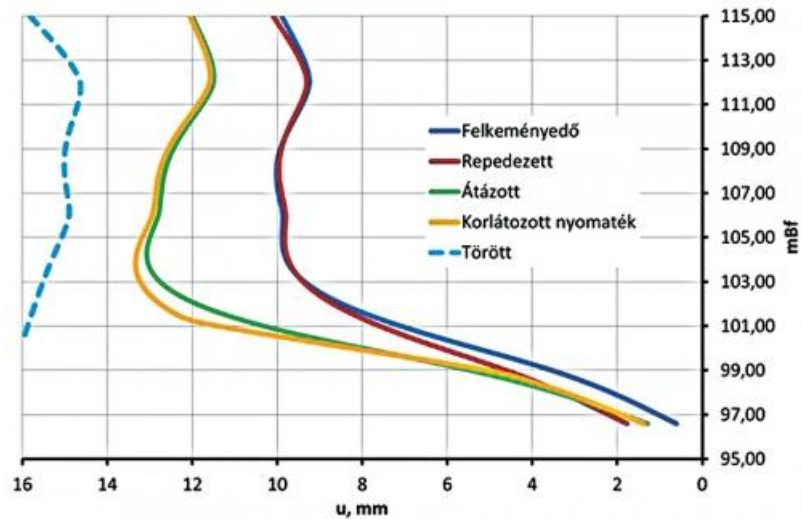


Az implantátumok biomechanikája

Dr. Szűcs Attila

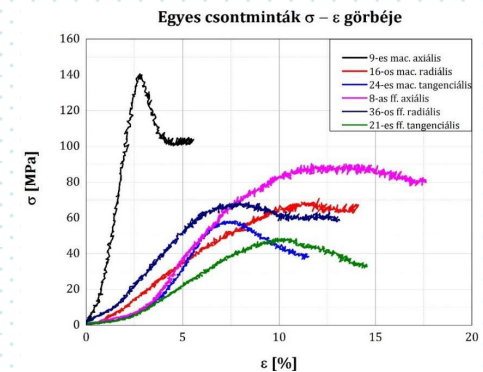
- **Mechanika**

a fizikai törvényekkel leírható problémák



- **Biomechanika**

az élő szervezetben lezajló mechanikai folyamatok



Fizikai alapfogalmak II.

- **Erő**

-anyagi testek egymásra hatásának mértéke,

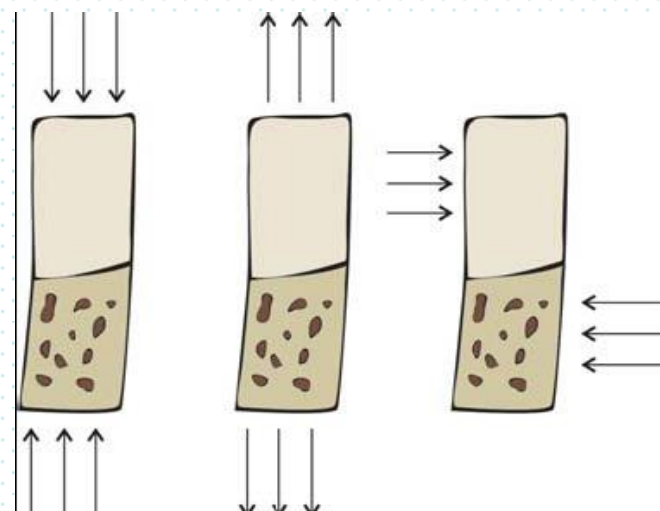
-vektor mennyiség (nagyság, irány, támadási pont)

[Newton (N) \approx 0,1 kilopond (kp)]

- **Nyomóerő**

- **Húzóerő**

- **Nyíróerő**



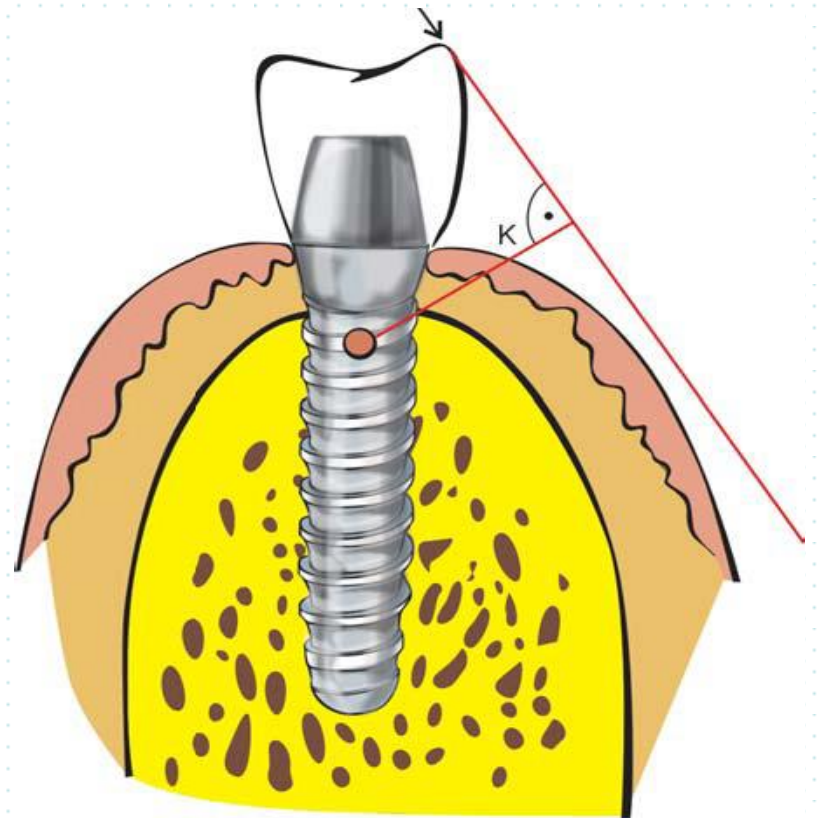
Fizikai alapfogalmak III.

- **Forgatónyomaték**

-az erő forgatóképességének mértéke ($M=F \cdot k$)

-irány ↺ ↻

[Nm; 1 Nm = 100 Ncm]



Fizikai alapfogalmak IV.

- **Mechanikai feszültség** $P = \frac{F}{A}$
 - deformálható testekben
 - [Pascal, $1\text{ Pa} = 1\text{ N/m}^2 = 10^{-6}\text{ N/mm}^2$; $1\text{ N/mm}^2 = 10^6\text{ N/m}^2 = 1\text{ MPa}$]
- **Deformáció**
 - függ az anyagok mechanikai tulajdonságaitól
 - rugalmasági tényezők** (pl. nyújtási, nyírási)
 - Young-modulus***
nyújtási rugalmassági eh. - az egységnyi relatív megnyújtáshoz szükséges feszültség [Pa]
- **Szilárdság**
 - a test által szakadás, illetve törés nélkül még éppen elviselt maximális feszültség

Fizikai alapfogalmak V.

- **Izotróp anyagok** – az anyag fizikai jellemzői (pl. rugalmassági tényezők, fénytörés) a különböző irányokban megegyeznek
- **Anizotróp anyagok**

A biomechanika implantológiai szerepe:

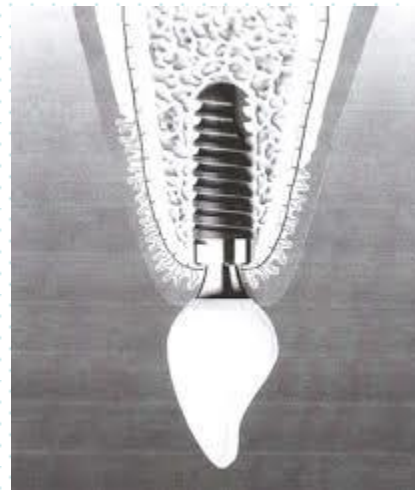
- Implantációs rendszerek tervezése
 - Biomérnöki feladat
- Implantációs fogpótlások tervezése –
klinikai megvalósítás
 - Fogorvosi feladat
- Implantátumok klinikai vizsgálata –
mérések a páciensen
 - Fogorvosi feladat

Implantációs rendszerek tervezése

Biomérnök – orvos kooperáció

- Az implantátum és alkatrészeinek kellő mechanikai stabilitásának biztosítása
 - törések, deformációk megelőzése
- Az implantátum csontintegrálásának, hosszú élettartamának biztosítása
 - kedvező erőátvitel

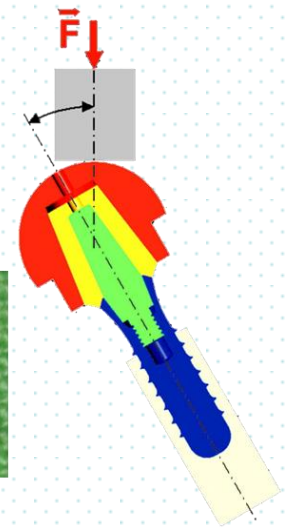
Biomérnök – orvos kooperáció



Implantációs rendszerek tervezése

- Az implantátum és alkatrészeinek mechanikai stabilitása
 - *törések, deformációk, csavarlazulás megelőzése*
- Az implantátum csontintegrálásának, hosszú élettartamának biztosítása
 - *kedvező erőátvitel*

Biomérnök – orvos kooperáció



Milyen okai lehetnek a csavarlazulásoknak, töréseknek ?

- Tervezési hiba (implantációs rendszer)
- Gyártási hiba, anyaghiba
- Fáradásos törés
- Orvosi tervezési hiba
 - Nem megfelelő méretű, számú, vagy pozíciójú implantátum használata
 - Hibás protetikai terv, fogtechnikai hiba
- Műtéttechnikai hiba
 - túl magas nyomatékok
 - Maradandó (ismételt) deformáció, hajlítás, nyírás

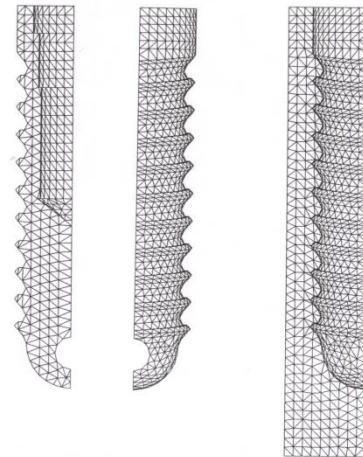
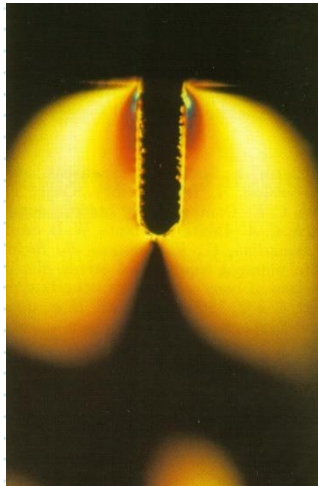


A feszültségek vizsgálhatóak

Modellkísérletek

feszültségoptikai vizsgálat

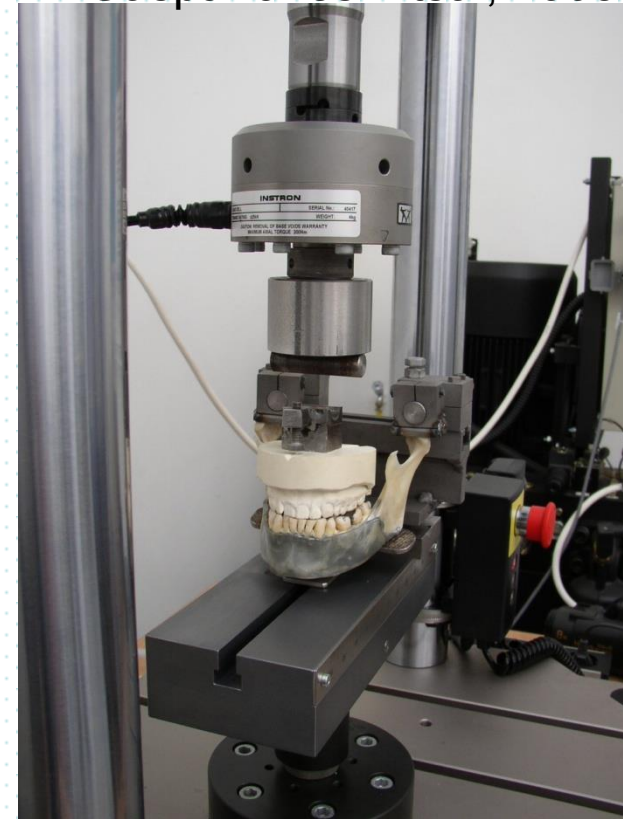
végeleemes analízis



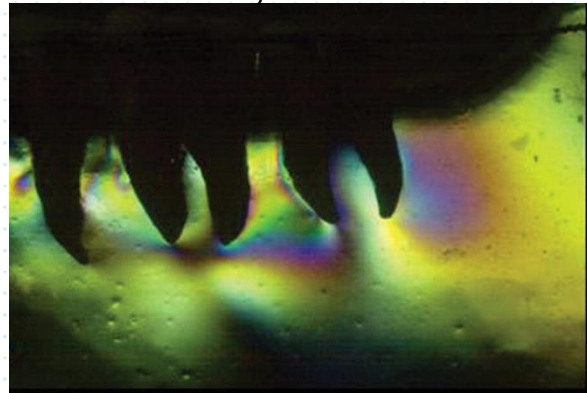
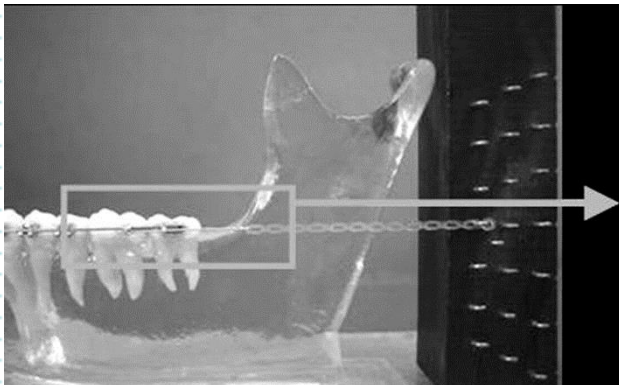
• Feszültségoptikai vizsgálat

- Direkt modellkészítés
- Egyedi anatómiai viszonyok figyelembevétele körülményes
- Feszültségek abszolút értéke nem meghatározható

Gáspár J. és mtsai, 2005



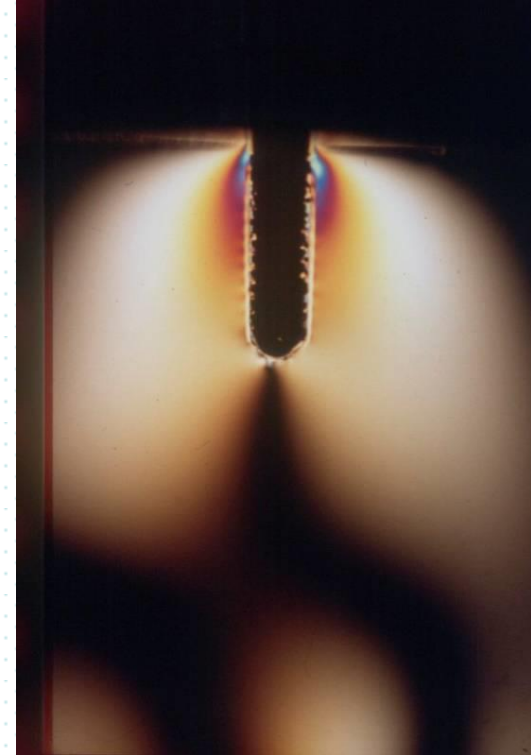
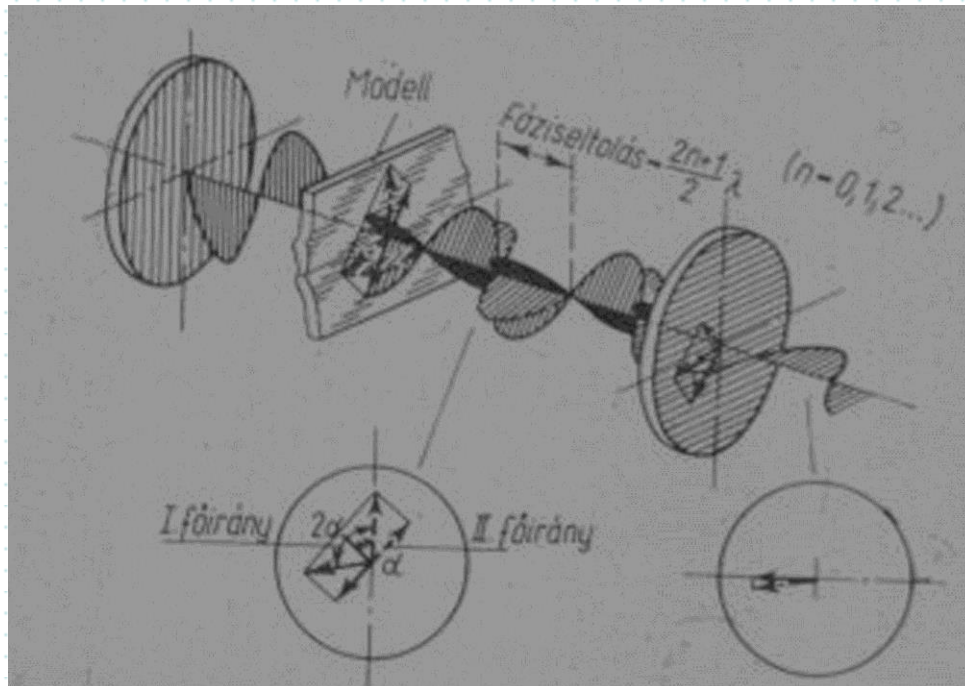
Nakamura A. és mtsai, 2007



