

FOGPROTÉZIS SZILÁRDSÁGTANI VIZSGÁLATA

**TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI DOLGOZAT
2001**

SZERZŐK:

FÜSTÖS ATTILA

NASZTANOVICS FERENC

**IV. éves BME Építőmérnök
hallgatók**

KONZULENS:

BOJTÁR IMRE

**Tartószerkezetek Mechanikája
Tanszék**

Tartalomjegyzék

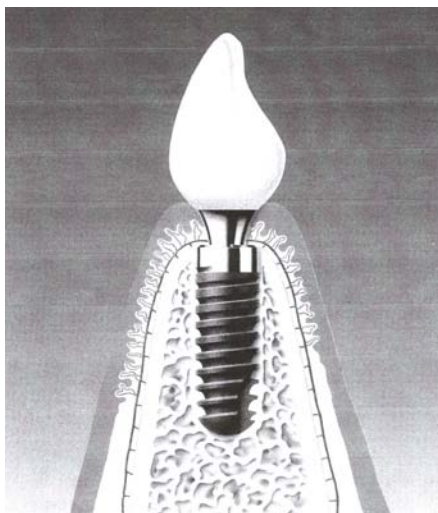
1.	BEVEZETÉS	4
2.	IRODALMI ÖSSZEFOGLALÁS	7
2.1.	BIOMECHANIKÁRÓL ÁLTALÁBAN	7
2.1.1.	A BIOMECHANIKA TÁRGYA	7
2.1.2.	A BIOMECHANIKA RÖVID TÖRTÉNETI ÖSSZEFOGLALÁSA	7
2.1.2.1.	A csont szerkezeti felépítésére irányuló kutatások	8
2.1.2.2.	A csont anyagjellemzőinek vizsgálata	9
2.1.2.3.	A csont, mint élő rendszer vizsgálata	10
2.1.3.	A BIOMECHANIKA A „MÉRNÖK” SZEMÉVEL	10
2.2.	FOGÁSZATI IMPLANTOLÓGIA	11
2.2.1.	AZ EMBERI ÁLLCSONT ISMERTETÉSE	12
2.2.2.	AZ IMPLANTOLÓGIA TÖRTÉNETI ÁTTEKINTÉSE	12
2.2.3.	AZ ORVOSI IMPLANTÁCIÓS ELJÁRÁSOK JELLEMZOI	13
2.2.4.	A FOGÁSZATI IMPLANTÁTUMOK TÍPUSAI	14
2.2.4.1.	Intramucosus implantátum	14
2.2.4.2.	Subperiostealis implantátum	14
2.2.4.3.	Transmandibularis implantátum	15
2.2.4.4.	Transdentális implantátum	16
2.2.4.5.	Enossalis implantátum	16
2.2.4.5.1.	Körszimmetrikus enossalis implantátumok	17
2.2.4.5.2.	Extenziós enossalis implantátumok	19
2.2.4.6.	Az endostruktúra geometriai jellemzői, gyártási módja	19
2.2.5.	AZ IMPLANTÁCIÓ SIKERESSÉGÉNEK TÉNYEZŐI	20
2.2.5.1.	A biokompatibilitás kérdése	20
2.2.5.2.	A gingivalis zárás	22
3.	A MECHANIKAI MODELLEKRŐL	22
3.1.	ANYAGJELLEMZŐK	23
3.1.1.	CSONT ANYAGJELLEMZŐI	23
3.1.2.	ANYAGJELLEMZŐK FORRÁSAI	23
3.1.3.	ANYAGJELLEMZŐK CSOPORTOSÍTVA	23
3.2.	PEREMFELTÉTELEK	24
3.2.1.	ALÁTÁMASZTÁS	24
3.2.2.	TERHELÉS	25
4.	FELADATUNK BEMUTATÁSA	25
4.1.	A MODELL KIALAKÍTÁSA	26
4.1.1.	AZ ALGORITMUS RÉSZEKRE BONTÁSA	26
4.1.2.	A GEOMETRIA KIALAKÍTÁSA	26
4.1.2.1.	A geometria kiválasztásának, felépítésének szempontjai	26
4.1.2.2.	A geometria megvalósítása	27
4.1.2.2.1.	Az alaphálózat kialakítása	28
4.1.2.2.2.	A menet kialakítása	31
4.1.2.2.3.	A geometria egyéb változtatásai	35
4.1.2.2.4.	Téglatest alakú hálózat	36
4.2.	AZ ALKALMAZOTT VÉGES-ELEMES PROGRAM	37
4.2.1.	A MARC VÉGES-ELEMES TULAJDONSÁGAI	37
4.2.2.	A MARC INPUT FELÜLETEI	37
4.2.3.	AZ INPUT FELÜLET KIVÁLASZTÁSA	38

4.3.	A DENTALMESH 3D PROGRAM	38
4.3.1.	A PROGRAMNYELV KIVÁLASZTÁSA	38
4.3.2.	A PROGRAM LEÍRÁSA	39
<u>5.</u>	<u>FUTTATÁSI EREDMÉNYEK</u>	<u>39</u>
5.1.	KIINDULÁSI ADATOK, PEREMFELTÉTELEK	40
5.2.	A FUTTATÁSOK EREDMÉNYEI	43
<u>6.</u>	<u>TOVÁBBI TERVEK</u>	<u>47</u>
<u>7.</u>	<u>KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS</u>	<u>47</u>
<u>8.</u>	<u>IRODALOMJEGYZÉK</u>	<u>48</u>
<u>9.</u>	<u>SZOFTVERJEGYZÉK</u>	<u>50</u>
<u>10.</u>	<u>FÜGGELÉK</u>	<u>51</u>
10.1.	A DENTALMESH 3D KONSTANS ADATAI	51
10.1.1.	A CSAVÁR ADATAI	51
10.1.2.	AZ ÁLLKAPOCS ADATAI	51
10.1.3.	A HÁLÓZAT ADATAI	51
10.1.4.	AZ ANYAGI JELLEMZOK ADATAI	52

1. Bevezetés



1-1. ábra Állkapocs fogprotézissel, a korona ráhelyezése előtt, és után



1-2. ábra Protézist tartalmazó állkapocs metszeti rajza enossalis implantátummal

Napjainkban az orvostudomány, illetve a fogorvoslás tudomány fejlődésének köszönhetően újfajta, az emberi fogat a korábban szokásosnál jobb minőségben pótló protézisek kerülnek alkalmazásra. Lehetőség van állcsontok fogatlan területére, a fogpótlások rögzítéséhez mugyökerek, úgy nevezet implantátumok beültetésére. A ma már elavultnak tekinthető egyéb rendszereket (intramucosus, subperiostealis, transmandibularis)¹ [Divinyi, 1998] felváltja az úgynevezett enossalis implantációs rendszer² (1-1. ábra). A protézis két, funkcióban is jól elkülöníthető részből áll: nevezetesen az implantátum teste (endostruktura³), és az implantátum feje (exostruktura⁴). Az implantátum beültetése illetve a környező csont gyógyulása után

csavarható bele a fejrész (1-2. ábra), s kapunk a csonttal együttdolgozó, a fogtól mechanikai viselkedésében sokban eltérő szerkezetet. A fogászati implantológia mai állása szerint azonban nem mondhatjuk egyetlen – későbbiekben röviden bemutatandó – implantációs rendszerre sem, hogy tökéletes vagy minden helyzetben alkalmazható. A fogászati implantátumok tökéletesítését sok kutatás jelöli meg céljaként úgy a nemzetközi kutatóintézetekben, illetve orvosi muszereket gyártó

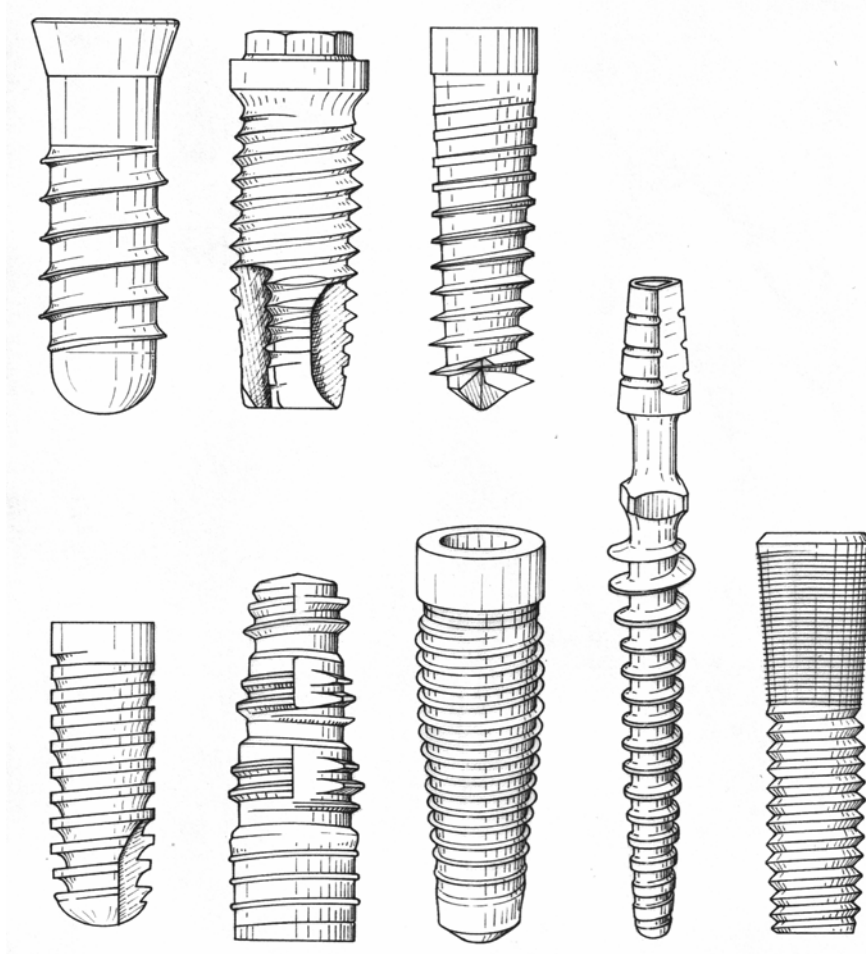
¹ Későbbiekben ismertetésre kerülő implantációs eljárásokról van szó (2.2.4 fejezet - 14. oldal).

² Napjaink fogászati célú implantátumainak legnépszerűbb csoportja (2.2.4.5 fejezet - 16. oldal).

³ Az implantátumnak a csontban és a nyálkahártyában lévő része (1-2. ábra).

⁴ Az implantátumnak a szájüregbe nyúló része (1-2. ábra) [Fallschüssel, 1986].

cégek K+F keretében, és magyar vonatkozásban is. Néhány teljesen különböző koncepciót mutatunk be az enossalis implantátumok endostruktúra kialakítására a szakirodalom alapján (1-3. ábra).



1-3. ábra Különböző koncepciót képviselő enossalis implantátumok endostruktúrája

Jelen Tudományos Diákköri Dolgozat célja az új típusú **fogprotézis** mechanikai viselkedésének **dinamikus** és **statikus** terhek alkalmazása esetén történő **háromdimenziós** vizsgálata. Munkánk több, alakjában eltérő, de természetesen azonos célt szolgáló protézis részletes feszültségeloszlás és feszültség-koncentráció vizsgálatát mutatja be. Lehetőségeinkhez mérten megpróbálunk javaslatot tenni a protézis (endostruktúra) alakjára, illetve megkíséreljük eldönteni, hogy vajon melyek azok a típusok, melyeket el kell vetnünk, és melyek képeznek további vizsgálódás tárgyát. E dolgozat az első lépcsője ennek az átfogó kutató programnak, melyet a Semmelweis Orvostudományi Egyetemmel közösen végzünk.

Dolgozatunk - mint általában a TDK dolgozatok - egy tanulási folyamat részét képezi. Korábbi munkáink [Füstös, Nasztanovics, 1999; 2000] - ezt mi is jól tudtuk - elsősorban olyan feladatok voltak, melyek **foleg** tanulási célt szolgáltak. Jelen kutatás célja viszont olyan **gyakorlati** szempontból is hasznosítható eredmény felmutatása, mellyel megtehetjük első lépéseinket - mint kutató mérnökhallgató - a mechanika, szűkebben a **biomechanika** területén. A biomechanika a mérnöki és az orvoslás tudományának határán helyezkedik el, így az orvostól mérnöki ismeretek elsajátítását, a mérnököktől pedig orvosi, jelen esetben speciálisan fogorvosi jártasságot követel.

Munkánkat mérnöki oldalról Dr. Bojtár Imre és Dr. Bagi Katalin irányította, míg orvosi segítséget a Semmelweis Orvostudományi Egyetem Szájsebészeti és Fogászati Tanszékéről (Dr. Divinyi Tamástól és Dr. Szucs Attilától) kaptunk. Itt szeretnénk megemlíteni, hogy mivel a fogprotézis irodalma nem korlátozódik magyar nyelvterületre, és mivel mi a magyaron kívül csak angolul értünk, ezért az orvosi kifejezések nagy részét angolul (zárójelben) leírjuk. Mérnökhallgatóként nem lehetünk teljesen tisztában azzal, hogy milyen mechanikai ismeretekkel rendelkezik egy orvostanhallgató, így nekik talán nehezebben olvasható e dolgozat, de mindenütt igyekszünk érthetően fogalmazni.

Mindenek előtt folyóiratok, cikkek feldolgozása volt a feladatunk. Elso célunk a számunkra eddig ismeretlen biomechanikai tudományág, és ezen belül a fogprotézisek fajtáinak megismerése, illetve az új enossalis implantációs rendszeru változattal kapcsolatos publikációk, kutatások feltérképezése volt. Megjegyezzük, hogy különös figyelmet kell fordítanunk minden olyan mechanikai vizsgálat esetén, melynek tárgya valamely élő szervezet. Gondolunk itt az **anyagmodellek** és a terhek felvételére, elemzésére, hiszen a szövetek, csontok tulajdonságai igen bonyolultak, és rendszerint nagyon sok paramétertől függnek (életkor, egészségi állapot, a páciens neme, stb.). Természetesen az ilyen mérések, kutatások is a biomechanika tárgykörébe tartoznak. A mi vizsgálataink alapját is e mérések képezik, azonban nekünk nem volt lehetőségünk a szükséges kísérletek elvégzésére, így az elérhető irodalomra támaszkodtunk. Azt tapasztaltuk, hogy anyagmodellek, terhek felvételére igen sokféle mérés született. A kutatók a legújabb eszközök bevetésével térképezték fel apró részletenként az adott terület iránytól függő anyagi paramétereit. A feladat biológiai részét néhány hónap alatt teljesen megérteni természetesen nem állt módunkban, azonban igyekeztünk alaposan belemélyedni a kapcsolódó szakirodalomba.

Az **irodalmi összefoglalás** után saját kutatásunk ismertetése következik dolgozatunkban. Részletesen bemutatjuk az olvasónak, hogy a publikációk figyelembevételével, illetve konzulenseink javaslatára mechanikailag hogyan modelleztük a problémát. Vizsgálatainkhoz a mechanikában már szinte hétköznapi eszköznek mondható végeselem-módszert hívtuk segítségül. A futtatásokat az MSC MARC 2000 elnevezésű végeselem-szoftvercsomag háromdimenziós modellje segítségével végeztük el, melyet a Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék bocsátott a rendelkezésünkre. A modell megalkotásához készen nem találtunk könnyen kezelhető, illetve a számunkra fontos tulajdonságokat magába foglaló, csavarszerkesztő programot, így **saját magunk fejlesztettünk** ki egy algoritmust, mellyel paraméteresen beállíthatjuk a csavar, illetve az azt körülvevő csont alakját. Bovebben kifejtjük ezt az általunk máshol nem látott matematikai eljárást, melynek alapját Körtélyesi Gábor gépész kollégával együttműködve találtuk ki. Ennek segítségével egy igen sok paramétertől függő, változó menetemelkedésű csavar alakját tudtuk definiálni.

A **futtatási eredmények** bemutatása, elemzése, természetesen ismét komoly orvosi segítséget igényelt. Kiemelnénk a dinamikus terhelés esetén kapott biomechanikai tesztünket, mert ilyen vizsgálatra a nemzetközi irodalmat lapozgatva sem bukkantunk. Az **értékelést** egy összehasonlító elemzéssel zárjuk, ahol a lehetőségekhez mérten az általunk **jónak tartott csavarformát** jelöljük ki, azonban nem felejtjük, hogy a paraméterek száma olyan nagy, hogy mérnöki gondolkodásmód figyelembevételével nem beszélhetünk *optimális* csavarformáról.

Munkánk lezárásaként összefoglaljuk eredményeinket, az elvégzett feladatot, majd ismertetjük **további terveinket** a biomechanika területén, és rámutatunk néhány fejlődési lehetőségre.

Dolgozatunk lényegében első állomása kutatási tevékenységünknek, melyre egy konkrét biomechanikai feladatot választottunk. Azért döntöttünk e feladat mellett, mert mint leendő mérnökök, az iskolai szintnél mélyebben megismerkedhettünk a **háromdimenziós végeselem**-technikával, **dinamikus** numerikus vizsgálatokkal és a nagyméretű hálózatok kezelésével. Nagy kihívásnak tartottuk, hogy számunkra teljesen idegen szakmát ismerhettünk meg közelebbről, és tapasztalatokat szereztünk az orvos kollégákkal való együttműködésben. Szeretnénk, ha ez a dolgozat hozzájárulna ahhoz, hogy a biomechanikát egyáltalán nem ismerő hallgatótársaink is megismerjenek egy kis szeletet ebből a lenyugózoen érdekes tudományágból.

2. Irodalmi összefoglalás

2.1. Biomechanikáról általában

2.1.1. A biomechanika tárgya

A biomechanikát alapvetően úgy értelmezhetjük, mint a **mechanika** tudomány eredményeinek alkalmazása **biológiai** rendszerekre, tehát ez a tudományág a mechanika és a biológia határán helyezkedik el. Az említett két tudományterület ötvöztetésén túl azonban a biomechanika új gondolatokat, ötleteket, vizsgálati módszereket kíván, melynek köszönhetően napjainkban különálló diszciplínának tekintjük. Köszönhetően az orvostudománynak, a mechanikának, a számítástechnikának ugrásszerű fejlődésének, egyre többen kutatnak és érnek el komoly eredményeket. Ezt például az is mutatja, hogy nagyon sok friss cikket olvashattunk az általunk vizsgált témában.

Saját feladatunk szakirodalmának elemzése, illetve konzultációs beszélgetések során sok lenyugózo biomechanika kutatást ismerhettünk meg, természetesen nem teljes részletességgel. Hallhattunk példaképp a combcsont mechanikai viselkedés vizsgálatának fejlődéséről, a koponya szerkezetének dinamikus hatásokra történő változásairól. Megismerhettünk különböző, számunkra szokatlan mérési technikákkal, „kollegák foglalkoznak” protézistervezéssel, a Tartószerkezetek Mechanikája Tanszéken folynak a gerinc mechanikai vizsgálatára irányuló kutatások.

