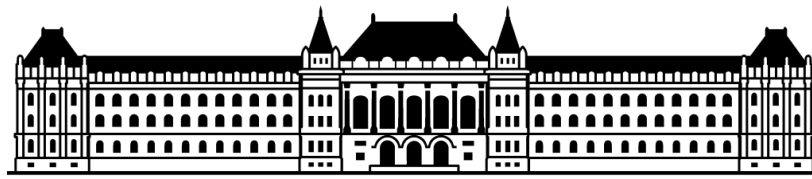


TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI KONFERENCIA
2022

BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM
GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR
GÉP- ÉS TERMÉKTERVEZÉS TANSZÉK



TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI DOLGOZAT



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM
GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR
GÉP- ÉS TERMÉKTERVEZÉS TANSZÉK

Különböző 3D nyomtatott lattice struktúrák hatása fúziós gerincstabilizációs implantátumok teherbírására

Szerző

Molnár Luca

Gépészmérnök szak VII. félév

Konzulens

Dr. Zwierczyk Péter Tamás

*Gép- és Terméktervezés Tanszék
egyetemi adjunktus*

Budapest, 2022

Szerzői jog © Molnár Luca, 2022

ABSZTRAKT

Tanulmányok alátámasztják, hogy a gerincen belül az ágyéki területen ébrednek a legnagyobb erők és nyomatékok, ez jelenthet statikus vagy dinamikus eredetű erőhatásokat, amik a kor előrehaladtával degeneratív megbetegedésekhez vezetnek. Az ilyen maradandó megbetegedések az egész társadalmat érintő problémát jelentenek és rendkívül megnehezítik a mindennapi életet, mivel nagymértékű fizikai fájdalmat és zsibbadást váltanak ki. Ha az ágyéki izmok fejlesztése nem elegendő akkor végső megoldást jelent a fúziós gerincstabilizációs műtét, más néven a PLIF és TLIF fúziós műtéti eljárások. A műtét során az elváltozott porckorong helyére, hátulról beépítésre kerülnek a gerincimplantátumok és ezeket kiegészítő instabilitást helyreállító rögzítő csavar-rúd rendszerek.

A gerincimplantátumok az orvostechika fejlődésével és a különböző additív gyártási eljárások elterjedésével egyre nagyobb teret hódítanak meg. Ezeknek az implantátumoknak a tervezésekor nagy szerep jut a biomechanikai vizsgálatoknak, amelyek segítséget nyújtanak a mérnöki modell megalkotásában és adatot szolgáltatnak a teszteléskor az implantátumok viselkedéséről, stabilizációs hatásukról és terhelési megbízhatóságukról. Additív gyártással előállíthatóvá válnak a különböző rácsszerkezetes, az úgynevezett lattice struktúrákkal ellátott implantátumok is. Ezek a belső struktúrák rendkívül előnyösek a fúziós műtéti eljárásoknál, mert velük kiküszöbölhetőek azok a negatív hatások és tulajdonságok, amelyek megjelennek a tömör, forgácsolt eszközöknél. Megállapítható, hogy az additív technológiákkal gyártott eszközök két biokompatibilis anyagra és 3D nyomtatási technikára korlátozódnak. Az FDM technológiával gyártott PEEK polimer anyagú implantátumok száma elmarad az SLM fémnyomtatással készített titán implantátumoké mellett, éppen ezért erre a kialakulóban lévő orvostechikai ágazatra szeretnék nagyobb hangsúlyt fektetni. Az irodalomkutatásom részeként egy átfogó adatbázisba rendszereztem a világpiacon jelenlévő implantátumokat és ez segítségével elvégeztem egy előszűrést, hogy leszűkítsem melyek a leggyakrabban használt és legjobb tulajdonságokkal rendelkező lattice struktúrák.

A TDK dolgozatom az FDM technológiával előállítható gerincstabilizációs implantátumokra jellemző lattice struktúrák terhelési vizsgálatára és egy fúziós gerincimplantátum tervezéshez a legmegfelelőbb rácstruktúra kiválasztására irányul. Az ABS alapanyagból nyomtatott próbatesteken elvégzett szilárdsági mérések eredményére alapozva hitelesíthető a végeselemes analízis, lehetővé téve a fejlesztett implantátumok tesztelését olyan összetett igénybevételekre, amelyek a beépített környezetben közvetlenül érnék azt. Ezáltal a belső részeket kitöltő struktúraszerkezet optimalizálható is az in vivo terhelésekre. Ez nagy előnyt jelent, mert az implantátumok forgalomba helyezése előtti szabványos vizsgálataik nem terjednek ki az összetett igénybevételekre, mivel ezek javarészt egytengetű húzó-, nyomó- vagy hajlítóvizsgálatok. Jelen tanulmány az első lépése egy hosszabb kutatási folyamatnak, ahol megtervezésre került egy gerincstabilizációs implantátum, mely rendelkezik hagyományos gyártástechnológiai eljárásokkal készült implantátumok tulajdonságaival és teherbírásával, ugyanakkor igazodik napjainkban elérhető új gyártástechnológiai eljárások adta előnyökhöz.

ABSTRACT

The lumbar part of the human spinal column is under the most stress during our lives. This can mean static or dynamic forces, but biomechanical studies confirm that most forces and torques applied to the lumbar region of the spine. These areas in the spinal column are subjected to continuous repetitive loading, which can lead to degenerative diseases with ageing. These chronic diseases are a problem that affects the whole society and make daily life difficult since they cause a significant amount of physical pain and tingling in the lower body parts. If it is not enough to develop the spine muscles, solution can be found in the form of fusional spine stabilizing operation also known as TLIF and PLIF surgeries. During these operations spinal implants and instability restoring fixation systems are inserted from the back in place of the damaged intervertebral disk. Spinal implant devices are gaining increased space with the development of medical technology and the spread of various additive manufacturing procedures. At the design of the implants, it is important to carry out biomechanical examinations that can help create a mechanical model and can be tested regarding their behaviour, performance in stabilisation and load reliability. With the help of additive manufacturing implants with lattice structures can be produced. These internal structures are advantageous for fusion surgical procedures because they eliminate the negative effects that occur with fully solid, traditionally made devices. Instruments, which are produced by additive technologies are limited to two biocompatible materials and 3D printing methods. The number of implants made with PEEK polymeric materials using FDM technology still falls behind titanium implants made with SLM metal printing, which is why I targeted with my research this emerging medical device sector. As part of the study, I organised a comprehensive database of implants on the world market and filtered them to find the most widely used lattice structures with the best mechanical properties.

My study focuses on the load analysis of the lattice structures typical for spinal stabilization implants fabricated by FDM technology and the selection of the most suitable for the design of a fusion spinal implant. Based on the results of the strength measurements conducted on printed samples made of ABS material, the finite element analysis can be validated, allowing the developed implants to be evaluated for complex loads that would be directly applied to them in the installation environment. This way, the internal structure can be optimised for in vivo loads. This is a major advantage because there is no standard examination regarding the complex mechanical movements since they are mostly single-axis examinations. The present study is the first step of a longer research process to design a spinal stabilization implant with the properties and load-bearing capacity of implants produced by conventional manufacturing techniques, but with the benefits of the new fabrication methods available today.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Ezúton szeretnék köszönetet nyilvánítani konzulensemnek, Dr. Zwierczyk Péter Tamásnak, hogy folyamatosan figyelemmel kísérte és segítette a munkámat. Továbbá, hogy biztosította számomra a modellek létrehozásához szükséges szoftvert. Köszönettel tartozom továbbá Máté Tamás doktorandusznak, aki a 3D nyomtatások elkészítésében segítette a munkám szakmai hozzáértésével és tanácsaival. Szeretnék köszönetet mondani Dr. Szebényi Gábornak, aki lehetővé tette a Polimertechnika tanszéken történő nyomóvizsgálatok elvégzését.

JELÖLÉSEK JEGYZÉKE

A táblázatban a többször előforduló jelölések magyar és *angol* nyelvű elnevezése, valamint a fizikai mennyiségek esetén annak mértékegysége található. A ritkán alkalmazott jelölések magyarázata első előfordulási helyüknél található.