Feszültségoptikai vizsgálat

Direkt modell kísérlet

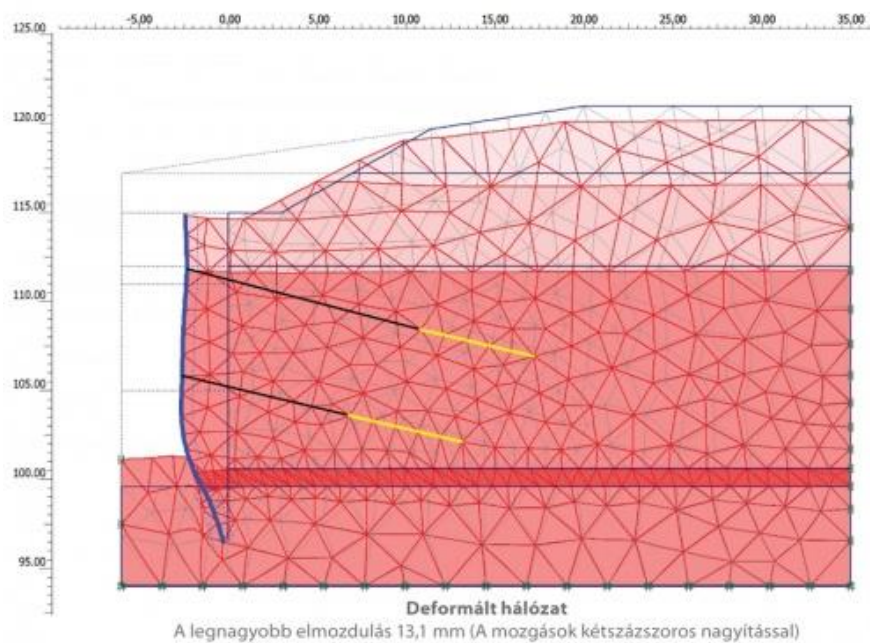
-feszültségeloszlási kép,
számszerű értékek nélkül



Végeselemes vizsgálati módszer (VEA, FEA)

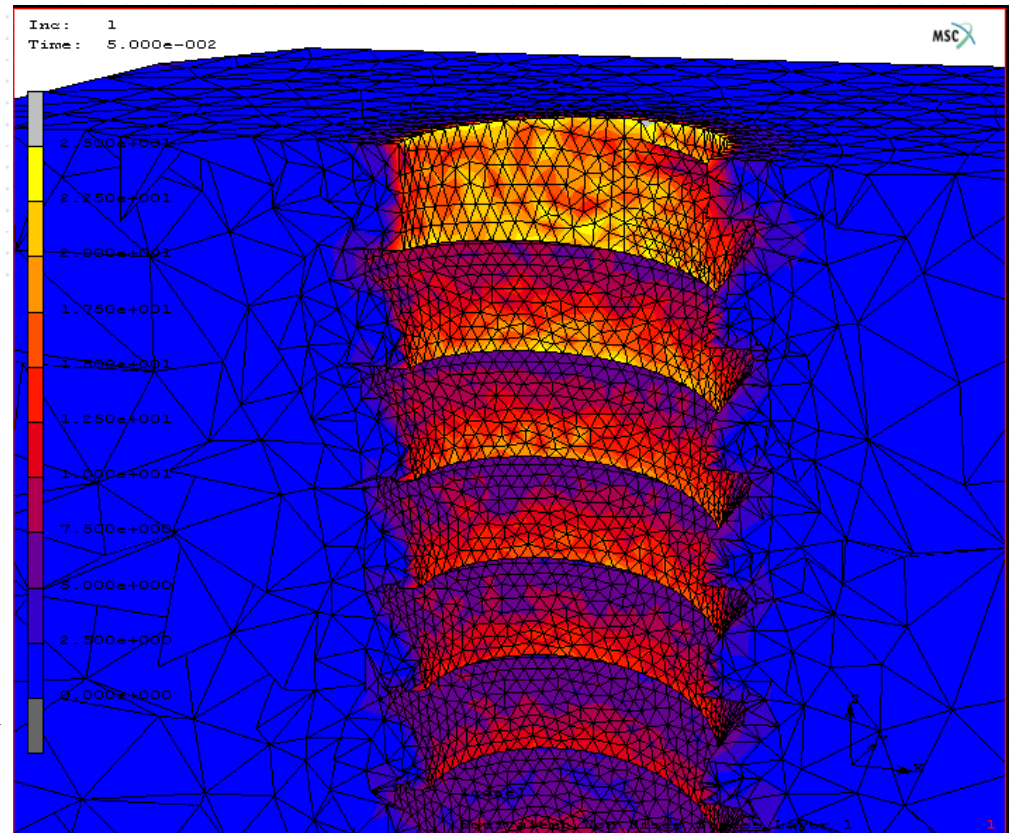
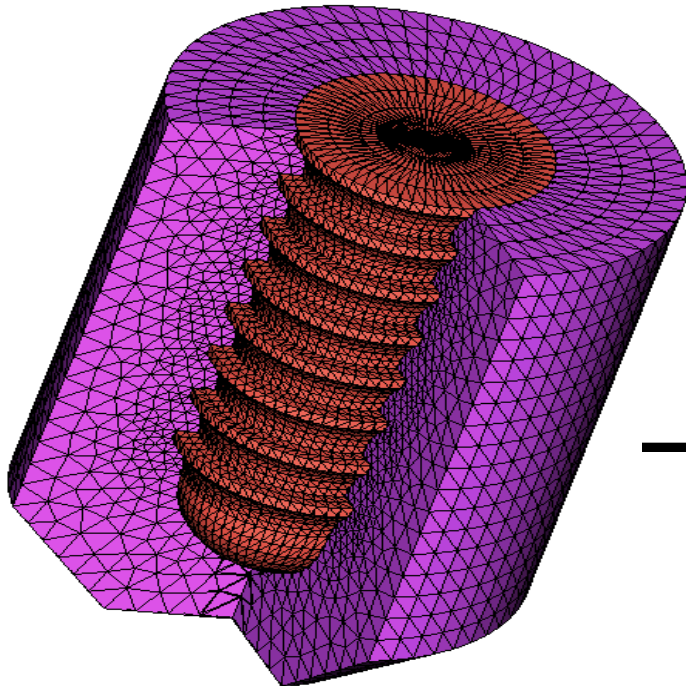
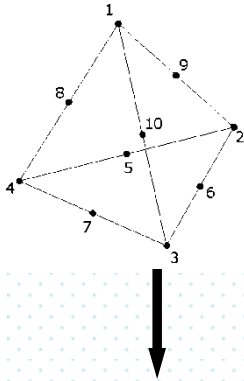
- Az implantátum és csontkönyezetének számítógépes geometriai modellezése (2 vagy 3D hálózat)
- Megtámasztások, terhelés helyének megválasztása
- Mechanikai anyagállandók megválasztása
- Terhelési paraméterek meghatározása
- Számítógépes futtatások elvégzése
- Eredmények értékelése, következtetések

Kőzetminták



Végeselemes vizsgálati módszer

Számítógépes terhelési szimuláció

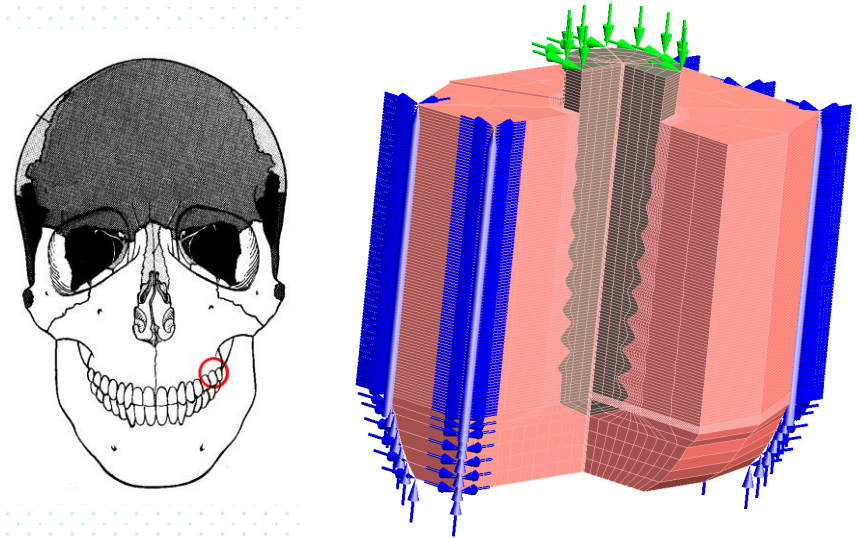


Vizsgálati paraméterek (!)

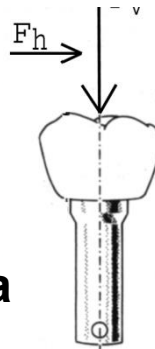
- **Anyagjellemzők (csont, titán)**
 - Homogén
 - Izotrop
 - Lineárisan rugalmas

Anyag-jellemzők	Állcsont, spongiosa, kortikális (??)	Titán
E – Young modulus (MPa)	1340	137000
ν - Poisson tényező	0.3	0.35

- **Geometria, alátámasztás, terhelés helye:**



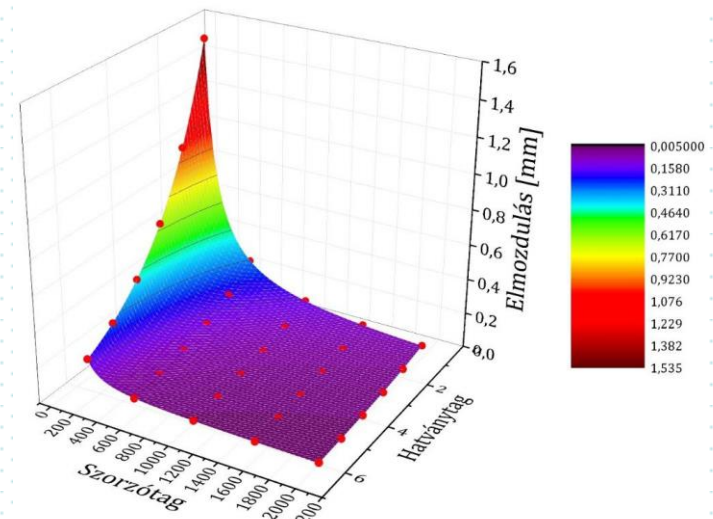
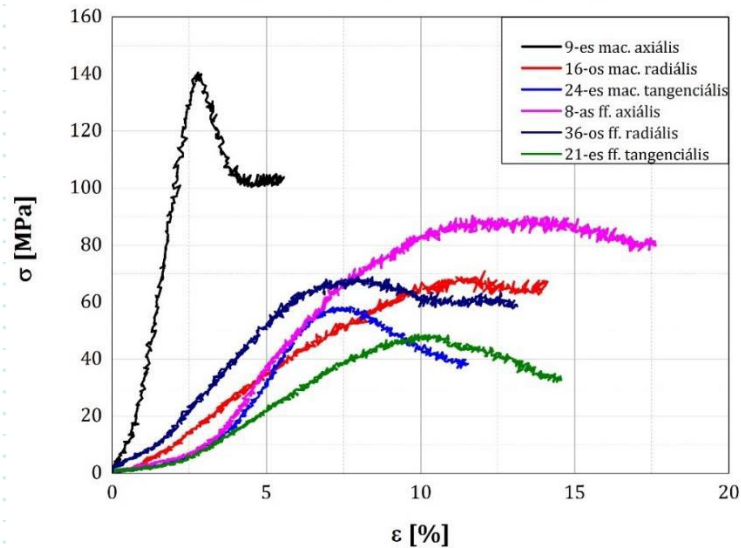
- **Terhelés jellemzői:**
 - Függőleges terhelőerő
 - Vízszintes terhelőerő
 - Terhelési ciklusok
 - frekvenciája
 - ismétlődési száma



Csont anyagállandóinak vizsgálata

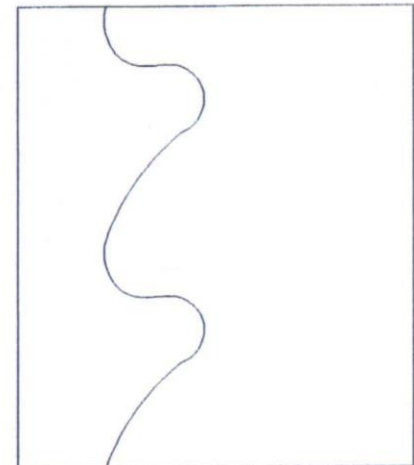
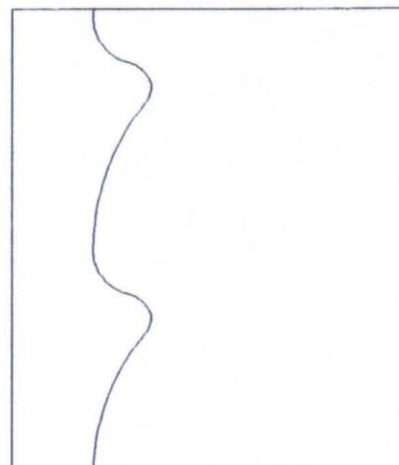
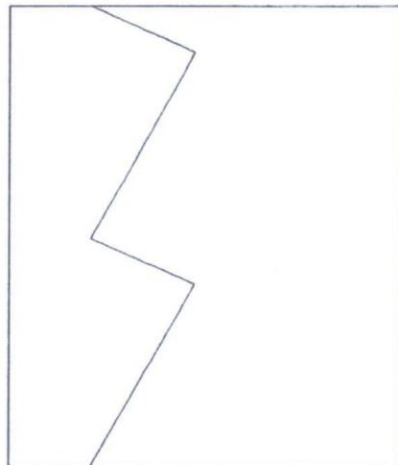
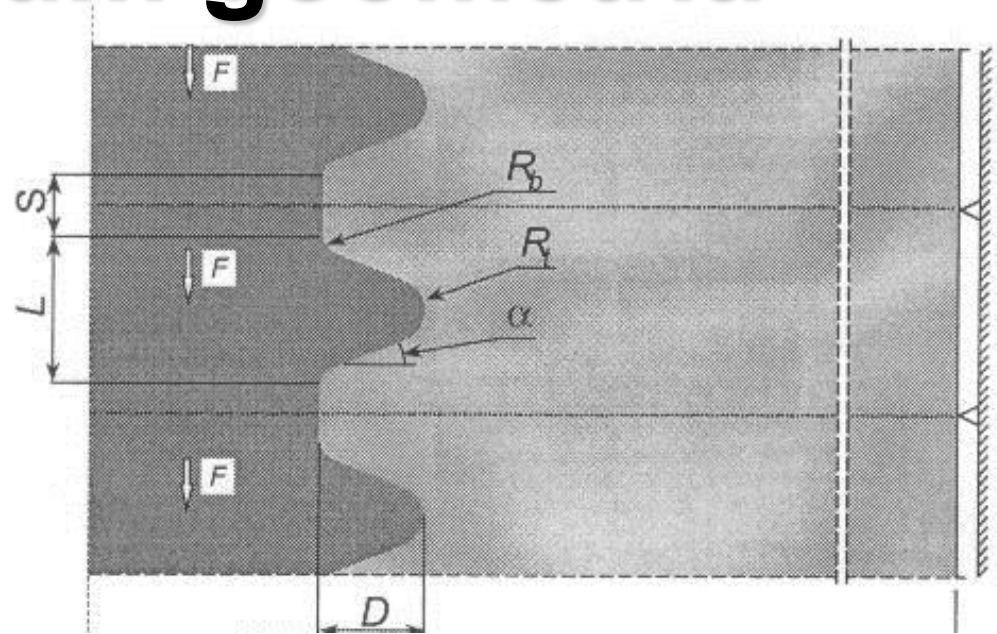