2.1.2. A biomechanika rövid történeti összefoglalása

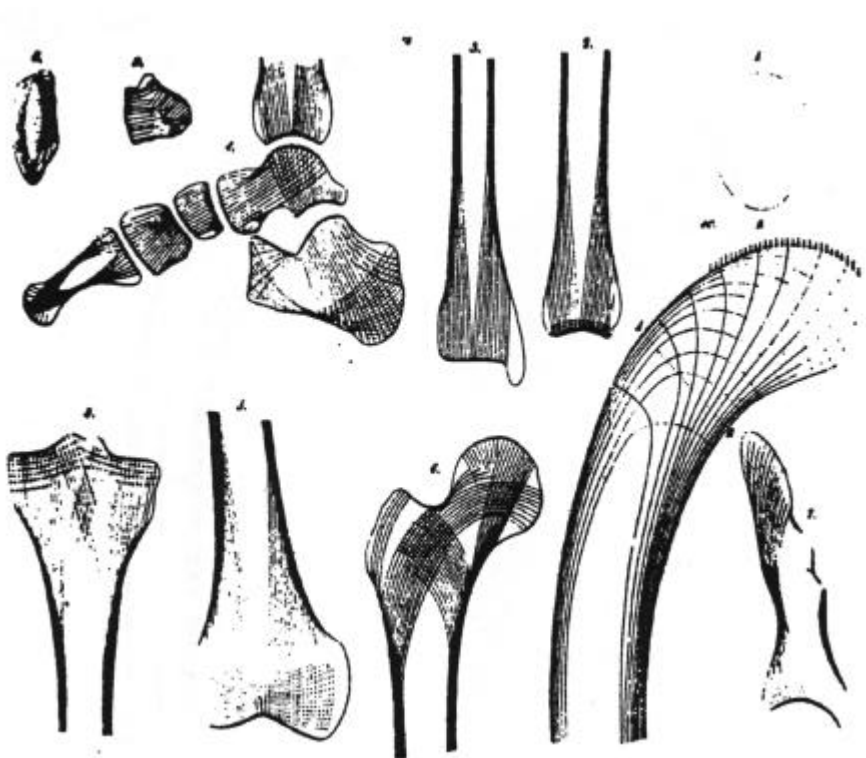
A következőkben először a biomechanika általános bemutatásával foglalkozunk – külön kitérve az emberi combcsont jellegzetességeinek bemutatására. Ezt azért tesszük, mert mi is először ennek vizsgálatán keresztül ismerkedtünk meg alapvető biomechanikai fogalmakkal. A későbbiekben természetesen részletesen tárgyaljuk a közvetlenül a témához tartozó állkapocs jellegzetességeit is. Polgár Krisztina hallgatóként aktívan részt vett a Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék biomechanikai kutatásaiban. „Az emberi combcsont rugalmas-képlékeny viselkedésének vizsgálata” című diplomamunkája alapján [Polgár, 1994] röviden ismertetjük, hogy a XIX. századtól napjainkig a csont mechanikájának vizsgálatánál (mely a biomechanika szerves része, és mellyel a mechanikai kutatások elindultak a biológia területén) milyen főbb állomásai voltak a kutatásoknak. A biomechanika

történetének megismertetésére kiválóan alkalmas a combcsont vizsgálatok fejlődése, mert igen bő, nagy hagyományokkal rendelkező irodalma van, emellett az alapfogalmak megismerésére is kiválóan alkalmas. Természetesen saját kutatásunk alapjait, az orvosi implantátumok kialakulását és típusait is részletesen ismertetjük. Combcsont protézis vizsgálatára három különböző irányban, párhuzamos szálakon folytak a kutatások, melyek később természetesen összefonódnak. A '80-as évek elejétől kialakulhatott a biomechanika mai, igen összetett formája. E három fő vonal a következő:

- A csont szerkezeti felépítésére irányuló kutatások,
- A csont anyagjellemzőinek vizsgálata,
- A csont, mint élő rendszer vizsgálata.

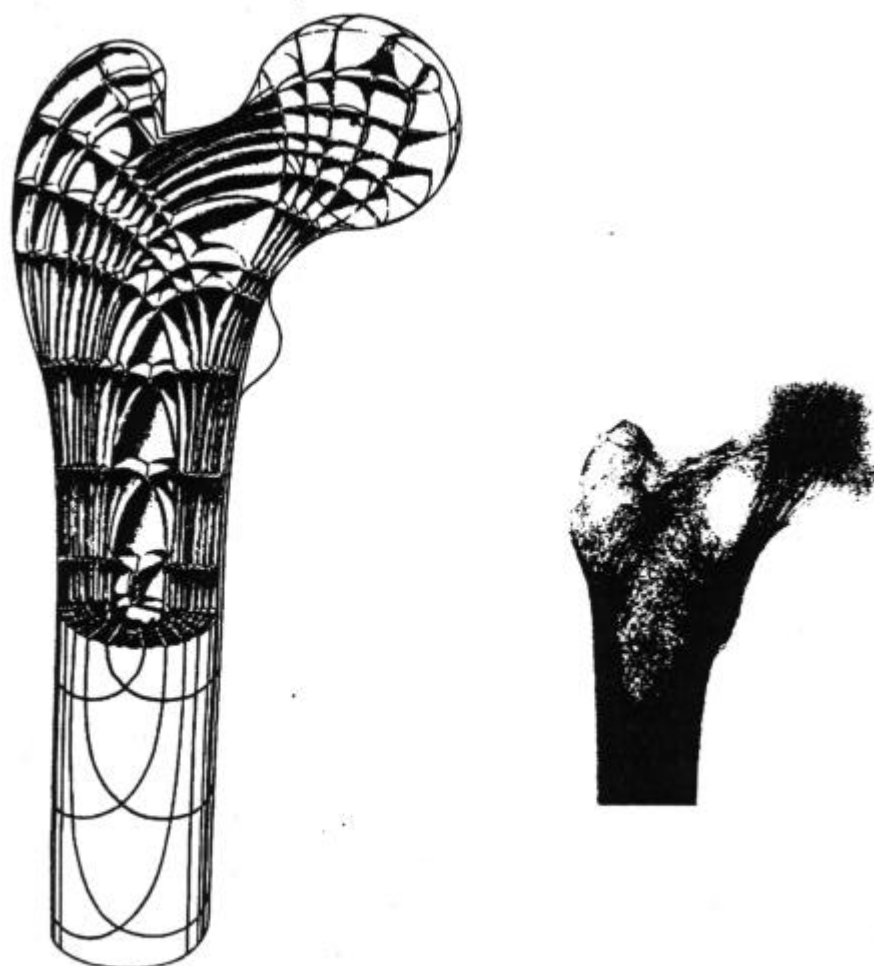
2.1.2.1. A csont szerkezeti felépítésére irányuló kutatások

A XIX. századra világossá vált, hogy csont szerkezete és funkciója között kölcsönös kapcsolat van. Ennek a kapcsolatnak a megértésére kezdték kutatni a csontok szövetek felépítését, vizsgálták a mikrostrukturális alkotóelemeket. Wyman [1857] és Dwight [1886] az 1800-as évek közepén rámutattak a biológiában a **maximum-minimum** elv érvényesülésére, nevezetesen: „a csont maximális szilárdságát a lehető legkevesebb mennyiségű építőanyaggal éri el”. Orvosi kutatások sora tárgyalta a miért illetve a hogyan kérdését, melyben mérföldkő volt **G. H. Meyer** [1867] orvos illetve a mérnök **Culmann** együttműködése. Közös munkájuk gyümölcseként megszületett a combcsont felépítésének mechanikai magyarázata a Culmann-trajektóriák segítségével (2-1. ábra). Feltételezésük az volt, hogy a csont szerkezetét a fofeszültségi irányok határozzák meg.



2-1. ábra Mayernek a szivacsos állomány elrendeződését szemléltető rajzai, mellettük a „Culmann-daru” legelső közzétett változata.

Feltevésük helyességét sokan elemezték, vitatták. Kiemelnénk **Wolff** [1869] tanulmányát, mely a combcsont vizsgálata során az erovonalak surusége, illetve csontszövet suruságának kapcsolatára mutatott rá (2-2. ábra). A trajektória-hipotézis körül igen sok vita alakult ki, azonban a modell kísérleti és elméleti alátámasztás azonban sokáig váratott magára.



2-2. ábra A combcsont háromdimenziós elméleti trajektória modellje, és röntgenképe. Megfigyelhető a hasonlóság a modell trajektóriáinak surusége és iránya, valamint a valódi csont szövetelrendeződése között.

A huszadik század második felének küszöbén az új technikák megjelenésének köszönhetően többféle matematikai modellt is kerestek a csontszerkezet viselkedésének leírására. A mikroszerkezeti gerenda modellek illetve később a végeselem-módszer is segített magyarázatot keresni a csontok felépítésére. A csontok felépítésének vizsgálata természetesen nagyon nehéz lenne az anyagjellemzők megismerése nélkül, így gondolatmenetünket ezzel folytatjuk.

2.1.2.2. A csont anyagjellemzőinek vizsgálata

Rauber [1876] az 1870-es években végzett kutatásaiban szisztematikusan a csont anyagjellemzőit tárgyalta. Saját tervezési szerkezeten próbatesteket vetett

mechanikai vizsgálat alá. Követői kísérleteket végeztek egész csontok mechanikai ellenállásának mérésére, és a szívóssági vizsgálatok számára igen fontos törésképeket is készítettek. Majd száz évvel később az urtechnika, a versenysportok, a közlekedés fejlődése ösztönözte a biomechanika ezen területének újabb kutatásait. Végeredményként kijelenthetjük, hogy elméleti úton és kísérletileg is bizonyított, hogy a csont **inhomogén, anizotrop** anyag. Az anyagjellemzők elemzése későbbiekben kiterjedt a csont fáradásvizsgálatára, viszkoplasztikus viselkedésére, és törésmechanikai jellemzőinek megismerésére. A jelenleg folyó, anyagi jellemzőket kutató vizsgálatok nagyon komoly technikai háttérrel rendelkeznek, így joggal várhatóak olyan eredmények, melyek elősegítik a tudományág további fejlődését. A mechanikában is megszokott, vagy néha talán bonyolultnak tűnő szilárdsági vizsgálatokon elméletileg kell túllépniük.

2.1.2.3. A csont, mint élő rendszer vizsgálata

A csont anyagjellemzőinek hosszas vizsgálata mellett megjelentek olyan elméleti megközelítések, melyek a csontot, mint fejlődő rendszert vizsgálják. Az ilyen kutatásnak a célja a csontok szerkezeti és geometriai tulajdonságait leíró modell, illetve a modell paramétereinek meghatározása, és annak a folyamatnak a megértése, amely a külső hatásoknak és feltételeknek megfelelően a csont szerkezeti és geometriai tulajdonságait alakítja ki. A biológiai vezérlési folyamat lényegében egy **visszacsatolási mechanizmusra** épül. A visszacsatolási mechanizmus olyan szenzorokra épül, melyek „méri” környezetük mechanikai terhelését (gondoljunk itt például feszültség, illetve alakváltozás okozta kémiai fizikai folyamatokra). Normálistól eltérő érték esetén úgynevezett mediátoron keresztül aktivizálják a csontképző vagy csonttörő sejteket, így tehát a csontok minden részlete lokálisan fejlődik ki, a rendszert érő átlagos terhelés függvényében. Ezen a területen végzett jelentős kutatásokat *Pauwels [1960]*, és *Frost [1964]*. *Gjelsvik [1973]* tanulmánya a csontban feszültségek által keltett elektromos polarizáció és a csont szerkezete közötti összefüggést feltételezett. A kutatások a természet csodájára mutatnak rá, vagyis olyan szerkezeteknek lehetünk tanúi, melyek a maguk nemében tökéletesnek és sokszor utánozhatatlannak tűnnek. Mint az látható, illetve próbáltuk érzékeltetni ezen rövid történeti áttekintéssel ezen diszciplína igen összetett, így nagyon sok tanulást és munkát kíván a kutatótól, ez teszi talán egyik oldalról nehezzé a tárgyat.

2.1.3. A biomechanika a „mérnök” szemével

Az 1970-es évek előtt az ezen területen kutatók többsége biológiai végzettséggel bírt. A biomechanikai problémák megoldása azonban ma már egyre többször követel mérnöki, vagy komoly fizikai jártasságot is. Egyre több mérnök illetve fizikus dolgozik a biomechanika területén, elsajátítva a szükséges biológiai ismereteket. Kiemelnénk azokat a sajátosságokat, melyek egy mérnököt munkájában meglepnek, melyek számára nem megszokottak.

Nehézséget jelent többek között:

Anyagi viselkedés szempontjából főleg **élettelen** csontokon végezhetünk vizsgálatokat, legtöbbször szilárd testnek tekintve azokat. Az élő szervezetünkben azonban a biológiai rendszer építőköveinek egymásra hatását, kooperációját mérni igen bonyolult. Az élő test nem mozdulatlan, vagy mechanikailag könnyen idealizálható kapcsolatokkal (csukló, csuszka stb.) leírható szerkezet. Mozgás közben nemcsak a tipikus szilárdságtani jellemzők (inercia, alak, adott irányú merevségek)

változnak, hanem sokszor különös figyelmet kell fordítanunk, (például a combcsont esetén) az izomrostok kapcsolódásából következő feszültségátrendeződésekre. A biomechanikában a megszokott, állandóként kezelt mechanikai jellemzők is, az idő, a helyzet, az életkor, a nem, a kortörténet és a hőmérséklet, stb. függvényei lehetnek. A csontok alakja bonyolult szabályok alapján épül fel, mely minden egyed esetén különbözik, sokszor jelentős eltéréseket hordozva. A statisztikai átlag, vagy kategóriai besorolás is igen nehézkes, és nehezen megjósolható eltéréseket hordoz magában (gondoljunk egy háromdimenziós combcsont modelljének megalkotási nehézségeire). Hosszan sorolhatnánk, melyek azok a tényezők melyről csak alapos vizsgálat után dönthetők el, milyen modell alkalmazása célszerű, illetve melyik az, amelyik a valóságot az adott cél érdekében legjobban közelíti.

Összefoglalva tehát: a feladatok mechanikai modellezésének problémáinál a biomechanika keretében fokozottan érvényes az:

- alak sokfélesége, mely bármely egyedi szervezetet tekintve különböző,
- az anyagjellemzők sokrétűsége, vizsgálatuk bonyolultsága,
- a tehervektorok felvételének bonyolultsága,
- a peremfeltételek felírásának nehézségei.

Érezhető (legalábbis mi próbáltuk érzékelteni), hogy egy biomechanikai probléma megoldása során a modell felállítása, az idealizált mechanikai modell megválasztása a megoldás helyességének kulcsa. Úgy gondoljuk, hogy „tökéletes” megoldás a mai technikával még nem lehetséges a hatalmas paraméter szám és ismeretlen miatt.

A mérnöki szakmát a becslés, az „elhanyagolás” művészetének tartják. Sajnos a biomechanikában ezzel nagyon óvatosan kell bánni, biológiai ismereteink hiányában nagyon sokszor kell olyan apróságokra igen sok időt szentelni, melyekről később esetleg kiderül, hogy nem nagyon szólnak bele az erójátékba. Ez nagyon megnehezítheti a modellalkotást. Eredményeink értékelése is néha bizonytalan, tervezni pedig sokszor nehéz úgy, ahogyan azt mérnökként tennénk.

Ezen rövid biomechanikai ismertető után, közeledve a saját kutatásunk ismertetéséhez a „Fogászati implantológiára” koncentrálunk.

2.2. Fogászati implantológia

A rövid biomechanikai ismertető követően megpróbáljuk az olvasót megismertetni a fogászat azon területével, melyhez kutatásunk szorosan kapcsolódik: „A fogászati (orális) implantológia a fogorvostudománynak olyan összetett szakterülete, amely a fogatlan páciens rehabilitációja érdekében a sebészeti és protetikai eljárásokat összekapcsolva alkalmazza.” [Divinyi, 1998] Olyan eljárásról van tehát szó, mely műtéti beavatkozással a páciens hiányzó fogait kiegészíti arra alkalmas pótlások beültetésével. Mielőtt az implantátum vizsgálatára áttérnénk, röviden bemutatjuk azt a biomechanikai környezetet, ahová az implantátum kerül. Magával a foggal nem foglalkozunk, hiszen jelen vizsgálat eleve feltételezi annak hiányát, így csak az alsó és a felső állcsont jellegzetességeinek bemutatása a célunk. Ez után összefoglaljuk a jelenleg is használatos, esetleg történeti szempontból fontosnak tartott vagy egyszerűen csak érdekes implantátum fajtákat, műtéti eljárásokat. Jelen fejezetben a biomechanikai folyóiratokra, cikkekre és főleg Divinyi professzor úr fent idézett könyvére támaszkodtunk.

2.2.1. Az emberi állcsont ismertetése



2-3. ábra Az állcsont metszete

Az állcsontok formája, mennyiségi és minőségi jellemzői meghatározó tényező az implantáció tervezésében, és a kivitelezésben. Az állcsontok nem homogén szerkezetűek, hanem több anatómiai rétegből épülnek fel (2-3. ábra). A csont külső felületét csonthártya fedi, alatta helyezkedik el a csont külső, tömör rétege a substantia corticalis. A corticalis réteg alatt, a csont belső részét, a szivacsos szerkezetű substantia spongiosa foglalja el. A szivacsos csont csontszövetekből álló gerendák szövődéke, amelynek hézagait a velőüreg hálózata tölti ki. A gerendák alakja nagyon sokféle. Lehetnek vékony lemezek, tömör hengered szálak, illetve finom csövecskék aszerint, hogy milyen jellegű mechanikai terhelésnek van leggyakrabban kitéve az a csont rész melyben elhelyezkednek. A szivacsos csontállomány gerendái nem rendszertelenül, hanem szigorúan törvényszerű architektúrában fordulnak elő. A corticalis réteg vastagsága, a szivacsos állomány sűrűsége együttesen adják a fogatlan állcsont tömörségét, amely implantológiai szempontból a csont fő minőségi tulajdonsága.