Latin betűk

Jelölés	Megnevezés, megjegyzés, érték	Mértékegység
E	rugalmassági modulus	MPa
F	erő	N
h	hiba értéke	1
M	nyomaték	Nmm

Görög betűk

Jelölés	Megnevezés, megjegyzés, érték	Mértékegység
μ	súrlódási együttható (0,2)	1
ν	Poisson – tényező	1
ρ	sűrűség	kg/m^3

Indexek, kitevők, rövidítések

Jelölés	Megnevezés, értelmezés
BCC	térben középpontos kockarács (<i>body-centered cubic</i>)
$BCCZ$	függőleges támasztékos térben középpontos kockarács
$OCTET$	lapcentrált bipiramis kockarács
FCC	felületen középpontos kockarács (<i>face-centered-cubic</i>)
$FCCZ$	függőleges támasztékos felületen középpontos kockarács
FKK	felületen középpontos kockarács
h	index: hajlító nyomaték
max	index: maximális, legnagyobb érték
$mérés$	index: mérésből származó adat
$PLIF$	Posterior Lumbar Interbody Fusion/Hátsó Ágyéki Csigolyaközi Fúzió
$TKK2$	térben középpontos kockarács 2 mm rúdátmérővel
$TKK3$	térben középpontos kockarács 3 mm rúdátmérővel
$TLIF$	Transforaminal Lumbar Interbody Fusion/Transzforaminális Ágyéki Csigolyaközi Fúzió
VEM	végeselemes számításból származó adat

TARTALOMJEGYZÉK

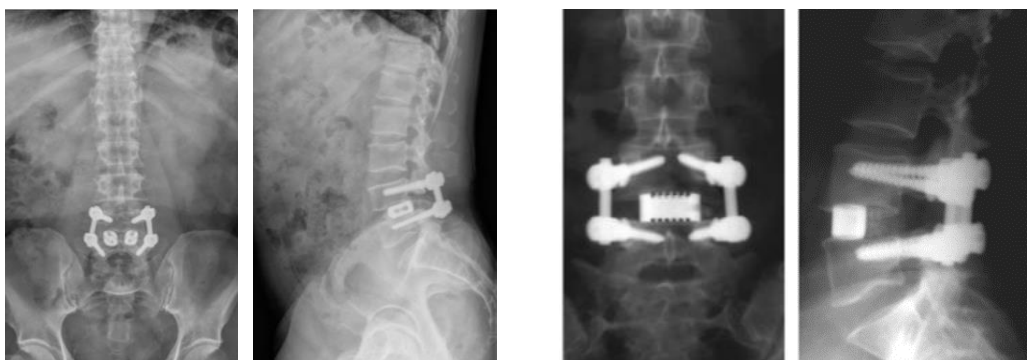
Absztrakt.....	1
Abstract.....	2
Köszönetnyilvánítás.....	3
Jelölések jegyzéke.....	4
Bevezetés	7
1.1. A kutatás témája aktualitása.....	7
1.2. Áttekintés	8
2. Szakirodalmi áttekintés.....	9
2.1. Anatómiai bevezető.....	9
2.1.1. Anatómiai síkok, tengelyek és irányok.....	9
2.1.2. A gerinc biomechanikailag releváns anatómiája	10
2.1.3. Csigolya (<i>vertebra</i>)	11
2.1.3.1. Csigolya csontos szerkezete.....	11
2.1.4. Porckorong (<i>discus intervertebralis</i>)	12
2.2. A gerinc mozgásai.....	13
2.3. A gerinc biomechanikája.....	14
2.3.1. Biomechanikai vizsgálati modell felállítása	15
2.4. A gerincre ható terhelések és keletkező igénybevételek.....	15
2.4.1. Az emberi gerincre ható külső és belső fiziológiai terhelések.....	15
2.4.2. Statikus igénybevételek.....	16
2.5. Lattice struktúrák	17
2.5.1. Porozitás.....	19
2.5.2. Lattice struktúrák csoportosítása.....	19
2.5.3. Előállítás.....	21
2.5.3.1. FDM technológia	22
3. Statikus nyomóvizsgálat	23
3.1. Mérés menete	26
3.2. Mérési eredmények	27
3.2.1. TTK2 mérés.....	28
3.2.2. TTK3 mérés.....	29
3.2.3. FKK mérés	31
3.2.4. OCTET mérés	32

3.2.5. Összehasonlítás egységcella szerint.....	33
3.2.6. Összehasonlítás rúdvastagság szerint.....	34
4. Végeselemes vizsgálat	35
4.1. Preprocesszálás	35
4.1.1. Geometriai előkészítés	35
4.1.2. Anyagmodell.....	36
4.1.3. Végeselemes háló.....	37
4.1.4. Terhelési – peremfeltételi modell	37
4.1.4.1. Kontakt kapcsolatok.....	38
4.2. Poszt-processzálás.....	38
4.2.1. TTK2 modell szimulációjának kiértékelése	38
4.2.1.1. Validálás.....	38
4.2.1.2. Verifikálás	39
4.2.2. TTK3 modell kiértékelése	40
4.2.2.1. Validálás.....	40
4.2.2.2. Verifikálás	40
4.2.3. FKK modell kiértékelése	41
4.2.3.1. Validálás.....	41
4.2.3.2. Verifikálás	41
4.2.4. OCTET modell kiértékelése.....	42
4.2.4.1. Validálás.....	42
4.2.4.2. Verifikálás	43
4.3. Konklúzió.....	43
5. Gerincimplantátum rácsoptimalizálása.....	44
6. Összefoglalás	47
6.1.1. Irodalomkutatás.....	47
6.1.2. 3D nyomtatásos gyártás	47
6.1.3. Statikus szilárdsági mérések	47
6.1.4. Végeselemes vizsgálat	48
6.2. Továbbhaladási irány	48
7. Bibliográfia	49
7.1. Hivatkozások.....	49
7.2. Egyéb.....	51

BEVEZETÉS

1.1. A kutatás témája aktualitása

Az kor előrehaladtával megnövekszik a gerincben a lumbális degeneratív betegségek megjelenésének kockázata. A degeneratív gerincbetegségek kezelése konzervatív (pl.: gyógyszeres terápia, gyógytornát stb.) vagy műtéti úton történhet, de végső megoldást az operációs technikák nyújtanak. Ezek típusától függetlenül az eljárás lényege ugyanaz, a degenerálódott csigolya stabilizálása és az idegi kompressziót kiváltó ok megszüntetése. Létrehoznak a két csigolya és a köztük helyezett fúziós implantátummal és a stabilizálást szolgáló *transzpedikuláris* csavarrendszerrel egy blokkcsigolyát, azaz egy fuzionált, összecsontosodott gerincszegmentumot. A lumbális fúziós műtétekhez használt implantátumokat több irányból is be lehet ültetni, a PLIF és TLIF műtéti eljárások a gerinc *posterior* oldaláról közelítik meg a károsodott gerincszakaszt.



a) ¹

b) ²

1. ábra. A bal oldalon PLIF és jobb oldalon TLIF fúziós műtétek postoperatív röntgenfelvételeken

A TDK dolgozatom a humán gerincimplantátumokban alkalmazott lattice, rácsszerkezet struktúrákkal és ezeknek mechanikai tulajdonságaival foglalkozik. Ennek a kutatásnak a hosszútávú célja egy PLIF és/vagy TLIF gerincfúziós műtéteknél használható stabilizációs implantátum tervezése.

¹ Forrás: <https://www.e-neurospine.org/journal/Figure.php?xn=kjs-10-104.xml&id=>

² Forrás: <https://itc-old.semmelweis.hu/moodle/mod/page/view.php?id=31638>

Az implantátumtervezés az orvostechnika és a géptervezés találkozása, mivel a megfelelő kialakítás meghatározásához elengedhetetlen az biomechanikai hatások és az anatómiai struktúrák viselkedésének ismerete.

Az alábbi képek forgalomban lévő különféle lattice struktúra megoldásokkal rendelkező implantátumokat szemléltetnek.



2. ábra. TLIF és PLIF/TLIF implantátumok különböző lattice struktúrákkal³

A dolgozatban ANSYS szoftverrel az FDM technológiával előállítható rácsszerkezeteket és a generálási paraméterek változtatásának a teljes terhelt szerkezetre gyakorolt hatását vizsgálom. A szilárdsági vizsgálatok elmozdulás értékei összevethetőek a végelelemes szimuláció eredményeivel. Így létrehozható egy olyan hitelesített implantátum modell, amelynek a belsejét kitöltő rácsszerkezet optimalizálható többtengelyes igénybevételekre, amik *in vivo*, beépített körülmények között érnék azt.

1.2. Áttekintés

A dolgozatban a szakirodalmi áttekintést követően részletezem az FDM additív technológiával gyártott próbatestek karakterisztikáit, majd a mérés menetének ismertetése után kiértékelem a mért adatokat és elvégzem a mérések alapján az összehasonlításokat. Ezt követően a mérések eredményeit összevetem a végelelemes szoftverben elkészített modellekkel és megvizsgálom mekkora a terhelés hatására bekövetkező elmozdulás a két vizsgálat esetén. A végelelemes számítás hitelesítése után levonom a megfelelő konklúziókat és egy szerkezeti rácsoptimalizálást készítek el egy általam tervezett gerincimplantátum modellre.