Egyes csontminták $\sigma - \epsilon$ görbéje



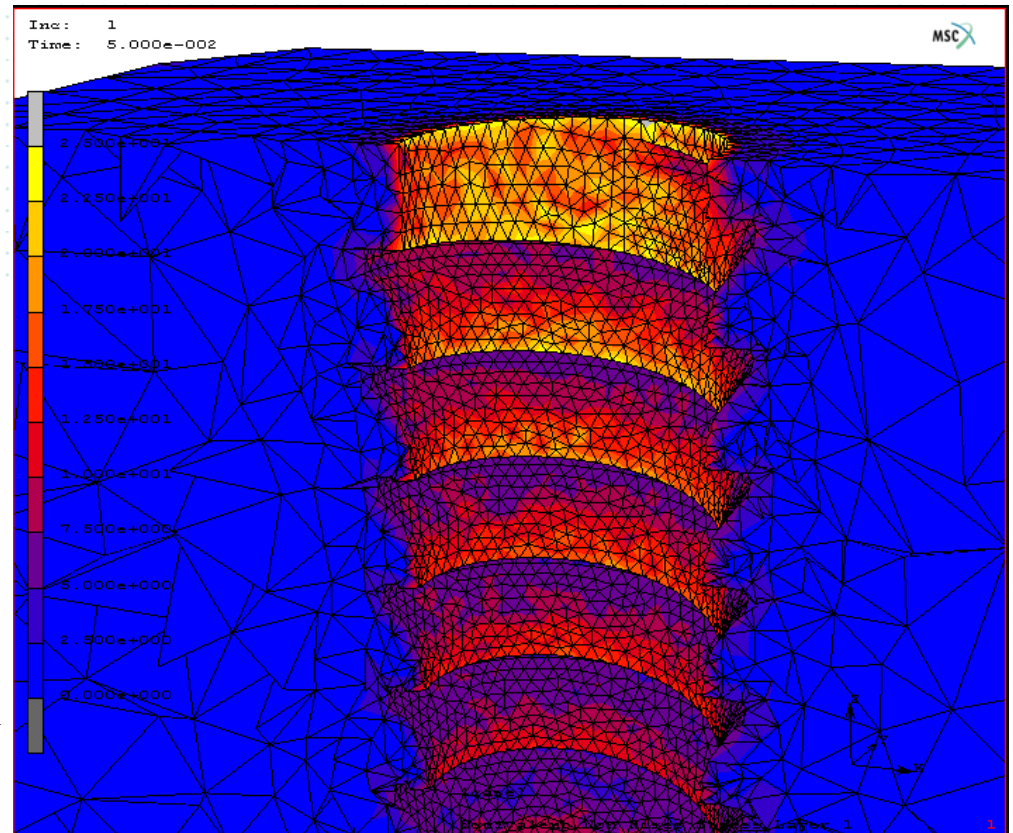
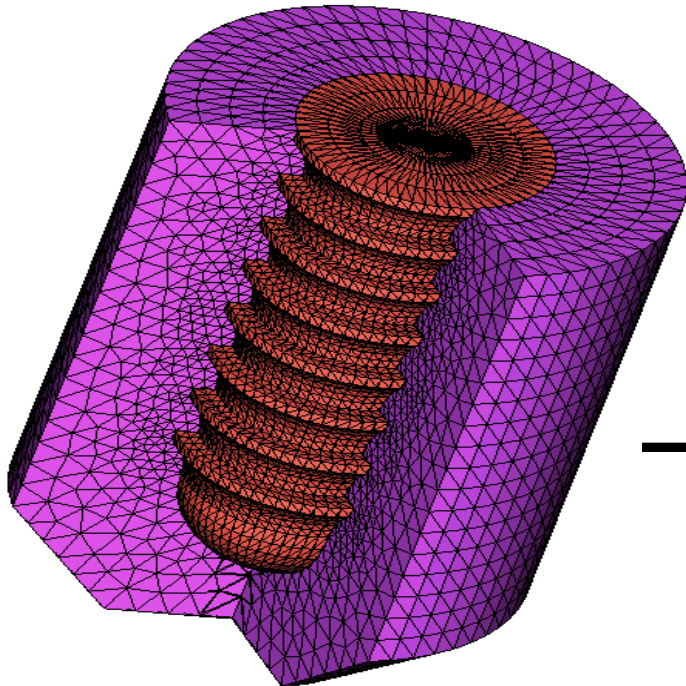
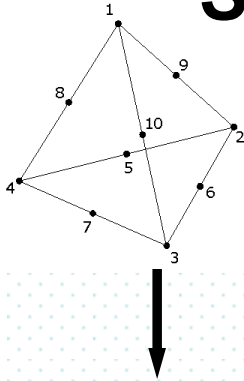
Implantátum geometria

- Implantátum geometria
- Csavarmenet paraméterek



Végeselemes vizsgálati módszer

Számítógépes terhelési szimuláció

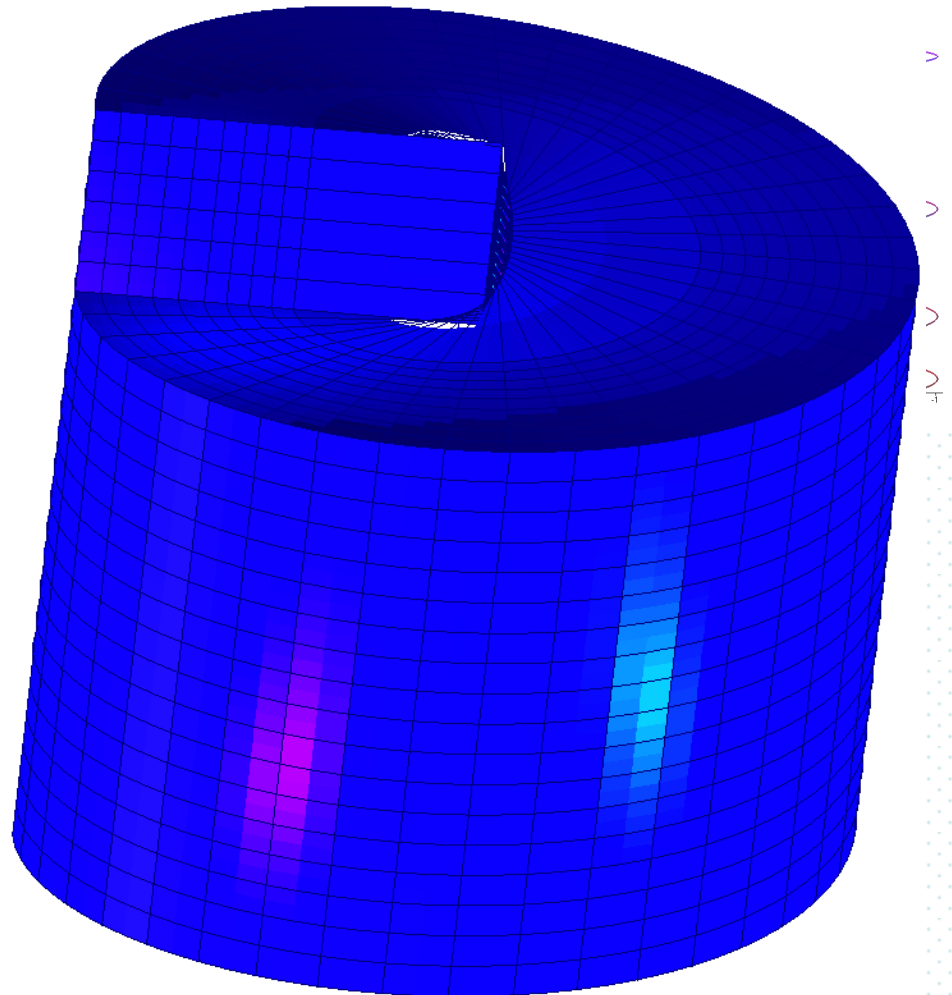
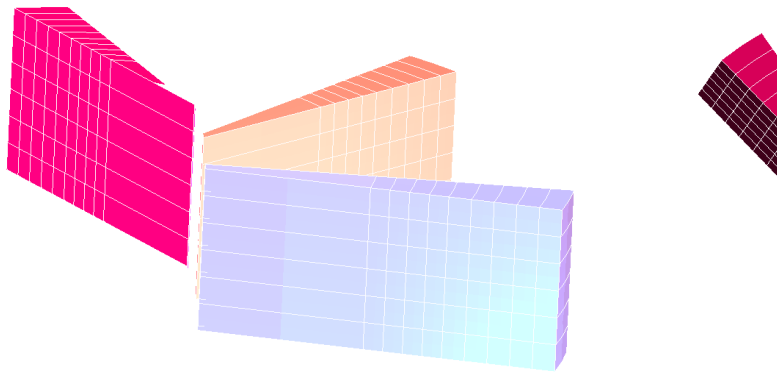


Végeselemes vizsgálati módszer (VEA, FEA)

- Az implantátum és csontkönyezetének számítógépes geometriai modellezése (2 vagy 3D hálózat felépítése)
- Megtámasztások, terhelés helyének megválasztása
- Mechanikai anyagállandók megválasztása
- Terhelési paraméterek meghatározása
- Számítógépes futtatások elvégzése
- Eredmények értékelése, következtetések

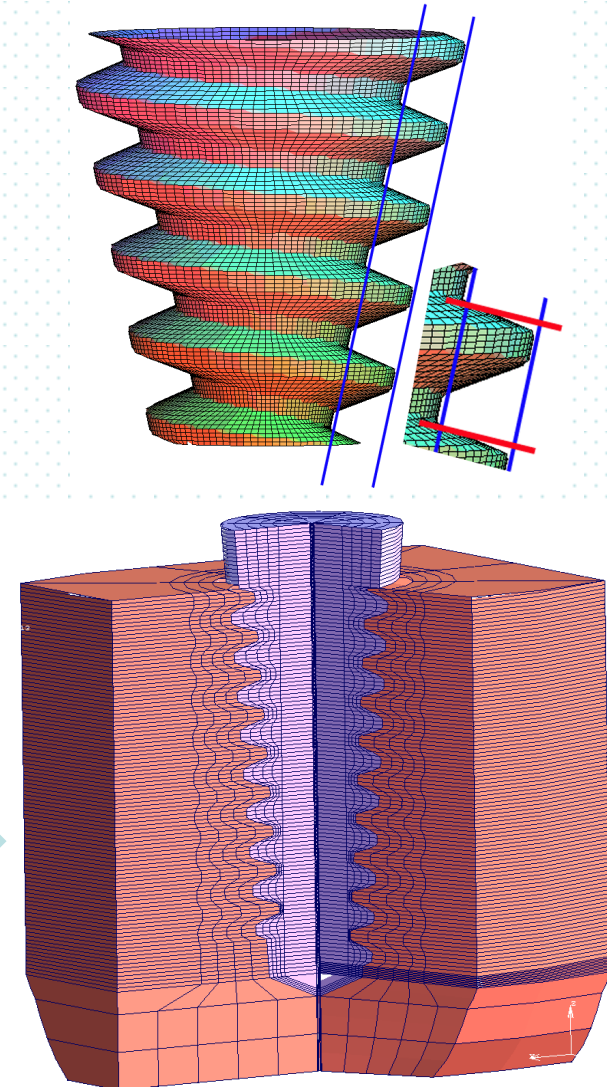
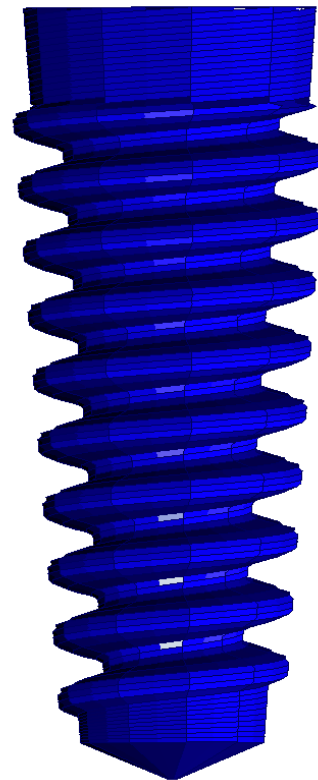
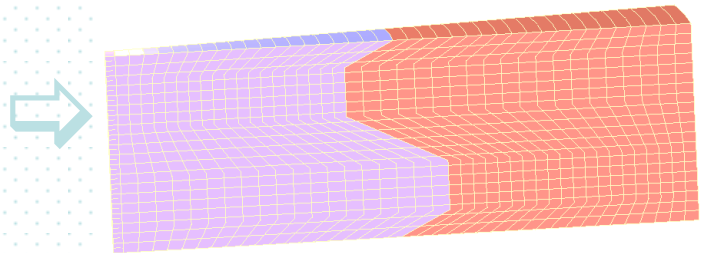
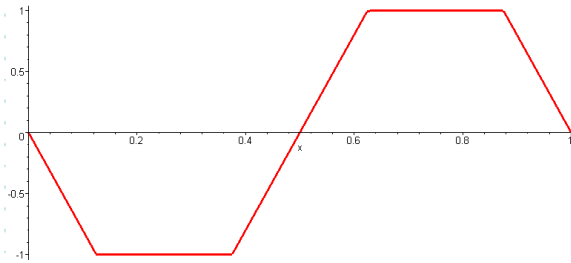
Az implantátumok három dimenziós modellje

A menet emelkedésének paraméteres görbéje



A háromdimenziós geometriai modell létrehozása

- A csavar modellezése

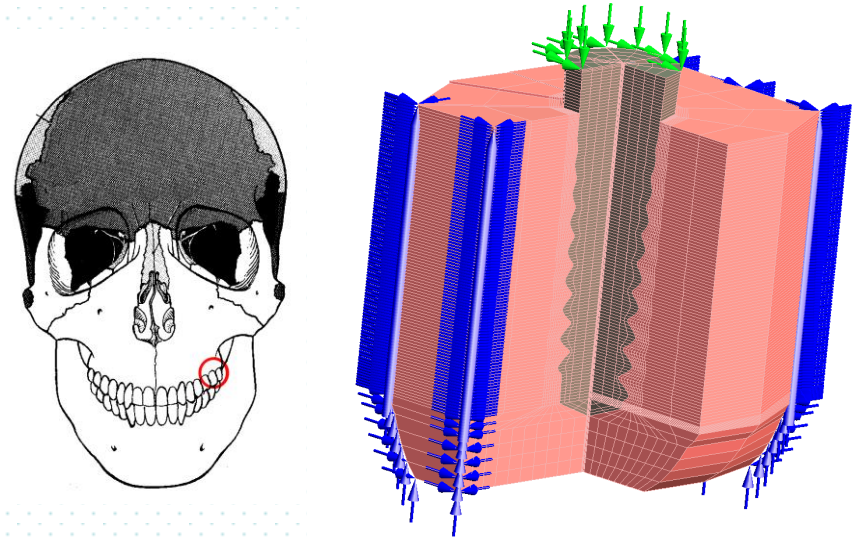


Vizsgálati paraméterek (!)