2.2.2. Az implantológia történeti áttekintése

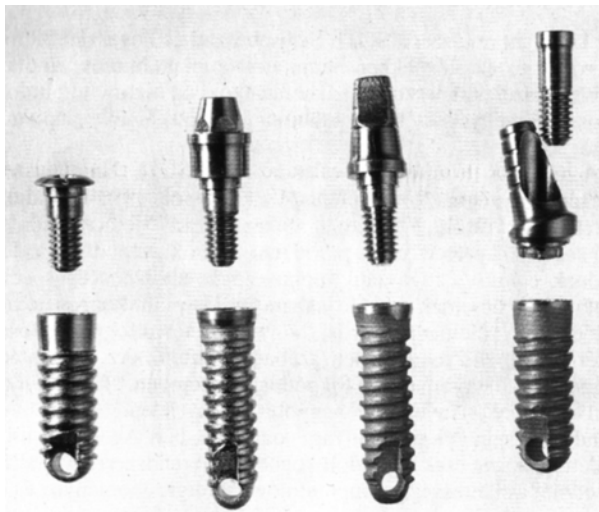
Régészeti feltárások bizonyítják, hogy már az óegyiptomi és dél-amerikai kultúrákban is próbálkoztak fogbeültetéssel arany, fa és állati fogak alkalmazásával. A XVII-XVIII. századtól írásos emlékek mutatják be az akkori fogászati eljárásokat. Először kerül az „idegileg sérült” fogak átültetése, franciaországi sikeres műtétek után a technológia betört Amerikába is (XVIII. század vége), amikor már újságokban már olyan hirdetések is vannak, ahol donorjelöltek fogait „kínálják” átültetésre. Kísérletek folytak állati fogak, és más csontszövetek fogként való beültetésére is. Az 1800-as évek elején súlyos bírálatok érték az alkalmazott eljárásokat: egyrészt az implantátum és környezete között szoros primer kapcsolatra hívták fel a figyelmet, másrészt a műtét nemcsak betegségek átvitelében is közrejátszott.

A természetes anyagú fogpótlási technikák helyét átvette az alloplastikus¹ implantátumok alkalmazása. Korai szakaszában a fogorvosok különböző anyagú protézisekkel próbálkoztak több-kevesebb sikerrel, így például használtak porcelánt, platínát, ezüstöt, celluloidot. Az implantátumok általában gyökér alakúak voltak. Az 1930-as években megjelenő rozsdamentes fémek új kapukat nyitottak meg a fejlődés előtt. Megjelentek az első csavar formájú implantátumok, egyre több figyelmet kapott az implantátum alakja és formája.

„**Bränemark** [1969] tekinthető mai ismereteink szerint, a modern implantológia megalapítójának.” [Divinyi, 1998]. Kutatásai csontélettannal foglalkoztak, felfedezte

¹ Olyan mesterséges anyagok, melyek alkalmasak a protézis anyagának, mert a szervezet befogadja őket.

a titán affinitási képességét¹, megalkotta a **csontintegráció**² fogalmát. A 70-es, 80-as években kifejlesztett implantációs rendszerek a csontintegrációra épültek, ekkor kezdtek fejleszteni az Európában legelterjedtebbnek mondható IMZ implantációs rendszert. Az implantátum alakját a mechanika eredményeinek felhasználásával tökéletesítették. Olvastunk feszültségoptikai vizsgálatokról [Kemper, 1982], és a 80-as évek elején megjelentek az első **véges elemes** kutatások [Y.H. Ismail, 1987] is.



A Budapesti Fogászati Klinikán 1949-ben végeztek elször Magyarországon implantációt. Ma már a Magyar Fogorvosok Egyesületének van külön Implantológiai Szekciója, 1990-ben pedig megalakult a Magyar Csontintegrációs Kollégium. Jelen dolgozat is a magyar fejlesztésű **Uniplant** rendszerű implantátumok **(Hiba! Érvénytelen könyvjelző-hivatkozás.)** fejlesztéséhez kíván segítséget nyújtani.

2-4. ábra Uniplant implantátumok mai alakja, formája

A magyar lakosság foghiánya 35-40 millióra becsülhető, mely meglepően nagy számnak tűnik. Ezért lehet nagy jelentősége az új fogpótlási eljárások fejlesztésének. Németországban tíz év alatt az évente elvégzett különböző implantátum beültetések száma több mint a négyszeresére nőtt. Érdekességgé még megjegyezzük, hogy egy csontintegrációs implantátum beültetésének ára ma – 2001-ben – százezer forint körül alakul és rutinműtétnek számít.

2.2.3. Az orvosi implantációs eljárások jellemzői

„Az implantátumok olyan alloplastikus anyagok, amelyeket orvosi célból az emberi test szöveteinek, szerveinek pótlására, funkciójuk helyettesítésére használnak fel.” [Divinyi, 1998]. Az implantátumok két nagy csoportra oszthatók:

- A zárt implantátumok az emberi testben, a környezettől elzárva töltik be funkciójukat, hámtakaró fedi őket. Ilyen például a szívbillentyű, az érpótlás, csípőprotézis, stb.
- A nyitott implantátumoknak (például a fogprotéziseknek is) egy részük a test szöveteiben helyezkedik el, míg más részük a külső környezettel van kölcsönhatásban, kapcsolatot teremtve a szervezet belső szövetei és külvilág között.

¹ Szervezetbe való beépülési képesség.

² A csont a titán bolyhaiba beépül, így merev kapcsolatot jön létre.

Látható, hogy a fogászati implantátumok esetében komoly kockázati tényezőt jelent a külső környezettel való érintkezés a műtéti szakaszban, a gyógyulás alatt és gyógyult állapotban (bakteriális fertőzés, gyulladás kialakulása). Különös figyelmet kell fordítani fogászati implantátumok esetében, a bakteriális fertőzés veszélyének minimalizálására.

2.2.4.A fogászati implantátumok típusai

A fogorvostudomány a fogászati implantátumokat – főleg a gyakorlati jelentősége miatt – szájüreg szövetei között történő elhelyezkedése alapján osztályozza. Dolgozatunkban az alábbi öt implantátum típust ismertetjük röviden, azzal a céllal, hogy az orvosi tudományokban hozzánk hasonlóan nem jártas olvasó is képet kapjon a ma Magyarországon is használatos fogpótló eljárásokról illetve azok kialakulásáról [Divinyi, 1998]:

- Intramucosus implantátum,
- Subperiostealis implantátum,
- Transmandibularis implantátum,
- Transdentális implantátum,
- Enossalis implantátum.

2.2.4.1. Intramucosus implantátum

Az implantátum olyan gombhoz hasonlít, melyet talp résszel kiegészítettek. A talp a protézis bázislemezébe épül, az előzőleg sebészetileg kialakított, majd behámosodott nyálkahártyába. Ma már ez a típusú implantátum nem használatos, mert fiziológiai szempontból kifogásolható, ugyanis állandó irritációt okoz, és igen magas a bakteriális fertőzés veszélye.

2.2.4.2. Subperiostealis implantátum

Ezen implantátum-típus elsősorban történeti szempontból bír komoly jelentőséggel, bár sokszor még ma is alkalmazzák. A páciens állcsontjáról készült negatív lenyomat alapján fémvázat készítenek, majd behelyezik a protézist (2-5. ábra). A fémvázat a kötőszövet rögzíti a csonthoz, melyre ráhelyezik a fogpótlást. Alkalmazása főleg olyan esetekben javasolt mikor már az enossalis implantációs eljárással nem érhető el jó eredmény, főleg közép- és időszerű páciensek esetén. A műtét sikeressége elég változó. Az implantátum anyaga Vitallium¹ volt a korai időkben, újabban Titán-Niob² ötvözzel vagy hidroxilapatit kerámia-bevonattal készül.

¹ Az elsők között alkalmazott alloplastikus anyagú implantátumok anyaga. [Strock, 1939]

² Igen drága, de nagyon jól „viselkedő” implantátum alapanyag



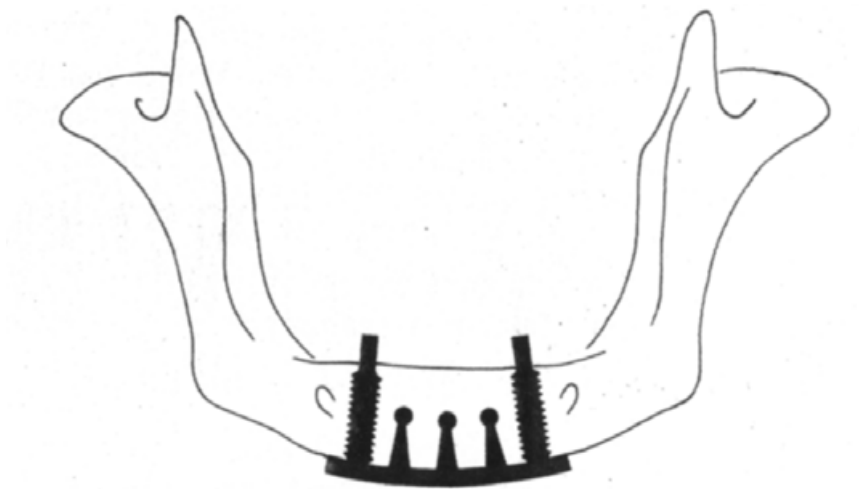
2-5. ábra Felső kétoldali, részleges Subperiostealis implantátum

A subperiostealis implantátum fobb hátrányai a dolgozatunkban is részletesen vizsgált enossalis implantátumokkal szemben:

- nagyobb műtéti megterhelés,
- terhelhetősége nem éri el az enossalis implantátumok terhelhetőségét,
- a fémváz bevonásával igen megdrágul,
- a csontszövetek kevésbé záródnak be,
- többnyire házilag gyártják, így nem tud megfelelni magasabb minőségi elvárásoknak.

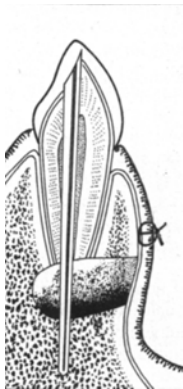
2.2.4.3. Transmandibularis implantátum

Angol nyelvterületen „patkó” implantátumnak nevezett implantációs eljárást *Small [1980]* publikálta először. Érzéstelenítéssel járó műtéti eljárás alkalmával az állkapocsba (mandibula) patkó alakú implantátumot helyeznek (2-6. ábra). Az implantátum, mely általában titánból vagy aranyötvözetből készül, teljesen áthatol a mandibulán, melybe előzetesen több lyukat fúrtak. Sikeres eljárásnak mondható, 90%-ban sikeres műtétekről számolnak be [*Bosker, 1989*]. Sikertelen eljárás esetén csak komoly csontvesztéssel távolítható el a protézis, ez azonban nagy kockázatot jelent.



2-6. ábra Transmandibularis implantátum

2.2.4.4. Transdentalis implantátum



A fogak rögzítését ez az eljárás vékony, pálcika, tu vagy csavar alakú implantátumokkal oldja meg (2-7. ábra). Ez a rendszer a zárt implantátumok csoportjába tartozik, mert a „szerkezet” nem érintkezik közvetlenül a külvilággal. Látható, hogy igen karcsú szerkezetrol van szó, ezért nagy szilárdságú bioanyag használatát követeli meg. Ez jellemzően titánötvözet, vagy monokristályos alumínium-oxid kerámia.

2-7. ábra Transdentalis implantátum

2.2.4.5. Enossalis implantátum

Az enossalis implantátumok napjaink legelterjedtebb fogprotézisei. Sok különféle rendszer kapható ezen fajtából, nagyon széles irodalma van. Cikkeket olvashattunk a már 80-as évek eleji keltezéssel, és 2001-ből is. Ennek fő oka, hogy sok kutató saját elgondolása szerint épít implantátumokat. Az Enossalis implantátumok mérnöki megközelítéssel: általában titánból készült tipli alakú speciális csavart műtéti eljárással építenek a mandibulába, a gyógyulás idejére különleges csavart tekernek bele, és mikor terhelhető, akkor elhelyezik a felépítményt. *Fallschüssel [1986]* az implantátum részeinek az alábbi nevet adta:

- Endostruktúra: az implantátumnak a csontban és a nyálkahártyában lévő része,
- Exostruktúra: az implantátumnak a szájüregbe nyúló része,
- Suprastruktúra: a protetikai felépítmény, mely a fogpótlást hordozza.
- Mezostruktúra: az exostruktúra és a suprastruktúra között elhelyezkedő rész, például merevítőrúd

Az enossalis implantátumok formájuk alapján az alábbi csoportokba oszthatók:

- Körszimmetrikus implantátumok
 - ↳ Cilindrikus formájú implantátumok,
 - ↳ Csavar implantátumok,
 - ↳ Stift-, tuimplantátumok;
- Extenziós implantátumok
 - ↳ Penge formájú kétdimenziós implantátumok
 - ↳ Háromdimenziós implantátumok.

2.2.4.5.1. Körszimmetrikus enossalis implantátumok

A körszimmetrikus implantátumok sebészeti eszközökkel az elofúrás után beültethetők a mandibulába. Az eljárás legfontosabb tulajdonsága, hogy elősegíti a csontintegráció kialakulását. A csontintegráció (*Osseointegrated implants*) – melyre a saját kutatásunkat is alapozzuk – gyógyulási folyamat eredménye, olyan szövettani jelenség, amely a terhelt implantátum és a csontszövet direkt, kötőszöveti réteg nélküli kapcsolatban van [Bränemark, 1977]. Ez a mi szempontunkból azt jelenti, hogy mechanikai vizsgálataink során feltételezhetjük, hogy az implantátum a csonttal a csont „részeként” dolgozik együtt, mert direkt kapcsolat kialakulása esetén a rágóerőt az implantátum a teljes endostruktúra felületén adja át a csontra.

Fontosnak tartjuk megjegyezni a csontintegráció kialakulásának feltételeit:

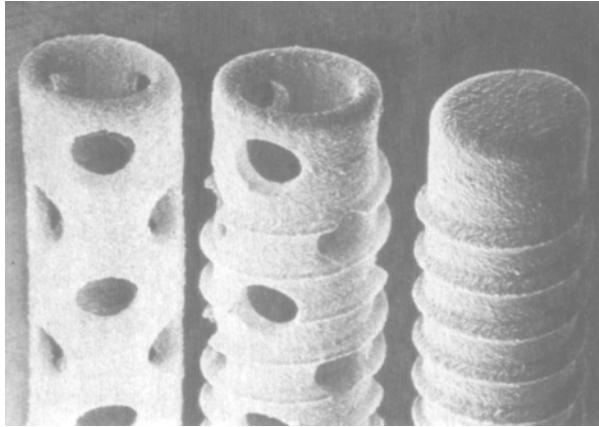
- bioinert vagy bioaktív¹ implantátumfelszín;
- aseptikus, atraumatikus² műtéti technika;
- implantátumot kezdeti – gyógyulás ideje alatti – szakaszban nem lehet rágóerővel terhelni;
- de a gyógyulási folyamat után a implantátumot, a csont átépülését segítve fiziológiailag helyesen lehet terhelni

Körszimmetrikus enossalis implantátumok alábbi típusait különbözteti meg az irodalom:

- ↳ Cilindrikus formájú implantátumok: Az implantátum endostruktúrája tengelye mentén párhuzamos, felülete – felületkezelési technológiától eltekintve – sima (2-8. ábra). A gyakorlatban alkalmazott, népszerű IMZ[®] és Bonafit[®] implantátumok tartoznak ebbe a kategóriába. Az implantátum palástján hosszirányú mélyedések, behúzások biztosítják a forgásstabilitást, az endostruktúra hossza általában 8-16 mm, átmérőjük 4-7 mm.

¹ Az implantátum és a környező csontszövete között direkt mechanikai és kémiai kapcsolat van.

² Traumát (további sérülést) nem okozó

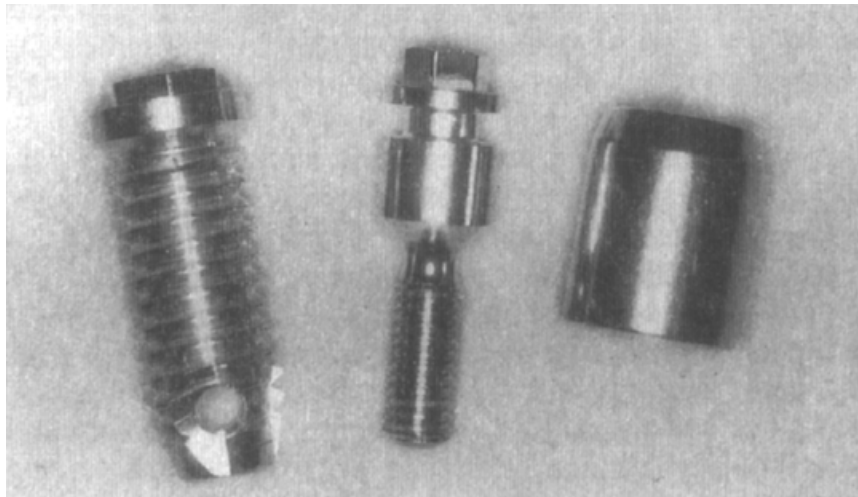


2-8. ábra Titán plazmaszórással bevont Bonefit® implantátumok

↪ Csavar implantátumok: Nagyon sok olyan implantátum variációt publikáltak, mely ebbe a csoportba tartozik. A jelenleg nálunk használt implantátumok nagy része is ide tartozik. Az endostruktúra palástján csavarmenetet alakítanak ki, melynek két szerepe van:

- biztosítja az implantátum közvetlen műtét utáni rögzítését,
- felületnövelést érünk el, melynek az eroátvitelben van szerepe.

A csavarmenet formája sokféle lehet, az implantátum alakja is változó (ék alakú, kiszélesedo, változó csavarmenet emelkedésű protézis stb.) Széles körben alkalmazott példaként a Bränemark® típusú implantátum (2-9. ábra). Ebben a csoportba sorolhatók az úgynevezett bicorticalis csavar-implantátumok, amely hosszú, kis átmérete, kúpos formájú önvágó menetes csavar-implantátumok.



2-9. ábra A Bränemark® típusú implantátum modellje

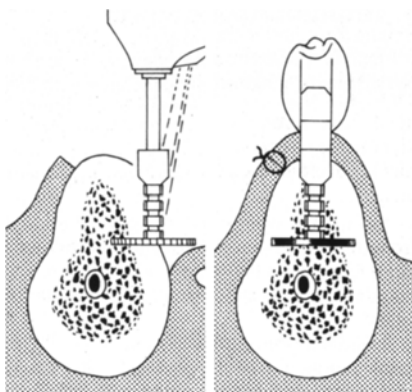
↪ Stift-, tuimplantátumok: Ritkán alkalmazott implantátum-típus, mely nagy szilárdságú anyagból készül, és a fogak transdentális¹ rögzítésére használják.

¹ Az implantátumot a fog gyökerén keresztülvezetve legalább 35 mm hosszan a csontba juttatják.