³ Forrás: <http://thespinemarketgroup.com/10-porous-tlif-cages-to-know>

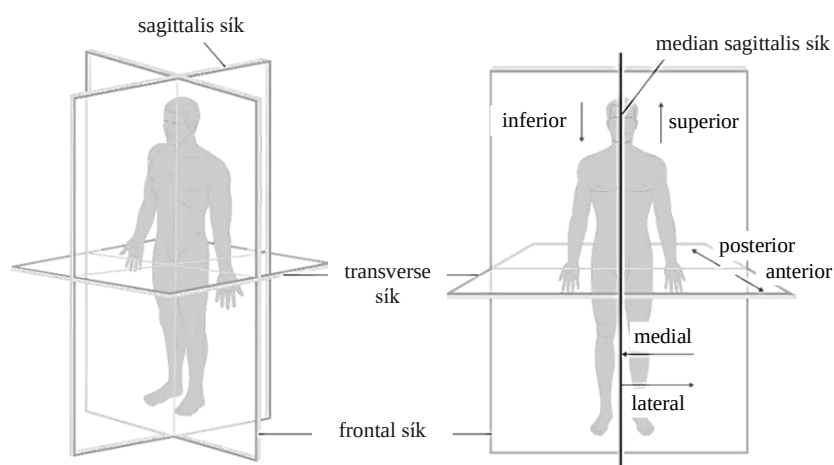
2. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS

2.1. Anatómiai bevezető

A kutatás orvosi területen történő behatárolásához szeretnék egy rövid általános anatómiai összefoglalást adni. Továbbá a gerinc biomechanikai vizsgálatairól, az ágyéki szakaszának mozgásairól, terheléseiről és az ezekkel összefüggő igénybevételekről egy áttekintést adok, hogy a későbbi mérnöki számításokat elméleti szinten megalapozzam.

2.1.1. Anatómiai síkok, tengelyek és irányok

A tájékozódást síkok, tengelyek és irányok definiálásával könnyítik meg. Az emberi testet hosszában a *median sagittalis* (nyílirányú középsík) osztja ketté. Erre a síkra merőlegesen, de a test hossz tengelyével továbbra is párhuzamosan a *coronal* vagy másnéven *frontal* (homlokirányú) sík helyezkedik el. Az említett síkokra derékszöget zár be a *transverse* vagy horizontális sík. [24]



3. ábra. Síkok, tengelyek és irányok szemléltetése az emberi testen⁴

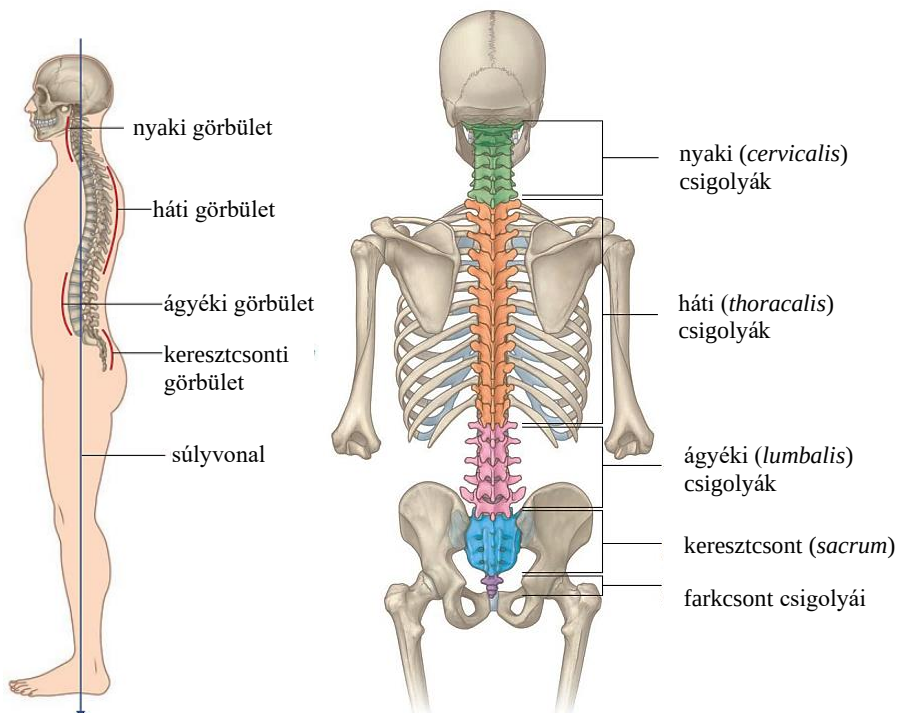
A síkokkal meghatározhatóak a test különböző tengelyei és a tengelyek mentén értelmezett irányok. Ezek közül kiemelném a test hosszanti tengelyét, ami a gerinc mentén halad. Továbbá a *sagittalis* síkon értelmezett iránymegjelöléseket, azaz a *frontal* sík mögötti területet *posterior* és előtti területet *anterior* irányokat. [24]

⁴ Forrás: A Visual Analogy Guide to Human Anatomy (4th Edition) Chapter 1, Planes of the Body, Ex 1.

2.1.2. A gerinc biomechanikailag releváns anatómiája

A gerincoszlop a koponyától a medencéig terjed és a fejünket továbbá a felsőtestünket köti össze az alsó végtagjainkkal. Személyenként változóan 33-35 *darab* csigolyából és a köztük lévő porckorongokból tevődik össze. A gerincoszlopot a csigolyák kialakítása szerint nyaki (7 *darab* csigolya), háti (12 *darab* csigolya) és ágyéki (5 *darab* csigolya) szegmensekre lehet bontani. A felső háti szakaszon a csigolyákhoz bordák kapcsolódnak és a gerincet a teljes hossza mentén izmok és szalagok ölelik körül. Abban az esetben, ha a gerincet alkotó passzív és aktív elemek működésének egyensúlya feloszlik, az a rendszer egyes elemeinek túlterhelését eredményezi. [3]

A csigolyák jelölésében a szám a csigolya helyzetét jelzi az adott gerincoszloprészben fentről lefelé haladva és a betű(k) a latin gerincszakasz megnevezéséből származnak (3. *ábra*). A nyaki (*cervicalis*) szakaszt a C1-C7, a háti (*thoracalis*) szakaszt a Th1-Th12, az ágyéki (*lumbalis*) szakaszt L1-L5 elnevezésű csigolyák alkotják. Ezek követi a keresztcsonti rész módosult csigolyái, amelyeket együttesen latinul *sacrum*-nak neveznek. [2] Előfordulhat, hogy a csigolyák sorrendjét arab helyett római számokkal jelölik.



4. ábra. A gerinc görbületei és súlyvonala⁵ 5. ábra. A gerincoszlop szegmensei és csigolyák számozása⁶

⁵ Forrás: Gray's Anatomy for Students [5], 88/1140, Fig. 2.2.

⁶ Forrás: Gray's Anatomy for Students [5], 90/1140, Fig. 2.5.

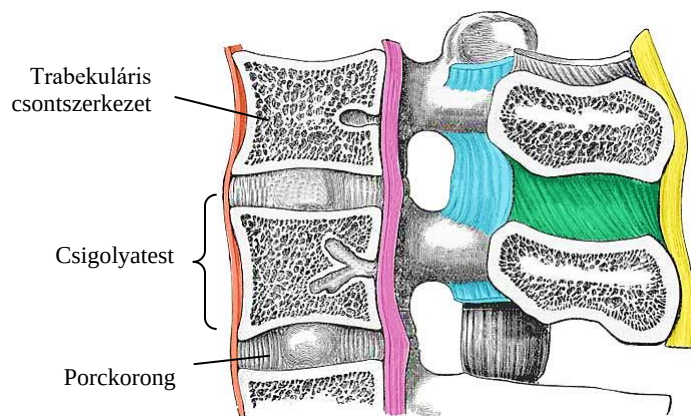
A felegyenesedés során a gerincet érő tengelyirányú terhelések megnövekedtek, aminek következtében kialakult egy kettős „S” alakú görbület a gerincoszlopban. A nyaki és az ágyi szakaszon előre ívelő (*lordosis*-lordózis) míg a háti és kereszt-farokcsonti szakaszon hátra ívelő (*kyphosis*-kifózis) görbületek alakultak ki. [3] Ezeknek a görbületeknek többrétű mechanikai szerepe van: biztosítják hajlékonyságot, ugyanakkor megkönnyítik a törzs egyensúlyban tartását a stabilitás növelésével, továbbá csillapítják a mozgáskor bekövetkező és a gravitációból adódó rázkódásokat. [12]

2.1.3. Csigolya (*vertebra*)

Minden csigolyának megegyezik az alapfelépítése, csupán méreteik változnak és funkcionális különbségek jelennek meg (kivétel a gerinc két végének csigolyái). A felső nyaki csigolyáktól lefelé haladva vastosabbak és magasabbak, mert egyre nagyobb terhet kell bírniuk. [12] A csigolyákat minden esetben egy hasi oldal felől hengeres csigolyatest és hátulról csigolyaívek és különböző nyúlványok (haránt-, tövis- és páros ízületi nyúlványok) alakítják ki. A csigolyákat a hengeres részen a porckorong és a nyúlványokat a kisízületek kapcsolják össze. [24,3] A csigolyaívek összekapcsolódása hozza létre a gerincvelőt, amiben a gerincvelő található. A gerincvelőből szimmetrikusan, párosával ideggyököknek nevezett idegszálak ágaznak és a csigolyák oldalsó gyökcsatornáin lépnek ki a test további részébe. A degeneratív betegségek megjelenésekor a panaszokat elsősorban ezeknek az ideggyököknek a kompressziója váltja ki.

