jellemzőkkel, kúszószilárdsággal és kifáradási határral rendelkezik, amelyek a felhasználhatóságot korlátozzák. Polimereket a legtöbb esetben abutmentek alapanyagaként alkalmazzák, így jobb biomechanikiai feltételek érhetőek el [15].

A szintetikus polimer kompozitok ígéretes fogászati implantátum alapanyagok. A polimer kompozitok nagy előnye, hogy a tulajdonságaik az erősítő struktúra megfelelő kialakításával és a mátrix anyag helyes megválasztásával a szöveteknek megfelelően testre szabhatóak. További előnyük, hogy viszonylag alacsony költséggel gyárthatóak. A jövőben lemezek, implantátum csavarok vagy más orvostechnikai eszközök ígéretes alapanyagai lehetnek [15].

1.6 Fémes fogászati implantátum alapanyagok

A legtöbb fogászati implantátum rendszer valamilyen fémből vagy fémötvözetből készül. Korábbi kutatásoknak, valamint a Brånemark rendszer klinikai sikereinek köszönhetően, a fémes anyagok közül fogászati implantátumok alapanyagaként leggyakrabban a tiszta titánt továbbá fő ötvözetét a Grade5 Ti-t alkalmazzák. Kisebb mértékben a kobalt-króm-molibdén és az vas-króm-nikkel ötvözetekből is készülnek fogászati implantátumok [2] [15].

1.6.1 Kobalt-króm-molibdén ötvözetek

Ezeket az ötvözet típusokat leggyakrabban valamilyen öntvény formájában alkalmazzák. Subperiostealis fogászati implantátumok alapanyagai. A krómötvözés a felületen oxidréteget képez, amely jól ellenáll a különböző korróziótípusoknak. Molibdén ötvözéssel a szilárdság növelhető, de javítja a korrózióállóságot is. Duktilis ötvözetrendszer és kiváló biokompatibilitással rendelkezik [15].

1.6.2 Vas-króm-nikkel ötvözetek

A korrózióálló ausztenites acélt (AISI 316L és 316LVM) már hosszú ideje sikeresen alkalmazzák implantátumok alapanyagaként. A titán mellett a legnagyobb mennyiségben felhasznált implantátum alapanyag [15].

Lyukkorózióra hajlamos így implantátum anyagként kellő figyelemmel, passzívált felülettel kell alkalmazni. Nikkeltartalma allergiás reakciót válthat ki. Ha elektrolitban titánnal, cirkóniummal vagy kobalttal érintkezik, galvanikusan korrodálhat vas tartalma miatt.

Fogtechnikában például foggyökérbe vezetett csapok és fogászati penge implantátumok alapanyagaként alkalmazzák. Felületkezelés nélkül azonban hosszú ideig sikeresen nem alkalmazható fogászati implantátumként, ugyanis az implantáció után a felületét kialakuló különböző sejtrétegek elválasztják a csontszövettől, így nem alakulhat ki megfelelő adhéziós kapcsolat a csontszövetekkel.

Mechanika tulajdonságai összehasonlítva a kobalt-króm-molibdén ötvözzel az **1. táblázatban** látható [15].

1. táblázat: Az AISI 316L és a kobalt-króm-molibdén ötvözet mechanikai tulajdonságai [2]

Tulajdonság	AISI 316L (hidegalakított)	CoCrMo(ASTM-F75)
Rugalmassági modulus (MPa x 10 ³)	200	240
Folyáshatár (MPa)	965	700
Szakadási nyúlás (%)	20	10

1.6.3 Egyéb fémek és ötvözetek

Sok egyéb fém és ötvözetet is alkalmaznak még fogászati implantátum eszközök alapanyagaként, azonban felhasználásuk nem jelentős. A korai spirálforma implantátumok platina, arany, irridium, palládium alapanyagokból és ezek ötvözeteiből készültek. Az arany, platina és palládium kis szilárdsággal rendelkezik, amely felhasználásukat implantátumként jelentősen korlátozza. Az utóbbi időben azonban reaktív anyagokból, mint cirkónium, wolfram és hafnium, is készítettek már implantátumokat [15].

1.6.4 Titán és ötvözetek

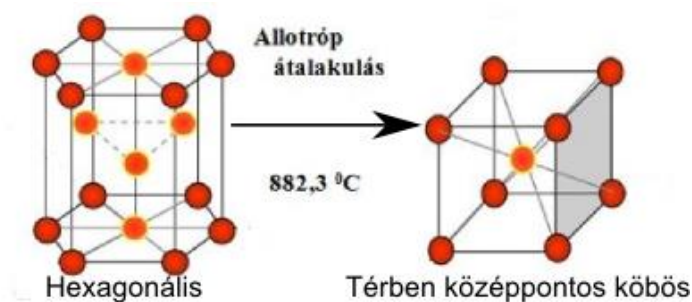
A titán gyógyászatban, fogászati implantológiában betöltött szerepe az elmúlt pár évben jelentősen megnőtt, köszönhetően a rendkívüli biokompatibilitásának, kiváló korrózióállóságának, jó fizikai és mechanikai tulajdonságainak. Fémek közül a titán

rugalmassági modulusa áll legközelebb a csontéhoz, amely fontos szerepet játszik orthopédiai alkalmazásoknál. A titánt 1798-ban *Wilhelm Gregor* fedezte fel, azonban széleskörű felhasználás csak 60 évvel később kezdődött meg, amikor *Wilhelm Kroll* által kifejlesztett metallurgiai folyamattal lehetővé vált különböző tisztaságú titánok előállítása [15].

1.6.4.1 Általános tulajdonságok

A titán átmeneti fém; betöltetlen elektronhéjának (hiányos d alhéj) köszönhetően, különböző szubsztitúciós ötvözetekkel képes szilárd oldatot képezni. A tiszta titán olvadáspontja 1678°C, amely magas érték jellemző az átmeneti fémekre [15][17].

Kristályszerkezetét tekintve 882,3°C-ig sűrűn pakolt hexagonális kristályszerkezetű, α fázisú, majd az előbbi hőmérséklet felett allotróp fázis átalakuláson megy keresztül és térben középpontos köbös kristályszerkezetű, β -fázissá alakul (7. ábra) [2][4].

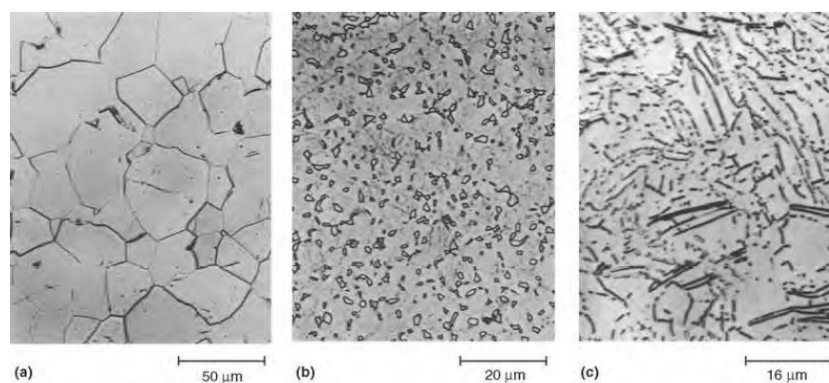


7. ábra: A titán allotróp átalakulása [19]

Mikrostruktúráját tekintve az alábbi osztályokba sorolható:

- α -fázisú ötvözetek
- közel α -fázisú ötvözetek
- α - β fázisú ötvözetek
- metastabil β -fázisú ötvözetek
- stabil β -fázisú ötvözetek

Az alumínium, karbon, gallium, oxigén, nitrogén és ón ötvözéssel titán α -fázisa stabilizálható, amíg nikkel, réz, palládium és vanádium ötvözéssel a β -fázis [7].



8. ábra: a) α -fázisú b) α - β -fázisú c) β -fázisú titán szövetszerkezete [7]

A titán környezeti ellenálló-képessége elsősorban a felületén lévő vékony oxidrétegtől függ. Mind a tiszta titánok, mind a titán ötvözetek stabil, magas integritású felületükhöz rendkívül jól tapadó oxidréteggel rendelkeznek. Ez az oxidréteg spontán keletkezik, és ha sérül, folyamatosan megújul, így védve meg az implantátumot a kémiai károsodásoktól, beleértve az emberi szájüreg agresszív fiziológiás környezetétől. Kutatások azonban rámutattak arra, hogy a fogkrémekből, szájvizekből származó fluoridion, rendkívüli módon károsítja ezt a védő oxidréteget [17][18].

A titán paramágneses, így nem produkál mágneses hatásokat, amelyek hatással lehetnének a sejtaktivításra. Felületi oxidrétege oldhatatlan, így megakadályozza a potenciálisan mérgező fémionok és a szövetek közvetlen érintkezését. Nem produkál szerves fémvegyületeket, amelyek mérgezőek vagy ha produkál is ezek nagyon gyorsan elbomlanak így nincsenek hatással az élő szervezetre. A felületi oxidréteg elsődlegesen TiO_2 -ből áll, kis mennyiségben TiO , Ti_2O_3 és Ti_3O_4 is megtalálható benne, amelyek vonzák és megkötik a fehérjéket. A tiszta titán és titánötvözetek felületi oxidrétegének a speciális tulajdonsága, hogy oxidáció esetén az oxigénionok a titánnal lépnek reakcióba. Ez a felületi tulajdonság tehát megakadályozza a fémoldódást [17].

A felületi oxidréteg azt is lehetővé teszi, hogy a titán és csont között direkt kapcsolat alakulhasson ki fénymikroszkópos szinten (osseointegráció). A mikro- és nanotechnológia gyors fejlődésével a felület tudatos módosítása a fogászati implantátumoknál is megjelent. Számptalan kutatás foglalkozik azzal, hogy ennek mértékét a titán felületének modern kezelései, hogyan befolyásolják. Ezeknek fő célja, hogy olyan felületmódosító technikákat fejlesszenek ki, amelyek gyorsabb és erősebb csontképződést eredményeznek [17].