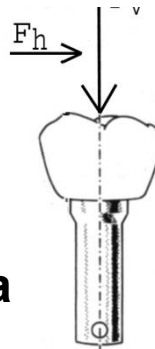
- **Anyagjellemzők (csont, titán)**
 - Homogén
 - Izotrop
 - Lineárisan rugalmas

Anyag-jellemzők	Állcsont, spongiosa, kortikális (??)	Titán
E – Young modulus (MPa)	1340	137000
ν - Poisson tényező	0.3	0.35

- **Geometria, alátámasztás, terhelés helye:**

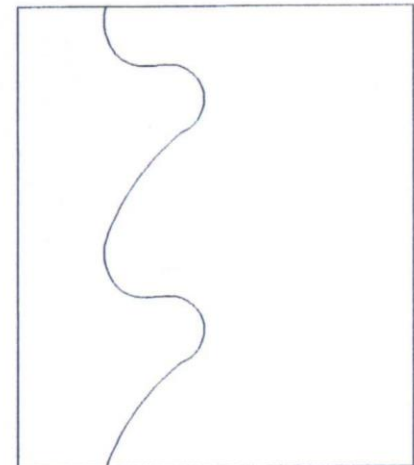
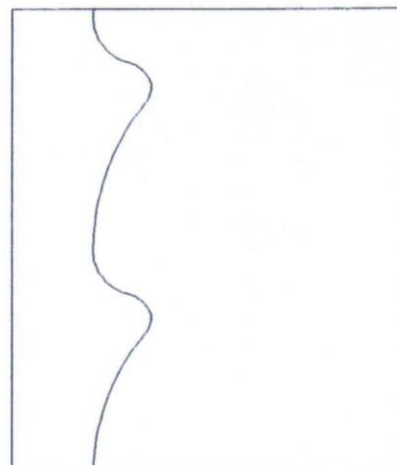
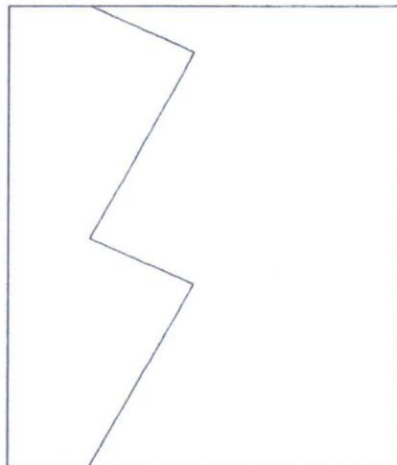
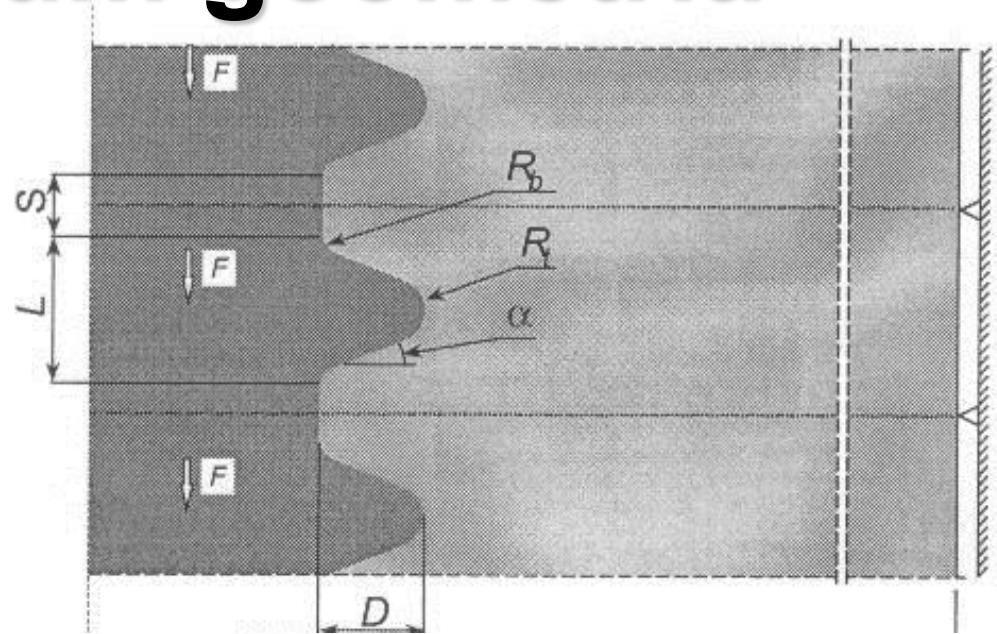


- **Terhelés jellemzői:**
 - Függőleges terhelőerő
 - Vízszintes terhelőerő
 - Terhelési ciklusok
 - frekvenciája
 - ismétlődési száma

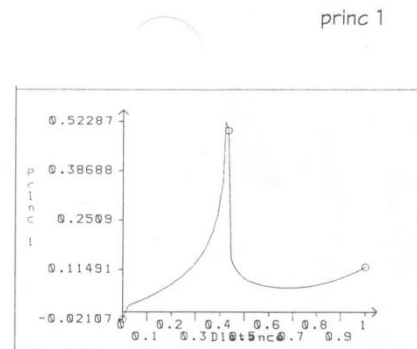
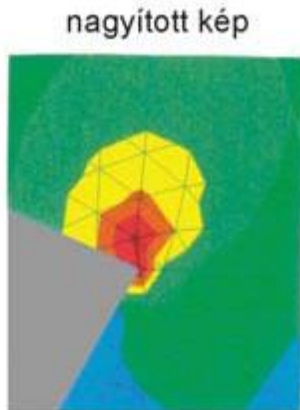
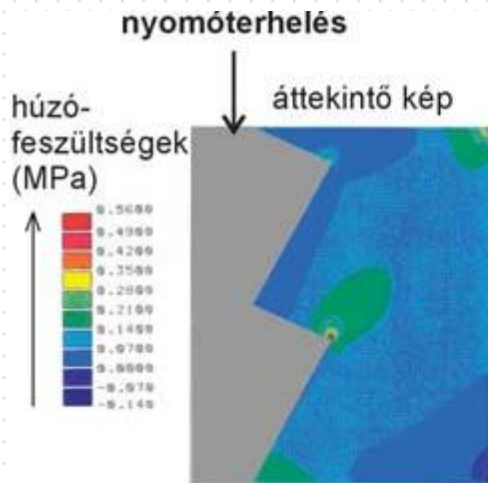
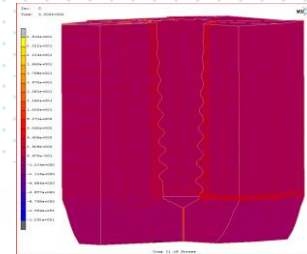


Implantátum geometria

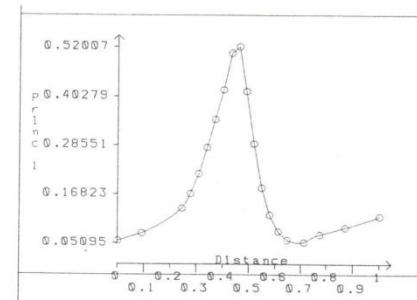
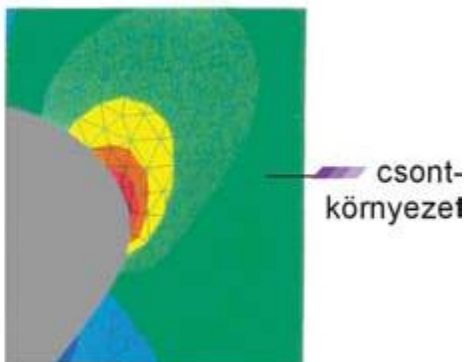
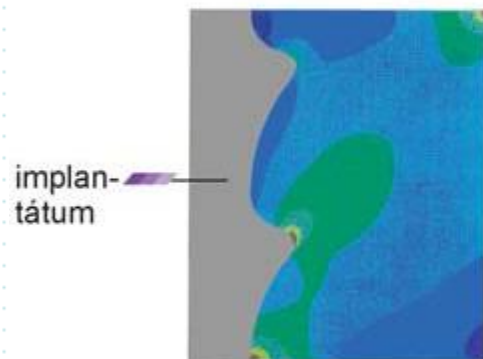
- Implantátum geometria
- Csavarmenet paraméterek



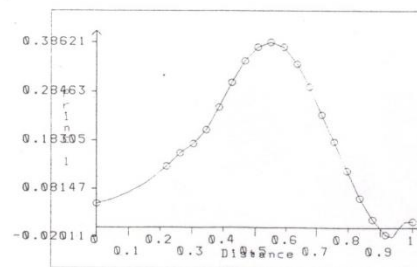
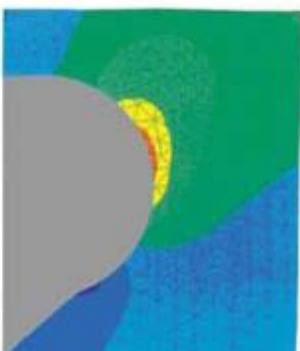
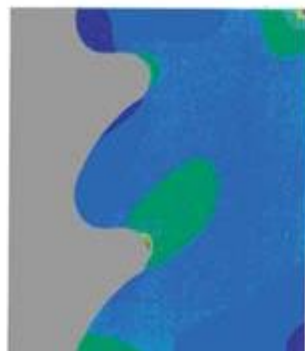
Feszültségek eloszlása



TYPE03_A



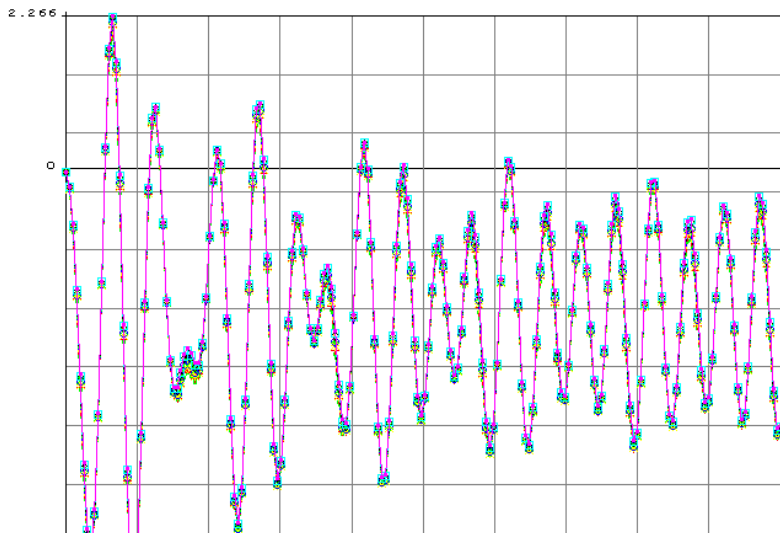
TYPE13_A



TYPE23_A

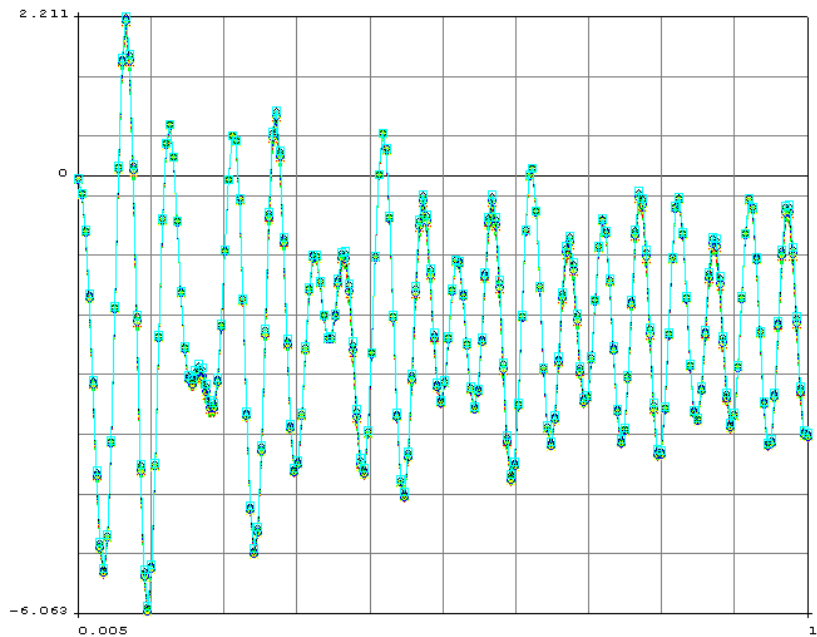
Displacement Y (x.001)

dynamic



Displacement Y (x.001)

dynamic

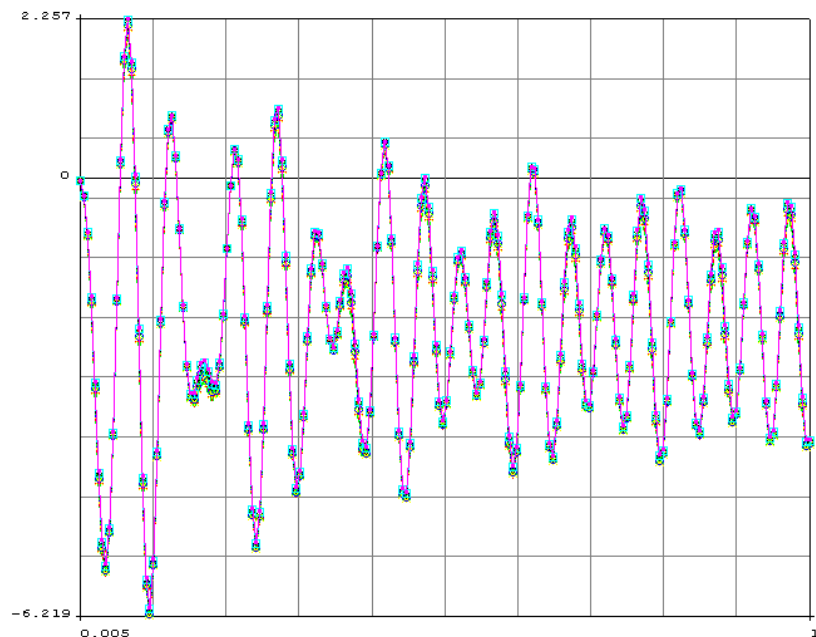


Time (x10)

- Node 63
- *— Node 134
- x— Node 169
- Node 250
- +— Node 108
- Node 161
- ◇— Node 218

Displacement Y (x.001)