2.1.3.1. Csigolya csontos szerkezete

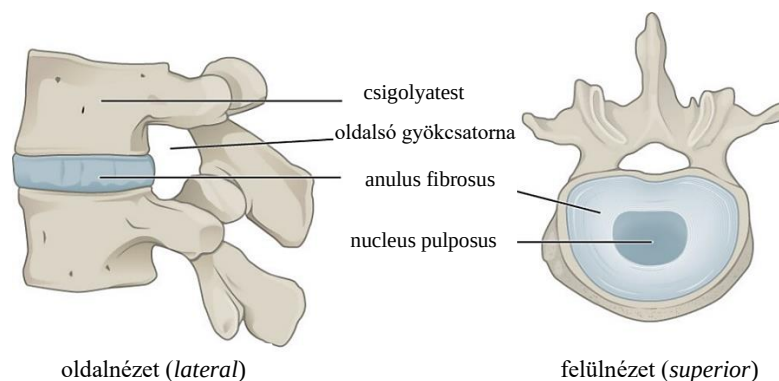
A csigolyákat köbös csont alkotja. Ezek kívül kompakt, tömör csontkéregből és a belül szivacsos csontállományból, úgynevezett csontgerenda-hálózatból (*trabecula*) és annak üregeit kitöltő vörös csontvelőből állnak össze. A trabekuláris csontszerkezet szigorúan törvényszerű architektúrákba rendezetten helyezkedik el a csontokban, hogy igazodjon a statikai erőhatások erővonalainak helyzetéhez és jellegéhez (megközelítőleg függőleges és vízszintes elrendezésű). [24] A függőleges gerendázat a nyomást közvetíti, a vízszintes pedig a függőleges oszlopokat merevíti a kihajlás ellen. [12] A nyomási erővonalak mentén lévő gerendák jellemzően csőszerűek míg a húzási erővonalak mentén inkább lemezek. [24]



6. ábra. A porckorong sagittális keresztmetszete bal oldali nézet⁷

2.1.4. Porckorong (*discus intervertebralis*)

Két csigolya közötti elhelyezkedő hengeres porckorong biztosítja az erőátvitelt a csigolyák között, és tompítja a mozgás során fellépő dinamikus hatásokat. Ugyanakkor ez teszi lehetővé a gerinc mozgását, ugyanis itt történik az erők és nyomatékok hatására létrejövő elmozdulás.



7. ábra. A porckorong felépítése (angol és latin kifejezésekkel megjelölve)⁸

A porckorong három része a centrális, gél állapotú mag (*nucleus pulposus* - a *puffer*), az azt tokként körbevevő rostos, szálas, réteges szerkezetű gyűrű (*anulus fibrosus*) és a porckoronghoz tartozó véglemezek. [24] Az *anulus* gyűrű koncentrikusan elhelyezkedő 15-16 *darab* laminált rétegből áll össze [24], amelyek váltakozó száliránnyal követik egymást. A zárólemez egyik legfontosabb feladata, hogy meggátolja a terhelésnek kitett, deformációra képes porckorong betüremkedését a csigolya belsejébe, és hogy egyenletes terhelést biztosítson a csigolyatestre.

⁷ Forrás: <https://spineconnection.org/back-pain-conditions/ligament-injuries/>

⁸ Forrás: <https://www.statpearls.com/ArticleLibrary/viewarticle/30031>

Az axiális irányú terheléseket a kocsonyás mag hidrosztatikus összenyomódása veszi fel, és ennek áll ellent a szálak gyűrűben keletkező feszültség. [3] Az öregedéssel a porckorong abszorpciós képessége lecsökken és visszafordíthatatlanul veszít a víztartalmából, ezért a rugalmassága redukálódik és oldalirányú kiterjedése megnövekszik. Ez a folyamat a rostos gyűrűk elfáradásának, elszakadásának eredménye, ami a csigolyát érő egyenletes terheléssel romlásához vezet. Hatására a gyökcsatornában kompresszió, illetve szűkület alakul ki rosszabb esetben visszafordíthatatlanul károsodik a csigolyatest, ami idegrendszerbeli hatásokat eredményez. Ezeket nevezzük a gerinc degeneratív megbetegedéseinek. Ezekre a megbetegedésekre jelent megoldást a fúziós stabilizációs műtét.

2.2. A gerinc mozgásai

A gerinc mozgásterjedelme az egyes csigolyák közötti apró elmozdulásokból adódik össze és szegmensenként szokás jellemezni. A mozgások irányát az egyes régiókban az ízületi felszínek helyzete, mértékét a porckorongok vastagsága és a csont-, ízületi- és lágyrészek megfeszítettsége vagy összetorlódása befolyásolja. [2]

A mozgásnak 6 darab szabadságfoka van [19]:

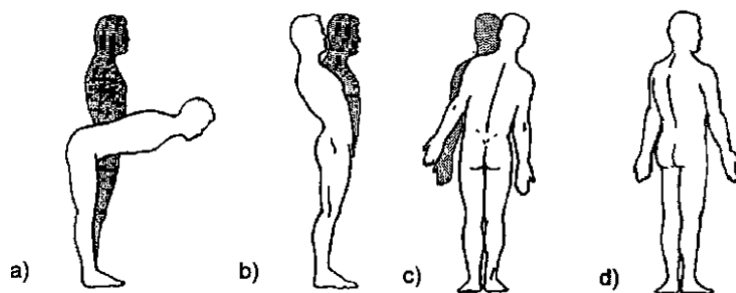
- transzlációs mozgások

Ezen belül megkülönböztetünk oldalirányú elmozdulásokat, amelyek során a csigolyák egymáson elcsúsznak a test két horizontális síkja mentén, továbbá felfelé (*disztrakció*) és lefelé (*kompresszió*) történő elmozdulásokat a transzverzális síkra merőlegesen.

- rotációs mozgások

Ezen belül is elkülöníthetők az oldalra történő elfordulások, amelyek a transzlációs mozgásokhoz hasonlóan a frontális (*flexio - extensio*) és sagittális (*flexio lateralis*) sík mentén mennek végbe és a rotációs mozgás, amely a test hossz tengelye körüli elfordulást, csavarodást jelenti.

Ezen kívül léteznek összekapcsolt mozgások is, amikor egyidejűleg különböző síkban mennek végbe mozgások, például amikor előrehajolás közben a gerinc csavarodó mozgást is végez.