Endostealis fogászati implantátum alapanyagaként leggyakrabban a Grade2, Grade3, Grade4 tiszta titánt és a Grade5 ELI (Ti-6Al-4V) titán ötvözetet alkalmazzák [9] így dolgozatomban csak ezeket a titánötvözeteket ismertetem.

1.6.4.2 Tiszta titán és a Grade5 ELI (Ti-6Al-4V)

A tiszta titánokat kiváló korrózióállóságuk és biokompatibilitásuk miatt fogászati implantátumok alapanyagaként gyakran alkalmazzák. ASTM szerinti négy osztályba sorolhatóak (Grade1-4), amelynek az alapját a titánban jelenlévő oxigéntartalom képezi. A Grade4 rendelkezik a legnagyobb oxigéntartalommal, amíg a Grade1 a legkisebbel. Az egyes osztályok ASTM szabvány szerinti kémiai összetétele a **2. táblázatban** látható [7].

2. táblázat: A tiszta titánok és a Ti-6Al-4V kémiai összetétele [7]

Kémiai elem	Grade1	Grade2	Grade3	Grade4	Ti-6Al-4V ELI*
O	0,18	0,25	0,35	0,40	0,13
N	0,03	0,03	0,05	0,05	0,05
H	0,015	0,015	0,015	0,015	0,0125
C	0,10	0,10	0,10	0,10	0,08
Fe	0,20	0,30	0,30	0,50	0,25
Ti	kiegy.	kiegy.	kiegy.	kiegy.	kiegy.

*Al 6%, V 4%

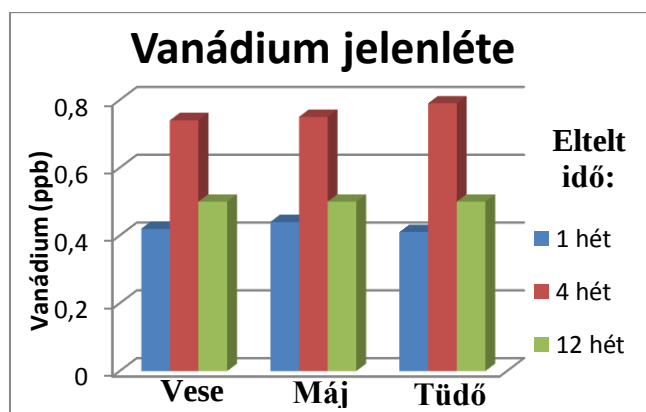
Ez az oxigéntartalom a felületi oxidrétegre nincs hatással, azonban a mechanikai tulajdonságokra igen. Az intersticiós oxigénszennyezés növeli az ötvözet szilárdságát és kifáradási határát is. 0,085%-os oxigéntartalom mellett (ez valamivel kisebb, mint a Grade1-nél), a kifáradási határ (10^7 ciklus) megközelítőleg 88,2 MPa, amíg 0,27%-os oxigéntartalom (Grade2 oxigéntartalmával közel megegyező mennyiség) a kifáradási határ megközelítőleg 216 MPa-ra növeli. A tiszta titánt az α -fázisú titánötvözetek közé soroljuk [17].

3. táblázat: A tiszta titánok, a Ti-6Al-4V és a kortikális csont mechanikai tulajdonságai [2][17]

Mechanikai tulajdonság	Grade1	Grade2	Grade3	Grade4	Ti-6Al-4V ELI	Kortikális csont
Szakítószilárdság (MPa)	240	345	450	550	860	140
Folyási határ (MPa)	170	275	380	485	795	-
Rugalmassági modulus (MPa)	110	110	110	110	110	18

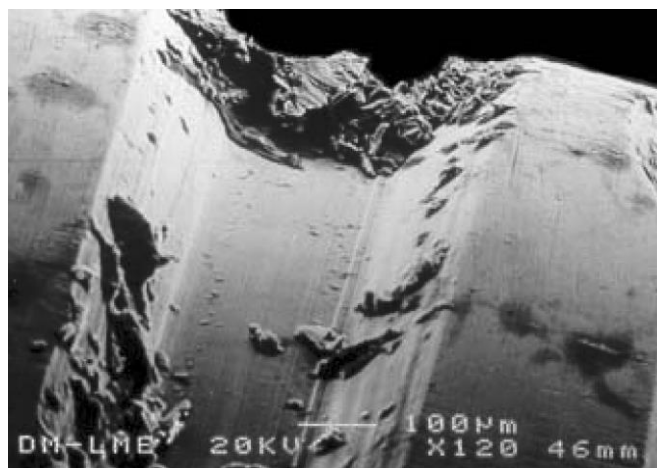
Mechanikai tulajdonság	Grade1	Grade2	Grade3	Grade4	Ti-6Al-4V ELI	Kortikális csont
Szakadási nyúlás (%)	24	20	18	15	10	1

A Ti-6Al-4V ELI ötvözet széleskörűen felhasznált implantátum alapanyag. Mechanikai tulajdonságai a **2. táblázatban**, kémiai összetétele pedig a **3. táblázatban** látható. Ötvözőelem hozzáadásával a Ti tulajdonságai széleskörűen befolyásolhatóak. Az Al az α -fázist, a V a β -fázist stabilizálja. Utóbbi erősen toxikus ezért bizonyos esetekben más β -fázist stabilizáló elemekkel helyettesítik. Állatkísérletekkel azonban bebizonyították, hogy a beültetést követő 12 héten belül, jelentősen nem nő a májban, vesében és a tüdőben a V ion koncentrációja. Ez a koncentráció nem éri el a toxikus szintet és minimális növekedése is inkább valamilyen étrendi bevitelnek köszönhető (**9. ábra**) [18].



9. ábra: Vanádium jelenléte a Ti-6Al-4V alapanyagú implantátum beültetést követően a kísérleti nyúl szerveiben [18]

A tiszta titánból és a Ti-6Al-4V ötvözetből fogászati implantátumot leggyakrabban forgácsolással készítenek. Forgácsolásuknál problémát okozhat, hogy viszonylag rossz hővezető képességük miatt felhevülhetnek. További probléma, hogy forgácsolás során a titán más kémiai elemekhez való nagy affinitása miatt, olyan vegyületeke keletkezhetnek, amelyek akadályozhatják a szerszám mozgását. Azonban ezek a káros folyamatok a megfelelő technológiai tervezéssel elkerülhetőek. A fogászati implantátumok a forgácsolás után további felületi kezelést igényelnek. Ekkor felületükről eltávolítják a forgácsolás során keletkezett fémforgácsot és fémtörmelék (**10. ábra**), amelyek az implantáció után az implantátum felületéről leválva toxikusak lehetnének [1].



10. ábra: A titán felületéhez esztergálás során hozzátapadt fémmaradványok [1]

Az endostealis gyökérforma fogászati implantátumok károsodási mechanizmusai

Az elmúlt évtizedben a fogászati implantációk több mint 90%-a volt sikeres. Korábban Zarb és Schmitt 11%-os, amíg Quirynen és Listgarten 6%-os sikertelen implantációról számolt be kutatásaiban. Napjainkban a sikeres implantációk száma még magasabb. Azonban, ahogy egyre nő az implantációk száma, ezzel párhuzamosan nő a sikertelen implantációk száma is [3].

A sikertelenség mögött több tényező állhat. Okozhatja a felépítmény csavar kilazulása vagy törése, az implantátum túlterhelése vagy kifáradása miatt bekövetkező törése [8].

A törés a leggyakrabban fellépő mechanikai faktor az implantátum sikeres osseointegrációját követően.

1.7 A felépítmény csavar kilazulásának és törésének lehetséges okai

A felépítmény csavar megfelelő stabilitásának eléréséhez megfelelő előfeszítő erőt kell alkalmazni. Ennek értékét a gyártók a rágás során fellépő erők alapján előírják. Kézi vagy mechanikus nyomatékkulcs segítségével állítható be.

Ha a csavar nincs megfelelően előfeszítve akkor kilazul, ennek következményeként a felépítmény mozogni kezdhet, amely mozgás a csavarban káros mechanikai feszültségeket kelthet, így megnövelve a törés kockázatát [8].

1.8 Az implantátum törésének lehetséges okai

Az implantátum törését túlterhelés az alapanyag kifáradása, a csontveszteség, az implantátum mikromozgásai vagy az esetleges elektrokémiai korrózió is okozhatja [8].

A túlterhelés okozta törés vagy statikus törés azonnal bekövetkezik, ugyanis ekkor az alapanyag folyáshatárát meghaladó feszültség ébred. Az endostealis implantátumnak töretfelülete ekkor jellemzően gödrös köszönhetően annak, hogy a leggyakrabban alkalmazott alapanyag, a titán, szívós anyag. Túlterhelés okozhat például a helytelen méretezés, vagy a parafunkcionális emberi viselkedés, mint a fogcsikorgatás [3][8].

A fáradásos vagy dinamikus törés akkor alakul ki, ha a terhelésből adódó feszültség kisebb, mint a folyáshatár, de nagyobb, mint a rugalmassági határ. Ez a terhelés, amely lüktető vagy lengő is lehet, az időben ciklikusan ismétlődik. Bizonyos krisztallitokban (csúszási szempontból kedvező helyzetben lévő krisztallitokban), minden egyes ciklus során képlékeny alakváltozás következik be. Ha kimerül a kitüntetett irányú krisztallitok alakváltozó képessége repedések keletkeznek. További igénybevételek hatására más orientációjú krisztallitokban is kialakulhatnak repedések, amelyek ha elérnek egy kritikus méretet, továbbterjedhetnek, így kialakul a fáradásos törés jelensége. Fogászati implantátumok esetében a ciklikus terhelést a rágás jelenti, amely egy lüktető (állandó előjelű) terhelést jelent és az implantátum kifáradását okozhatja [3][8].

Az implantátum környezetében bakteriális fertőzés hatására kialakuló csontvesztesség (periimplantitisz) az implantátum egyenlőtlen feszültségeloszláshoz vezet, és ezáltal okozhatja az implantátum túlterhelődését majd pedig annak törését [8].

Az implantátum esetleges mikromozgásai is hasonló károsodáshoz vezethetnek. Ebben az esetben a mikromozgások hatására nem a kívánt szerkezetű csont alakul ki az implantátum felületénél. Ennek következményeként nem egyenletesen oszlik el a terhelés az implantátum keresztmetszetében és törés következhet be [8].