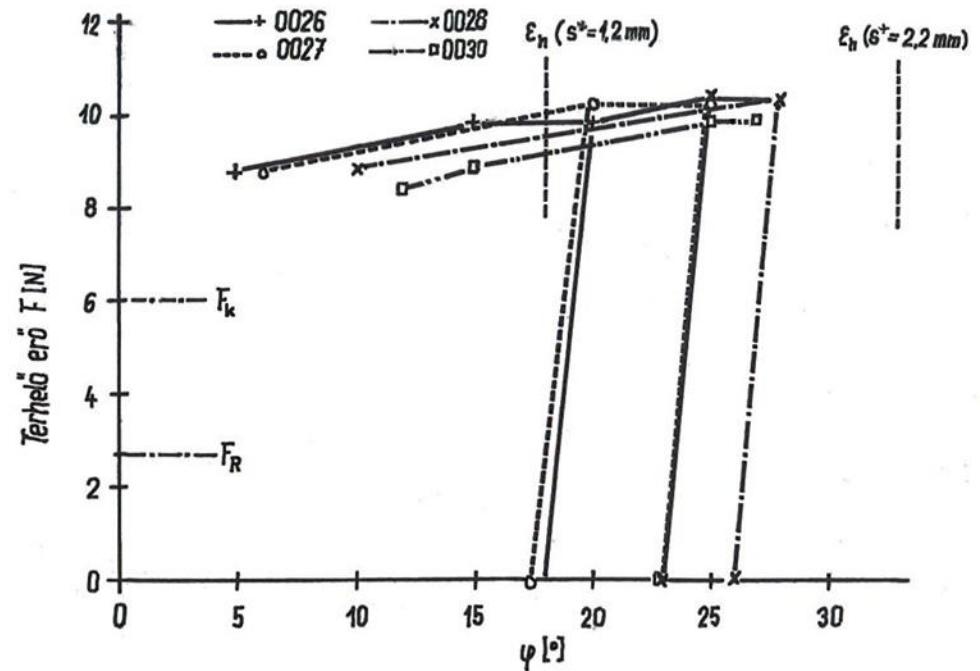
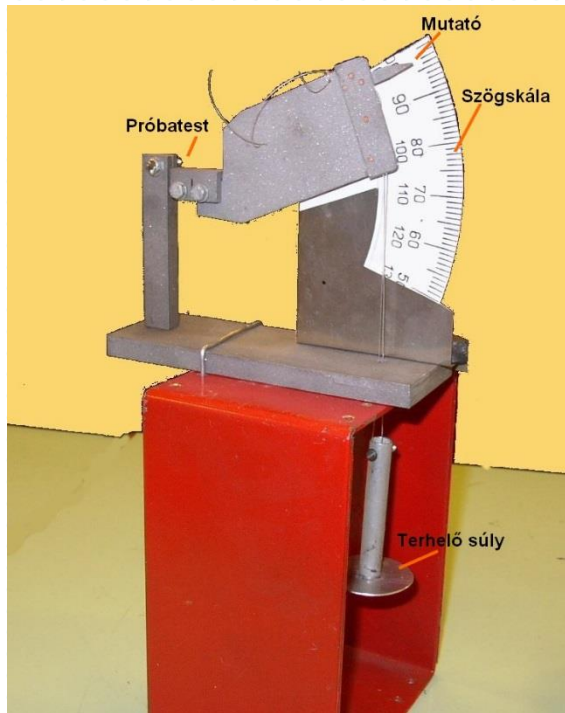
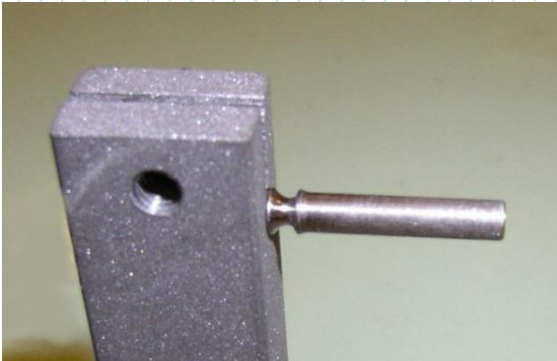
dynamic



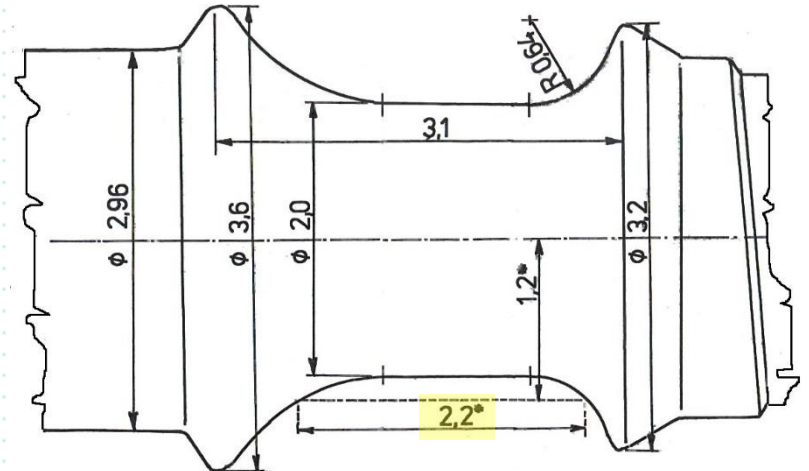
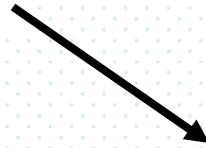
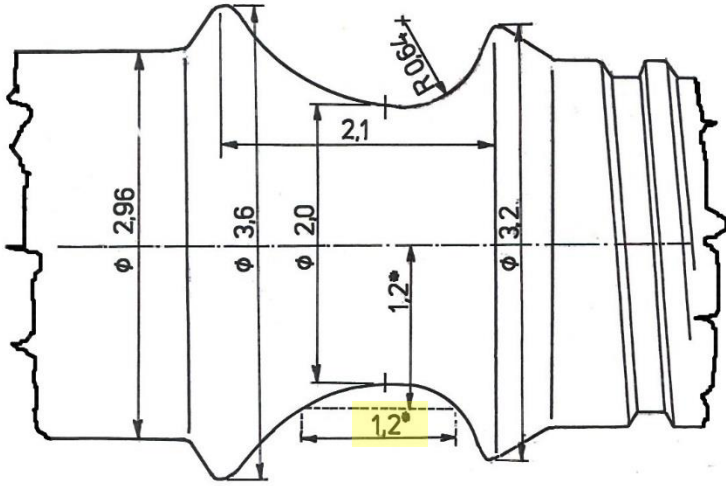
Time (x10)

- Node 27
- *— Node 99
- x— Node 159
- Node 225
- +— Node 60
- Node 126
- ◇— Node 192
- ◆— Node 258

hajlítás, törésveszély vizsgálata

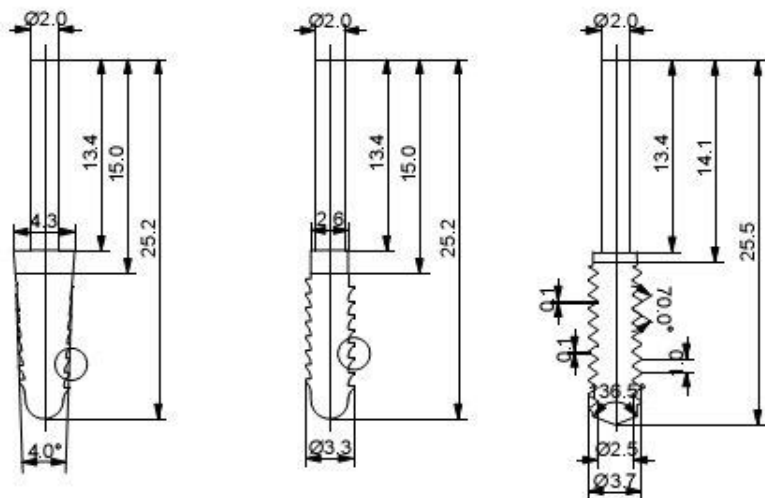


Következtetés

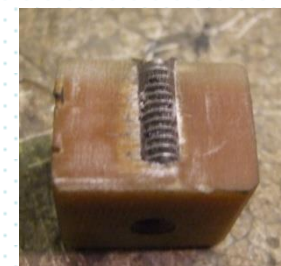
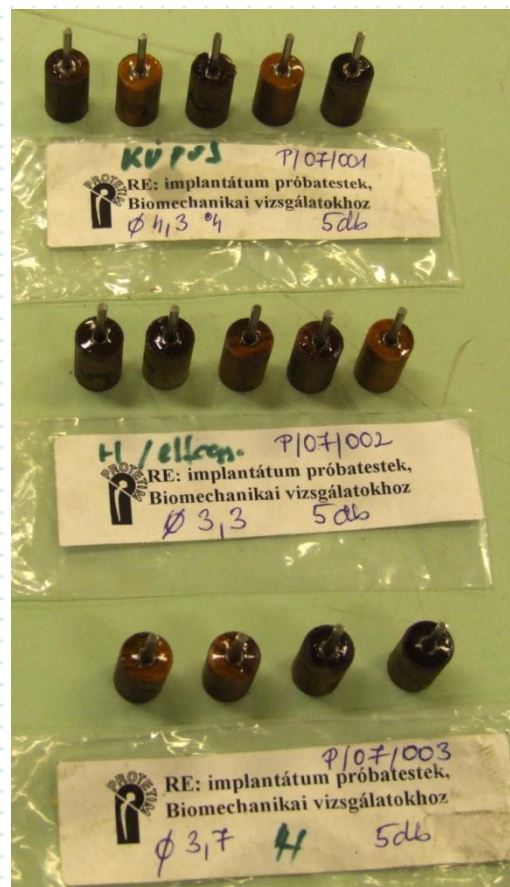
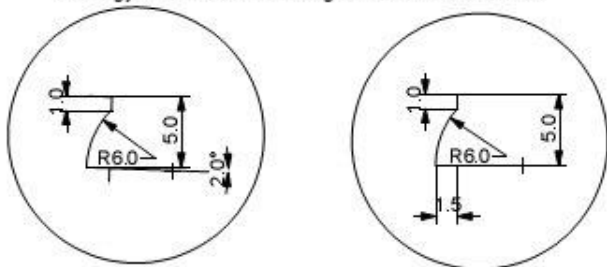


Anyagfáradási jelenségek vizsgálata ciklikus terhelés

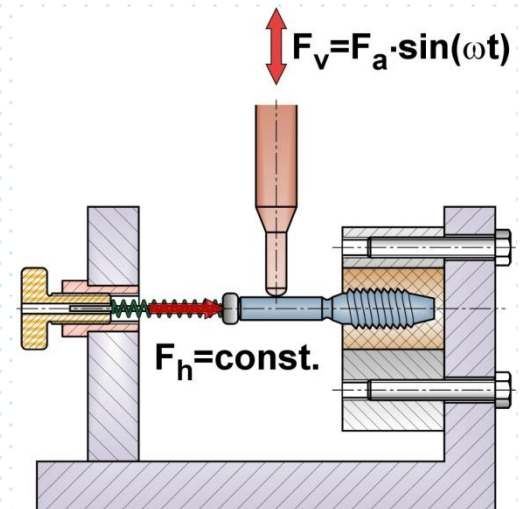
Direkt modell készítés



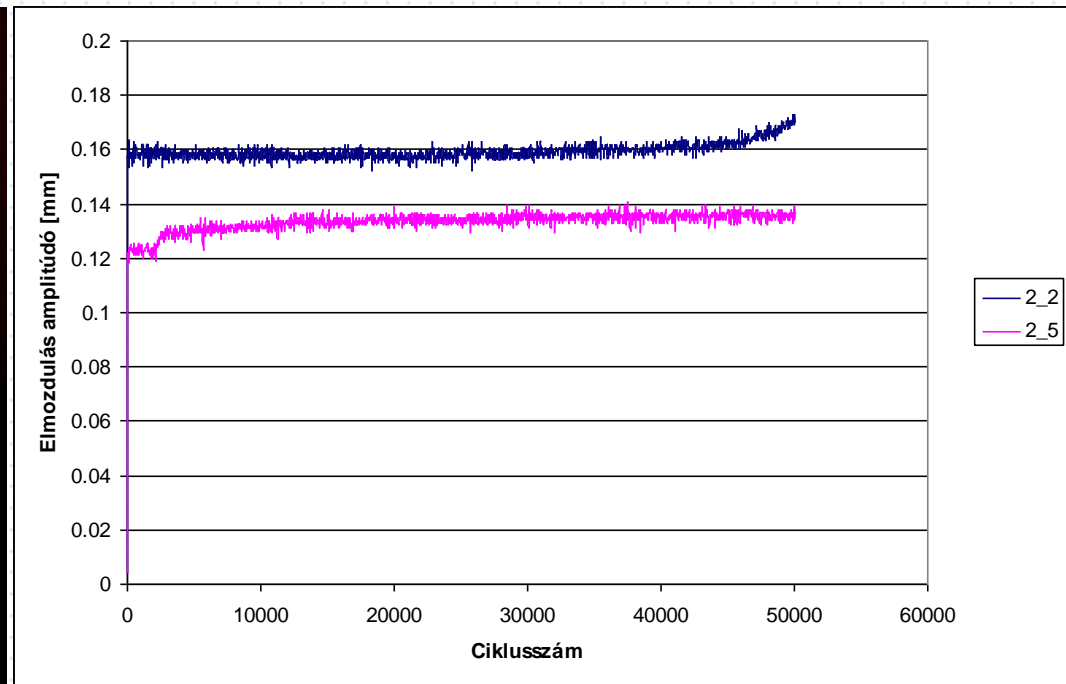
A kinagyított részleteken a megadott méretek 5x-ösek!



A próbatestek terhelése



Ciklikus terhelés – fáradási jellemzők



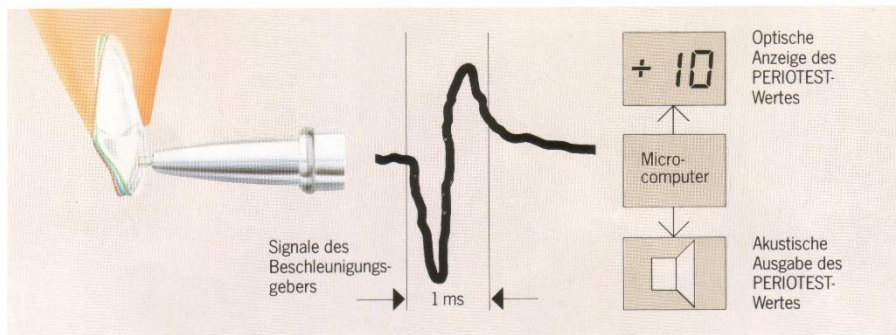
Fűrészfog kialakítású menetű modellek mérési eredményei

Biomechanikai vizsgálómódszerek a klinikai gyakorlatban I.

- **Rágóerő mérése**
 - okklúziós egységek között erőmérő érzékelő
 - nagyság +, irány ?, erő megoszlása ? dinamikus mérések ?,
 - standardizálhatóság, reprodukálhatóság ?
- **Forgatónyomaték mérése**
 - Fogpótlásokra, implantátumokra ?
- feltételezésekkel számítható
 - Implantátum behelyezésekor,
fontos információ - primer stabilitás
nyomatékjelző behajtókulcs —
sebészi fúró behajtási nyomaték

Biomechanikai vizsgálómódszerek a klinikai gyakorlatban II.

- **Periotest[®]** mérési eljárás
-fogak és implantátumok stabilitásának vizsgálatára
-a mérőfejből kicsiny fémrúd a vizsgálandó tárgy felszínének ütközik, a visszaverődés paramétere alapján a stabilitást **mérőszám** jellemzi

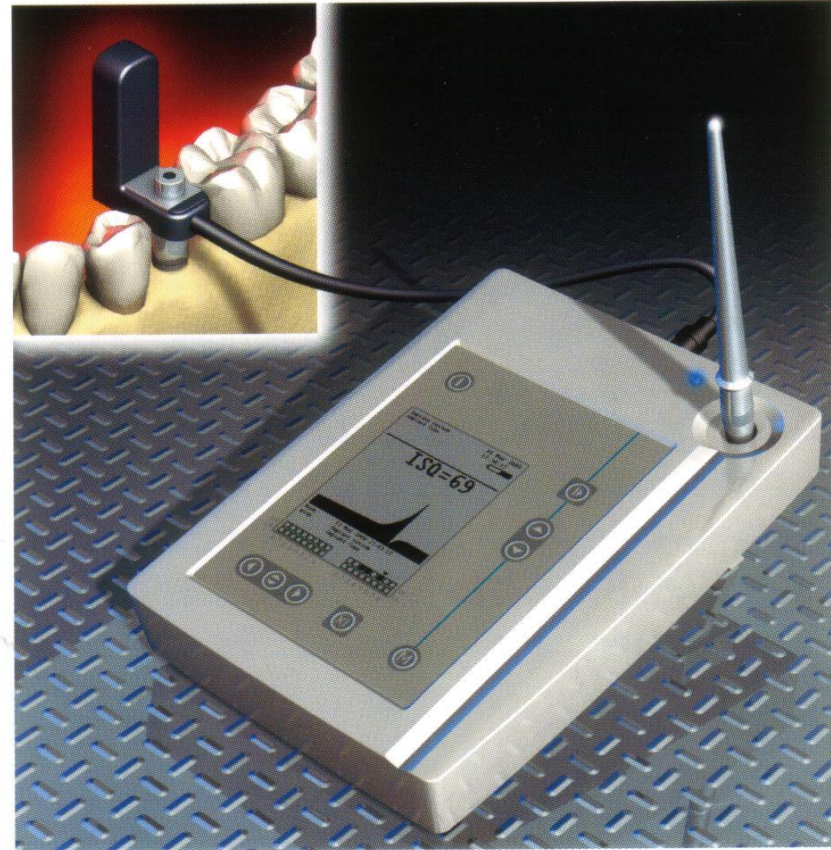


Biomechanikai vizsgálómódszerek a klinikai gyakorlatban III.