8. ábra. A gerinc mozgásainak szemléltetése: a, *flexio*; b, *extensio*; c, oldalra hajlás; d, axiális rotáció⁹

2.3. A gerinc biomechanikája

A biomechanika az élő rendszerek mechanikai viselkedését vizsgálja. A gerincen végzett biomechanikai vizsgálatok mind az ép, mind a károsodott gerincben elsősorban a fellépő erők, feszültségek és elmozdulások meghatározására irányulnak. [12]

A biomechanika vizsgálati módszerei a kísérleti és a numerikus vizsgálatokra bontható. A numerikus vizsgálatok esetében egy matematikai-mechanikai modell felállításán keresztül numerikus szimulációkkal hajtják végre az elemzéseket. [12] Az implantátumok teszteléseknek három fő formáját különböztetjük meg. A legelterjedtebb a flexibilitás teszt, amely azt vizsgálja, hogy az implantátum beépítéskor milyen mértékben tudja rögzíteni a mozgásszegmentumot. A **szilárdsági teszt**tel meghatározható az a mértékű terhelés, amit az implantátum károsodás nélkül elbír. Végül a fáradási teszt során az implantátumot ciklikus terhelésnek teszik ki a normálhoz közeli erő értékekkel, amelyből meghatározható a fáradásos törés. [8]

Az emberi gerincoszlopnak három főfeladata van: stabilitás, mobilitás és védelem. Azaz a gerincoszlop ellát statikus és dinamikus funkciókat egyaránt. Statikus funkciói közé sorolhatjuk, hogy egyrészt a törzs szilárd vázát képezi, másrészt a felsőtest terheléseit továbbítja az alsó végtagokra. Dinamikus funkciókat is ellát, hiszen a gerincoszlop által valósulnak meg a törzs mozgásai. A hajlító (*flexor*) és feszítő (*extensor*) izmokra a stabilitás funkciónál *szinergizmus* (egymást támogató, kiegészítő működés) és a mobilitás funkciónál *antagonizmus* (egymással ellentétes, egymást ellensúlyozó működés) jellemző. Ezeken kívül védenie kell a gerincvelőt, a központi idegrendszerünk részét, hogy közben a viszonylag nagy mozgásterjedelem is megmaradjon. [8]

⁹ Forrás: https://www.researchgate.net/publication/33776289_Interactive_computer_methods_for_morphometric_and_kinematic_measurement_of_images_of_the_spine/figures?lo=1

2.3.1. Biomechanikai vizsgálati modell felállítása

A gerincoszlop egy összetett szerkezet és ahhoz, hogy biomechanikai működését elemezni tudjuk kisebb egységekre, alszerkezetekre szükséges bontani. A gerinc mozgásai két csigolya kölcsönhatásán keresztül mennek végbe, ezért a két szomszédos csigolyát és az ezeket összekapcsoló anatómiai egységeket egyben kell kezelni. Ennek az elemi egységnek a neve **mozgásszegmentum** vagy **funkcionális szegmentális egység** (*functional spinal unit = FSU*). A teljes gerinc ezekkel a szegmentumokkal sorba kapcsolás útján modellezhető, azaz az egyes szegmentumok eredményeit kiterjesztik a teljes gerincire. [12] Az FSU-t passzív és aktív részegységekre lehet tovább bontani. A gerinc passzív elemei: a két csigolya és a köztük lévő *intervertebrális* porckorong, a csatlakozó kisízületek, illetve a szalagos összeköttetés. Az aktív elemek a *paraspinalis*, vagy gerinc mellett futó izomrendszer, mert ezek nem csak megnyúlásra, de összehúzódásra is képesek.

2.4. A gerincre ható terhelések és keletkező igénybevételek

Előfordulnak *fiziológiai* (élettani) és *traumatikus* (sérülést okozó) terhelések. A mindennapok során a fiziológiás tartományba eső, normális működésből származó erők és nyomhatások ébrednek ellenben a traumatikus esetben véletlenszerű, hirtelen, nagy amplitúdójú terhelés éri a gerincet. [12]

2.4.1. Az emberi gerincre ható külső és belső fiziológiai terhelések

- a felsőtest tömegéből adódó gravitációs terhelés

A gravitációs terhelés a test minden pontjára a tömeggel arányosan hat. Egyenesen állva a legnagyobb nyomás az alsó lumbális szakaszban ébred, mivel ennek a fej és a felsőtest teljes súlyát egyaránt el kell tartania.

- izomműködésből adódó terhelés

A *paraspinalis* izmok közel vannak a gerinchez, ezért a működésük közben a kis erőkar miatt felerősítik a gerinc kompressziós terhelését.

- fizikai tevékenységből származó terhelések

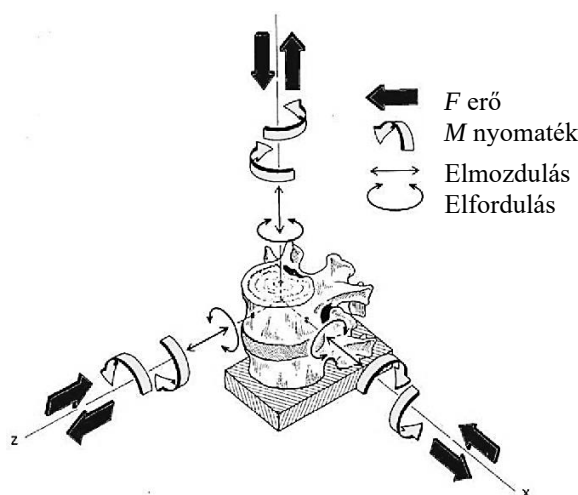
Ez a terhelés általában összekapcsolt mozgásokat jelent, amelyből többféle összetett erőhatás ébred. [12] A különféle munkavégzésből származó terheléseket ergonómiai vizsgálatokkal lehet meghatározni.

- hasüregi nyomás terhelése

A hasüregi vagy hasúri nyomás a terheléskor megnövekszik és ez merevíti a gerincoszlopot a kihajlás ellen, továbbá ellensúlyozza a gerinc hosszirányú izomzata által keltett kompressziós erőhatásokat. [11]

2.4.2. Statikus igénybevételek

A gerincben különféle igénybevételek, pontosabban húzó-, nyomó- és nyíróerők, valamint a hajlító- és csavarónyomatékok továbbá ezek kombinációja ébred.



9. ábra. Az FSU terhelései¹⁰

A **nyomóerő** a porckorongok középsíkjára merőleges erő és a porckorong összenyomódását eredményezi. Ez a legjelentősebb igénybevétel, mivel a gerincet folyamatosan terheli. A testhelyzetek befolyásolják a keletkező nyomóerő nagyságát, előre hajlaskor és súlyok megemelésékor a többszörösére nőhet. A lumbális gerincire ható nyomóerő a testsúly 55-60%-t jelenti, ami egy 70 kg-os embernél álló helyzetben közel 400 N. [12]

A **nyíróerő** a porckorong középsíkjával párhuzamos erő és a csigolyák egymáson való elcsúszását eredményezi. A gerinc görbületének növekedésével a nyíró-erőkomponens nagysága is növekszik. A gerincmodellekkel végzett kísérletek a háti és hasi izmok aktivitását figyelembe véve kimutatták, hogy a súlytartási feladatoknál a törzs hajlásának és a felemelt tárgy súlyának növekedésével nőtt a porckorong nyomóereje, míg a maximális nyíróerő értéke alacsony maradt (körülbelül a nyomóerő 20-25%-a), mert ezek az izmok segítenek ellensúlyozni az FSU-ra ható nyíróerőt. [26]

¹⁰ Forrás: <https://www.semanticscholar.org/paper/Biomechanical-Comparison-of-Traditional-Laminectomy-Sedacki/ea2dc421481177296b8336baf2fc330bc44c77d2>

A **hajlítónyomaték** az adott szakasz előre-hátra és oldalra hajlását eredményezi. Megállapították, hogy 10 kg súly hajlított térdel történő felemelése közben 10 Nm és egyenes térdrel a duplája ébredt az ágyéki régióban. [12]

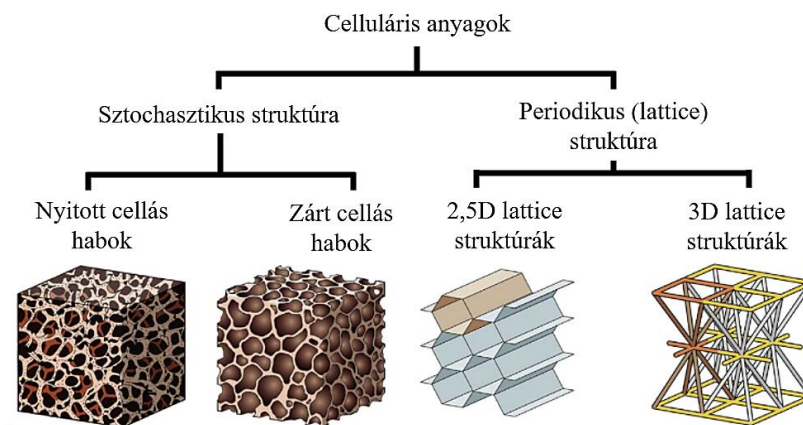
A **csavarónyomaték** a gerinc hossz tengelye körül forgat és a gerinc elcsavaródását eredményezi. A csavarás jelentős nyírást okoz a porckorongok vízszintes síkjában, ami rendkívül káros a porckorongra nézve. Élőszövetből származó mintadarabokon a csavarási tönkremenetel $15\text{--}30\text{ Nm}$ csavarónyomatéknál jelentkezik. Az ágyéki gerincen nem lehetséges elcsavaródás az ízfelszínének sagittális állása miatt. [12]