2.2.4.5.2. *Extenziós enossalis implantátumok*

Az állcsontgerinc optimális csontkihasználására fejlesztették ki, azonban sebészeti technikája pontatlanabb, az implantátum és a környező csontszövete között direkt mechanikai és kémiai kapcsolat kiépülése is sokkal nehezebb. Az extenziós enossalis implantátumokat két típusra osztja az irodalom:

- Penge formájú implantátumok: Egyik legrégebbi és legelterjedtebb implantátum. Bár a 90-es évektől a csontintegrációs implantátumok lassan átveszik a helyét, de még ma is a leggyakrabban alkalmazott típus. Előnye, hogy olcsó, egyszerűen elkészíthető. Kétdimenziós implantátumnak is nevezik, mert a keskeny állcsontgerinc függőleges irányú csontterületét használja fel. Anyaga általában titán, melynek felületét plazmaszórással vonhatják be. Példaként említhetjük az Osteo-Loc[®] néven forgalomba kerülő implantátumokat.
- Háromdimenziós extenziós implantátumok: A penge implantátumokhoz hasonlíthatóak, azzal az eltéréssel, hogy kedvező anatómiai adottságok esetén a függőleges csontdimenziót is kihasználják. Kevésbé elterjedt típusokról van szó. Egyik háromdimenziós extenziós implantátum típusra láthatunk példát az alábbi ábrán (2-10. ábra), ezt a változatot Scortecchi fejlesztett ki. Az implantátum egy vagy két vízszintes tárcsából áll, melyből középen függőleges szár áll ki. Hátránya, hogy csak kevés speciális esetben alkalmazható.



2-10. ábra A Scortecchi-féle disk-implantátum sémája

2.2.4.6. Az endostruktúra geometriai jellemzői, gyártási módja

Az implantátum állkapocsba helyezett csavar alakú részét titánból esztergálják hagyományos módszerekkel. Amiért mégis különleges maga a gyártási eljárás, az a lézeres felületkezelés. Az igen sokféle implantátum típus és alak annak köszönhető, hogy a menetek alakját ma még empirikusan, megérzésekre támaszkodva alakítják ki. A készre esztergált csavar felületét lézerrel bolyhosítják, hogy később a csont ezekbe a fém bolyhokba be tudjon épülni. Ezzel a módszerrel érik el azt, hogy a titán és a csont majdnem teljesen összeépül. Ennek a mi modellünkben kulcsszerepe van, mert e miatt tételezhetjük fel, hogy a csont és a titán tökéletesen merev kapcsolatban van. (*Osseointegration*) [Divinyi, 1998]

2.2.5. Az implantáció sikerességének tényezói

Jelen szakasz arra a kérdésre keresi a választ: Milyen tényezők befolyásolják a műtét eredményességét? Meg kell jegyeznünk, hogy az implantológia még ma is az erosen kutatott diszciplínák közé tartozik. Az implantációs műtéti eljárás kedvező kimenetelének összetevői [Divinyi, 1998]:

- biokompatibilitás,
- gingivalis zárás¹,
- eroátvitel problémája.

Következő alfejezetek ezen problémákat mutatják be részletesebben.

2.2.5.1. A biokompatibilitás kérdése

A biokompatibilitás biztosítja az implantátum és a környező szövetek között a fiziológiai kapcsolatot, melyet két vonatkozásban tárgyal a szakirodalom:

- anyagtani, és
- élettani szempontból.

Biomechanikai funkcióképesség alatt olyan anyagokat értünk, melyek tulajdonsága szilárdságtani és alakíthatósági szempontból megfelel a fogpótlásra. Ezek az anyagok a rágóerőt a csontra illetve a körülvevő szövetekre az implantátum és a környezet károsodása nélkül képesek átvinni. Az implantátumnak hosszú távon is meg kell tartania formáját, meg kell oriznie ellenállását a környezet és a szöveti reakciókkal szemben. Ezt összefoglaló néven biológiai stabilitásnak nevezzük, melyet a következő folyamatok befolyásolnak:

- Korrozio: a beültetett implantátum károsodása kémiai, elektrokémiai folyamatok következtében.
- Metallózis: a korrozio révén módosult molekulák szövetekre gyakorolt hatása.
- Biodegradáció: az implantátum anyagának tönkremenetele a környező biológiai rendszer hatására.

Meg kell jegyeznünk, hogy ezen szempontok nagy mértékben befolyásolják a protézisek anyagát, meghatározzák a biomechanikai vizsgálatok koncepcióját. Tudnunk kell, hogy a biomechanikai funkcióképesség és a biokompatibilitás ellentmondásban vannak egymással. A biomechanikában kompromisszumot kell kötnünk a mechanika törvényei, és a biológia elvárásai között. Ennek fő oka, hogy a biokompatibilitás növekedése a mechanikai tulajdonságok romlását vonja maga után, és fordítva. Ma már kialakult hagyománya van az implantátum-anyag kiválasztásának, ahol természetesen a fent említetteken kívül gazdasági szempontokat is figyelembe kell venni. Jelen tudásunk szerint fogászati implantátum anyagaként öt nem toxikus² fém³, és kisebb mennyiségben a kerámiát használják.

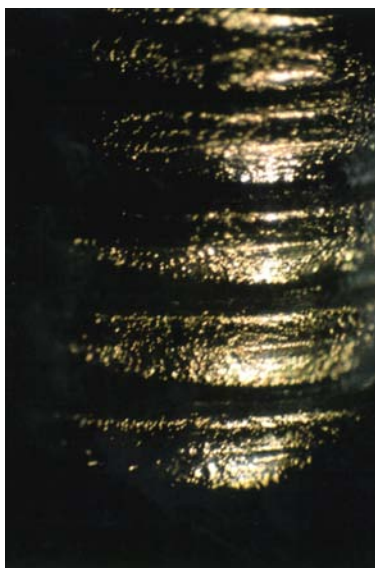
¹ Biológiai zárás,

² Jelen esetben a fémek kisebb-nagyobb sejt-növekedést gátló hatását kell szem előtt tartani.

³ A fémek közül csak öt állta ki a szigorú toxikológiai próbát, nevezetesen: a titán, a tantál, a cirkónium, a platina, és a niób.

Az anyagok toxikus viselkedését szövetekben a leváló molekulák mennyisége és reakcióképessége befolyásolja. *Osborn [1979]* az implantátumok anyagát három csoportba sorolta biokompatibilitásuk alapján. Ezek a következők:

- Biotoleráns anyagok: főleg Cr-Ni-Mo tartalmú acélötvözetet a környezettől elválasztó kötőszövet veszi körül, azonban enossalis implantátum anyagának alkalmatlan.
- Bioinert anyagok: a fogászati implantátumok anyaga főleg ebbe a csoportba tartozik. Az orvosi területen felhasznált titán külső felületén TiO_2 , TiO , TiO_3 oxidréteg alakul ki, mely igen stabilá teszi. A titán jó mechanikai tulajdonságait is figyelembe véve alkalmas enossalis implantátum készítésére. Tantál is alkalmas lenne biológiai szempontból, azonban nagy a fajsúlya és kicsi a merevsége, így mechanikai szempontból a titán elonyösebb. Az alumínium-oxid kerámia is ebbe a csoportba sorolható, azonban kis szilárdsággal bír (az alumínium-oxid kerámia implantátumok gyakran töredeznek, vagy törnek el), illetve nehezebben alakítható.
- Bioaktív anyagok: a csontszövet és a kötőszövetek illetve az implantátum között itt direkt mechanikai és kémiai kapcsolat van. Jellemzően kalcium-foszfát kerámiák tartoznak ebbe a csoportba, melyek kémiai összetétele nagyon hasonlít az emberi csontszövet anyagához. Az ilyen implantátumok még klinikai tesztelés, kísérletezés stádiumában vannak, alkalmazásuk területét a jövő dönti el.



Összefoglalva az implantátumok környezetükre gyakorolt hatása meghatározó minden olyan vizsgálat esetén, mely annak viselkedését, illetve mechanikai reakcióit tárgyalja. Jelen dolgozatunk keretein belül azonban nem volt lehetőségünk részletes vizsgálatot folytatni, ugyanis az implantátum felületének kialakítása is befolyásolja a kialakuló kapcsolatot a szövet és az implantátum között. Az implantátum felületét az előzőekben röviden bemutatott fiziológiás kapcsolat érdekében lézeres technikával kezelik, a nagy tisztaság, kedvező érdes, zárványoktól mentes, bakteriális gócokat nem tartalmazó felület kialakítása érdekében.

2-11. ábra Lézeres felületkezelt Uniplant[®] típusú csavarimplantátum

Az implantátum és a szövet optimális kapcsolatát, mint azt már említettük csontintegrációnak hívjuk. Az általunk vizsgált enossalis implantátumok esetén, négy különböző gyógyulási szakaszt különböztetünk meg:

- Proliferatív (Exsudatív) szakasz (1-14 napig tart): Az implantátum körül a csontépüléshez fontos protein réteg alakul ki.
- Fonott rostú csontszövetek képződése (2-6 hét): A kollagénszövetes telep csonttá épül át.

- A lemezes csontosodás és átépülés szakasza (6-18 hét): A felépült csontszövet lemezes csontszövetté alakul át.
- A teljes mineralizálódás és alkalmazkodás szakasza (18-54 hét): A csont ebben a szakaszban épül át véglegesen.

2.2.5.2. A gingivalis zárás

Az enossalis implantátumokat a „nyitott” implantátumok közé soroljuk. Összehasonlításként: amíg az emberi test egyéb területén alkalmazott implantátumok általában a szövetek közé bezárt formában kerülnek felhasználásra, addig a fogászati implantátumok állandó összeköttetésben vannak a baktériumokban gazdag szájüreggel.

A biokompatibilitáshoz kapcsolódó kutatások, a csontszövetben végbemeno reakciók mellett szájüreg lágyrészeinek és az implantátumoknak a vizsgálatával is behatóan foglalkoztak. Részletes, alapos morfológiai vizsgálatok segítségével megállapították, hogy az implantátumoknak a szájüregbe átmeno, nyálkahártyával körülvett részénél, bizonyos feltételek mellett a természetes fogakéhoz hasonló zárás jöhet létre. Ezt a morfológiai jelenséget, fontosságára való tekintettel biológiai zárásnak is nevezzük.

3. A mechanikai modellekről

Az irodalomban talált kutatásokban alkalmazott modellek igen sokszínűek. Az általunk olvasott cikkek jelentős részében nem tettek említést a véges-elemes hálózat numerikus stabilitásáról [Y.H. Ismail, 1987; Giulio Menicucci, 1998; Roxana Stegaroiu, 1998]. Ezzel szemben véges-elemes irodalomban több olyan tanulmányt is olvastunk, melyek ennél sokkal egyszerűbb rendszereknél is kimutatták a numerikus stabilitás hiányát [O.C. Zienkiewicz, 1991]. Hasonló vizsgálatoknál különös gondot kell fordítani a numerikus stabilitás elemzésére is, melyet a dolgozat készítése alatt készítettünk el. A stabilitás vizsgálat az eredmény szempontjából rendkívül fontos, mert:

- Nagy rendszert vizsgálunk,
- Nagyságrendi különbség van a két kapcsolatban lévő anyag fizikai tulajdonságai között (merev titán, puha csont 3.1.3. fejezet), mely numerikus instabilitást eredményezhet,
- Szinguláris pontok által gerjesztett feszültségek interferenciája, ekkora rendszernél gondot jelenthet,
- Dinamikus, nem lineáris analízis sajátosságainak figyelembe vétele.

A problémát nehezíti, hogy a csont igen komplex, élő anyag, a numerikus kísérletek legtöbbször azonban mégis izotrop, homogén anyagként modellezik. Ennek oka, hogy a csontra vonatkozóan ma még nincsenek jobb kísérleti eredmények. Nehéz ma megítélni, hogy mely modell a jó és melyik a rossz, mert ma még egyetlen fog modell sincs, ami olyan közel járna a valósághoz, mint például mérnöki szerkezetek esetén alkalmazott VEM, eljárások.

Fontos megemlítenünk a csont és az implantátum közti kapcsolatot. A tanulmányozott cikkek mindegyikében az integrációt tökéletesen merevnek tételezték fel a kutatók. Mostani dolgozatunkban ezt mi is így tételeztük fel, mert jelen tudásunk szerint ez jó közelítést ad a már begyógyult protézis környezetében. Elengedhetetlen

azonban felhívunk a figyelmet arra, hogy ez a közelítés csak a már beépült protézisre igaz. A gyógyulás folyamatában lévő implantátumok orvosi vizsgálata még jelenleg is tart.

3.1. Anyagjellemzők

3.1.1. Csont anyagjellemzői

A legkevésbé „alátámasztható” részéhez érkeztünk dolgozatunknak. Az emberi élő csont talán az egyik legkomplexebb mechanikai anyag. Élő embereken nem végeztek kísérleteket arra vonatkozóan, hogy megvizsgálják az állkapcsuk szilárdsági adatait, így minden adat, ami a rendelkezésre áll, halottaktól származik. Tovább nehezíti a problémát, hogy az állkapocs és a koponya a többi csonttól eltérően viselkedik. (Itt is igaz a suruság és határszilárdság közti kapcsolat, de egészen más összefüggésekkel, arányokkal. Nem változik például a határszilárdság az életkor függvényében a koponyacsontokban, pedig a többi csontra ez is jellemző.)

3.1.2. Anyagjellemzők forrásai

Egyetlen cikket találtunk, amely kifejezetten a mérési módszerekkel foglalkozik. Az összes többi cikk csak egyéb forrásokra hivatkozott a szilárdsági jellemzőkkel kapcsolatban. Az általunk olvasott cikkben [O'Mahony, 2000] 2-3 mm-es darabokra szeletelték az alsóállkapcsot, majd növekvő erőkkel terhelték tönkremenetelig. A cikk íróját a rugalmas tartomány érdekelte, és ez irányban írt le részletesebben eredményeket. Az ő véleménye szerint a csont anizotrop tulajdonságokat mutat. Cikkében nem írta le, hogy hogyan vette figyelembe a csontnak azt a tulajdonságát, hogy a külső egy-két milliméter körülbelül 10-szer szilárdabb, mint a belső puhább csontállomány. Próbáltunk levélben kapcsolatot teremteni a cikk írójával, de sajnos ez nem sikerült. Mivel jobb eredményt nem találtunk, ezért mi is azokra a lineárisan rugalmas anyagmodellekre hagyatkozunk, mint a „jobb minőségű” cikkek többségében. Reméljük, hogy hamarosan valaki végezni fog ezen a területen mikrostruktúra vizsgálatot is, mert ez nagyban segítené a jobb numerikus közelítést a valóságnak.

Az implantátum anyaga titán, amely a vizsgált feszültségek hatására mindig a rugalmas tartományban marad. Az irodalommal összhangban mi is a lineárisan rugalmas modellt alkalmazzuk.

3.1.3. Anyagjellemzők csoportosítva

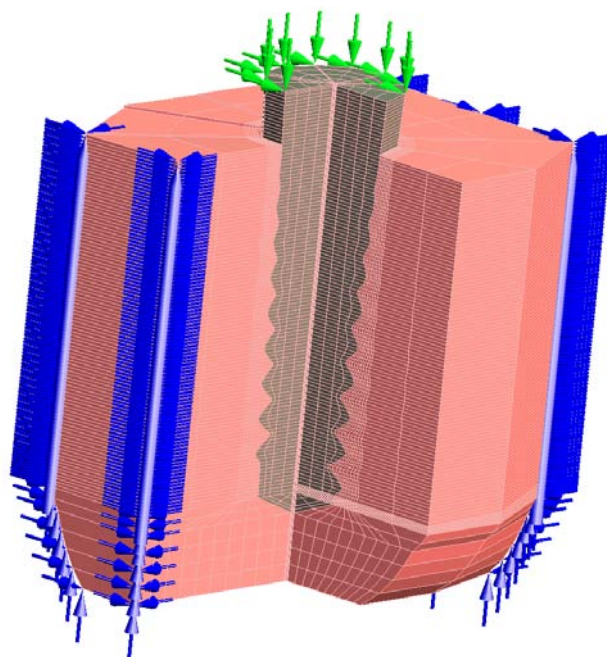
A cikkek nagy többségében az alábbi anyagjellemzőkkel dolgoztak a kutatók (az anyagok suruságával azért nem foglalkoznak általában, mert az csak a néhány gramm és ez a tömeg a dinamikus vizsgálatoknál elhanyagolható a alkalmazott terhelő erő mellett):

Anyagjellemzők	Puha csont	Szilárd csont	Titán
E – Young modulus	1.370 MPa	13.700 MPa	134.000 MPa
ν – Poisson tényező	0,3	0,3	0,35

3.2. Peremfeltételek

3.2.1. Alátámasztás

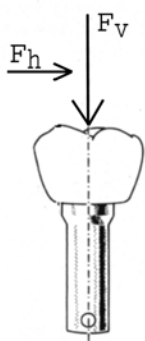
A mechanikai modellek többségében a természetes megtámasztásnak megfelelően támasztják meg a modellt. Az állkapocs egy piciny darabja mindkét oldalról meg van támasztva, mi ezt befogásként tételeztük fel (3-1. ábra). Úgy gondoljuk, hogy az általunk vizsgált felső állkapocs esetében ez jó közelítés. Meg kell jegyeznünk azonban, hogy az általunk megismert kutatások közül egyikben sem olvastunk a peremfeltételekre vonatkozó kísérleteket. Nem tudjuk biztosan, hogy elég-e ilyen kis környezetben vizsgálni az implantátumot, a befogási viszony mennyire befolyásolja a lokális feszültségeloszlásokat.



3-1. ábra Az alátámasztási és a terhelő peremfeltételek vázlata

A képen (3-1. ábra) a modellünk látható, ahol: a kék nyíl a befogások, a zöld nyíl a terhelés jele, a rózsaszínnel az állkapcsot és a barna színnel az implantátum jelöltük.

3.2.2. Terhelés



Dinamikus terhelésekkel nem találkoztunk a numerikus biomechanikai vizsgálatokról szóló cikkekben, de az orvosi irodalomban találtunk erre vonatkozó forrásokat. Divinyi [1998] a könyvében összegyűjtötte a legfontosabb igénybevételeket, melyeket az alábbi táblázatban mutatunk be. Fontos kérdés, hogy hol, és hogyan terheljük a modellt. Az implantátum terhelésének mindig olyannak kell lennie, hogy figyelembe legyen véve a külpontosság (3-2. ábra) a protézis tengelyéhez képest.

3-2. ábra A terhelés komponensei

A rágóero vertikális komponense az orlofogak területén F_v	390 – 880 N
A rágóero vertikális komponense a kisorlofogak területén F_v	453 N
A rágóero vertikális komponense a metszofogak területén F_v	222 N
A rágóero vertikális komponense a teljes fogsort viselőknél F_v	77 – 196 N
A rágóero vertikális komponense felső fogsort viselőknél, alsó természetes fogak esetén F_v	147 – 284 N
A rágóero horizontális komponense F_h	~ 20 N
A rágás frekvenciája	1 – 1,333 Hz

4. Feladatunk bemutatása

Célunk egy olyan háromdimenziós véges-elemes vizsgálat sorozat elkezdése, amelynek befejezése után a betegek bátrabban ülhetnek be a fogorvosi székbe, amikor ilyen típusú implantátumot ültetnek be az állkapcsukba. Ennek első lépéseként most egy olyan VEM analízis alapjait rakjuk le, amelynek segítségével kedvezőbb mechanikai tulajdonságokkal rendelkező implantátum fejleszthető ki. Ennek egyik legfontosabb állomása egy olyan programrendszer kifejlesztése volt, mellyel paraméteresen előállítható a geometriai modell. Dolgozatunkban ezzel a programmal készített véges-elemes hálózatok segítségével végzett dinamikus vizsgálatokat mutatjuk be.