Az elektrokémiai korrózió hajtóereje az elektrolitban érintkező fémek közötti potenciálkülönbség. Az emberi szájban található közeg rendkívül jó elektrolit. Ennél a korróziótípusnál a negatívabb elektródpotenciálú fém fog elektront leadni, vagyis oxidálódni és oldatba menni, még a pozitívabb potenciálú pedig elektront vesz fel, redukálódik, vagyis kiválik. Ennek a folyamatnak a következményeként az anyagban kitüntetett termodinamikai helyeken korróziós repedések keletkeznek. Ezek a repedések a mechanikai terhelés hatására továbbterjedhetnek az implantátum törését okozva. Közel azonos elektrokémiai potenciálú anyagokat választva ez a korróziótípus és az általa okozott töréstípus elkerülhető [18].

Vizsgálati terv

1.9 A vizsgálatok célja

A vizsgálatok célja roncsolásmentes és roncsolásos mikro- és makroszerkezeti vizsgálatokkal megállapítani, hogy az explantált implantátumokban milyen anyagtulajdonság-változások és károsodási folyamatok következtek be.

1.10 Szemrevételezés sztereomikroszkóppal

A szemrevételezéshez **Olympus SZX16** típusú sztereomikroszkópot alkalmazok. A szemrevételezés során a makroszkopikus méretű sérüléseket, korróziós folyamatok jeleit esetlegesen felületre kifutó repedéseket, levált darabok nyomait keresem a műgyökér felületén. A töretfelület vizsgálatára ez a módszer kis mélységélessége miatt nem alkalmas, ezért a továbbiakban a töretfelület elektronmikroszkópos vizsgálata is szükséges.

Sztereomikroszkóppal a későbbiekben félbecsiszolt, keménységméréshez előkészített mintákat is vizsgálom.

1.11 Elektronmikroszkópos vizsgálat

Kihasználva az eljárás nagy mélységélességét az alábbi vizsgálatokat végzem el:

- Az eltört implantátum töretfelületén porozításokat és egyéb alapanyag hibákat keresek, valamint vizsgálom a felület mintázatát.
- Az ép és az eltört implantátum felületét vizsgálva a mikromegmunkálás során és egyéb folyamatok okozta hibákat (korróziós nyomok, repedések, levált darabok) keresek.
- Az implantátum összetétel vizsgálatát is elvégzem EDS segítségével

Ezek alapján megkísérlem meghatározni, hogy a törés milyen mechanizmus eredményezte (túlterhelés, kifáradás, anyaghiba vagy gyártási hiba).

Később a keménységméréshez előkészített mintákat is megvizsgálom az eljárással.

1.12 Keménységmérés

A keménységmérés előtt a mintákat **Duracryl® Plus** típusú akrilgyantába ágyazom majd több munkafázisban **Jean Wirtz IA/4358** típusú csiszolóberendezéssel (**4. táblázat**) félmetszetbe csiszolom, majd **BUEHLER Alpha 2 Speed** polírozóperendezéssel 1µm-es alumínium-oxid szuszpenzió segítségével 1 fázisban polírozom.

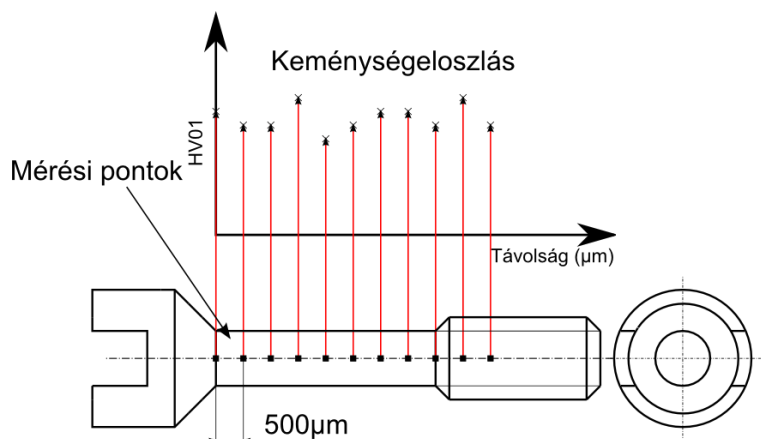
4. táblázat: A csiszolás különböző fázisai

A csiszolási fázis száma	A csiszolópapír szemcsemérete
1.	P80
2.	P120
3.	P320
4.	P600
5.	P1000
6.	P2500
7.	P4000

A felület megfelelő előkészítése azért szükséges, mert az alkalmazott mikro-Vickers keménységmérést, a mért felület topográfiája nagymértékben befolyásolja. A mérésekhez egy **Buehler IdentaMet 1105 típusú micro-Vickers keménységmérő** berendezést alkalmazok. Az ép, valamint a törött minta előkészített felületén a keménységmérést vertikális irányban végzem el. Ennek oka a következő:

- A kifáradás folyamata képlékeny alakváltozással jár, amely hatására az alapanyagban nő a diszlokációsűrűség, így az keményedik. Célom megállapítani az implantátum hossz tengelye mentén, micro-Vickers keménységmérést végezve, hogy hol tapasztalható az alapanyagban keménység növekedés.
- Az eltört implantátumon mért keménységértékek összehasonlíthatóak az ép implantátumon mért értékekkel.

A keménységmérést a felépítményt rögzítő csavarokon is elvégzem, amely során hossz tengely menti micro-Vickers keménységeloszlást határozok meg (**11. ábra**).



11. ábra: A felépítmény csavarok keménységmérésének elrendezése

A mérést mindkét csavaron ugyan azokban a mérési pontokban végzem el, így a mért keménységértékeknek nemcsak az átlagos értéke, hanem az adott pontbeli értéke is összehasonlítható lesz.

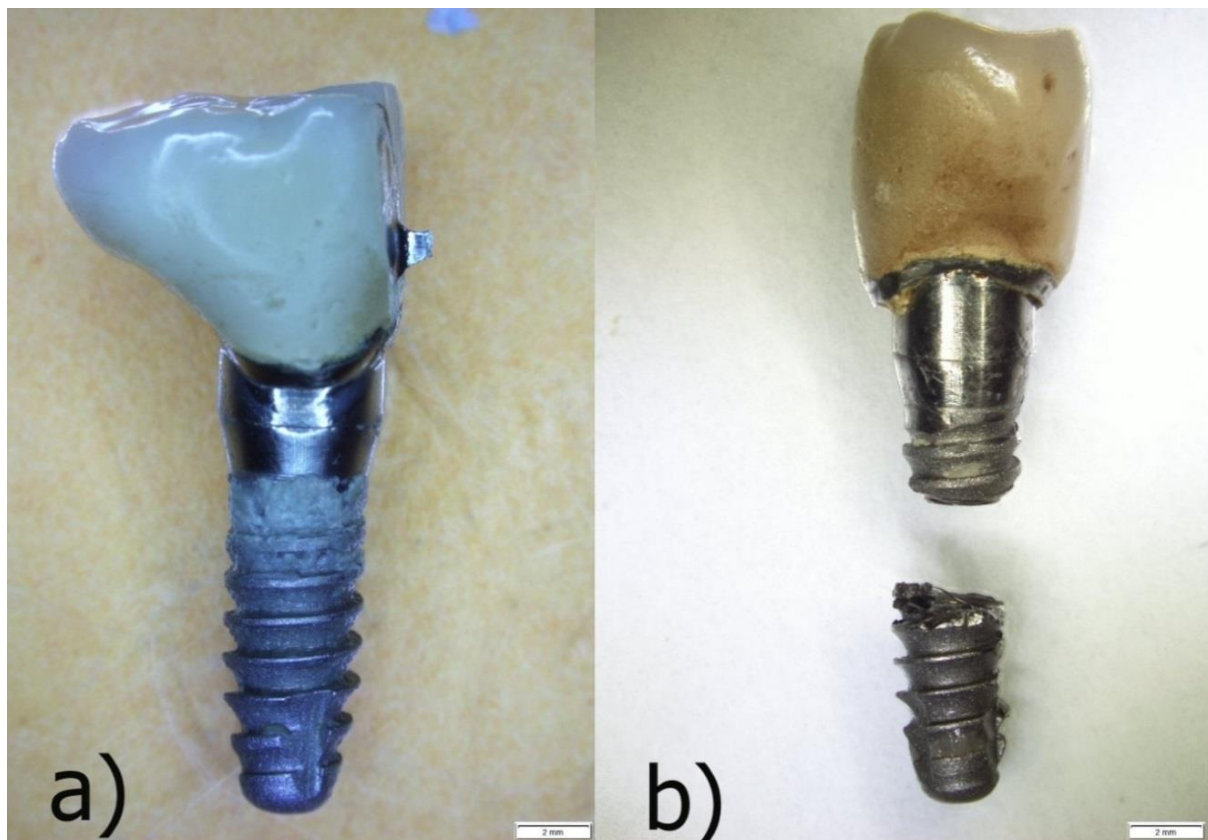
1.13 Fémmikroszkópos vizsgálatok

A félbecsiszolt ép minta kémiai maratása után vizsgálom annak szemcseszerkezetét. Erre azért van szükség, mert pontosan nem áll rendelkezésemre milyen, titán alapanyagból készült a teljes implantátum (tisztá titán vagy Grade5 (Ti-6Al-4V) ötvözet). A fémmikroszkópos képeket összehasonlítva az elektronmikroszkóp EDS eredményével, az alapanyag beazonosíthatóvá válik. A vizsgálat során egy **Olympus PMG3** típusú fémmikroszkópot alkalmazok.

Vizsgálatok

1.14 Szemrevételezés sztereomikroszkóppal

A vizsgálatot elsőként a teljes darabokon végzetem el. Majd ezeket akrilgyantába ágyazva félmetszetbe csiszoltam, és az így elkészült mintákat is vizsgáltam belső sérüléseket keresve.