A **húzóerő** a porckorong középsíkjára merőlegesen hat a nyomóerővel ellentétes irányban, és a porckorongok megnyúlását eredményezi. Normál körülmények között a gerincre tisztán húzó igénybevétel nem hat. Általában húzóerő hajlításkor a csigolyán a nyomással ellentétes oldalon jelentkezik. [12]

2.5. Lattice struktúrák

A *celluláris*, vagy más néven sejtes anyagok két csoportja a sztochasztikus habok (*foam*) és a periodikus rácsszerkezetek (*lattice*). A habok nyitott vagy zárt cellák véletlenszerű elrendezéséből állnak, nem pedig egy előírt egységcellás rendszerből. A rácisos szerkezeteket a cellák szabályos ismétlődő felépítése különböztet meg a haboktól. Ezeket tovább lehet bontani 2,5D és 3D lattice struktúrákra, aszerint, hogy síkban vagy térben periodikusak. [25] A 2,5D lattice szerkezetek síkban periodikus mintázatokból létrehozott prizmatikus kihúzások, amelyeket *honeycombs*-nak vagy méhsejteknek is neveznek a szakirodalomban. Ezzel szemben a 3D cellakonfigurációk a tér három irányában periodikusak, és az egységcelláik is térbeli felépítésűek. [13]

A sejtek szintjén a rácisos szerkezetek a jellemzőket és tulajdonságokat nézve struktúráknak tekinthetők, de az általános szerkezeti szinten úgy viselkednek, mint a homogénizált metaanyagok. [22] Ashby tanulmányaiban leírja, hogy a rácisos szerkezetek méretükben különböznek a nagy léptékű, tervezett szerkezetektől, például a rácisos tartóktól, mivel a rácsszerkezet egységcellái milliméteres vagy mikrométeres léptékűek. [5]



10. ábra. A celluláris anyagok kategorizálása. [17,25]

A lattice struktúrák elsősorban azért rendkívül előnyösek és fontosak az orvostechnikában, mert a sok pozitív tulajdonságuk mellett alkalmazásukkal elősegíthetik az *osseointegrációt*. Az *osseointegráció* fogalma a *American Academy of Implant Dentistry* (1986) szerint:

„Nem csontszövet közbeiktatása nélkül létrejött kapcsolat a normál átalakított csont és az implantátum között, ami a terhelés tartós átvitelét és eloszlását jelenti az implantátumról a csontszövetre és azon belül.” [20]

Mind a sztochasztikus habokat, mind a szabályos rácsszerkezeteket előszeretettel alkalmazzák az orvostechnikában, nem csak a gerincimplantátumok területén egyéb gépeszeti alkalmazásaik is előfordulnak. A rácisos szerkezetek összeomlási reakciójának megbízható szabályozása szerkezeti egységességük miatt azt jelenti, hogy az alternatív habokkal szemben (pl. fémhabok) műszaki előnyt jelenthetnek az energiaelnyelésben. [22] Ezen kívül használatukkal súlyt lehet csökkenteni a feszültség vagy elmozdulás jelentős megváltoztatása nélkül. Több tervezési, optimalizálási lehetőséget rejtenek magukban, mivel lehetőség van feláldozható elemek létrehozására, amelyek tönkremenetlükkel védik a teljes szerkezetet. A lattice struktúrák tulajdonságai közvetlenül összefüggenek az anyagtól, az egységcellák geometriai méretétől, szerkezetétől és térbeli elrendezésétől (pl. az egységcella alakzatok ismétlődésének sűrűsége, cellák nyomtatási szöge, terhelés iránya stb.). A különböző cellaszerkezetek más-más (mechanikai, hőtani, akusztikus) tulajdonságokkal rendelkeznek. [10] A rácsszerkezetek tulajdonságaival foglalkozó tudományos munka nagy része az egységcella-struktúrák tervezésén, az egységcellák elrendezésének megváltoztatásán és az optimalizáláson alapul. Ezeknek a mechanikai tulajdonságait statikus tömörítés teszttel lehet effektíven felmérni.

2.5.1. Porozitás

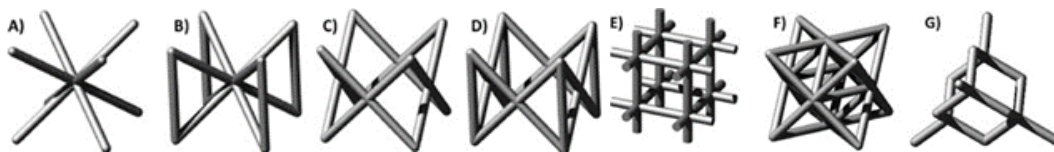
A porozitás egy tárgy százalékos nem szilárd arányára vonatkozik. A porozitás egy meghatározó szerkezeti jellemző, amely lényegesen befolyásolhatja mechanikai, fizikai, kémiai és biológiai tulajdonságokat és teljesítményt.

Dokumentált, hogy a kezdeti mátrix mineralizáció, amely a csontintegrációhoz vezet, gyorsabban megy végbe nagy porozitású struktúráknál a sima vagy érdes felületekhez képest. [21] Megállapították azt is, hogy a porozitás növekedésével a merevség csökken és a fáradási tulajdonságok is romlanak. [14] Két módon lehet előidézni, az első a belső porozitás kialakítása az anyagban a porméret változtatásával és a folyamatparaméterek megfelelő manipulálásával, a másik megközelítés geometriai egységeket használ, amelyek az egész implantátumban ismétlődnek (celluláris struktúrák) a porozitás létrehozására. Az első megközelítés azonban a szerkezeten belüli inhomogenitáshoz vezethet és katasztrofális tönkremenetelt okozhat. [7]

2.5.2. Lattice struktúrák csoportosítása

A lattice struktúráknak sokféle rendszerezése létezik. Gibson úgy definiálja ezeket a struktúrákat, mint „támaszok vagy lemezek összekapcsolt hálózata”. [10] Ebből következik, hogy a struktúrák alkotó elemek szerint lehetnek rúd vagy lemez alapúak. Egy másik csoportosítás az elemi cellák létrehozása szerint történik és következő három kategóriára osztható: CAD alapú, topológiára optimalizált vagy implicit felületeken alapuló. [13,14]

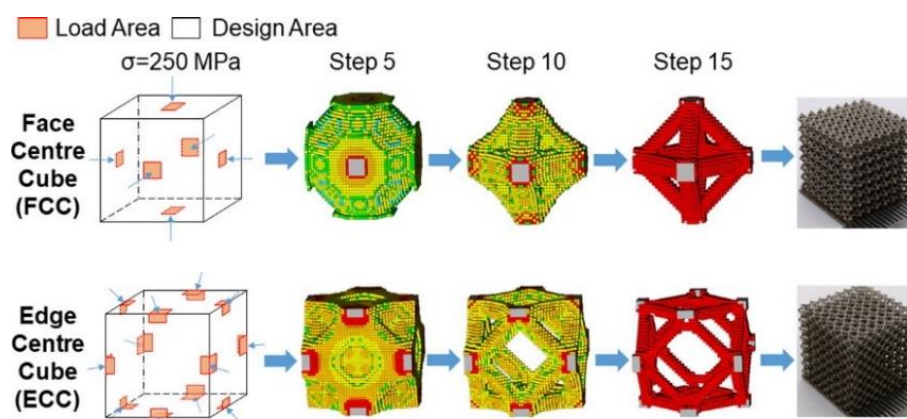
A **CAD-alapú tervezéssel** olyan támasztékos, rúd alapú struktúrákat lehet generálni, amelyeket nyitott pórusok és az építőelemek nem sztochasztikus orientációja jellemez. Egységcelláik kialakítását platóni és arkhimédészi poliédertestekből vették át (pl.: egyszerű kocka, gyémánt, oktett stb.) vagy amelyek analóg kristályszerkezetekről kapták a nevüket (pl.: térben középpontos kocka). [13,14] Ezeket gyakran a tervezés egyszerűsége miatt választják, de topológiai optimalizálásból is létrehozhatóak.