A dolgozat készítése közben Krakkóban Matuszek és Zenon Waszczyczyn kollégával megvizsgáljuk modellünk numerikus stabilitását, és ha kell, akkor javítjuk a hálózat minőségét. Ha lehetőségünk lesz rá, megtanuljuk a térbeli dinamikus kontaktvizsgálat vizsgálatának alapjait is.

A kapott eredmények tükrében folyamatosan javítjuk a csavar profilját, és az orvosok javaslata alapján sor kerülhet a legjellemzőbb, már működő implantátumok statikus utólagos vizsgálatára is. Dolgozatunk beadásakor csak az első néhány

dinamikus megoldásból tudunk levonni következtetéseket, de mint később látjuk, ezek is hasznos vizsgálatok voltak.

Eloszor nézzük meg a háromdimenziós véges-elemes modell kialakításának lépcsőit.

4.1. A modell kialakítása

Háromdimenziós véges-elemes modellünk kialakítása volt talán a legnehezebb kezdeti probléma. E feladatnál a protézis alakjának felvétele nagyon bonyolult volt, az általunk modellezett implantátum menetemelkedésének változása miatt. A feladatot tovább nehezíti a sokféle profil (2.2.4.6), amely gyártónként más és más. Gépészmérnök kollégáktól érdeklődtünk, hogy ilyen problémákat milyen módszerekkel szoktak megoldani. Tapasztalatunk szerint ok is ritkán foglalkoznak változó menetemelkedésű modellekkel. A nekünk bemutatott módszerek legtöbbje nem, vagy igen nehezen lett volna alkalmazható a mi „csavarunkhoz”. A megoldás az lett, hogy magunk fejlesztettünk ki olyan eljárást, amely képes létrehozni a kívánt modellt. A következőkben az algoritmusról tárgyaljuk részletesebben.

4.1.1. Az algoritmus részekre bontása

A feladatot – a könnyebb alakíthatóság érdekében – három alapvető részfeladatra osztottuk: a hálózat csomópont koordinátáinak kialakítása, a hálózat elemeinek (csomóponti kapcsolatainak) létrehozása és végül ezen adatoknak a számító-programrésznél történő átadása. A csomóponti kialakítás alapvetően a geometriai modelltől függ, ezért először a geometriai kialakításról írunk bővebben.

4.1.2. A geometria kialakítása

4.1.2.1. A geometria kiválasztásának, felépítésének szempontjai

A geometriai modell alapvető hatással van a későbbi eredményekre. Fontosnak tartottuk olyan modell kiválasztását, amely megfelel az alábbi követelményeknek:

- Geometriailag flexibilis
 - Könnyen változtatható a menet profiljának az alakja.
 - Jól működik változó menetemelkedésű csavarokkal.
- Könnyen algoritmizálható
 - Legyen zárt képletben felírható akármelyik pont helye a térben.
 - Kevés futási idő.
- Gyorsan átparaméterezhető
 - A hálózatot a **geometria változtatása nélkül** át lehessen paraméterezni (például: több elem ugyanazon geometria és profil esetén).
 - Különböző geometriák vizsgálatának lehetősége azonos elemszámmal illetve csomópontszámmal (a gépi határ elérésekor igen hasznos).
 - A numerikusan érzékeny részek hálózatsűrítésének lehetősége.

E szempontokat az általunk eddig megismert modellek nem, vagy csak részben teljesítik csak. Mivel a hálózat felépítése a legfontosabb egy ilyen munkánál, ezért egy saját modell felépítése kézenfekvő megoldás. A modell kialakításánál a fenti szempontok figyelembe vételén túl az alábbi szempontokat tartottuk fontosnak:

- Nagy modellek flexibilis kezelése
- Több elemtípus kezelésének lehetősége
 - o 8 csomópontos hexa elemek kezelése
 - o 20 csomópontos hexa elemek kezelése
 - o Körszimmetrikus elemek kezelése a későbbi hálózat-elemző futtatásokhoz
- Korszerű algoritmus (objektum orientált programozás).
- Nagy pontosságú lebegőpontos koordináta felvétel.
- MSC Marc-ba való beilleszthetőség

A szempontok figyelembevétele után modellünk felépítéséről, kialakításáról és geometriájának alapjairól írunk bővebben.

4.1.2.2. A geometria megvalósítása

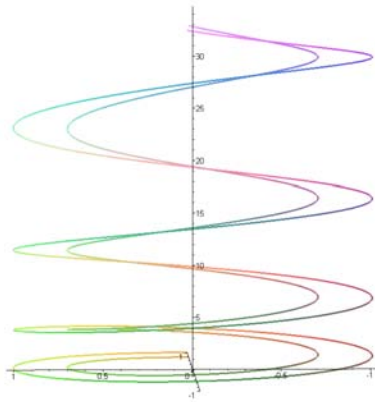
A geometria felvételekor figyelembe kellett vennünk, hogy a protézisek profiljai nagyon sokfélék lehetnek (4-1. ábra), a modellt tehát úgy kellett kialakítani, hogy a különböző profilok létrehozásához ne legyen szükséges a program teljes átalakítása. Az egyszerűbb és gyorsabb kiépítés érdekében a csavart és a csontot egyszerre állítottuk elő. A modell előállításakor fontos szempont volt, hogy a csomópontokat és a köztük lévő kapcsolatokat (elemeket) egyszerre hozzuk létre¹.



4-1. ábra Néhány a gyakorlatban már alkalmazott implantátum

¹ Az MSC Marc a mentett állományokban támogatja a csomópontok és kapcsolataik egyszerre való elhelyezését. Erről bővebben a 4.2.2. fejezetben írunk.

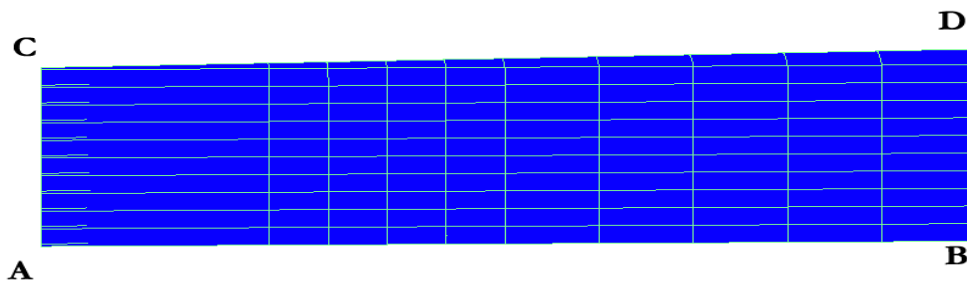
4.1.2.2.1. Az alaphálózat kialakítása



4-2. ábra A paraméteres spirálgörbék

A hálózat létrehozásának első lépése, hogy felvesszünk egy paraméteres¹ görbét, amely a kialakítandó modell menetemelkedését, belső és külső sugarát határozza meg. Paraméteres egyenleteinkben a szögűt a változó (f). A modellépítés első pillanatában a szögűt értéke zérus. Vegyük fel a két görbét úgy, hogy a két görbe minden paramétere legyen azonos, kivéve a paraméteres görbe sugarát. A belső görbét nevezzük el $A(f)$ -nak, a külsőt $B(f)$ -nek² (4-2. ábra). Lépegetssünk kicsiny szöglépéssel ezeken a görbéken. Az aktuális lépénél a pontok jele legyen mindig: A és B.

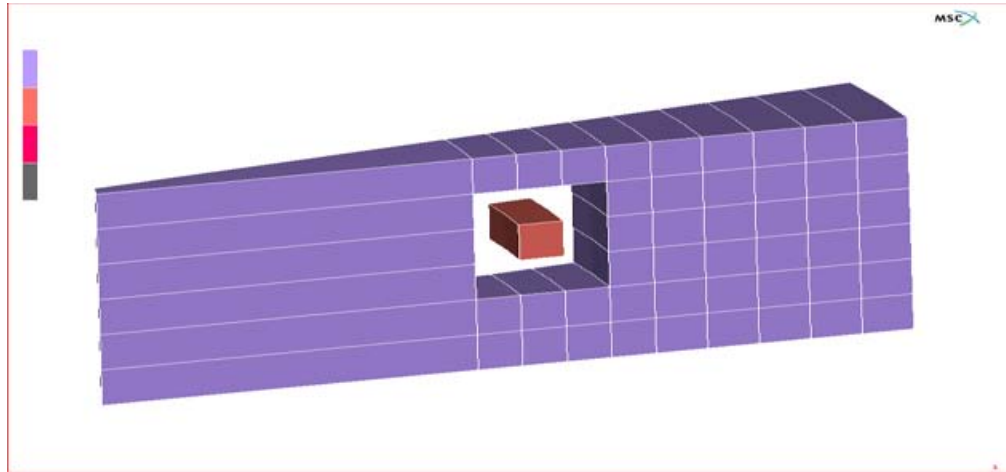
A modellépítés első lépése: felvesszünk egy ABDC téglalapot úgy, hogy AC és BD oldala legyen párhuzamos a z -tengellyel (4-3. ábra).



4-3. ábra ABDC téglalap

¹ A paraméteres görbe alakja: $P_{(x,y,z)} = [r \cdot \cos(j), r \cdot \sin(j), a \cdot j^2 + b \cdot j]$, ahol r , a és b tetszőleges konstansok.

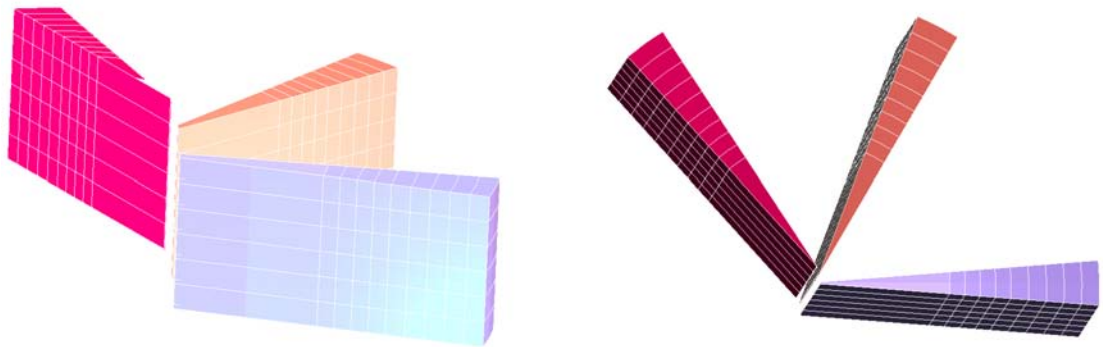
² $A_{(x,y,z)} = [r_A \cdot \cos(j), r_A \cdot \sin(j), a \cdot j^2 + b \cdot j]$
 $B_{(x,y,z)} = [r_B \cdot \cos(j), r_B \cdot \sin(j), a \cdot j^2 + b \cdot j]$, ahol r_A , r_B , a és b tetszőleges konstansok.



4-4. ábra Egy szöglépés után lerakott két téglalap + egy 8 csomópontos elem

A téglalapokon pontok vannak, melyeket négyzetháló-szerűen helyezünk most el. Ha egy szöglépést megyünk előre, és lerakunk egy újabb téglalapot, a hálópontokat összekötve megkapjuk az első elemeket (4-4. ábra). Az így kialakult rácsszerkezet lesz későbbi a véges-elemes hálózatunk alapja.

Ha a lépegetést folytatjuk, akkor több elemsíkot kapunk, melyek emelkednek a térben (4-5. ábra). Minél többet rakunk le annál magasabbra ér fel a teljes hálózatunk. Az így kialakított modellnek van egy igen nagy hiányossága: nem illeszkednek a téglalapok a felettük lévő téglalapokhoz. Erre a következő a megoldás:



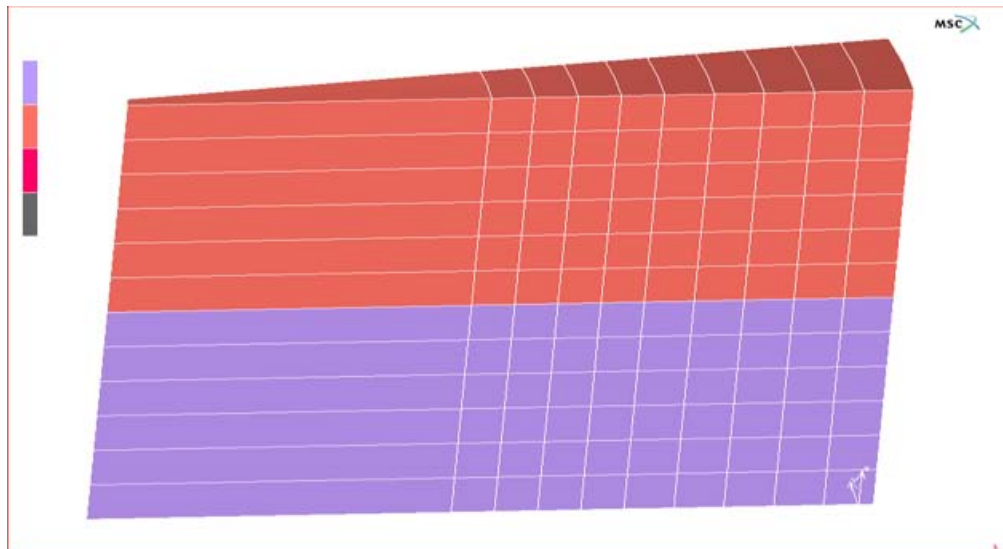
4-5. ábra A síkok kialakulása, emelkedése.

A C és D pont helyét a paraméteres görbe segítségével számítjuk ki úgy, hogy megkeressük A és B pont függvényértéket pontosan egy kör után¹. E „trükk” segítségével illeszkedni fognak a téglalapjaink, bármilyen is az emelkedés (4-6. ábra).

¹

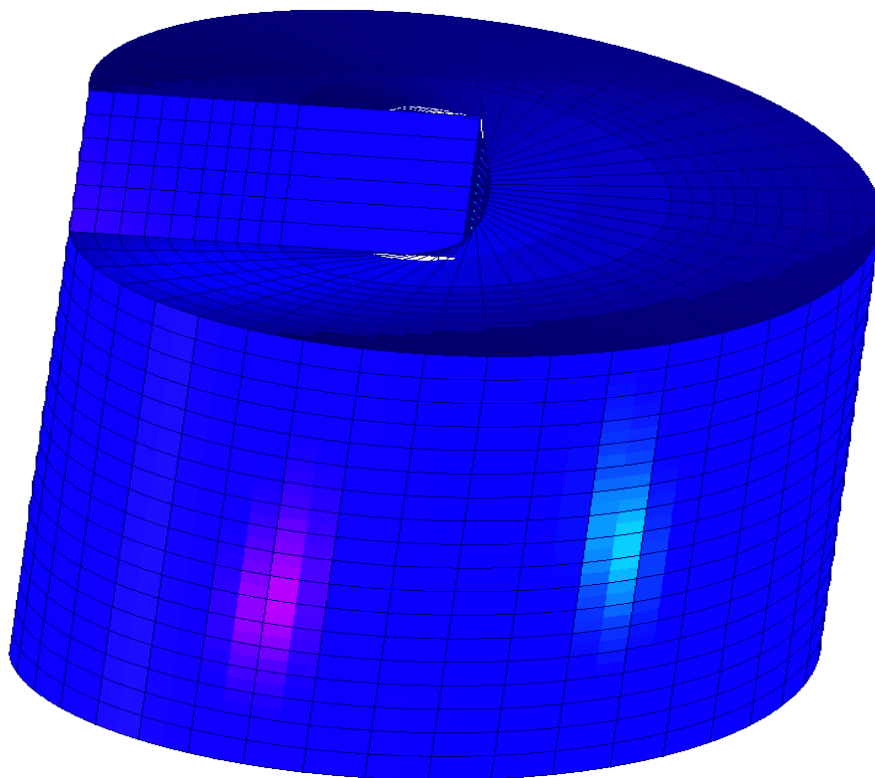
$$C_{(x,y,z)}(j) = A_{(x,y,z)}(j + 2 \cdot p) = [r_A \cdot \cos(j + 2 \cdot p), r_A \cdot \sin(j + 2 \cdot p), a \cdot (j + 2 \cdot p)^2 + b \cdot (j + 2 \cdot p)]$$

$$D_{(x,y,z)}(j) = B_{(x,y,z)}(j + 2 \cdot p) = [r_B \cdot \cos(j + 2 \cdot p), r_B \cdot \sin(j + 2 \cdot p), a \cdot (j + 2 \cdot p)^2 + b \cdot (j + 2 \cdot p)]$$



4-6. ábra Két illeszkedo téglalap

Ha folyamatosan lerakjuk egymás után az összes téglalapot és a hálózati csomópontokat, akkor megkapjuk az első, még kezdetleges térbeli modellt: a hengert (4-7. ábra).



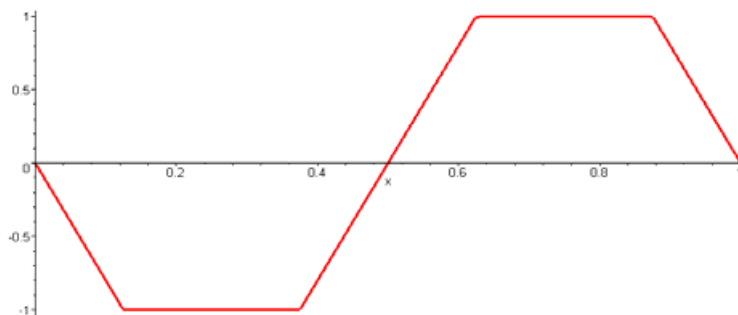
4-7. ábra A legegyszerubb térbeli modell: a henger

Az így kialakított hálózat nagyon egyszerű, de bizonyos változtatásokkal igen komplex hálózatokat lehet készíteni ezzel az eljárással.

4.1.2.2.2. A menet kialakítása

Az elozo egyszerubb modellben a téglalapon belül a pontokat négyzethálószeruen raktuk le. Meg kellett azonban oldani, hogy szinte akármilyen profilt ki lehessen alakítani a módszer segítségével. Mivel a teljes modellt egyszerre építettük fel, ezért a legegyszerubb megoldás az az, hogy a téglalap beko pontjainak helyét változtatjuk meg. Tovább egyszerűsíti a modellt, ha a lerakandó téglalap pontosan olyan magas, mint egy menet. Ez azért célravezető megoldás, mert így a paraméteres görbe emelkedése és a csavar menetemelkedése azonos. További előnye a módszernek, hogy a profilt gyakorlatilag egy téglalapon belül ki lehet alakítani, és ez leegyszerűsíti a legnehezebb profil beillesztését is. A csavart és a csontot elválasztó felület profilja lesz a csavar profilja. Nézzük meg, hogy hogyan illesztjük be a profil függvényét a téglalapunkba.