Rezonancia Frekvencia Analízis

(RFA - **Osstell**[®] készülék)

-transzdúcer segítségével
rezgésátvitel implantátumra, a
kölcsonhatás alapján a stabilitást
mérőszám jellemzi



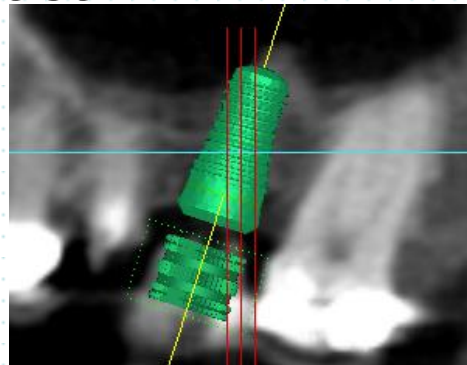
Az implantátum biomechanikai szerepe:

ERŐÁTVITEL

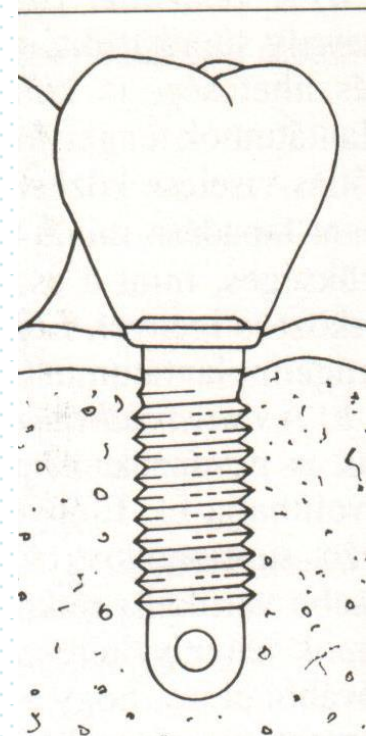
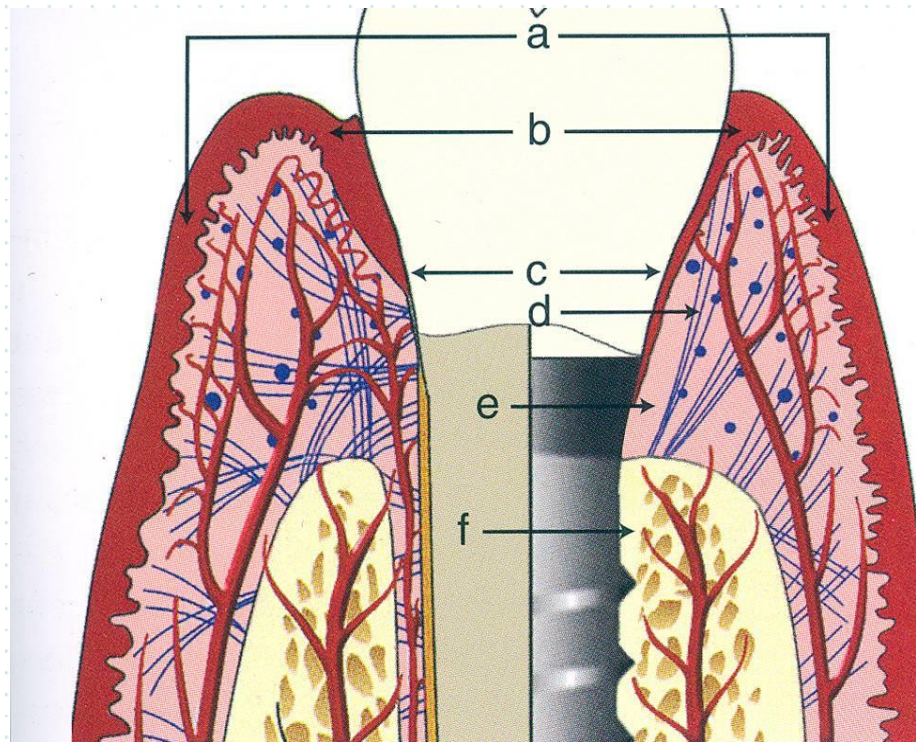
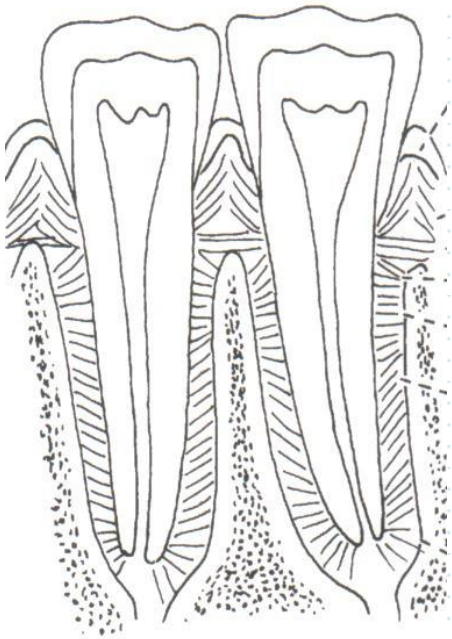
a fogpótlás és az állcsont között.

Cél: a csontszövetre továbbított erők, mechanikai feszültségek fiziológiai tartományban maradjanak

- Inaktivitási atrófia + túlterhelés, mikrosérülések elkerülése
- A fellépő feszültségek (húzó-, nyomó-, nyíró feszültségek) arányának optimalizálása



A természetes fogak és az implantátumok rögzülése az állcsontban



Erőátvitel I.

Természetes fogak

- parodoncium-viszkoelasztikus biomechanikai viselkedés
(Sharpey rostok + periodontális tér folyadéktartalma)
- a fogak számára elmozdulási lehetőség (vertikálisan $\approx 10-50 \mu\text{m}$, horizontálisan $\approx 500 \mu\text{m}$)
 - az erőhatások időben elnyúlnak

Enosszeális implantátumok

- **Fibroosszeointegráció** - kötőszövetes tok, csak nyomóerőket tud közvetíteni, **nem kívánatos**
- **Osszeointegráció – csontintegráció** - csontos gyógyulás - ankilotikus kapcsolat az implantátum és a környező csont között - a fogágnál egyszerűbb rendszer
 - nyomó-, húzó- és nyíróerők közvetlenül átadódnak

Erőátvitel II.

- **Ideális eset:**

implantátumok - környező szövetek
rugalmassági együtthatója azonos

- **Valóság:**

a csontszövet és az implantátumok
rugalmassága eltérő, ezért terhelés hatására
feszültség jön létre

Erőátvitel III.

A terhelés hatására kialakuló feszültségek arányosak a kiváltó erővel és a rugalmassági együtthatók különbségével.

Az implantológiában előforduló anyagok Young-modulusa:

Kortikális csont	~ 15-30 GPa	(~ 15-30 · 10 ³ N/mm ²)
Titán (Ti-6Al-4V)	~ 120 GPa	(~ 120 · 10 ³ N/mm ²)
Co-Cr ötvözet	~ 222 GPa	(~ 225 · 10 ³ N/mm ²)
Alumínium-oxid	~ 400 GPa	(~ 350 · 10 ³ N/mm ²)
Polietilén	~0,6-1,8 GPa	(~ 0,6-1,8 · 10 ³ N/mm ²)

Rágóerő értékek

Természetes fogak (vertikális komp.)	200-880 N
Teljes alsó-felső kivehető fogsor	77-196 N
Teljes f. fogsor+alsó term. Fogak	147-284 N
Implantátumokon (maximális)	412 N
Horizontális komponens	20 N
A rágómozgás frekvenciája	60-80/perc
Antagonista érintkezés időtartama	0,23-0,3 s

Az implantátum formája és kialakítása

EXTENZIÓS vagy **KÖRSZIMMETRIKUS** implantátumok?

- Anatómiailag rendelkezésre álló csont maximális kihasználása
- Műtét utáni rögzítettség a csontban
- Implantátum-csont kapcsolat maximális felületű legyen (sebészi technika)
- Az implantátum alakja optimális erőátvitelt tegyen lehetővé.

Extenziós implantátumok

- Csontkínálat kihasználása jó
- Csont-implantátum közvetlen kapcsolatának aránya kérdéses
- Mechanikai feszültségek az implantátum nyaknál igen magasak

Körszimmetrikus implantátumok

Cilindrikus implantátumok

Nyíróterhelés

Csavarimplantátumok

Nyomó- és húzóterhelés

Cilindrikus implantátumok

- Egyenes (hengeres) forma –
nyaki terület - magasabb feszültegek
palást többi része – egyenletes feszültségátadás
- Lépcsős forma –
nyaki területen alacsonyabb feszültségek,
palást területén lépcsőknél feszültségcsúcsok

Oldalirányú és ferde terhelés mellett a nyaki területen is megemelkednek a feszültségek.

Csavarimplantátumok

- Csavartest alakja

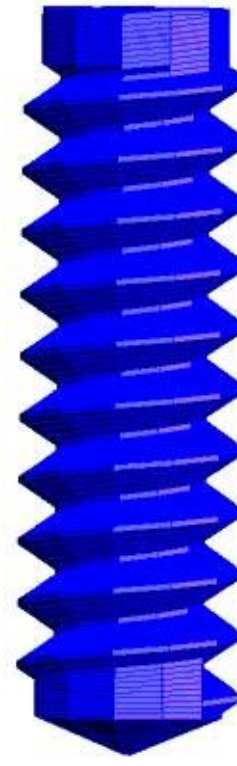
A



B

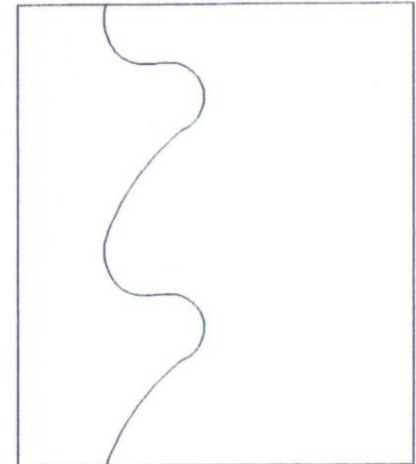
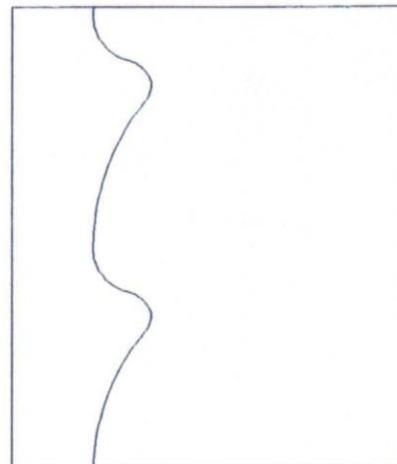
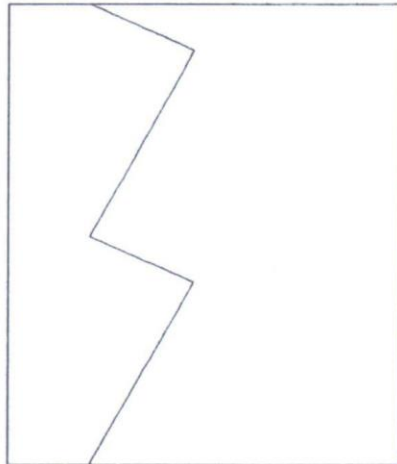
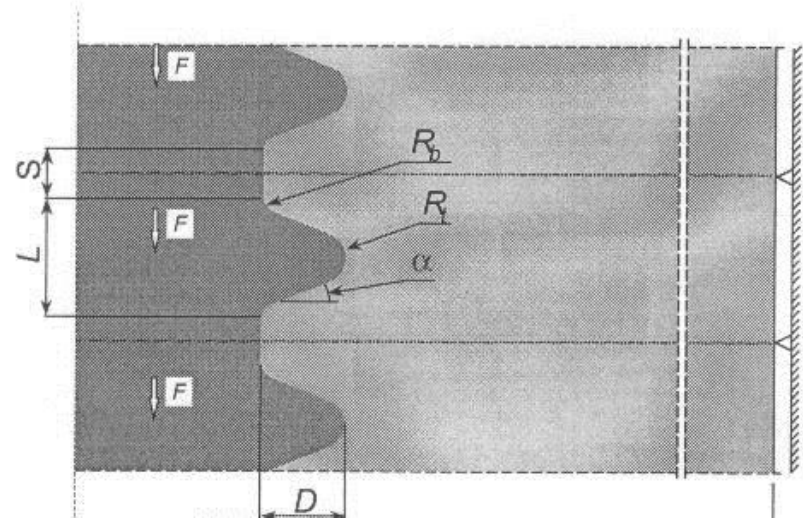


C



Csavarimplantátumok

- Csavarmenet paramétereit



Csavarimplantátumok feszültségátadása (VEA)

- Egyenletesebb a cilindrikus implantátumoknál
- Nyaki területen feszültségcsúcsok
- **Terhelés iránya** determináns
- Alacsonyabb **menetemelkedés** kedvezőbb, különösen kortikális csont területén
- Magasabb **menetmélység** szivacsos csont esetén kedvezőbb
- **Menetprofil** - legkedvezőbbnek mutatkozik a lekerekített élű szögletes menetprofil, az éles profil kerülendő
- A vizsgálatok eredményei **nem tekinthetőek lezártnak**

A csontszövet terhelhetősége

- ***funkció - mechanikai feszültségek >> remodelling***
- ***fiziológiai határok ?*** - csont minőség, csonttömörség, egyedi különbségek, anizotrópia ...
kompakt csont $\approx 100-150$ MPa ($100-150$ N/mm²),
szivacsos csont $\approx 25-35$ MPa ($25-35$ N/mm²)
implantátumok **átlagos** terhelése $\approx 2-3$ N/mm² (≈ 400 N/200 mm²)
csúcsfeszültségek – mikrosérülések, reszorpció
túlzottan alacsony feszültségek- atrófia - involúció

Az implantációs fogpótlások készítésének biomechanikai alapelvei

- optimális teherelosztás
- feszültségmentes illeszkedés
- horizontális erők csökkentése
- forgatónyomaték csökkentése
- erőtörő hatás

Optimális teherelosztás I.

Maximális implantátum felület összeg elérése

- minél több, minél nagyobb felszínű implantátum behelyezése
- a pótlandó fogak számának megfelelő számú implantátum, illetve molárisok helyén esetenként két implantátum foganként

Az implantátum felszínének nagysága I.

Körszimmetrikus implantátumoknál: $A \sim r^2, l$; $P = \frac{F}{A}$

- **implantátum átmérő (r) - növelése**
 - csökkennek a mechanikai feszültségek
 - az optimális implantátum átmérő a csontkínálat ismeretben határozható meg
- **implantátum hosszának (l) növelése**
 - korlátozott mértékben csökkennek a mechanikai feszültségek (a legmagasabb feszültségek az implantátum nyaki részén jelentkeznek)

Az implantátum felszínének nagysága II.

Körszimmetrikus implantátumoknál: $A \sim r^2, l$; $P = \frac{F}{A}$

- **makroszintű felület kiképzés:**
 - csavarmenetek, lyukak, behúzódások. (>100-200 μm – csontszövet növekedése)
 - üreges cylinderimplantátumoknál, a cylinder belső palástja
- **mikroszintű felszín kiképzés:**
felületkezelési eljárások, bioaktív anyagokkal történő bevonatolások

Optimális teherelosztás II.