11. ábra. Rúd alapú rácsszerkezetek [13]

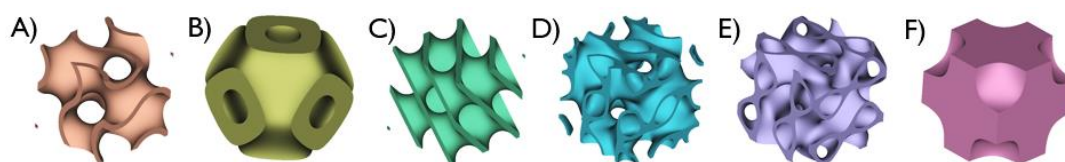
(A) BCC; (B) BCCZ; (C) FCC; (D) FCCZ; (F) Cubic; (G) Octet-truss; (H) Diamond

Topológiára optimalizált tervezés lehetővé teszi, hogy maximalizálják a rácsszerkezetben belüli anyagelosztás hatékonyságát, és teljes mértékben kihasználják az additív gyártás lehetőségeit. Ezzel a tervezési módszerrel is jellemzően támasztékos rúd alapú rácsszerkezetek hozhatóak létre, amelynek a folyamata a következő ábrán látható. [13]



12. ábra. Topológiailag optimalizált támasztékos, rúd alapú egységcellák kialakításának folyamata¹¹

Az implicit alapú egységcellákat **háromszor periodikus minimális felületeknek** (TPMS/ *formula based lattice*) is nevezik. Ez a tervezési módszer a felületek differenciálgeometriájának elvén alapul és algoritmust használva alakítja át az elméleti matematikai modellt tényleges rácsszerkezetté. [13] Ezek a rácsszerkezetek a gyárthatóság és a csont rögzítés szempontjából potenciális előnyökkel bírnak a sima támasztékos, rúd alapú topológiákkal szemben, mivel a felületeik átlagos görbülete nulla, mint a trabekuláris csontnak, ami elősegíti az csontszövetek beépülését. Ezek a szerkezetek önhordóak, mivel a falak dőlésszöge folyamatosan változik, azaz az előző rétegek támogatják a következő rétegeket, ami támaszanyag mentes gyártást tesz lehetővé. [13]



13. ábra. TPMS egységcellák¹²

(A) Gyroid; (B) Schwarz; (C) Diamond; (D) Lidinoid; (E) Split P; (F) Neovius

¹¹ Forrás: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0264127518300303>

¹² Forrás: <https://support.ntopology.com/hc/en-us/articles/360053267814-What-equations-are-used-to-create-the-TPMS-types->

Léteznek nem rúd, hanem **héjrácsos vagy lemez alapú lattice struktúrák** is. Az additív gyártás lehetővé teszi olyan cellás struktúrák tervezését és gyártását, amelyek egységcellái nem rudakból, hanem lemezekből állnak. A zártcellás lemezalapú rácsos anyagok jobb rugalmassági tulajdonságokkal rendelkeznek, mint a hasonló sűrűségű, merevítő alapú nyitott cellás szerkezetek. [13] Ezeknek a szerkezeteknek a gyártása továbbra is problematikus a poralapú 3D nyomtatási rendszerek esetében a por eltávolítása miatt.

2.5.3. Előállítás

A rácsszerkezetek előállításához elsősorban additív gyártási eljárásokat használnak. Ezek az additív előállítási módok a hagyományos előállítási technikákkal szemben egyre nagyobb népszerűségnek örvendenek. Az orvostudományban használt 3D nyomtatási fajták: sztereolitográfias nyomtatást (SLA), olvasztott lerakódásos modellezést (FDM), szelektív lézeres szinterezést (SLS vagy SLM). Az implantátumok alapanyaga lehet fém vagy polimer (korábban kerámia implantátumok is). Mivel az implantátumok az emberi testbe kerülnek beépítésre, ezért kötelezően biokompatibilis anyagból kell készüljenek.

A titán ötvözetek közül jelenleg a **Ti6Al4V** a gerincimplantátumokhoz leggyakrabban használt anyag. Kiváló mechanikai szilárdsága van és más fémes biokompatibilis anyagokkal összehasonlítva alacsony sűrűség, nagy kifáradási szilárdság és rendkívüli korrózióállóság jellemzi. Nagy negatívuma, hogy magas rugalmassági modulusuknak köszönhetően fennáll a szomszédos csontba süllyedés kockázata. [7]

A tanulmányok kimutatták, hogy a **PEEK** gerincimplantátumok biokompatibilitásukat tekintve hasonlóak a titánötvözetből készütekhez, de hozzájuk képest kisebb sűrűség és kisebb, a gazdacsonthoz közelebbi a rugalmassági modulusuk, ami minimalizálhatja a szomszédos élő szövetek károsodását. [22] Problémák adódhatnak azonban a fúziós implantátumok élőszövettel történő összeolvadásában, ugyanis ezeknek hidrofób felületi tulajdonságuk akadályozza a fehérje felszívódását, ami rossz sejtadhéziót és csontbenővést eredményez. A posztoperatív kiértékelésnél a PEEK anyagból gyártott implantátumok előnyösebbek a *radiolucent* (röntgensugárzás számára átjárható) tulajdonságuk miatt szemben a fém implantátumokkal. [27]

A titán ötvözet implantátumokat SLM fémnyomtatással és a magasolvadáspontú PEEK polimerből készütek általánosan forgácsolással állítják elő, de léteznek már olyan ipari FDM 3D nyomtatók is, amelyekkel a PEEK anyag is nyomtatható.

2.5.3.1. FDM technológia

Két elnevezést is használnak: FDM (*Fused Deposition Modelling* – ömledékrétegezés) vagy FFF (*Fused Filament Fabrication* – műanyag szálhúzásos nyomtatás). Lényege, hogy a hőre lágyuló polimer alapanyagot megolvasztják közel 200 °C hőfokon és a fűvőkán keresztül rétegenként felhordják az építő tálcára. Az új réteg összeolvad az előzővel majd lehül és megszilárdul. Fontos, hogy a felhordott anyag jól tapadjon az építő tálcához továbbá, hogy könnyen el is lehessen arról távolítani. Ezért az építő tálca általában szabályozható fűtéssel rendelkezik, amivel elkerülhető a lehüléssel járó vetemedés. Az adott rétegek homogénnek tekinthetők, viszont az összekapcsolódásuk *anizotróp* tulajdonságokkal rendelkezik. [16]

Az FDM nyomtatók általában hőre lágyuló ABS (*akrilnitril-butadién-sztirol*) és PLA (*polylactic acid*) műanyagból nyomtatnak. Ipari környezetben PEEK alapanyag is előfordul, de ezekhez speciális nyomtatófejek szükségesen a szálak magasabb (~400 C°) fokra történő felmelegítéséhez. Az alapanyag tekercsen kb. 1,5-3 mm átmérőjű műanyag szál (*filament*) formájában áll rendelkezésre. A lehülés során az ABS körülbelül 8%-ra, míg a PLA csak körülbelül 2%-ra zsugorodik. [15] Ezek csak irányértékek, és a használt anyagtól függően változhatnak. Az ipari FDM nyomtatókra jellemző a zárt nyomtatótér, ami a stabil hőmérsékletet biztosítja, a két nyomtató fej, jobb pontosság, illetve jelentősen kisebb 0,01 mm-es rétegvastagság. [16]

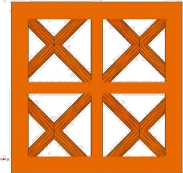
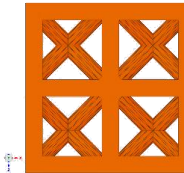
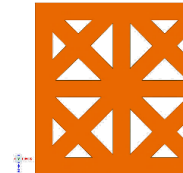
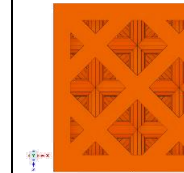
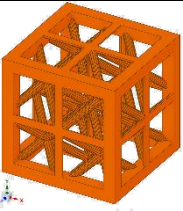
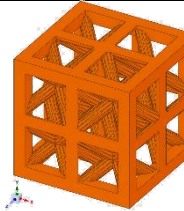
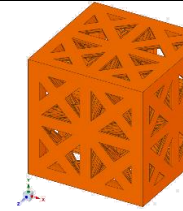
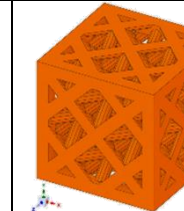
A technológia hátrányai a nem túl pontos gyártás, támaszanyag használat, nulla százalékhoz közeli porozitás létrehozása és gyér felületi minőség, ami miatt hasonlóan a többi additív eljáráshoz, utómunkálatokat igényelhet. A pontatlanságok gyakran a lehüléskor bekövetkező zsugorodásra vezethetők vissza. Bizonyos geometriáknál és elrendezéseknél szükség van támasztékra, amit nyomtatás után el kell távolítani, ami történhet mechanikusan sűrített levegős fújással, kézzel lecsiszolással, illetve oldható támaszanyagok esetében vegyszeres áztatással. A nyomtatások felületét gyakran polírozással vagy fedőanyagok, bevonatok rájuttatásával szokták javítani.