A csavar egy profiljának a függvényét – bármilyen is az – átranszformáljuk úgy, hogy pontosan beleférjen a $[0,1]$ értelmezési tartományú, $[-1,1]$ értékészletű síkrészletbe (4-8. ábra). Erre azért van szükség, mert így a függvényeket beillesztő algoritmus teljesen független lehet a profil függvényétől. A transzformált, folytonos profil függvényt nevezzük el $g(u)$ -nak.

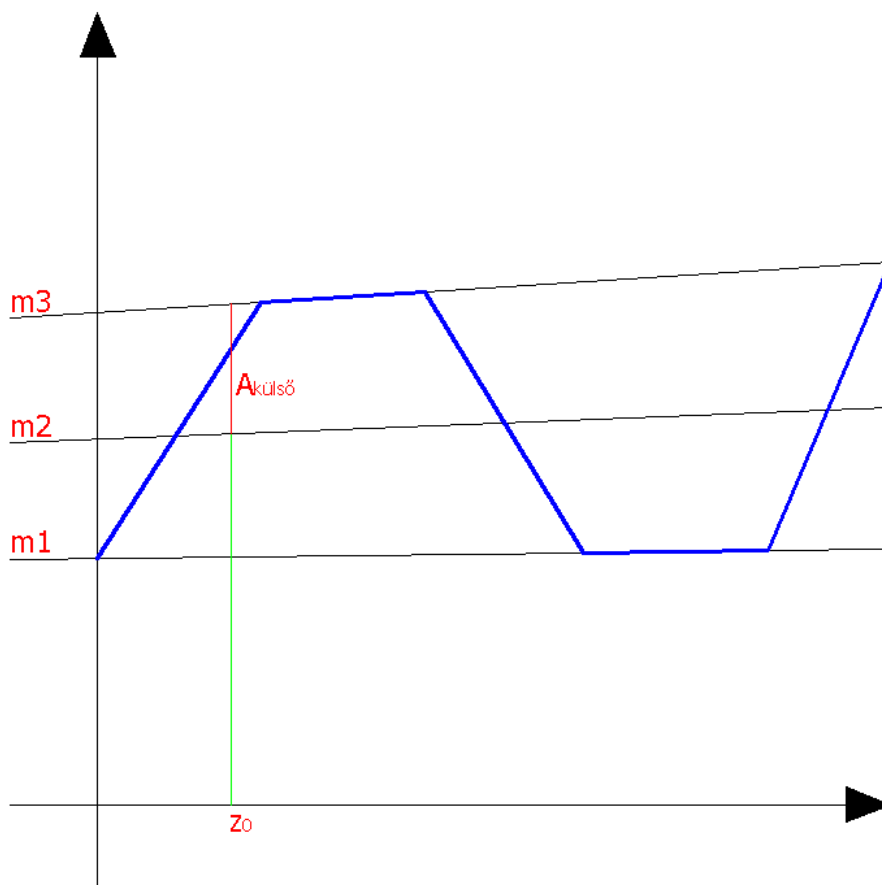


4-8. ábra Egy profil transzformált függvénye ($g(u)$)

Szükségünk volt illesztési pontokra a téglalapok szélén, valamint az aktuális pontra vonatkozó profilmélységre (amplitúdóra). Ezek az értékek azonban a csavar összetettsége miatt nem lehetnek egyszerűen konstansok. A megoldás az lett, hogy bevezettünk három egyenest (4-9. ábra), melyek segítségével ezek a paraméterek közvetlenül vagy közvetve meghatározhatóak:

1. az első egyenes a menet legmélyebb pontjait jelöli ki ($m1$)
2. a második egyenes az illesztési pontokat mutatja meg (ez a téglalapok határán nagyon fontos) ($m2$)
3. a harmadik egyenes a menet legkülső pontjain fekszik ($m3$)

Az aktuális amplitúdót mindig úgy számítjuk, hogy kiszámoljuk az *illesztési egyenes* és az aktuális (*külso* vagy *belso*) egyenes távolságát¹ az adott pontban. Ez az érték egy profilon belül is folyamatosan változhat (4-9. ábra). A végleges profilt úgy fogjuk megkapni, hogy az aktuális ponton kiszámítjuk $g(u)$ értékét (erről később lesz még szó), majd megszorozzuk az aktuális amplitúdóval. Az így kialakított menet igen komplex is lehet, mégis viszonylag egyszerűen paraméterezhető, programozható.



4-9. ábra Az amplitúdó kialakítása

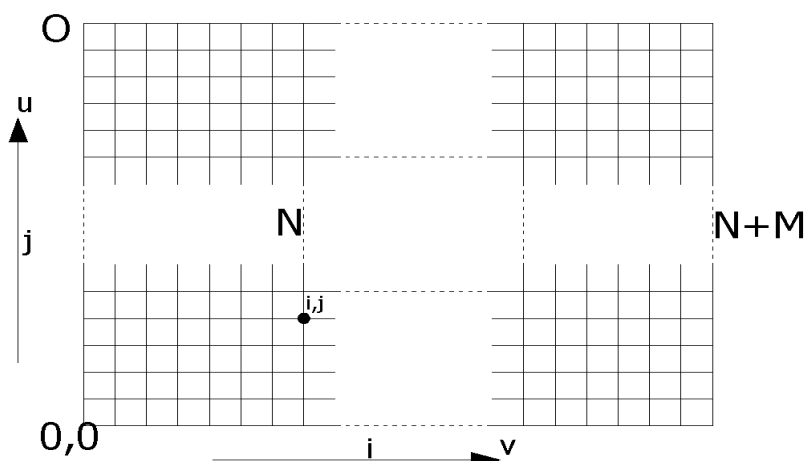
A profilunk beillesztéséhez kialakítottunk egy viszonylag egyszerűbb lokális koordináta-rendszert. Erre azért volt szükség, mert minden szöglépéskor más és más lehet a téglalapunk magassága. Éppen ezért úgy alakítottuk ki a lokális koordináta rendszerünket, hogy az aktuális téglalap magassága a rendszerben mindig egységnyi legyen. Ez azért hasznos, mert így a $g(u)$ profilfüggvény könnyen beilleszthető (hiszen értelmezési tartománya éppen $[0,1]$). Az új koordináta rendszert úgy volt a legkönnyebb és célszerűbb kialakítani, hogy a lokális koordináták pontosan

$$A_{\text{belso}} = (m_2 - m_1) \cdot z_0 + (n_2 - n_1)$$

$$A_{\text{külso}} = (m_3 - m_2) \cdot z_0 + (n_3 - n_2), \text{ ahol } m_1, m_2, m_3 \text{ az egyenesek iránytangensei; } n_1, n_2, n_3$$

az egyenes origótól való távolsága $z_0=0$ pontban.

illeszkedjenek a téglalap felosztására. Nézzük most meg, hogy hogyan osztottuk fel a téglalapjainkat.



4-10. ábra A téglalapok felosztása

A téglalapot – függetlenül a pontok helyzetétől a térben – úgy daraboltuk fel, hogy vízszintesen a protézisen belül N , a csonton belül M részre, függőleges értelemben pedig mindkét anyagot O részre osztottuk (4-10. ábra). A csomópontok a darabolási metszéspontokban vannak. A csomópontok lokális számozása mindig egész, u irányában O , v irányában $M+N$ a maximális csomópontszám (létezik 0 -s számozású csomópont is, mindkét irányban). A lokális koordináták úgy alakulnak ki mindkét tengely esetén, hogy az aktuális csomópont számot elosztjuk az összes csomópont számával¹.

A lokális koordináta rendszer felépítése után nézzük meg, hogy hogyan kapjuk meg a pontok koordinátáit a térben. Mi vegyes koordináta rendszerrel dolgoztunk, azaz a pontok helyét az xy síkban polár-koordinátásan, magasságát az xy síktól pedig a Descartes-i rendszerben adtuk meg (z). Az egyes pontok beillesztéshez a következő eljárást alkalmaztuk:

Az aktuális pont sugara, ha $0 = i = N$:

$$r = r_A + (r_B - r_A) \cdot \frac{i}{N+M} + A \cdot g\left(\frac{j}{O}\right) \cdot \frac{i}{N}$$

Az aktuális pont sugara, ha $N < i = N+M$:

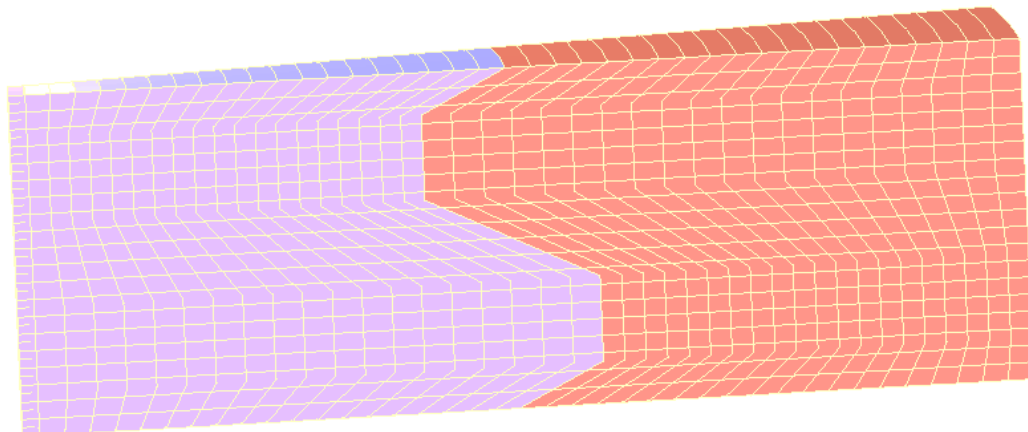
$$r = r_B - A \cdot g\left(\frac{j}{O}\right) \cdot \frac{(N+M-i)}{M} - (r_B - r_A) \cdot \frac{N+M-i}{N+M}$$

Az aktuális pont magassága az xy síktól:

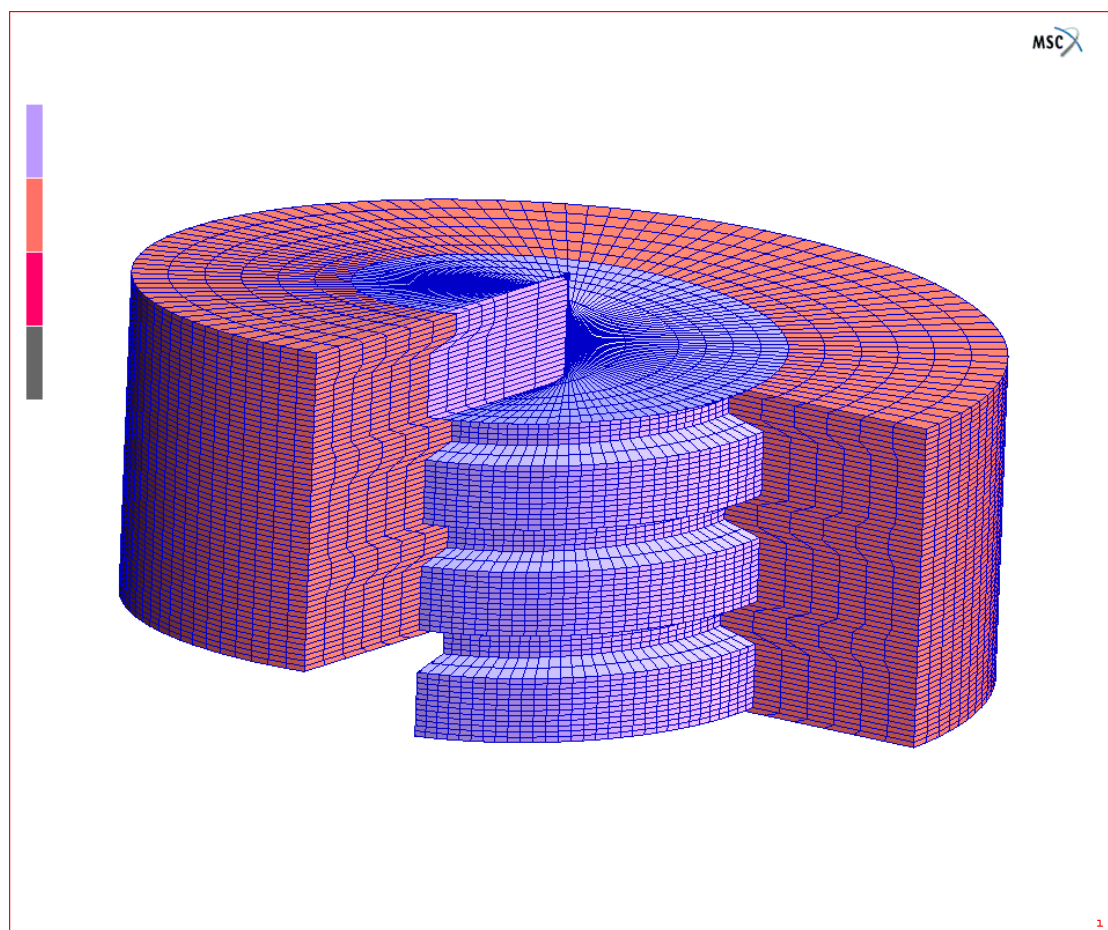
$$z = a \cdot j^2 + b \cdot j + \frac{j}{O} \cdot \{a \cdot [(j + 2 \cdot p)^2 - j^2] + b \cdot 2 \cdot p\}$$

¹ $u = \frac{j}{O}$ $v = \frac{i}{N+M}$, ahol i a v tengelyen és j az u tengelyen az aktuális csomópont száma a felosztott rácson.

A függvény beillesztése után a rácsszerkezet felvette a kívánt alakot (4-11. ábra). Ezzel már képesek vagyunk valódi menet kialakításra (4-12. ábra).



4-11. ábra Az átalakult rácscs hálózat



4-12. ábra Egy menet a körülötte lévő csonttal

Az elobb felsorolt adatokból számítható akármely pont három koordinátája, mely a csomópontok letételéhez elengedhetetlen:

$$x = r \cdot \cos(j)$$

$$y = r \cdot \sin(j)$$

$$z = z$$

Menetünket a fenti eljárással sikerült kialakítani, de a modell így még nem áll készen a feladatok megoldására.

4.1.2.2.3. A geometria egyéb változtatásai

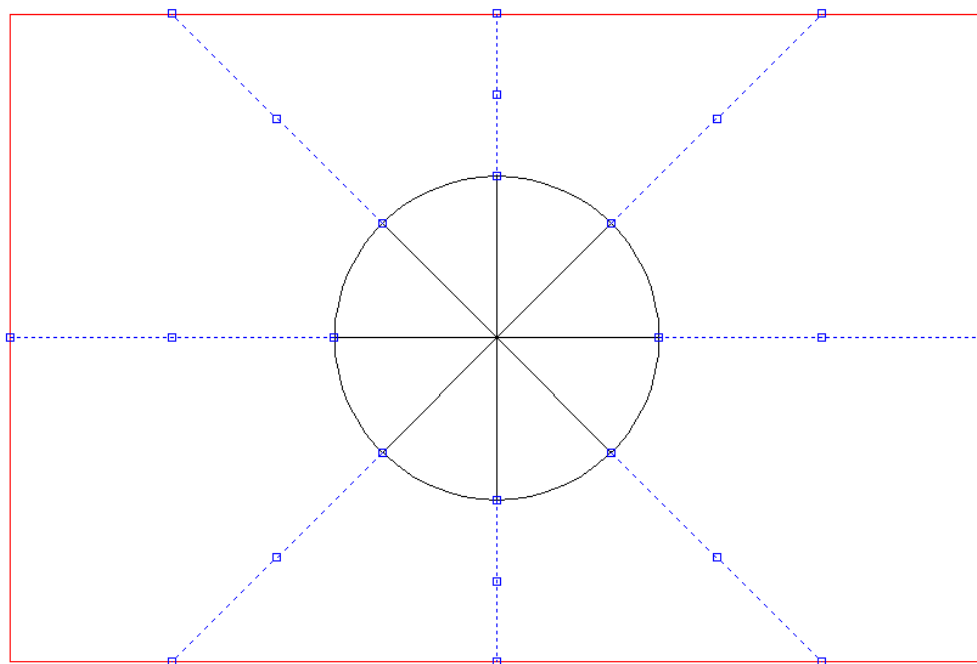
A mostanáig ismertett algoritmussal elkészíthető az általunk ismert menetek nagy része. Geometriai modellünknek azonban nem csak a menetet, hanem a teljes csavart, és a körülötte lévő csontot is tudnia kell modellezni. A következő változtatásokat, kiegészítéseket kellett a modellhez csatolni:

- A vizsgált tartomány téglatest alakú, nekünk eddig a modellben hengerfelületünk volt.
- A csavarnak alja általában kúp alakú, ez komoly modellezési problémát jelentett.
- A csont a kúp alakú alj mellett és ez alatt is megtalálható, tehát a modellt ki kellett vele egészíteni.
- A véges-elemes számításokhoz meg kellett oldani, hogy lehessen a profil közvetlen közelében surítani a hálózatot.
- A csavar teteje és a csont teteje sík, tehát az eddigi modellen ezt is át kellett írni.
- A csavar felso 1-2 mm-re mindig henger alakú, függetlenül a profiltól.
- 8 és 20 csomópontos térbeli elemek kezelése, körszimmetrikus 4 és 8 csomópontos elemek kezelése.

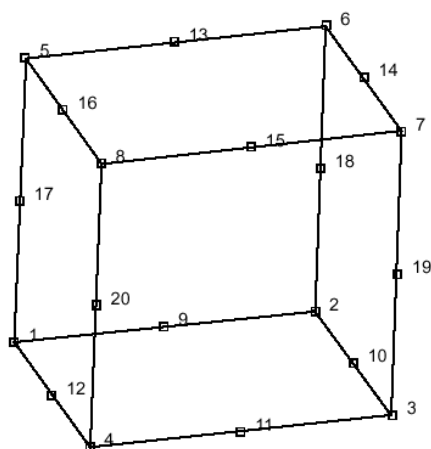
A felsorolt módosítások mindegyikét végrehajtottuk saját algoritmusunkon, de ezen változtatások részleteivel nem kívánunk foglalkozunk részletesen, csak néhány szót írunk az egyikről. A dolgozatba való behelyezésüket azért nem tartjuk fontosnak, mert ezek csak technikai jellegű változtatások. A futtatásokhoz szükséges geometriai paraméterek részletes leírásával a függelékben foglalkozunk.