- az implantátumok összesíneezése - a terhelés megosztása
- kiegyensúlyozott artikuláció
- az implantátumok és a maradékfogak egymással történő merev összekapcsolásának elkerülése

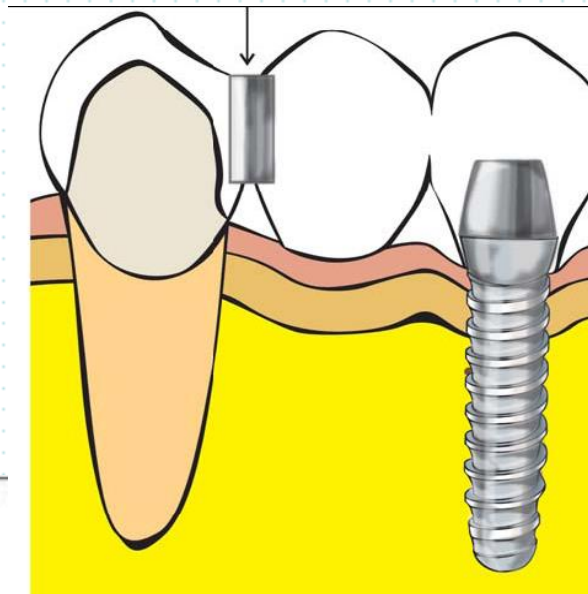
Optimális teherelosztás III.

Biomechanikai szempontból kívánatos, hogy

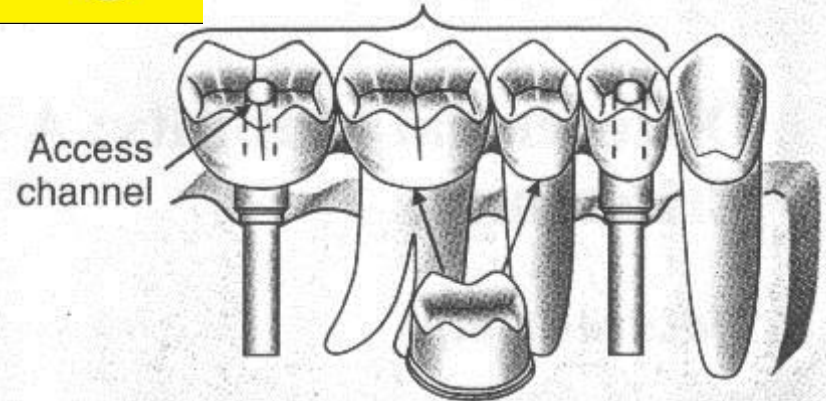
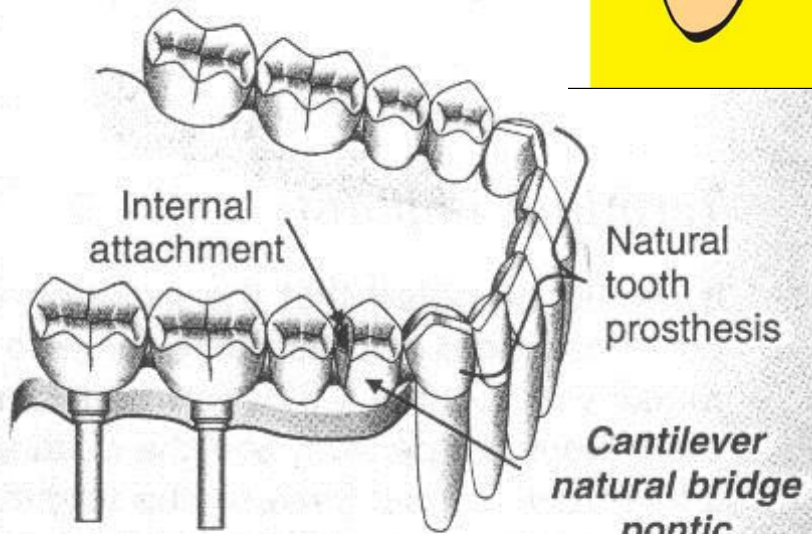
- a fogpótlás megtámasztása kizárólag implantátumokon történjék, vagy amennyiben mindenképpen szükséges az eltérő mozgathatóságú pillérek összeköttetése, úgy
- kapcsolóelemek beépítése szükséges a fogpótlásba, amelyek bizonyos elmozdulási lehetőséget biztosítanak a különböző pillérek között

(pl. az implantátumokon feltételes – csavaros – rögzítés, a természetes fogakon teleszkóp koronák, vagy a különböző pillérek függőleges elmozdulást lehetővé tevő finommechanikai összeköttetése)

Optimális teherelosztás IV.



Stiff attachment



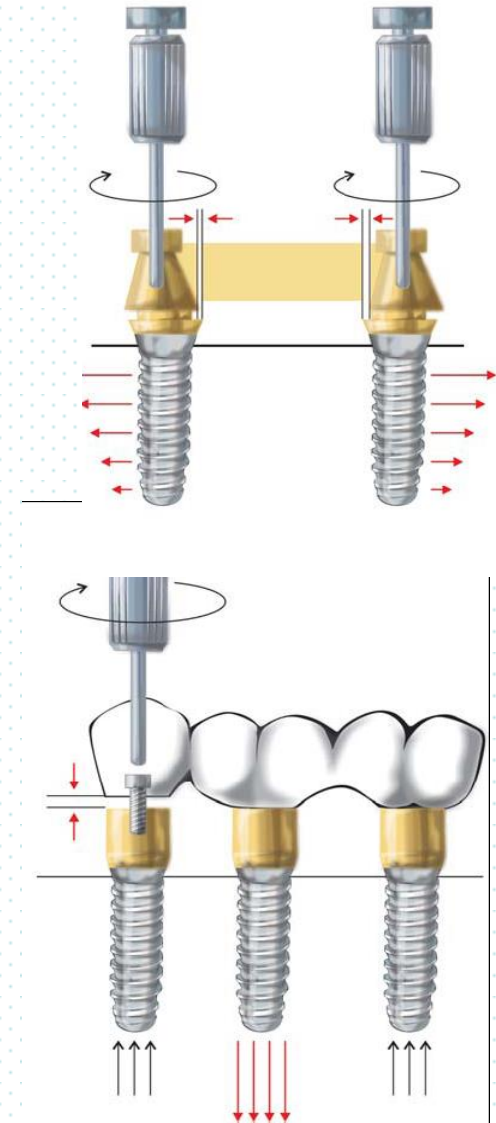
Telescope copings
cemented to natural teeth

Feszültségmentes illeszkedés

Pontatlan fogpótlás - tartósan fennmaradó feszülés a fogmű rögzítéskor („preload”)

Veszély: a pillérek elmozdulása, csontállomány nem kívánatos átépülése, a pótlás sérülése

- cementtel rögzített pótlás - a protetikai fejek tengelyállás eltérései + technológiai hibák
- Feltételes rögzítésű pótlások – technológiai hibák - pontatlan illeszkedés - a rögzítő csavarok meghúzásakor feszülés keletkezik – figyelmeztethet a fémváz, illetve a pótlás billegése, rések jelenléte a horgonyoknál



Forgatónyomaték csökkentése I.

Forgatónyomaték >> fokozott feszültségek az implantátum körül
-meghatározásához ismerni kell(ene) a ható **erőket+ forgástengelyt**

Forgástengelye helyzete

- Az implantátum nyaki és középső harmadának határához közel, vagy
- az implantátum más részén, vagy
- az implantátumon kívül, a csontszövet területén (?)

A forgástengely tényleges helyzetét meghatározza

- a befogadó csont anatómiája, minősége, a kortikális és szivacsos állomány aránya
- a fogpótlás

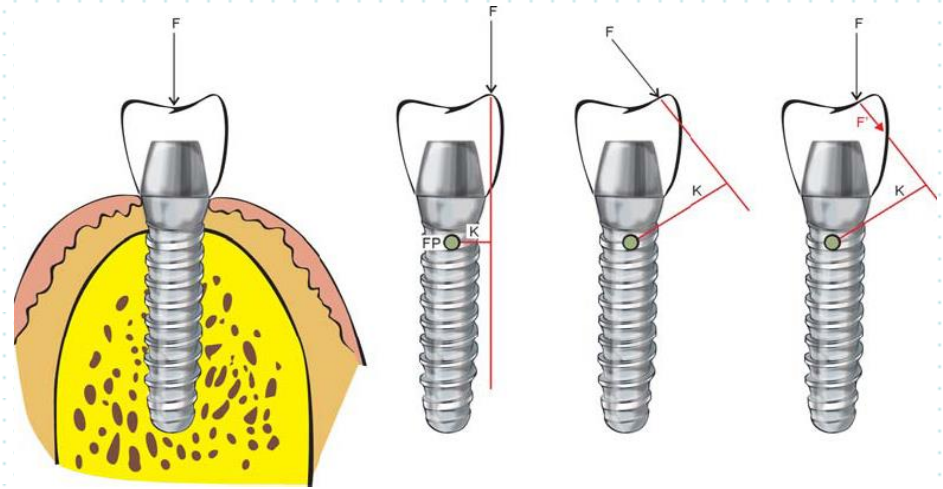
Fellépő erők

- Nagyságuk hozzávetőleges mérhető, megoszlásuk a pillérek között és irányuk csak feltételezhető

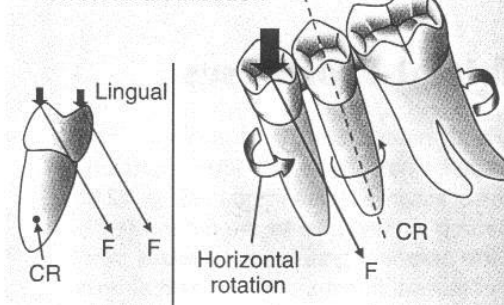
>> Bizonytalansági tényező

Forgatónyomaték csökkentése II.

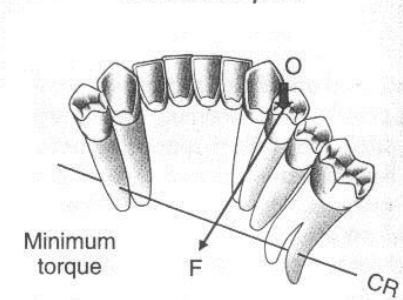
- Durva közelítés: a horizontális erőket csökkentése >> forgatónyomaték csökkenése
- **Forgatónyomaték** abban az esetben is jelentkezhet, ha a fogpótlást csak tengelyirányú terhelés éri a rágófelszínt, mivel
 - a rágófelszín csücsökfelszínei megváltoztatják az erő irányát, oldalirányú erőhatás keletkezik,
 - a fenti erő a pótlás másik pillérére annak hossz tengelye körül elforgató hatású erő
 - a fogpótlás követi a fogívet



Effect of center of rotation on force distribution

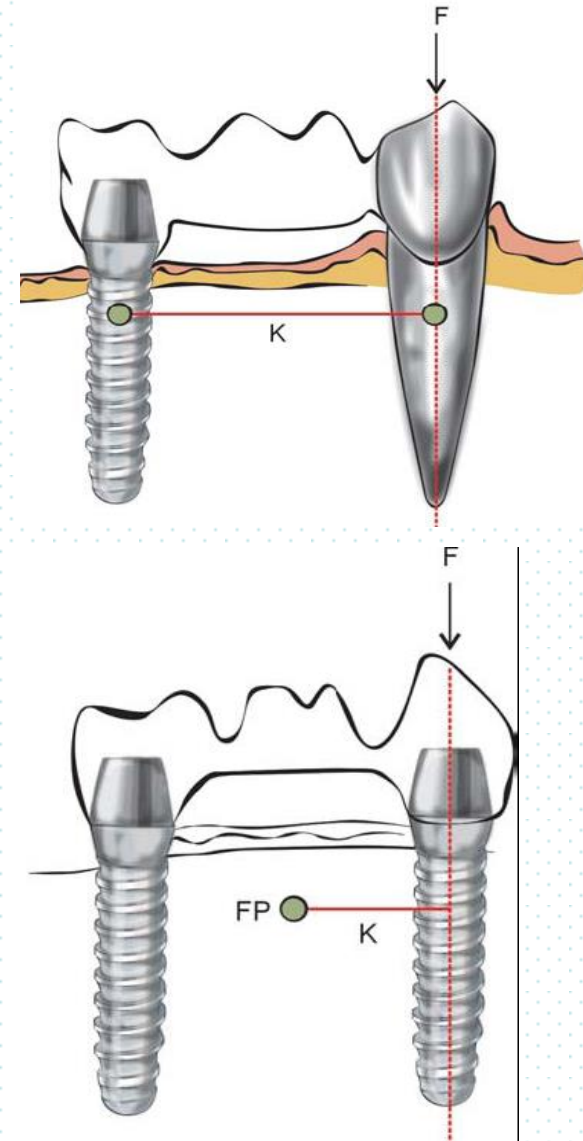


Cross-arch splint



Forgatónyomaték csökkentése II.

- Forgatónyomaték jelentkezik eltérő mozgathatóságú pillérek (implantátumok és természetes fogak) merev összekapcsolásakor



Forgatónyomaték csökkentése III.

Lehetőségek a horizontális irányú erőhatások és a forgatónyomaték csökkentésére:

- oldalsó fogak pótlásakor szemfogvezetés kialakítása,
- lapos csücsöklejtők, a rágófelszín szélességének redukálása,
- suprastruktúra magasságának csökkentése,
- megtámasztás a fogakon (speciális finommechanikai összeköttetések segítségével, amelyek bizonyos elmozdulást lehetővé tesznek),
- merev sínezés (implantátumok között),
- szabadvégű hídtag csak kivételes esetben.

Erőtörő hatás

A periodontium szerepének a helyettesítése:

rugalmas elem az implantátum és a szuprastruktúra között
(általában a protetikai fej és az implantátum között)

- a hirtelen, sokszerű erőhatásokat időben elnyújtása
- csontintegrált implantátumok és a természetes fogak biomechanikai összehangolása

Műanyagok:

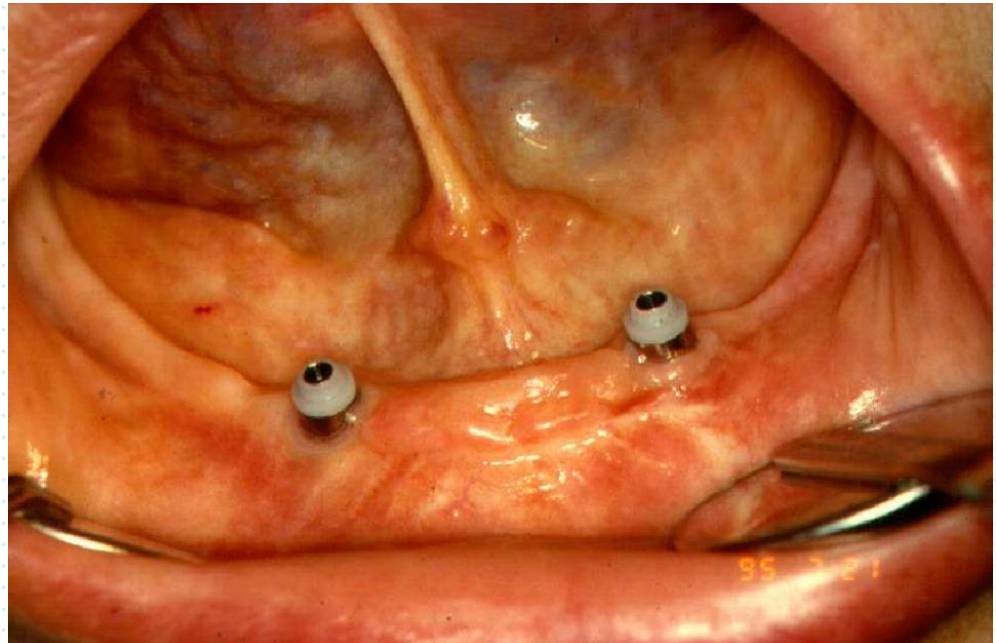
fáradás, plakkakkumuláció,
egyféle rugalmassági együttható

-IMZ[®], Flexiroot[®], SIS[®] impl.