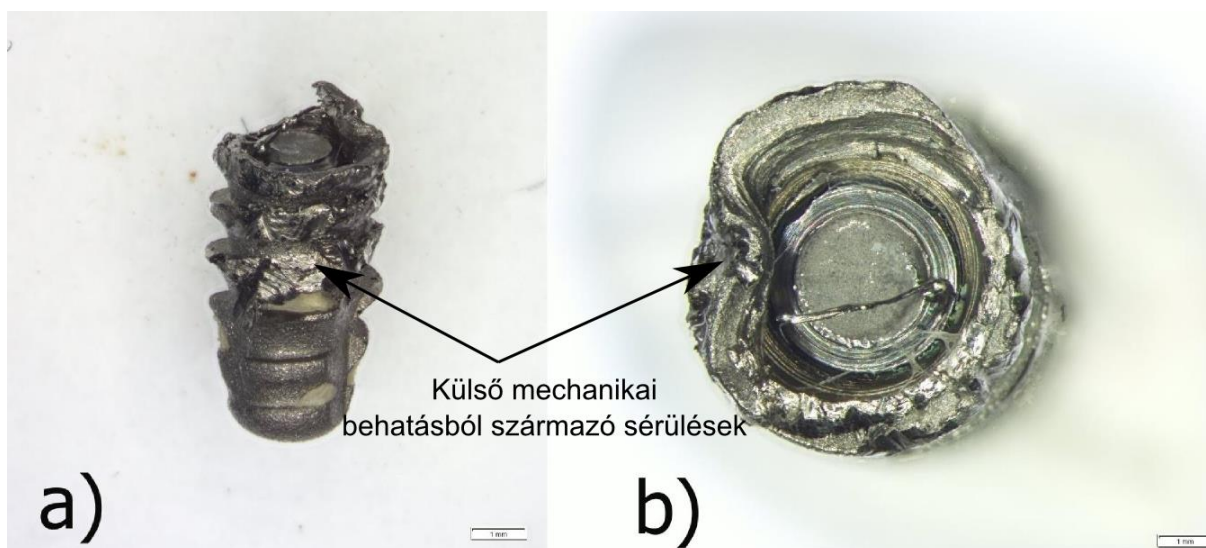
12. ábra: a vizsgált a) ép- és b) törött implantátum

A **12. ábra** b) képén látható, hogy a törött implantátum esetében mind az implantátum, mind pedig a felépítmény csavar eltört. A **12. ábra** a) képén található ép implantátum testen nem találtam károsodásra utaló külső nyomokat. Megfigyelhető volt az is hogy az ép implantátum testen jelentősebb csontmaradványokat lehetett találni szemben a törött mintánál tapasztaltakkal (**12. ábra** és **13. ábra**).



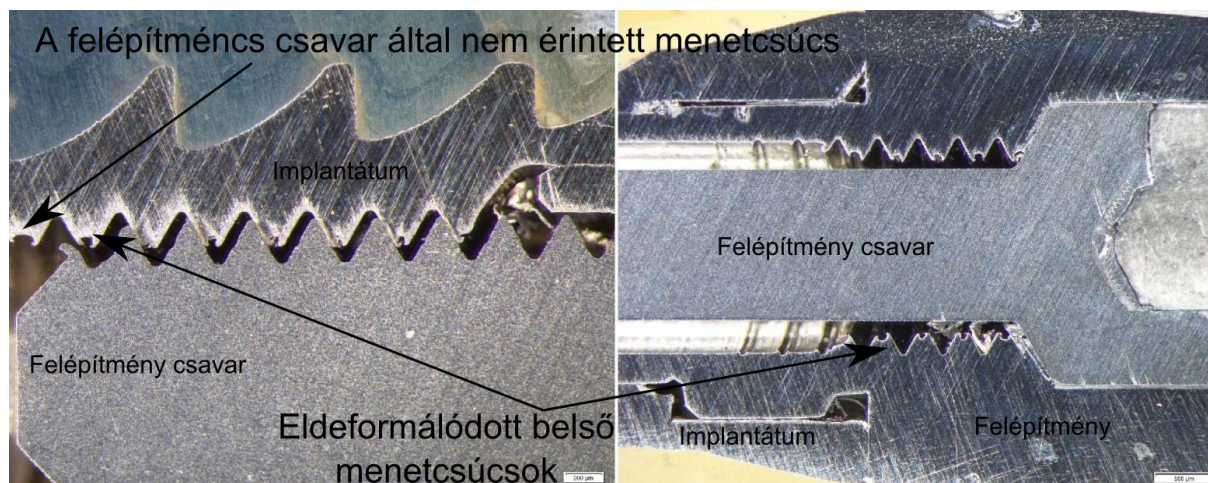
13. ábra: Az ép implantátumon megtapadó csontszövet maradványok

A törött minta apikális darabján jelentős külső mechanikai hatásból származó sérüléseket találtam (**14. ábra**), amelyek valószínűleg az implantátum törését követő eltávolításból származnak.



14. ábra: A törött minta apikális darabjának a) oldalnézete és b) felülnézete

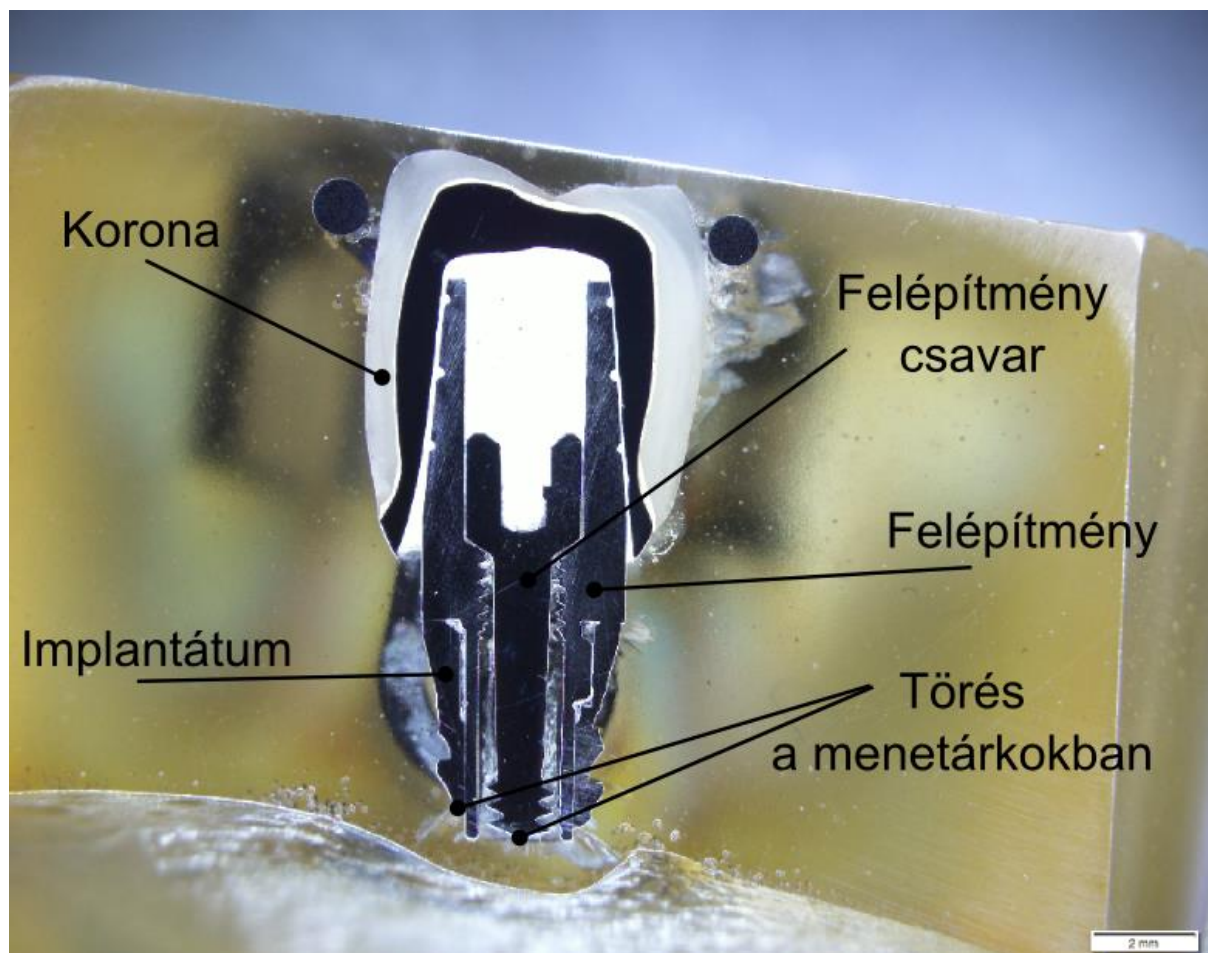
Mindkét rendelkezésre álló minta fémlemezét elkészítve, majd ezeket vizsgálva látható volt, hogy az implantátum belső menetprofiljának csúcsai eldeformáltak, a felépítmény csavar külső menetprofilja viszont ép volt (**15. ábra**).



15. ábra: Eldeformálódott belső menetcsúcsok

Ezek a gödrök valószínűleg a belső menet forgácsolása során keletkeztek. A felépítmény csavar esetleges károsító hatása azért zárható ki, mert a csavar által nem érintett menetcsúcsok is eldeformáltak voltak (**15. ábra**).

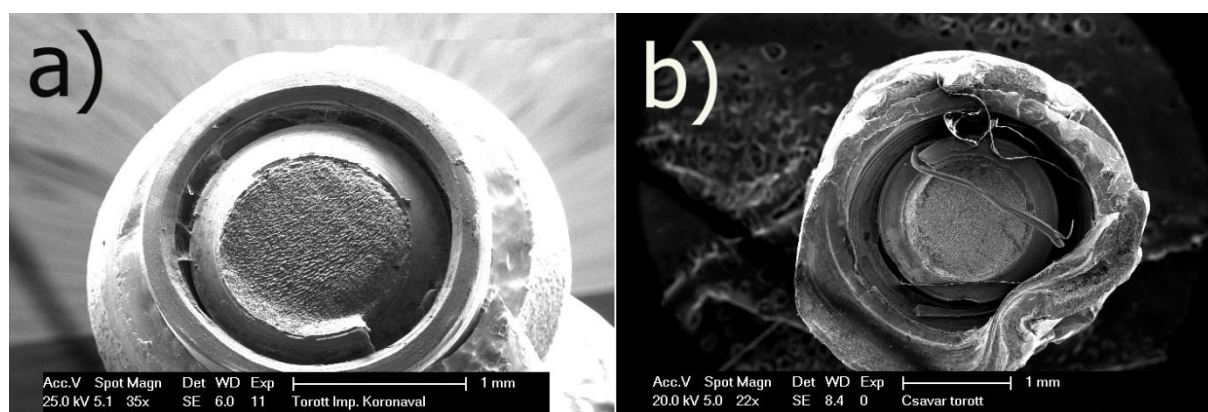
A törött implantátum esetében a sztereomikroszkópos képeken az is látható volt, hogy a törés az implantátum és a felépítmény csavar esetében is a menetárokban következett be (**16. ábra**).