4.1.2.2.4. Téglatest alakú hálózat

Vizsgált modellünk – a már kész modellel ellentétben – nem henger, hanem téglatest alakú. Ezt a problémát úgy oldottuk meg hogy a legkülső csomópontot nem az r_B sugárral tettük le, hanem a csont szélének a távolságával (4-13. ábra). Mivel lehet a programunkkal 20 csomópontos 3D C^0 folytonos elemmel (4-14. ábra) hálózatot készíteni, ezért az utolsó előtti pontot ($i=N+M-1$) pontosan a két körülötte lévő ($i=N+M$; $i=N+M-2$) csomópont sugarának számtani közepébe helyeztük. Ezzel értük el azt, hogy a köztes csomópontok mindig az él-felezon legyenek.



4-13. ábra A csomópontok sugarának megváltoztatása



4-14. ábra Egy 20 csomópontos elem

4.2. Az alkalmazott véges-elemes program

A MSC Marc 2000 a világ egyik legelterjedtebb és talán legjobb nemlineáris véges-elemes programrendszere. A Marc eredetileg Unix-os felülethez íródott, de ma már – megfelelően a kor elvárásainak – kiadták a Windows-os verziót is. Mi ez utóbbi változattal dolgoztunk. Felülete a Windows alatt is a Unix-ból ismert rendszeru maradt. A Marc induláskor egy modellel megközelítőleg 200MB memóriát használ, de a futtatások során nem volt ritka a 700-800MB-os memórafogyasztás sem. Futtatásaink jelenlegi korlátját – mint később látni fogjuk – elsősorban a hardware erőforrások korlátja okozta.

4.2.1. A Marc véges-elemes tulajdonságai

Az MSC Marc 2000 igen jó program, 157 elemet ismer, mi a futtatásainkhoz két fajtát használtunk. A Marc támogatja többek közt:

- a nemlineáris anyagmodelleket,
- az anizotrop anyagmodelleket,
- az időben változó anyagmodelleket,
- a hőmérséklettől függő anyagjellemzőket,
- a dinamikus futtatásokat (körfrekvencia, csillapítás, stb.),
- a valódi kontaktproblémák vizsgálatát (felületi érintkezés, súrlódás, stb.),
- nagy alakváltozások esetén a túlságosan deformálódott hálózat újra hálózását (erre a gépészmérnököknél láttunk példát is: kovácsolási feladatok).

Mi a feladatunk során most még nem sokat használunk ki ezek közül a funkciók közül, mégis fontosnak tartjuk ismerni őket, mert egy későbbi, kiterjesztett analízis alkalmával szükség lehet egy részükre. Fontos megjegyeznünk azt is, hogy a Marc olyan programrendszer, amelyben a hálózat mérete, számítási ideje szinte kizárólag a hardware erőforrástól és az operációs rendszer képességeitől függ.

4.2.2. A Marc input felületei

Az MSC Marc sokféle adatot tud átvenni különböző CAD típusú programrendszerekből. Ezekből mindig „csak” a geometriát, a testek alakját veszi át, elemeket átvenni más rendszerből nem tud. A bonyolult geometriai alakzataink miatt nem akartuk a Marc beépített hálózatgeneráló modulját használni, mert úgy vagy a geometria lett volna „elhanyagolva”, vagy lefuttathatatlanul nagy méretű lett volna a modell. A Marc e lehetőségeken kívül rendelkezik háromféle mentett állománnyal, mi e három közül kettőt használunk saját programunkban.

4.2.3. Az input felület kiválasztása

A megoldást a Marc szöveges mentett állománya adta, amely tartalmazza a csomópontokat és koordinátáit, a csomóponti kapcsolatokat és minden futtatáshoz szükséges egyéb adatot. Programunkat, melyről e fejezet után lesz szó úgy írtuk meg, hogy a Marc a lehető legnagyobb pontossággal kapja meg a pontok helyét a térben¹.

4.3. A DentalMesh 3D program

A DentalMesh 3D programot a Marc és a geometriai tulajdonságok ismeretében írtuk. Nehéz volt eldöntenünk, hogy egy általunk már ismert, réginek számító nyelvben (Pascal), vagy a kor elvárásainak megfelelő, de általunk korábban nem ismert programozási rendszerben írjuk meg a programot (Microsoft Visual C++). Mi a kor elvárásainak szerettünk volna megfelelni, ezért a nehezebb utat választottuk.

4.3.1. A programnyelv kiválasztása

A programírás legelején választanunk kellett a két – talán legelterjedtebb – programrendszer közül, hogy melyikben írjuk meg az algoritmusunkat. A Microsoft C++ tudása és sokszínűsége mellett számba kellett vennünk, hogy mi még ismertük benne a programírás szerkezetét. A probléma részletesebb átgondolása után mégis a C++ mellett tettük le a voksunkat. Az indokok a következők:

- Objektumorientált programozás: kicsit nehezkesebb, jobban „oda kell figyelni”, de nagy programrendszereknél csak ez látható át.
- Fejlett memóriakezelés: most a programunkban kicsit szabadon bánunk a memóriával (megközelítőleg 300MB RAM-ot használ most a program), még nem optimalizáltuk az algoritmusunkat a memória gazdálkodás szempontjából és C++ képes elteremteni ezt a memóriát akkor is, ha az adott gépben nincs ennyi.
- Korszerű felület: mind a programozói felület, mind a későbbi felhasználó számára készített felület megfelel a kor elvárásainak. A Microsoft Windows ma a világ egyik legelterjedtebb operációs rendszere, mi e felületre írtuk meg a programunkat.
- Sebesség: a C-ben és C++-ban lehet ma a leggyorsabb programokat megírni², a rendszer tulajdonságaiból (gépközeliség) adódóan.
- Jövő: a Microsoft a C++-t és a Visual Basic-t fogja a jövőben fejleszteni, a többi programozó rendszert nem. Mi a programunkat a jövő operációs rendszereibe is beilleszthetőnek szeretnénk tudni.

¹ A modelleloállítás következményeként lesznek felesleges csomópontok, amelyek azonos helyen vannak más csomópontokkal. Ha nem adnánk meg elég pontosan a pontok helyzetét, akkor ezeket a pontokat nehéz vagy lehetetlen lenne a Marc szűro algoritmusával törölni.

² Természetesen a gépi kód ma is a leggyorsabb, de mi a felhasználó barát programozói rendszerekről beszélünk. Meg kell továbbá említenünk azt is, hogy a C++-ban lehetőség van a gépi kódú programozásra is (mi nem élünk ezzel).

4.3.2.A program leírása

A programunk szabványos Windows-os felületű felhasználóbarát program. Működéséhez csak a Windows ismeretére van szükség, semmi speciális nincs benne. A felhasználó számára a programnak két fontos része van:

1. input konstansok bevitele
2. a Marc számára a kimeneti fájl létrehozása

A program egy általános Windows ablakkal indul, a főmenü három menüpontból áll. Az igazi munkát a középso eszközök (*“Tools”*) menüpont segítségével lehet elvégezni. A *Tools* menüpont alatt található a legfontosabb menüpont a konstans adatok bevitele (*“Inputs”*). E menüponton belül adhatók meg a geometria konstans adatai. Ha valami nem világos a programban, akkor minden helyen, ahol szükség lehet rá, van Súgó (*“Help”*), így e menüpont alatt is. A mentet Marc állomány létrehozása szintén a *Tools* menüben található, mint „mfd” fájl létesítése (*“Mesh generating (Mfd out)”*) vagy „proc” fájl létesítése (*“Mesh generating (Proc out)”*). A program használata egyszerűsége miatt több szót nem érdemel. Nézzük most meg, hogy milyen eredményeket kaptunk a rendszerünk segítségével.

5. Futtatási eredmények

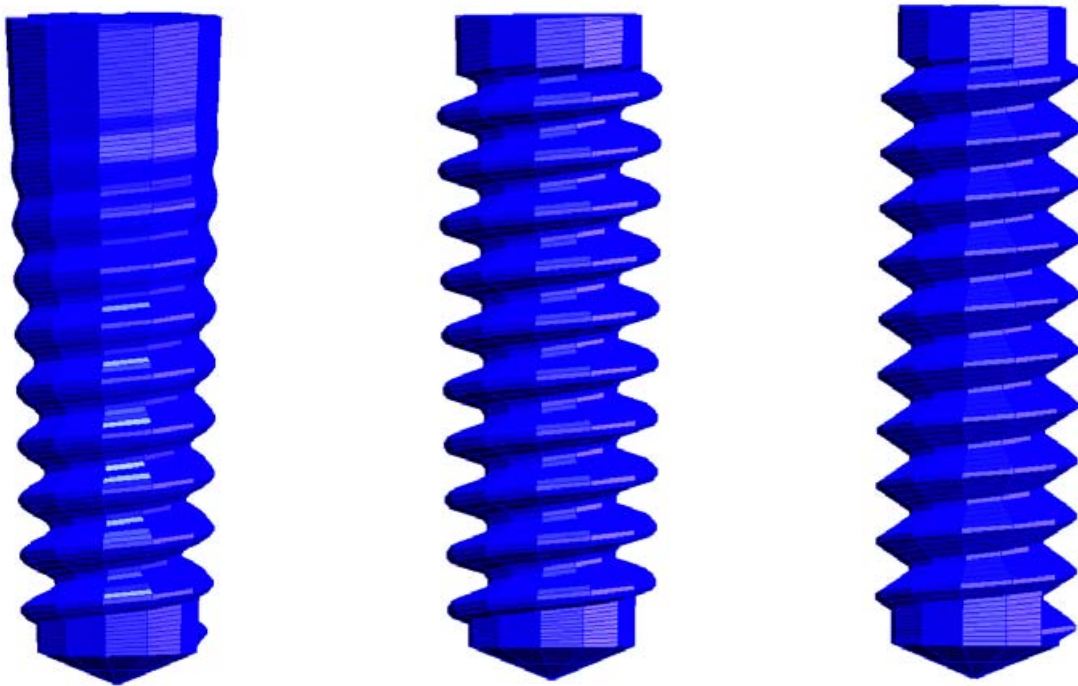
Összesen kilenc összehasonlító dinamikus futtatást végeztünk el, három protézis profilt három különböző geometriával teszteltünk. Futtatásainkat Intel Pentium III 550 Mhz –es számítógépen végeztük, melyben 1024 MB memória volt elhelyezve. A számítások megközelítőleg 8 – 11 órát futottak a gépen, körülbelül 800 MB folyamatos memórafogyasztással. A tesztelt hálózatok mindegyikét úgy alakítottuk ki, hogy a gép kihasználtsága optimális legyen (csak memóriában dolgozzon, mert ha merevlemezhez nyúl a gép, nagyságrenddel megnövekszik a futási idő).

5.1. Kiindulási adatok, peremfeltételek

Az alkalmazott geometriai modellekről:

A háromféle profilból (5-1. ábra) kettő már korábban alkalmazott implantátum volt (bal és jobb oldali kép), egyet a saját sejteink alapján alakítottunk ki (középső kép).

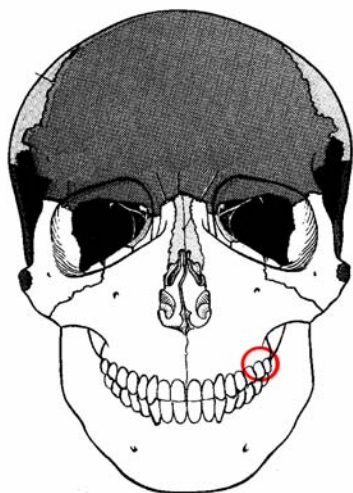
Mindhárom profilt futtattuk háromféle különböző geometrián (5-1. ábra), az összeszűkülővel (bal oldali csavar), a párhuzamossal (jobb oldali csavar), és a párhuzamosan szűkülővel (középső csavar). Összesen tehát 9 kontrolált kísérletet végeztünk.



5-1. ábra A három jól megkülönböztethető profil, és a három különböző geometria

Az anyagmodellekről:

Az orvosok a leggyengébb résznek a felső állkapocs egy speciális részét tartják (5-2. ábra), mert ezen a helyen tapasztalták a legtöbb problémát az implantátumokkal. Ez a hely abban különbözik alapvetően a többitől, hogy itt nincs az állkapocsnak az a tízszer szilárdabb külső csonthéja, mint a többi csontnál. Ez a tény modellünket nagyon leegyszerűsíti, hiszen csak egyféle csontmodellel kell dolgoznunk.



5-2. ábra A leggyengébb állkapocs szakasz

Az általunk használt anyagjellemzők:

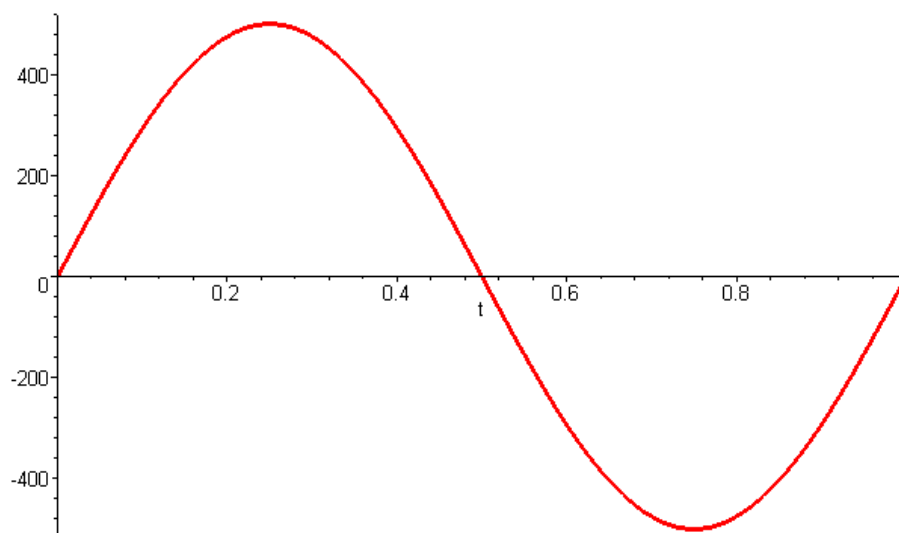
Anyag jellemző	Puha csont	Titán
E – Young modulus	1.370 MPa	134.000 MPa
n – Poisson tényező	0,3	0,35

Az alkalmazott terhek:

Mi az alábbi dinamikus teherrel terheltük a modellünket, figyelembe véve a 3.2.2 fejezetben leírtakat:

- $F_p = 0 \text{ [N]}$
- $F_h = 20 \cdot \sin(2 \cdot p \cdot t) \text{ [N]}$
- $F_v = 500 \cdot \sin(2 \cdot p \cdot t) \text{ [N]}$

ahol F_p az állkapocssal párhuzamos teher, F_h az állkapocsra merőleges teher és F_v a függőleges teher, az idő függvényében (5-3. ábra).



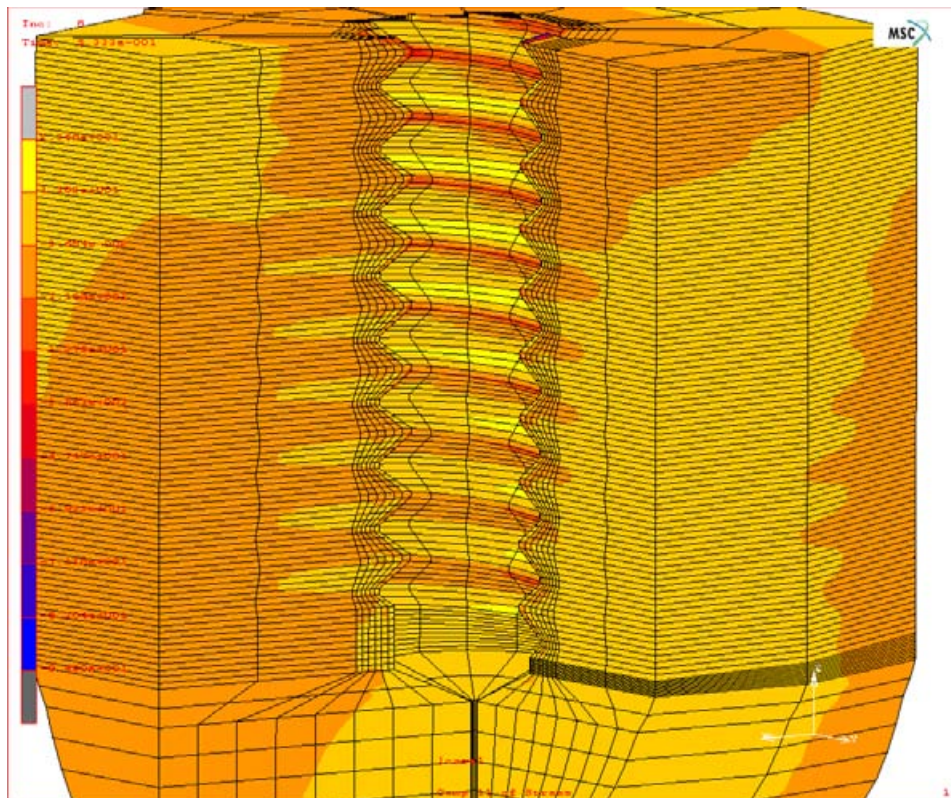
5-3. ábra A terhelo ero függoleges vetülete

Az alkalmazott peremfeltételek:

Modelljeinket a természetes megtámasztásnak megfelelően, az állkapcsón két oldalról befogtuk (3-1. ábra).

5.2. A futtatások eredményei

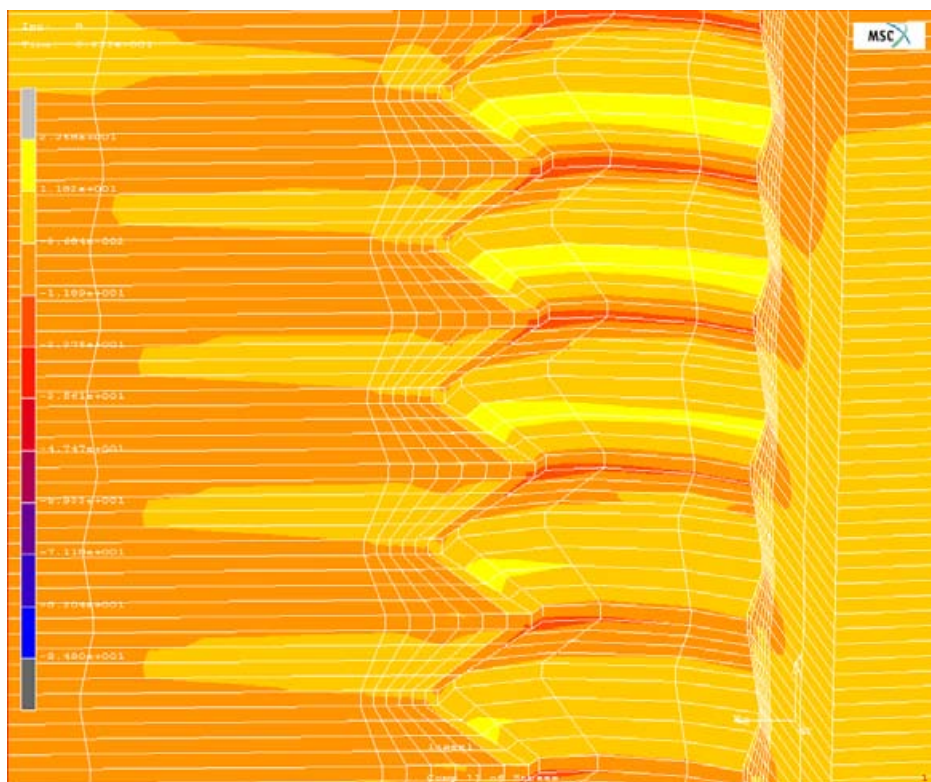
Futtatási eredményeink értékelése nehéz, mert olyan dinamikus vizsgálatokat kell értékelnünk, ahol igen komplex viselkedésű anyag tulajdonságait közelítettük a legegyszerűbb anyagi összefüggésekkel. A dinamikai vizsgálat miatt, továbbá az erosen egyszerűsített anyagmodellek miatt a feszültség értékek vizsgálata önmagában felesleges. A vizsgálatnak mégis van értelme, ugyanis számunkra egy jól beépült protézis esetén talán a legfontosabb kérdés nem a maximális feszültség¹, hanem a feszültség eloszlása a csontban. A teljesség igénye nélkül megmutatjuk az általunk „legjobbnak” és „legrosszabbnak” tartott megoldásokat.