-fogpótlások műanyag

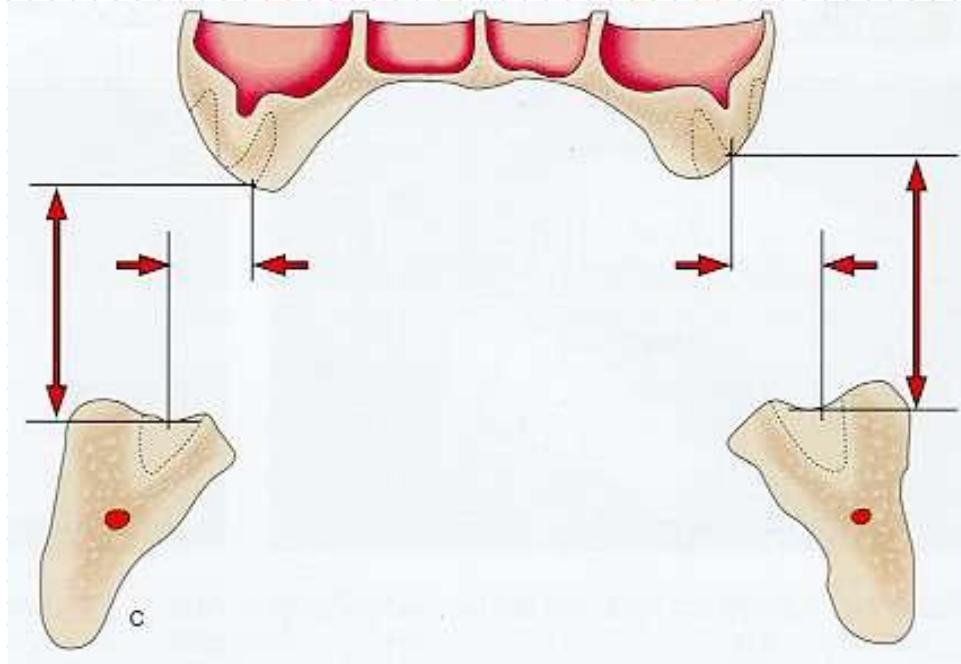
(v. kompozit pl Adoro-Ivoclar)
rágófelszínnel –

-protetikai szempontok??



Reaktív biomechanika

- A fogak elvesztését követően a fogmedernyúlvány involúciója következtében megnövekszik az interalveoláris térköz, valamint az állcsont morfológiájának megváltozása miatt az implantátumok biomechanikailag kedvezőtlen irányban helyezhetőek el. E tényezők miatt fogpótlás készítésekor az implantátumokat magas forgatónyomaték éri.



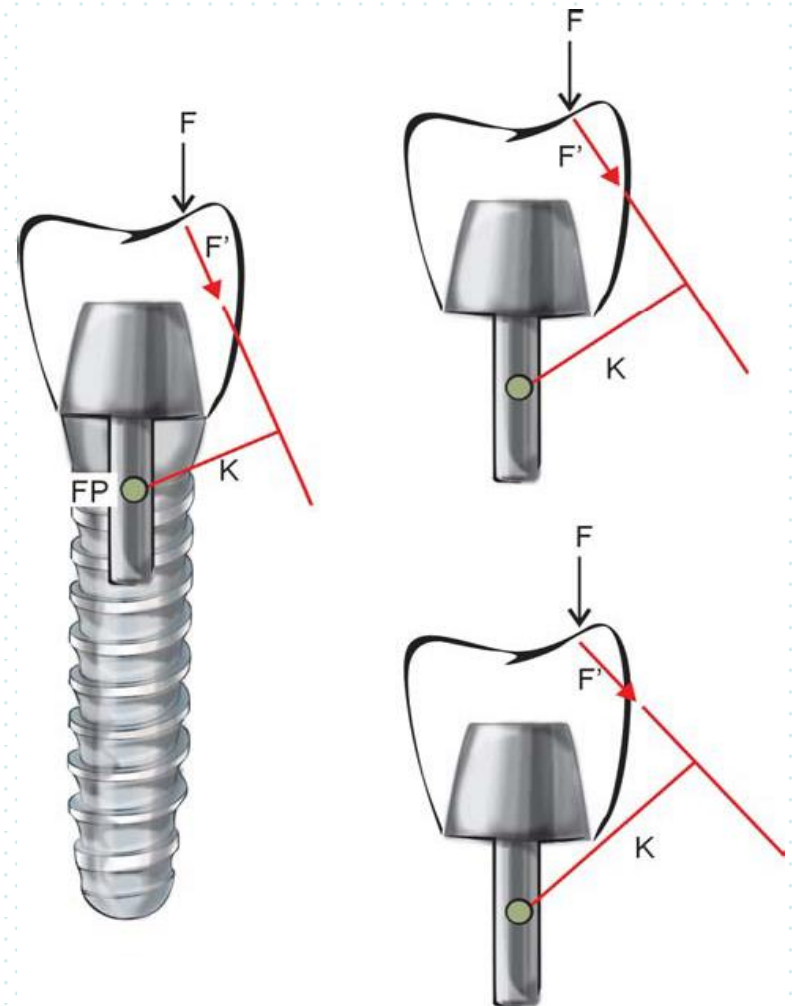
Terápiás biomechanika

- Az implantációs kezelési terv készítésekor biomechanikai szempontok hangsúlyos figyelembevételével az implantátumok helyének, helyzetének meghatározásával, az artikuláció tudatos tervezésével csökkenthető a fogpótlás elkészültekor az implantátumokra ható forgatónyomaték. Ez a tervezési koncepció az ún. „**terápiás biomechanika**”.

Terápiás biomechanika II.

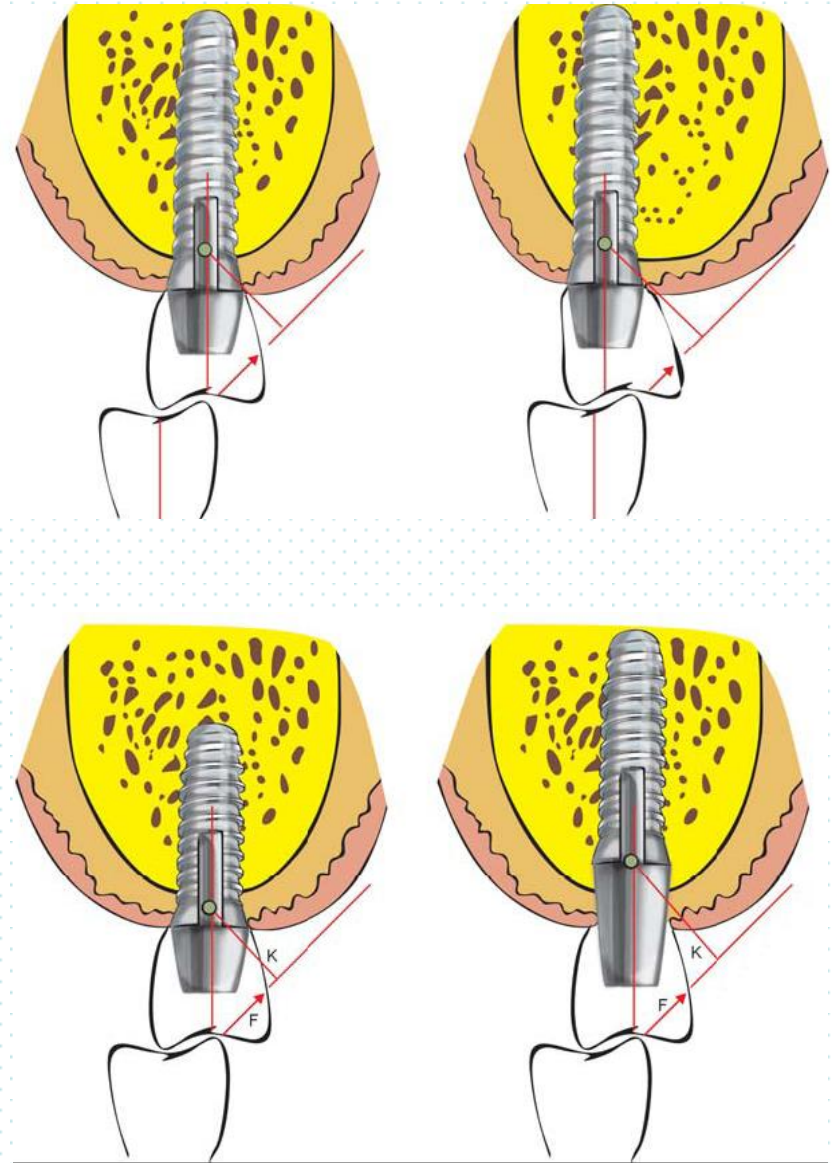
- Az implantátum tengelyével párhuzamos erők a fogpótlás rágófelszínén oldalirányú erőket váltanak ki, így forgatónyomatékokot idéznek elő.

A csücsöklejtők meredekségének 10° -os növelése hozzávetőleg 30 %-kal növeli meg a forgatónyomatékokot



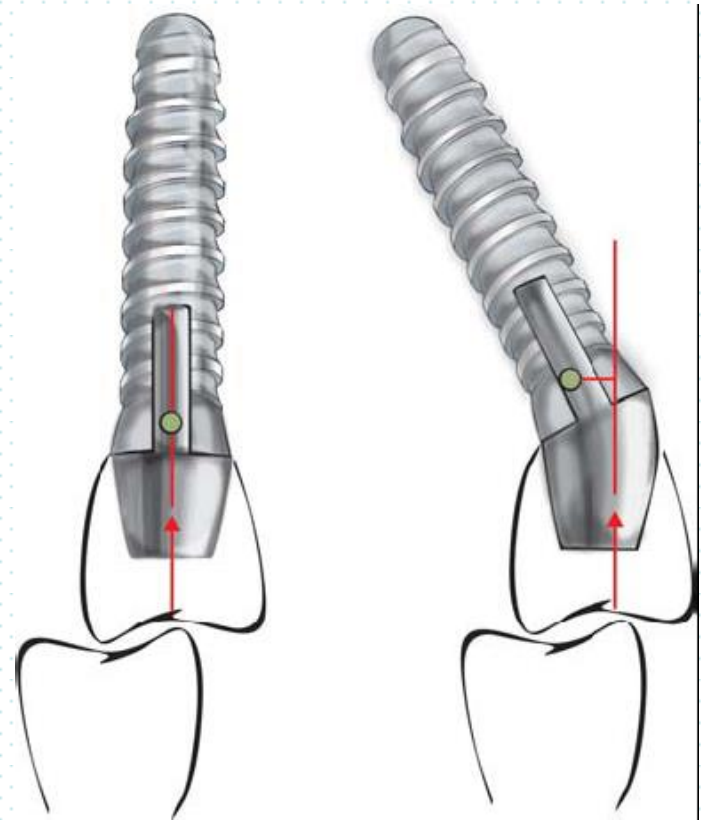
Terápiás biomechanika III.

- A forgatónyomatékok az implantátum vesztibulo-orális, valamint vertikális irányú elhelyezése is befolyásolja.
- A felső moláris régióban, az implantátum behelyezésekor 1 mm bukkális irányú eltolás kb. 15 % forgatónyomaték csökkenést eredményez, az apikális irányban történő 1 mm eltolás (az implantátum mélyebbre helyezése) 5 %-kal növeli a forgatónyomatékokat



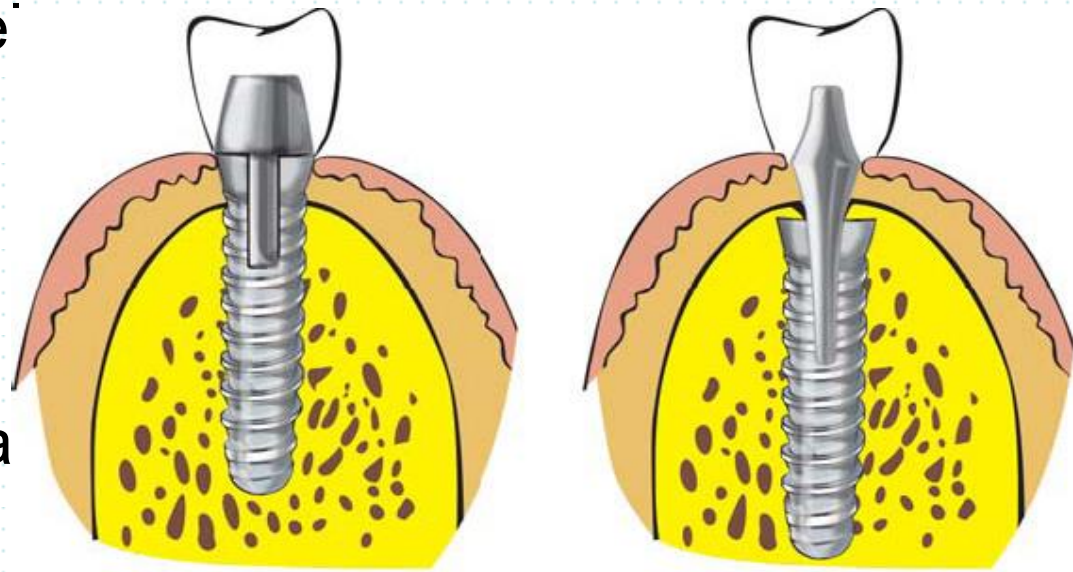
Terápiás biomechanika IV.

- Az implantátum behelyezési iránya is befolyásolja forgatónyomatékokot, minél nagyobb szöget zár be a várható rágóerőkkel, annál nagyobb lesz a forgatónyomaték, a tengelyeltérés 10° -os növekedése kb. 5 %-kal növeli a forgatónyomatékokot
- Elmélet-valóság?



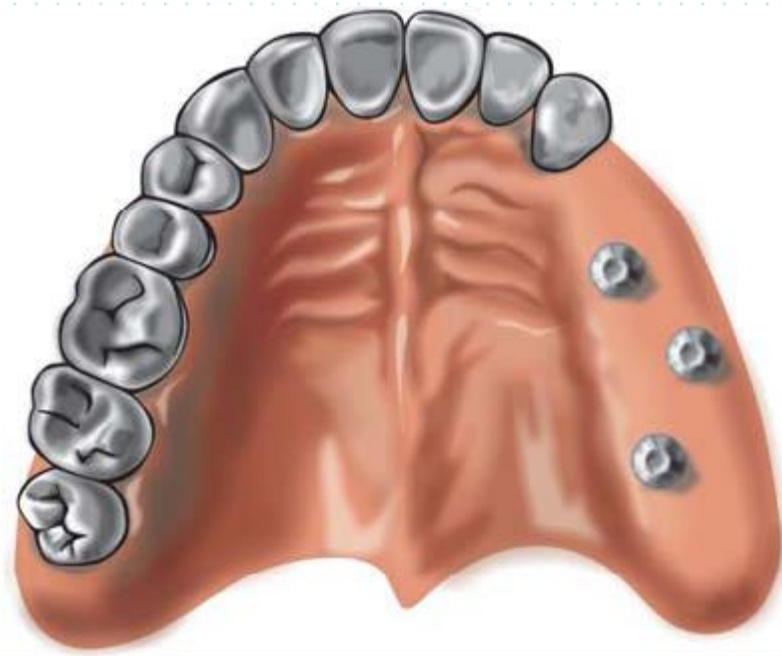
Platform switching

- Az állcsontgerinc síkjába vagy az alá behelyezett kétfázisú implantátumok esetén, ha a protetikai fej átmérője kisebb az implantátum átmérőné akkor az általában létrejövő marginális csontvesztés (az ún. biológiai szélesség kialakulása) elmarad vagy kisebb mértékű a szokásosnál



Tripodiális elhelyezés

- Egyenes gerinc vonal esetén (moláris területen) egymást követő implantátumok gerincélvonaltól kissé orális, illetve vesztibuláris irányban váltakozva is elhelyezhetőek (**tripodiális elhelyezés**)
- Ez növelheti az implantációs fogpótlás stabilitását (?)



Rizikótényezők

- **Geometriai:**
az implantátumok alacsony száma, kedvezőtlen helyzete (helye és tengelyállása), magas interalveoláris távolság, szabadvégű hídpótlás, implantátumok és természetes fogak összekapcsolása a pótlás során.
- **Okkluzális tényezők:**
kontaktus oldalmozgások közben, parafunkció
- **Csontágy, implantátum rizikófaktori:**
primer stabilitás hiánya, csontos gyógyulási folyamat zavarai, kis átmérőjű implantátumok használata.
- **Technikai tényezők:**
a pótlás kedvezőtlen rögzítési lehetőségei, technológiai hibák