16. ábra: A törött implantátum fémlemezben

1.15 Elektronmikroszkópos vizsgálatok

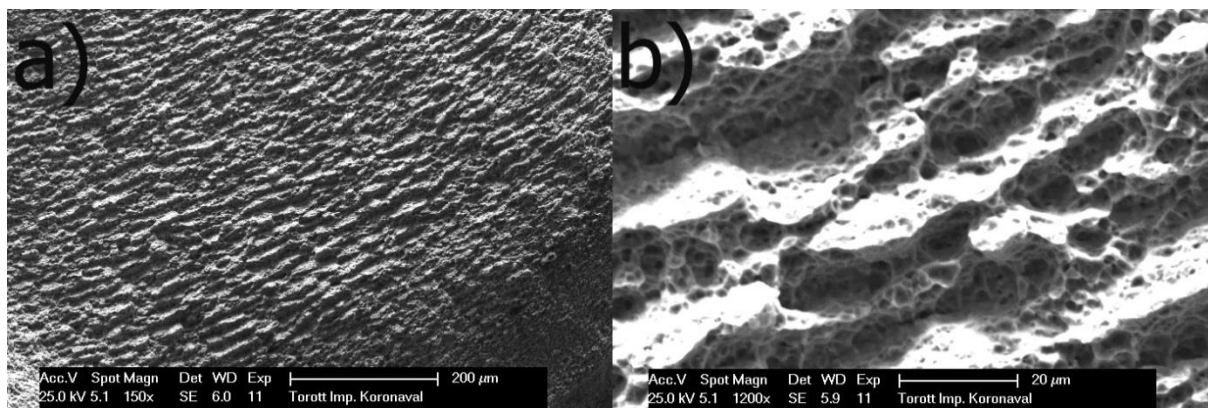
A vizsgálattal elsőként a töretfelületet vizsgáltam kihasználva a képalkotó eljárás nagy mélységélességét.



17. ábra: A törött implantátum a) felső valamint b) apikális darabjának elektronmikroszkópos képe

Az már a kisebb nagyításban is jól látszott (17. ábra a)), hogy a felépítmény csavar és az implantátum is a menetárokban tört el, megerősítve a sztereomikroszkópos vizsgálatnál

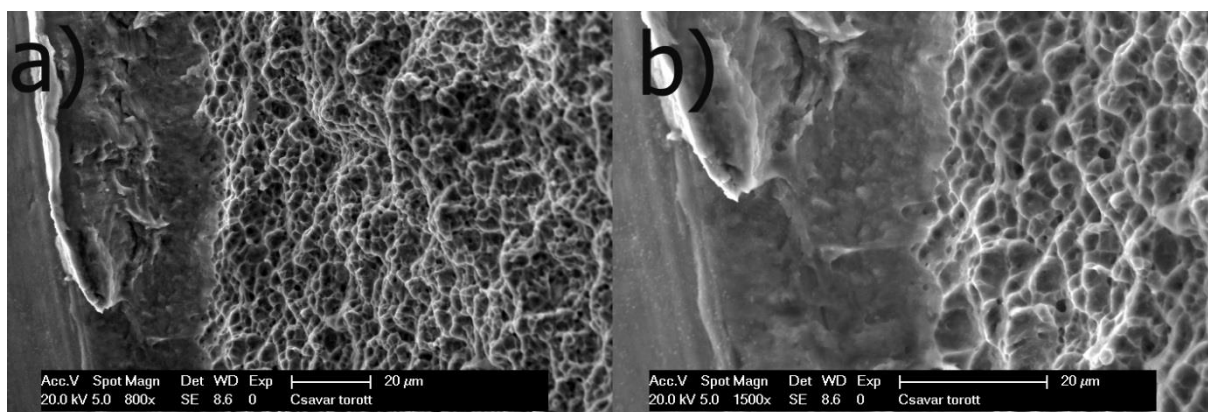
tapasztaltakat. A felépítmény csavar töretfelületének jelentős részén a szívós törésre jellemző, gödrös felület volt látható (18. ábra).



18. ábra: A töretfelület gödrös mintázata a) N=150x b) N=1200x

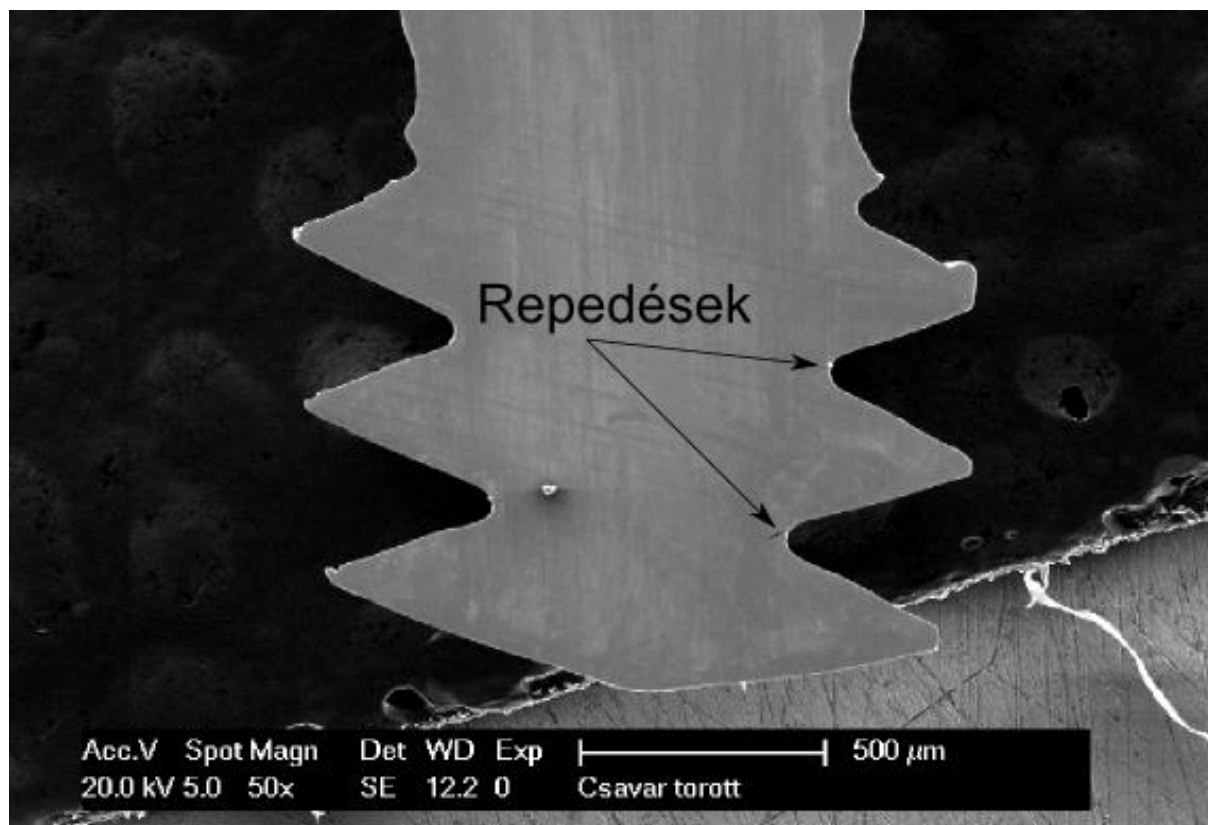
A szívós törési mechanizmus, jellemző a Ti alapanyagokra, amelyek jellemzően nem rideg anyagok. Fogászati implantátumok esetében a szívós törést túlterhelés okozhatja.

A felépítmény csavar töretfelületének egy másik régióját, már nem csak a szívós törésre jellemző gödrös felület volt látható (19. ábra).



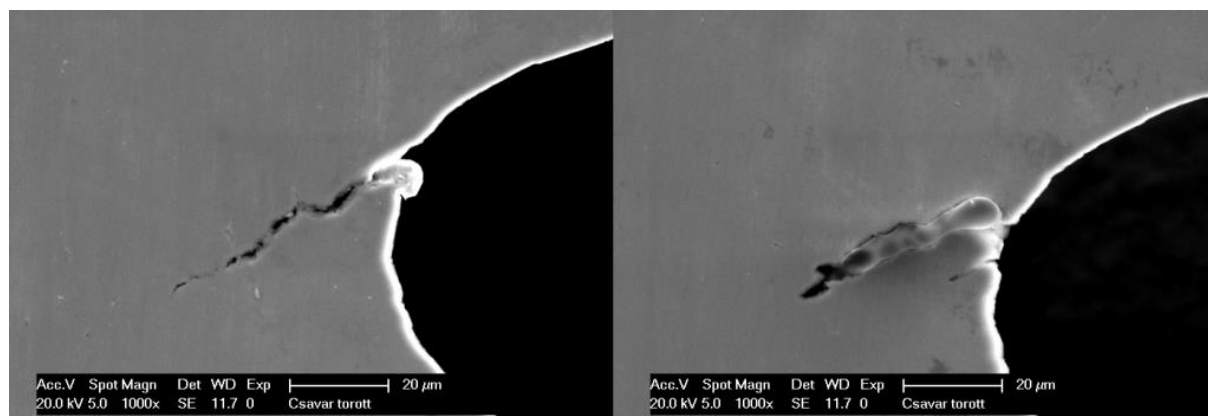
19. ábra: A felépítmény csavar töretfelületének jól elkülöníthető két mintázata a) N=800x b) N=1500x

A komplexebb vizsgálat érdekében a félbe csiszolt törött felépítmény csavart is megvizsgáltam elektronmikroszkóppal. Ebben az esetben az elkészült képeken jól látható volt, hogy a menetárkokban repedések keletkeztek. Ezek a repedések viszont csak a csavar egyik oldalán jelentkeztek (20. ábra).