5-4. ábra Ez talán a legrosszabb megoldás

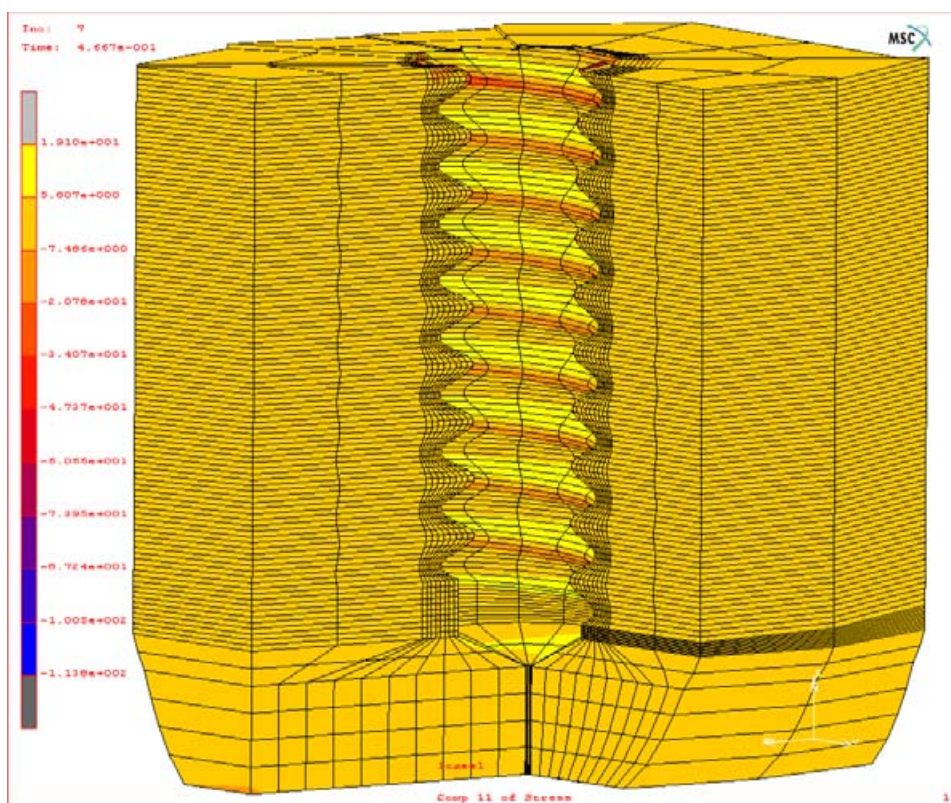
Legrosszabb megoldást a várakozásainknak megfelelően az éles él változat hozta (5-4. ábra). Ha megnézzük kicsit közelebbről, jól láthatóak a belső feszültségek, melyek a kontaktus miatt alakultak ki (5-5. ábra).

¹ Ilyen feszültségi maximum helyeken a csont nagy valószínűséggel tönkremehet, tehát ez a kérdés egy későbbi dinamikus kontaktanalízis vizsgálatához tartozhat, ahol nagy pontosságú, numerikus szempontból stabilabb modellt alkalmazunk majd.



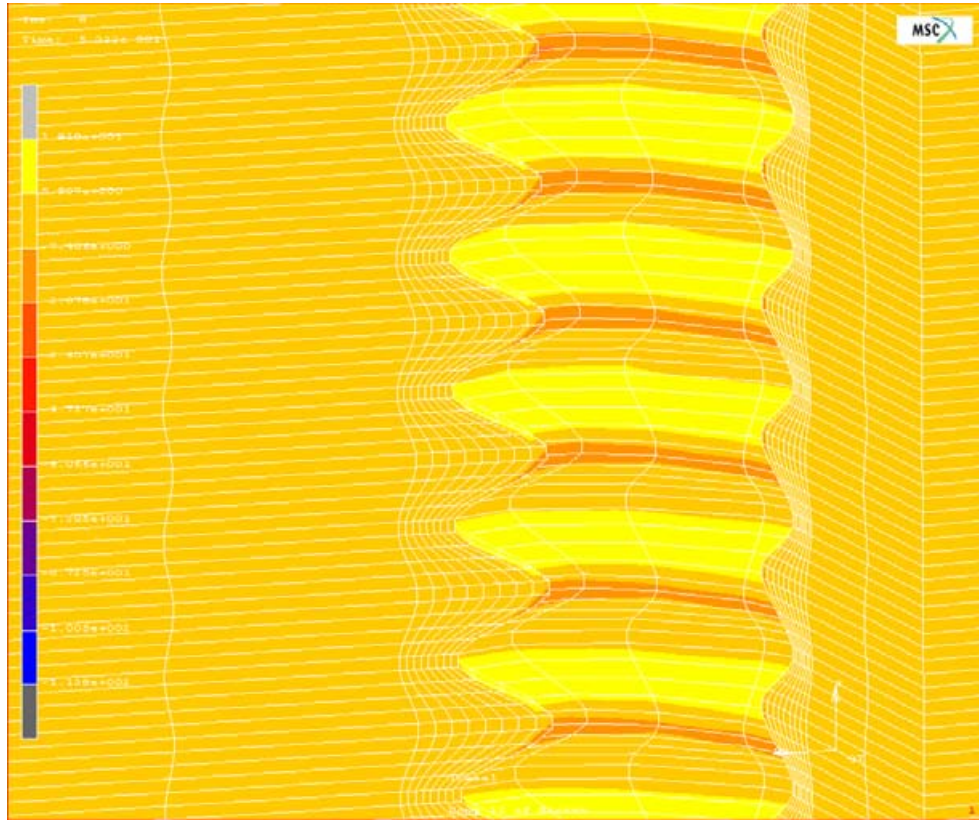
5-5. ábra Közelebbrol a „legrosszabb” megoldás

A legjobb megoldást egy általunk „tervezett” profil hozta, melyen már messzirol is jól látszik (5-6. ábra), hogy a feszültségek megmaradnak az anyaghatárok közvetlen közelében.

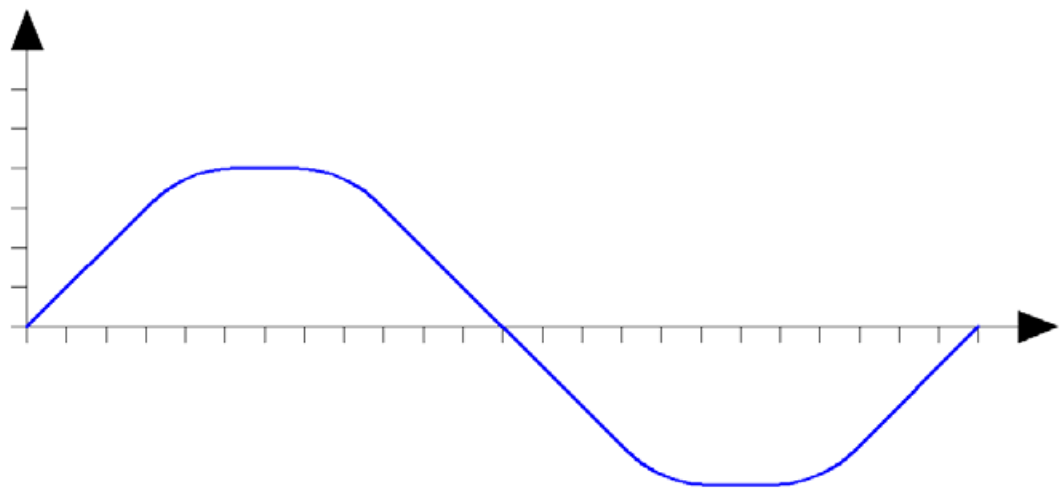


5-6. ábra A legjobb megoldás távoli képe

Végül nézzük meg a legjobbnak talált megoldás közeli képét (5-7. ábra). Jól látható, hogy a feszültségek megőrzik lokális jellegüket. A legjobb menet egy erősen tompított szögletes menet (5-8. ábra), amelyben a három mértékadó egyenes párhuzamosan tart a függőleges tengely felé (5-9. ábra). Az egyenesek a fotengellyel igen kis szöget zárnak be, ezért tunhetnek párhuzamosnak.



5-7. ábra A legjobb megoldás közeli képe



5-8. ábra A menet profiljának a függvénye



5-9. ábra A legjobbnak talált protézis

A most bemutatott eredményekből természetesen még nem szabad messzemenő következtetéseket levonni a jövő protéziseivel kapcsolatban, de az eddig elvégzett numerikus kísérletek sikeressége elengedhetetlen egy később teljes vizsgálatsorozat elkezdéséhez, bevezetéséhez. Numerikus kísérletünk láthatóan bebizonyította azt is, hogy nem gondolkodunk rosszul akkor, amikor tompább formákban keressük a végso megoldást.

6. További tervek

További terveink között szerepel a DentalMesh 3D program optimalizálása, esetleg a távoli jövőben egy véges-elemes modullal való kiegészítése. Krakkóban folytatni kívánjuk modellünk numerikus stabilitásvizsgálatát. El szeretnénk kezdeni egy dinamikus mikro-repedés vizsgálatot is. Szeretnénk a ma használatban lévő protézisek statikus vizsgálatait folytatni, hogy a későbbi nagy dinamikus futtatásoknál már csak a legjobb néhány darabbal kelljen foglalkozni.

Ha sikerül egy működő képes profilt létrehozni, akkor ezen profil nagyon alapos, mélyreható vizsgálatát kell elvégezni. Amennyiben ez a profil e teszt sorozaton is a legjobban szerepel, akkor a nagyon távoli jövőben meg szeretnénk próbálni az anyagba való becsavarodás vizsgálatát is.

Ez a dolgozat az első lépcső egy kiterjedt, alapos és nagy numerikus biztonságú biomechanikai vizsgálat sorozat elkezdéséhez. Szeretnénk olyan – e témában talán egyedülálló – numerikus kísérlet sorozatot tovább folytatni, melynek befejezése lehetőséget nyitna a legtöbb ilyen jellegű implantátum bizonyíthatóan értelmes elemzésére.

7. Köszönetnyilvánítás

Dolgozatunk végén szeretnénk köszönetet mondani azoknak, akik nagyban segítettek munkánkat: Alexander Matuszek, Bagi Katalin, Bogár Róbert, Bojtár Imre, Divinyi Tamás, Körtélyesi Gábor, Szucs Attila és Zenon Waszczyszyn.

8. Irodalomjegyzék

Polgár Krisztina: *Az emberi combcsont rugalmas-képlékeny viselkedésének vizsgálata*, Diplomafeladat, 1994.

Divinyi Tamás: *Fogászati implantológia*, Springer, Budapest, 1998, 2. kiadás

Fallschüssel, G. K. H.: *Zahnärztliche Implantologie-Wissenschaft und Praxis*, 1986, Quintessenz, Berlin

Wyman, J.: *On the cancellous structure of some of the bones of the human body*, Mem. Boston Soc. Nat. Hist., VI; 125-140, 1857.

Dwight, Y.: *The significance of bone-architecture*, Mem. Boston Soc. Nat. Hist., IV:1-15, 1886.

Meyer, G. H.: *Die Architektur der Spongiosa*, Arch. Anat. Physiol. Wiss. Med., 34:615-628, 1867.

Wolff, J.: *Über die Bedeutung der Architektur der Spongiosa*, Zentralblatt für die medizinische Wissenschaft, VI:223-234, 1869.

Aisling M. O'Mahony et al.: *Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible*, Clin Oral Impl Res 2000; 11: 415-421

John B. Brunski et al.: *Biomaterial and Biomechanical of Oral and Maxillofacial Implants: Corrent Status and Future Developements*, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2000; 15: 15-46

Giulio Meniucucci et al.: *Mandibular Implant-Retained Overdenture: Finite Element Analysis of Two Anchorage Systems*, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1998; 24: 3: 369-376

Eric P. Holmgren et al.: *Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis – a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction*, Journal of Oral Implantology, 1998;2: 80-88

Kemper Róbert et al.: *DIAKOR implantátumok biomechanikai vizsgálata feszültségoptika segítségével*, Fogorvosi szemle, 1992;85: 299-307

Osama A. Abu-Hammad, Alan Harrison, David Williams: *The effect of a Hydroxyapatite-Reinforced Polyethylene Stress Distributor in a Dental Implant on Compressive Stress Levels in Surrounding Bone*, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2000;15:4: 559-564

Y.H. Ismail et al., *Comparison of Two-dimensional and Three-dimensional Finite Element Analysis of Blade Implant*, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1987;4:2: 25-31

Paulo Sérgio Perri de Carvalho et al.: *Influence of Bed Preparation ont the Incorporation of Autogenous Bone Grafts: A Study in Dogs*

Yalcin Ciftci, Senay Canay: *The Effect of Veneering Materials on Stress Distribution in Implant-Supported Fixed Prosthetic Restorations*, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2000:15:4: 571-582

Strock, A. E.: *Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus*, Amer. J. Orthodont., 1939:25:467

Small, I. A.: *The mandibular staple bone plante for the atrophic mandible*, Dent. Clin. N. Amer. 1957:24:565

Bosker, H., Van Dijk, L.: *The transmandibular implant: 12-year follow-up study*, J. Oral, Maxillofac. Implants, 1989:47:422

Bränemark, P.I., et al.: *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from 10-year period*. Scand. J. Plast. Reconstr. Surg., 1977:16:1

Osborn J.F.: *Biowerkstoffe und ihre Andendung bei Implantaten Schweiz*. Mschr. Zahnheilk., 1979:77:580

Michael J. Young: *Visual C++ 6 mesteri szinten*, Kiskapu Kft., 1998

O.C. Zienkiewicz and R.L. Taylor: *The Finite Element Method, fourth edition*, McGraw Hill, 1988

Obádovics J. Gyula: *Felsobb matematika*, Scoolar kiadó, 1999

Füstös Attila, Nasztanovics Ferenc: *Rezgésvizsgálat szimbolikus nyelvi környezetben*, Tudományos Diákköri Dolgozat, 1999

Füstös Attila, Nasztanovics Ferenc: *Lyukkal gyengített tárcsa feszültségeloszlásának numerikus vizsgálata*, Tudományos Diákköri Dolgozat, 2000

O.C. Zienkiewicz, J.Z. Zhu: *Adapty and mesh generation*, International Journal for Numerical Methods in Engineering, 1991

Roxana Stegaroiu et al.: *Influence of Restoration Type on Stress Distribution in Bone Around Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis*, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1998:13:1: 82-90

9. Szoftverjegyzék

Microsoft Windows XP

Microsoft Office XP

Microsoft Visual Studio 6.0 Enterprise Edition + Service Pack 5.0

MSC Marc 2000

Adobe Photoshop 6.0

Waterloo Mapple 6.0

10. Függelék

10.1. A DentalMesh 3D konstans adatai

10.1.1. A csavar adatai

N	vízszintes irányú felbontás; az elemek száma ebben az irányban a csavarban
b d	a csavarmenet idotól függő tagjai; általában 0
m₁	a menet legmélyebben vágott pontjának emelkedése a függőleges tengelytől z függvényében
n₁	a menet legmélyebben vágott pontjának távolsága z = 0 helyen a függőleges tengelytől
m₂	a menet középvonalának emelkedése a függőleges tengelytől z függvényében
n₂	a menet középvonalának z = 0 helyen lévő pontjának a függőleges tengelytől mért távolsága
m₃	a menet legkülsőbb pontjainak emelkedése a függőleges tengelytől z függvényében
n₃	a menet legkülsőbb pontjának távolsága z = 0 helyen a függőleges tengelytől
M_{sin}	a menet sinus hullámának pozitív hullámrészének az aránya az egészhez képest (általában: 0.5)
u	a csavar menetemelkedésének lineáris tagja
v	a csavar menetemelkedésének quadratikusan tagja
M_r	a csavar alsó kúpjának a magasságának valamint a csavar mértékadó sugarának az aránya
MaxS	a csavar teljes magassága (z = 0 -től mérve)
Cylinder	MaxS -tól lefelé ennyi ideig henger a protézis

10.1.2. Az állkapocs adatai

M	vízszintes irányú felbontás; az elemek száma ebben az irányban az állkapocsban
O	függőleges irányú felbontás; az elemek száma ebben az irányban az állkapocsban és a protézisben
I	az állkapocs hosszúsága (x tengely)
D	az állkapocs szélessége (y tengely)
P	a protézis alatt az elemek száma függőleges értelemben
R	az állkapocs alsó görbülete (ezzel a paraméterrel lesz alul csont alakú a modell)
weight	az állkapocs oldalvastagsága
RB	az állkapocs oldalvastagság változásának görbülete

10.1.3. A hálózat adatai

r₀	e sugáron kívül surítjuk az elemeket a protézisben
r₁	e sugáron belül surítjuk az elemeket az állkapocsban
s	ennyi elemre bontunk egy kört
t	ennyi idolepést, elemsíkot rakunk le
Hole	ilyen sugarú lyukat hagyunk a létrehozáskor

10.1.4. Az anyagi jellemzők adatai

- z_0 a csont legalsó pontjának helye a z tengelyen (mindenképp negatív, tehát jó az abszolút értéke is)
- z_1 az alsó keményebb csont legfelső pontjának helye a z tengelyen (ha nincs ilyen csont, akkor legyen ez a szám $-Abs(z_0)$ lesz)
- z_2 a puhább csont (csontrég) legfelső pontjának helye a z tengelyen
- z_3 a felső keményebb csont legfelső pontjának helye a z tengelyen (ez természetesen egyben a csont legfelsőbb pontja is)