20. ábra: Repedések a felépítmény csavar menetárkaiban

Nagyobb nagyításban jobban látható volt a keletkezett repedések alakja (21. ábra).



21. ábra: A menetárokban keletkezett repedések N=1000x

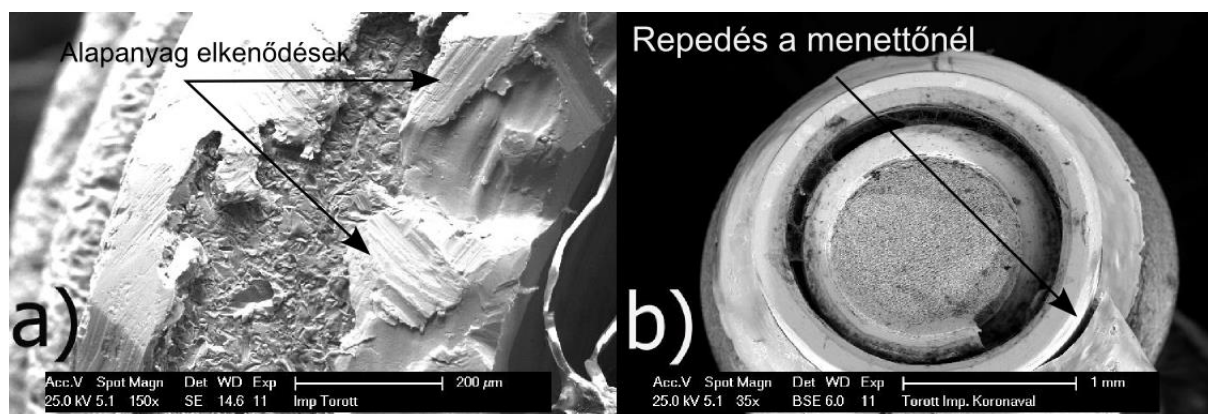
Ezek alapján feltételezhető, hogy a 19. ábra nem gödrös töretfelülete a menetárokban keletkezett repedésből származik. Az egy oldalon megjelent repedések arra utalnak, hogy a csavar egyoldalú hajlító jellegű terhelést kaphatott, amelynek hatására a menetárkokban, mint feszültséggyűjtő helyeken repedések keletkeztek (ez az egyoldalú terhelés adódhatott abból, hogy az általam vizsgált implantátum kísérő fogpótlás volt, amelynek a nagyőrlő foghoz közelebb eső oldala, a rágás során nagyobb terhelést kaphatott).

A keletkezett repedések továbbterjedve lecsökkentették a teherhordó keresztmetszetet, amelynek hatására az alapanyagban szívós törés ment végbe. Ilyen jellegű károsodás származhat az a felépítmény csavar használat közbeni mozgásától, amelyet például pontatlan gyártás vagy csavar nem megfelelő nyomatékú meghúzása is előidézhethet.

A törés származhat viszont abból is, ha a környező csontszövet leépül (periimplantitisz következményeként vagy az implantátum mikromozgása miatt) és a nem egyenletes terhelésátadás következtében a felépítmény csavar valamely keresztmetszetében az alapanyag folyáshatárát meghaladó feszültségek ébrednek.

Azonban ezek a feltevések nem magyarázzák az implantátum eltörését. Szükséges az implantátum töretfelületének is a vizsgálata.

Az implantátum esetében a töretfelület mintázata valószínűleg az explantálás során sérülhetett meg, a felületen alapanyag elkenődések és egyéb sérülések jelentek meg. Ezért ez lehetetlenné tette azt, hogy bármilyen következtetést levonjak annak elektronmikroszkópos képéből (22. ábra a)). Az viszont az implantátum túlterhelésére utalt, hogy annak menettöve elrepedt (22. ábra b)).



22. ábra: a) Az implantátum sérült töretfelülete N=150x b) Az implantátum menettövéénél található repedés N=35x

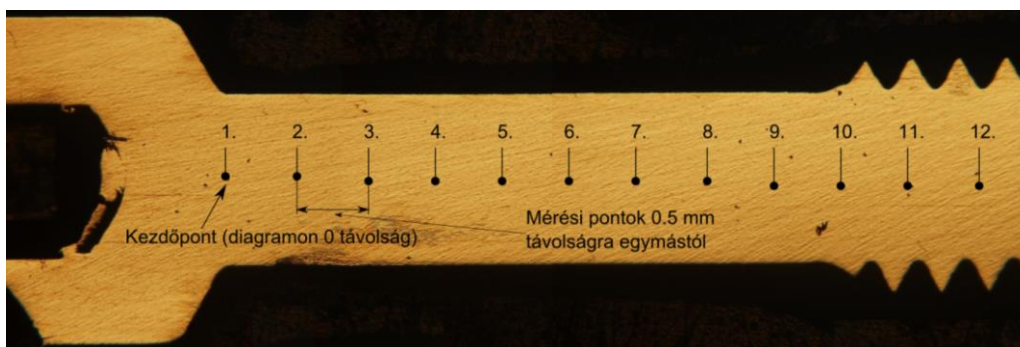
Az egyik lehetséges magyarázata az implantátum törésnek az anyagfáradás. Ennek során az alapanyagban repedések keletkeztek, amelyek elérve egy kritikus méretet előidézhették az implantátum mikromozgását, ezáltal a felépítmény csavar egyoldalú terhelését is.

Az implantátum, viszont akár csak a felépítmény csavar a környező csontszövetben bekövetkező inhomogenitás miatt is eltörhetett, amely megmagyarázná a menet túlterhelődését majd a menettő elrepedését is.

Fontos azonban megemlítenem azt a tényt, hogy az előbbi gondolatmenetek mindegyike csak feltételezés, a pontos okok ismeretlenek.

1.16 Keménységmérés

A keménységmérést az implantátumokon és a felépítmény csavarokon is elvégeztem. Utóbbi esetben nem csak átlagos keménységértékeket hasonlítottam össze, hanem a csavar hossz tengelye mentén felvett keménységprofilt is, amelynek sémáját a **23. ábra** mutatja.



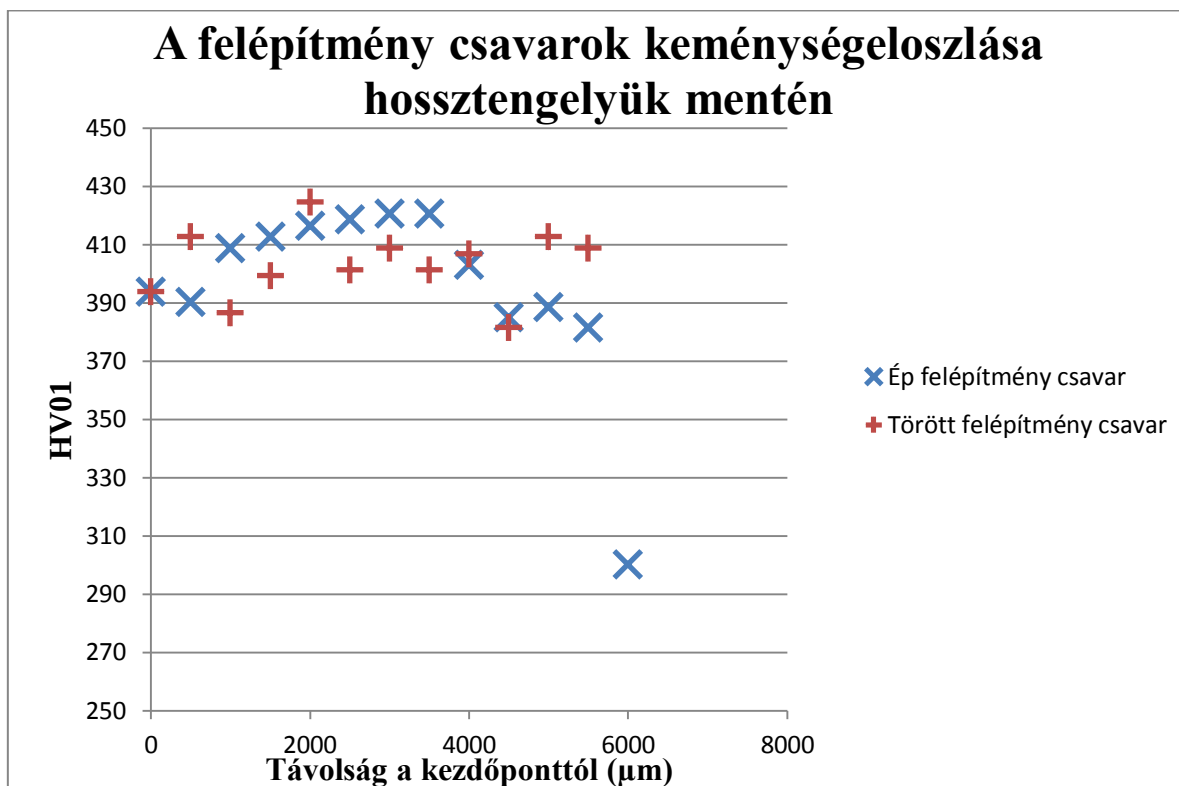
23. ábra: A felépítmény csavarok keménységmérési pontjai (fém mikroszkóppal készült kép)

A törött felépítmény csavarnál 11 pontban végeztem keménységmérést, mivel a 12. pont a csavar hossza miatt annak anyagán kívül esett. A méréseket 100g-os terheléssel és 15 másodperces lenntartási idővel végeztem el. A mért értékeket az **5. táblázat** tartalmazza.

5. táblázat: A felépítmény csavarokon mért keménységértékek

Mérési pont (μm)	Ép felépítmény csavar			Törött felépítmény csavar		
	D1 (μm)	D2 (μm)	HV01	D1 (μm)	D2 (μm)	HV01
0	21,6	21,8	393,8	21,7	21,7	393,8
500	22,4	21,2	390,2	21,4	21	412,6
1000	21,8	20,8	408,7	21,9	21,9	386,6
1500	21,8	20,6	412,6	21,8	21,3	399,3
2000	21,6	20,6	416,5	21,6	20,2	424,5
2500	21,4	20,7	418,5	21,8	21,2	401,2
3000	21,3	20,7	420,5	21,3	21,3	408,7
3500	21,2	20,8	420,5	21,7	21,3	401,2
4000	22,3	20,6	403	21,9	20,8	406,8
4500	22,4	21,5	384,9	22,4	21,7	381,4
5000	21,8	21,9	388,4	21,2	21,2	412,6
5500	23,3	20,8	381,4	21,7	20,9	408,7
6000	28,1	21,6	300	-	-	-

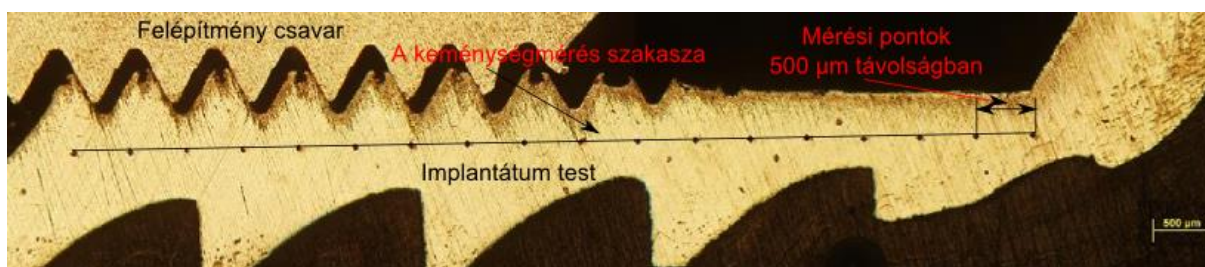
A keménységértékek alapján felvett hosszirányú keménységprofil a **24. ábra** diagramja mutatja.



24. ábra: A felépítmény csavarok keménységeloszlás diagramja

A diagramon látható, hogy nincs szignifikáns eltérés a keménységértéket összehasonlítva (egy pont kivételével, amely kiugró érték inkább mérési hibának tekinthető a mért értékek trendjét figyelembe véve).

Az implantátumokon esetében a keménységmérés sémáját a **25. ábra** mutatja.



25. ábra: A mérési pontok elhelyezkedése implantátumokon

Az ép, valamint a törött implantátumok mért keménységértékeit a **6. és 7. táblázat** tartalmazza.

6. táblázat: Az ép implantátumon mért keménységértékek

Mérési pont	D1 (μm)	D2 (μm)	HV01
1	32,7	29,9	189,3
2	32,1	31,2	185,2
3	32,5	30,6	186,3
4	31,7	30,4	192,3
5	34,8	30,7	172,9
6	33,9	31,8	171,8
7	31,9	30,9	188,1
8	30,4	30	203,3
9	30,6	28,7	210,9
10	31,6	30,3	193,6
11	35,3	30	174
12	33,6	29,8	184,5
13	34,1	31,1	173,4
14	33,3	30,1	184,5
15	32,2	30,1	191,1
16	31,5	30,6	192,3
17	33,1	31,1	180
18	32,8	30,7	184

A törött implantátum esetében kevesebb mérési pont alapján határoztam meg az átlagos keménységértéket (7. táblázat).

7. táblázat: A törött implantátumon mért keménységértékek

Mérési pont	D1	D2	HV01
1	27,8	28,4	234,9
2	30,1	29,2	210,9
3	31,3	29,8	198,7
4	32,7	31,6	179,4
5	29,7	29,2	213,8
6	30,1	29,3	210,2

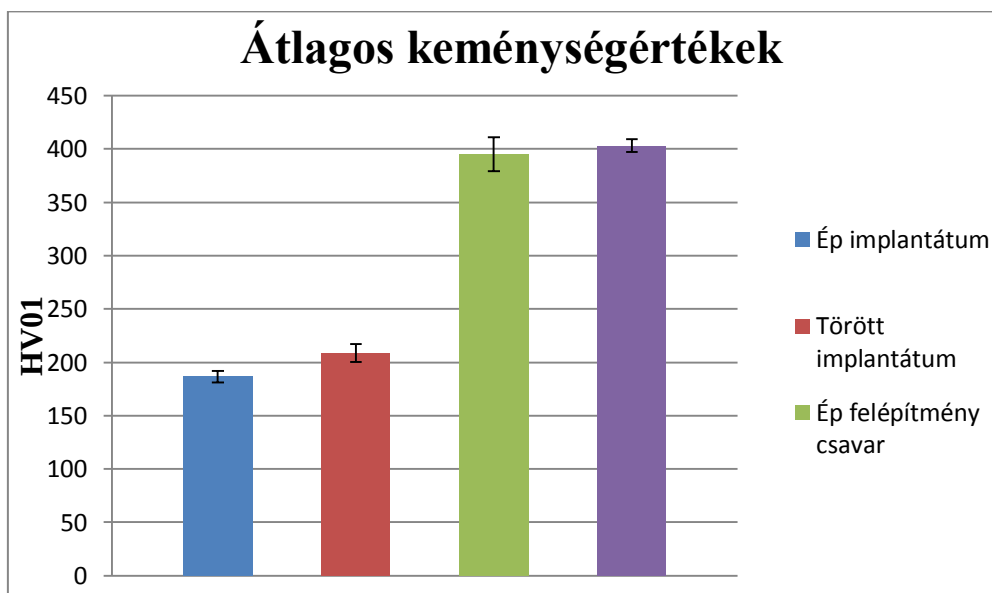
Mérési pont	D1	D2	HV01
7	30,7	30	201,3
8	30,8	30,3	198,7
9	28,4	28,4	229,9

A felépítmény csavarok továbbá az implantátumok átlagos keménységét és ennek szórását, a mért értékek alapján a **8. táblázat** tartalmazza.

8. táblázat: A mért keménységértékek átlaga és szórása

Érték	Ép implantátum	Törött implantátum	Ép abutment csavar	Törött abutment csavar
Átlag (HV01)	186,5	208,6	395,3	403,1
Szórás (HV01)	10,3	16,8	31,9	11,9

A **8. táblázat** értékei diagramon összehasonlítva a **26. ábrán** láthatóak.

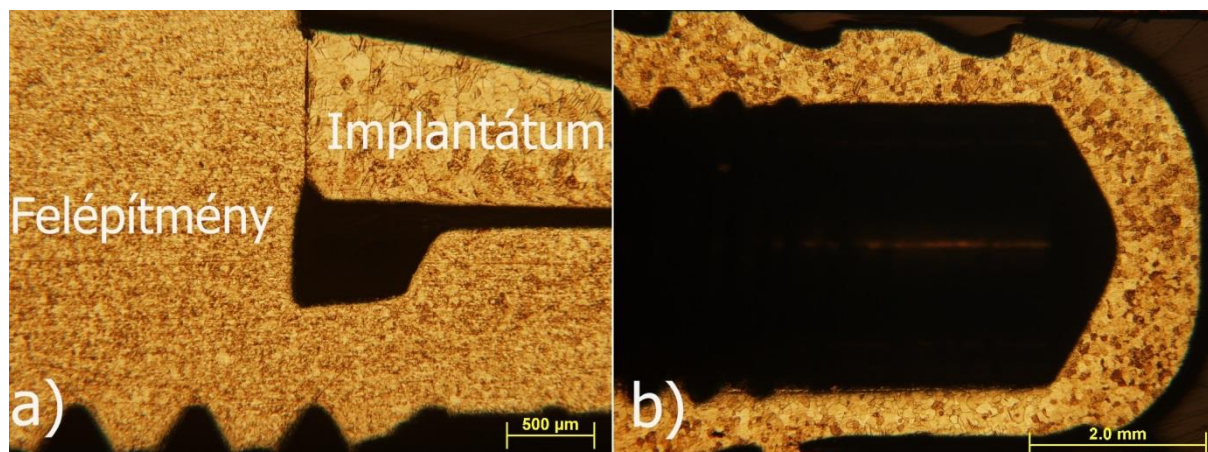


26. ábra: Az átlagos keménységértékek összehasonlító diagramja

A diagram alapján látható, hogy az implantátumok keménységértékei között nincs jelentős eltérés, továbbá ugyan ez igaz a felépítmény csavarokra is.

1.17 Fémmikroszkópos vizsgálatok

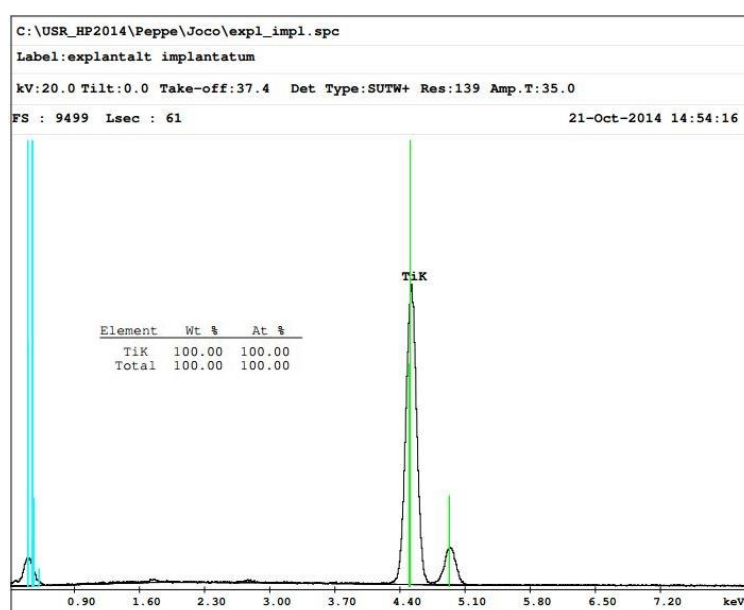
A fémmikroszkópos vizsgálatához az ép implantátumot készítettem elő. Az implantátumot Keller reagenssel (190 ml víz, 5 ml salétromsav, 3 ml sósav, 1 ml hidrogén-fluorid) 20 másodpercig marattam). Az elektronmikroszkópos vizsgálatok során EDS vizsgálatot is végeztem a fémek alapanyagok összetételének meghatározásához. Ennek eredményei most kerülnek ismertetésre összehasonlítva a fémmikroszkóppal készített szövetképek eredményeivel.



27. ábra: a) az implantátum- felépítmény és b) az implantátum maratás utáni szövetképe

A fémmikroszkópi képeken látható (27. ábra), hogy az implantátum sokkal durvább poligonális szemcseszerkezetű, mint a felépítmény. A poligonális szemcseszerkezet az α -fázisú titán ötvözetekre jellemző. Tehát az implantátum valamilyen tiszta titán (Grade2-4).

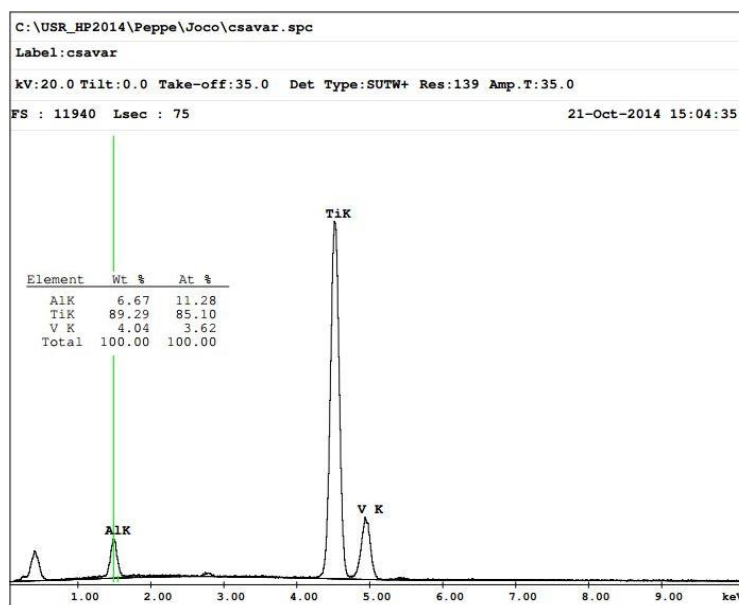
Az EDS vizsgálat során az implantátum összetételére a 28. ábrán látható eredmény adódott.



28. ábra: Az implantátum EDS vizsgálattal meghatározott összetétele

A vizsgálat alapján viszont nem dönthető el egyértelműen milyen tiszta titánról is van szó, mivel az oxigéntartalom a mérés során nem derült ki, amely pedig osztályukba sorolásuk alapját képezi.

A felépítmény csavar esetében viszont EDS vizsgálattal meghatározott összetétel alapján a csavar anyagáról egyértelműen kijelenthető, hogy Grade5 titán ötvözet (29. ábra).



29. ábra: A felépítmény csavar EDS vizsgálattal meghatározott összetétele

Összefoglalás

A szakirodalmi összefoglaló során áttekintettem a napjainkban alkalmazott fogászati implantátumok típusait, ezek anyagait és a velük szemben támasztott követelményeket. A leggyakrabban alkalmazott, és a dolgozatban is vizsgált típus, az endostealis fogászati implantátum esetében, részletesebben ismertettem a konstrukciós megvalósítási lehetőségeket, valamint bemutattam a gyökérforma implantátumok károsodásának lehetséges okait.

Vizsgálataim tárgya 2 darab explantált endostealis csavar titán implantátum volt, amelyből az egyik valamilyen mechanizmus következményeként eltört. Az alkalmazott vizsgálati módszerekkel, arra kérdésre próbáltam választ kapni, hogy milyen folyamat következményeként következhetett be a törés, továbbá azt is vizsgáltam, hogy az ép implantátum esetében tapasztalhatóak-e anyagszerkezeti változások. A vizsgálati metodikát ennek megfelelően állítottam össze, amely során makro- és mikroszerkezeti vizsgálatokat is végeztem.

Az ép fogászati implantátum esetében nem tapasztaltam, olyan anyagszerkezeti változásokat, amelyek az implantátum használat közbeni károsodására utaltak volna. A törött implantátum töretfelületéből kiderült, hogy a felépítmény csavar jelentős keresztmetszetében

szívósan tört el, amely túlterhelésre utal. A törést a menetárokból kiinduló repedések idézték elő. A csavar metszetét vizsgálva több menetárokból kiinduló repedést is sikerült találni, amelyek rendre csak a csavar egyik oldalán jelentkeztek. Ezek a repedések arra utaltak, hogy a csavar egyoldalú hajlító jellegű terhelést kaphatott, arra viszont nem, hogy az implantátum test miatt törhetett el. Az implantátum test töretfelületének alaposabb vizsgálata nem volt lehetséges, mert ez sérült az explantáció során. Valószínűsíthető, hogy az implantátum kifáradási folyamata vagy a csontállomány leépülése miatt kialakuló egyenlőtlen terhelés során elrepedt, lehetővé téve az implantátum mikromozgását, amelynek következtében a felépítmény csavar is túlterhelődött. Az egyoldalú terhelés pedig származhatott abból, hogy az implantátum kisőrlő fogpótlás volt, így a nagyőrlő felőli oldalon a koronán keresztül nagyobb terhelést kaphatott, de akár ezt is okozhatta a csontállomány leépülése. Ezek viszont csak feltételezések, a pontos okokat nem ismerjük.

Viszonylag kevés tanulmány foglalkozik explantált implantátumok károsodásanalízisével, pedig rendkívül fontos ezeknek a káresteknek az alapos tanulmányozása, és a károsodáshoz vezető mechanizmusok megértése, hogy számuk, konstrukciós vagy az alapanyag tulajdonságainak tudatos módosításával a jövőben csökkenthető legyen. Éppen azért a dolgozatomban elért eredmények a fogászati implantátumok fejlesztésével foglalkozó szakemberek, mérnökök, orvosok munkáját segíthetik.

Irodalomjegyzék

- [1] Natali, AN (szerk.), 2003, *Dental Biomechanics*, Taylor & Francis Inc., London, ISBN 0-415-30666-3, pp. 115-116.
- [2] Park, BJ & Bronzino, DJ (szerk.) 2003, *Biomaterials-Principles and applications*, CRC Press LLC, pp. 196-197.
- [3] Kim, RW, Kim, HS, Choe, HC, Son, MK & Chung, CH 2011, 'Microscopic Analysis of Fractured Dental Implants Surface after Clinical Use', *Procedia Engineering*, vol. 10, pp. 1955-1960. Elérhető: ScienceDirect [2014.09.17]
- [4] Ratner, DB, Hoffman, SA, Schoen, JF & Lemons, EJ (szerk.) 2013, *Biomaterials science, An introduction to materials in medicine*, Biomaterials science, Third edition, Academic Press, Oxford
- [5] Jokstad, A (szerk.) 2008, *Osseointegration and Dental Implants*, First edition, Wiley-Blackwell, Toronto, ISBN-13: 978-0-8138-1341-7, pp. 3-4.
- [6] Dental implants, 2014. Elérhető: <<http://dentalimplants.uchc.edu/about/types.html>> [2014.10.01.]
- [7] Davis, JR (szerk.) 2003, *Handbook of materials for medical devices*, ASM International, pp. 1-134.
- [8] Curtis, R & Watson, T (szerk.) 2008, *Dental biomaterials, Imaging, testing and modelling*, CRC Press, New York, ISBN 978-1-84569-296-4
- [9] Bowlin, LG & Wnek, EG (szerk.) 2008, *Encyclopedia of biomaterials and medical engineering*, Second edition, Volume 1, Informa healthcare, New York.
- [10] Taylor, DT & Laney, RW, n.d., Dental implants: Are they for me?, Elérhető: <<http://dentalimplants.uchc.edu/about/types.html>> [2014.10.22.]
- [11] Dental implant note in implant modalities with mainstream applications, 2011, Elérhető: <<http://dentallecnotes.blogspot.hu/2011/07/dental-implant-note-on-implant.html>> [2014.10.11]
- [12] Moldovan, S, n.d., Dental implants: A comprehensive review, Elérhető: <<http://www.dentalcare.com/en-US/dental-education/continuing-education/ce420/ce420.aspx?ModuleName=coursecontent&PartID=1&SectionID=0>> [2014.10.22]
- [13] Ratner, DB, Hoffman, SA, Schoen, JF & Lemons, EJ (szerk.) 2013, *Biomaterials science, An introduction to materials in medicine*, Biomaterials science, Third edition, Academic Press, Oxford

- [14] Straumann ITI Dental Implant System, 2012, Elérhető: <<http://www.dentistrytoday.com/new-products/8027-internal-connection-implant-sterngold>> [2014. október 26.]
- [15] Muddugangadar, BC, Amarnath, GS, Tripathi, S, Dikshit, S & Divvy, MS, 2013, 'Biomaterials for dental implants: An overview', *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*, pp. 13-24.
- [16] Gregor, M, Widomská, M & Snásel, V 2012, 'Structure and properties of dental implants', *Metal* 2012, pp. 1-6.
- [17] Turkyilmaz, I (szerk.) 2011, *Implant Dentistry – A Rapidly Evolving Practice*, InTech, pp. 319-364. ISBN 978-953-307-658-4 Elérhető: <<http://www.intechopen.com/books/implant-dentistry-a-rapidly-evolving-practice>> [2014.10.21]
- [18] Aliofkhazraei, M (szerk.) 2014, *Development in corrosion protection*, ISBN 978-953-51-1223-5. Elérhető: <http://www.intechopen.com/books/developments-in-corrosion-protection> [2014.10.21]
- [19] Réti, T & Zsoldos, I, 2011, *Válogatott fejezetek az anyagtudományból*, Széchenyi István Egyetem, Elérhető:<http://www.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop425/0013_05_Valogatott_fejezetek_az_anyagtudomanybol/index.html>