3. STATIKUS NYOMÓVIZSGÁLAT

A kutatásomhoz különböző lattice struktúrákkal kitöltött próbatesteket terveztem, amelyek ABS polimer anyagból FDM technikával gyártottam szilárdsági mérések elvégzésére. A mérés célja a végeselemes számításokhoz használt anyagmodell hitelesítése típusonként 3 darab nyomó vizsgálat elvégzésével. A fizikai mérés egytengelyes nyomóvizsgálatból (*uniaxial compression*) állt, ahol az erőn és az erő hatására bekövetkező elmozduláson kívül előre definiált pontok elmozdulásait optikai nyúlásmérő műszerrel mértük.

A mérések során 4 x 3 darab próbatestet vizsgáltam, amelyek elkülöníthetőek struktúra és rúdvastagság szerint, azaz három egységcella kialakítás és két eltérő rúdvastagság. A fontosabb jellemzőket a következő táblázatba gyűjtöttem össze.

1. táblázat. Generálási paraméterek

Egységcella típusa	térben középpontos kockarács	térben középpontos kockarács	felületen középpontos kockarács	bipiramis lapcentrált kockarács
Rövidítés	TKK2	TKK3	FKK	OCTET
Elemi cellamérete	15 mm			
Rúdvastagság ¹³	2 mm	3 mm	3 mm	3 mm
Kitöltés ¹⁴	13,9%	31,2%	36,1%	53,3%
Megjelenítés (top)				
Megjelenítés (trimetric)				

A belső lattice struktúrák a *SpaceClaim 2021 R2* programban lettek generálva és a BME Gép- és Terméktervezés Tanszék *Stratasys F170* ipari FDM 3D nyomtatójával kerültek kinyomtatásra.

¹³ A kockarácsot alkotó támasztékrudak átmérője.

¹⁴ A relatív tér kitöltés megadja, hogy a generált lattice struktúra mekkora térfogatot foglal el az eredeti tömör elem térfogatából. [%]

A próbatestek egységesen 30x30x30 mm nagyságú kockák, amelyeknek élei mentén egy 3 mm oldalhosszúságú négyzetkeresztmetszetű váz lett kialakítva. A belső struktúrát minden esetben 8 *darab* egységcella építi fel, amelyek összeolvadnak a vázzal. Ez a külső váz a megkönnyíti a nyomtatást és szerepet játszik a teherbírásban. A lattice struktúrával kitöltött gerincimplantátumok esetében is alkalmaznak hasonló külső vázat. Ennek a teherbírásra gyakorolt hatása nem volt a vizsgálat része.

Az egységcellák méretei jóval nagyobbak, mint amekkorákat jellemzően humán gerincimplantátumokban alkalmaznak, ennek oka az használt FDM nyomtató nyomtatási határai. A kisebb elemi cellák a vékony rúdvastagság vagy túl sűrű rácsszerkezet miatt gyártási nehézséget okoznak. Ezeket speciális FDM nyomtatókkal és technikákkal állítják elő. A dolgozatomban a hitelesített anyagtörvény kisebb egységcellás, sűrűbb rácsszerkezeteknél is használható így ezek vizsgálhatóak a gerincben megjelenő terhelésekre.

A kiválasztásánál szempont az egységcellák fellelhetősége a generáló szoftverben, a választott FDM additív gyártási technika határai, továbbá a forgalomban lévő implantátumok körében használt jellemző rácstípusok. A kiválasztott egységcellák a mindegyike CAD alapú tervezéssel létrehozott rúd alapú rácsszerkezet. A kristályszerkezetekhez hasonlóan térben és felületen középpontosak, amelyek lehetővé teszik a szerkezetek összehasonlítását a támaszrudak térbeli elrendezése alapján. Továbbá egy sokkal tömöttebb cellatípust is választottam, az úgynevezett lapcentrált bipiramis kockarácsot (OCTET). A rendkívül népszerű gyémánt egységcella nem megvalósítható a próbatest kialakítása miatt, mivel ekkora egységcellaméret esetén a belső támaszrudak nem érintkeznek a külső vázzal. Ellenben az OCTET kockarács hasonló szerkezetű csupán kiegészül a felületközéppontos egységcella támasztékaival. A kisebb rúdkeresztmetszetű, térben centrált egységcellával rendelkező próbatesteken keresztül nem csak a különböző rácsszerkezet fajták összehasonlítása, de a rúdvastagságnak a teherbírására gyakorolt hatása is vizsgálható.

Fontos megjegyezni, hogy az ABS változó arányban polimerizálható, és a gyártási folyamat és a gépi pontosság befolyásolhatja tulajdonságait. A cellák nyomtatási szöge megváltoztathatja a rácsszerkezet tulajdonságait, mivel befolyásolja a belső anyagelosztást, a szükséges támasztékok mennyiségét és elhelyezését. Jelen esetben minden próbatest megegyező építési irányban lett előállítva, és ugyanebből az irányból lettek terhelve a nyomó vizsgálat alatt. A modellek nem önhordóak ezért a nyomtatáshoz használt

támaszanyagot el kell távolítani (vegyszeres áztatás). Az áztatásnak a mechanikai tulajdonságokra gyakorolt hatása nem ismert.

A gyártással kapcsolatos legfontosabb adatokat a következő 2. táblázat tartalmazza.

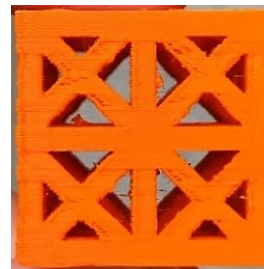
2. táblázat. Nyomtatási paraméterek

Alapanyag	Stratasys F123 ABS-M30 hőre lágyuló polimer filament (orange, dark grey)	
ABS-M30 mechanikai tulajdonságai (nyomásra) [37]	Folyáshatár (Yield Strength)	88,3 MPa
	Rugalmassági modulus (E)	2,2 GPa = 2200 MPa
Támaszanyag	Stratasys F123 QRS ¹⁵ oldható támaszanyag	
Kitöltés	modell kitöltési stílusa: sparse – high density; 1,2192 mm body thickness	
	támaszanyag kitöltési stílusa: surround (bekerítő); self-supporting angle 45°	
Rétegvastagság	0,178 mm	
Nyomtatási sebesség	~40 mm/s	
Pontosság	0,02 mm (XY)	

Két nyomtatás között is jelentős eltérések adódhatnak ugyanazon gép esetében is, továbbá a polimer anyagoknál a vegyszeres nyomtatási támaszanyag eltávolítási idő, a tárolás körülményei (hőmérséklet, fény, páratartalom stb.) és egyéb jellemzők jelentősen befolyásolhatják a viselkedést. A kezdeti nyomtatási tesztek alatt sokszor tapasztaltam ugyanazokat a visszatérő hibákat. Ilyen például a kis részletek teljes kihagyása, széthullása vagy megolvadása, amelyet az orientáció megváltoztatása sem oldott meg, a falakon megjelenő anyaghibák vagy a nyomtatási sík elcsúszása, amely következtében a következő rétegek a levegőbe nyomtatódtak. Ezekre megoldást jelentett a modell cellaméretének és a támaszrudak keresztmetszetének növelése, újabb, frissen bontott alapanyag használata vagy a kitöltési jellemzők és a rétegvastagság finomítása. A vizsgált próbatestek is rendelkeztek kisebb nyomtatási egyenetlenségekkel pl.: szálasodás¹⁶, makroszkopikus bordázottság stb. Ezek a tényezők nem számottevőek a komplett szerkezetre. Ideális esetben a pontatlanságokat bele kéne kalkulálni a végelemes számításokba, de ez túl időigényes és sokszor nem megvalósítható.

¹⁵ Forrás: <https://www.stratasys.com/en/materials/materials-catalog/fdm-materials/fdm-support-materials/>

¹⁶ A szálasodás kifejezést arra a 3D nyomtatási hibára használják, amikor a nyomtatott szál nem szilárdul meg teljesen és a nyomtató fej elmozdulásakor egy vékony polimer szálát húz magával, ami hozzátapad a következő nyomtatandó részhez.



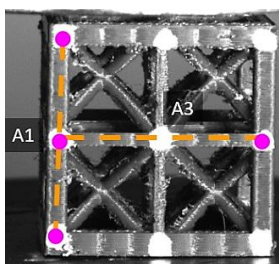
14. ábra. Kezdeti nyomtatási hibák szemléltetése

15. ábra. A végleges próbatestek nyomtatási hibáinak bemutatása

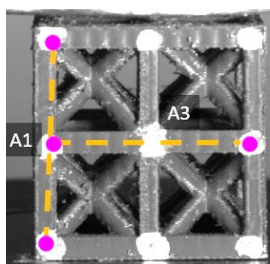
3.1. Mérés menete

A szilárdsági tesztek a BME Polimertechnika Tanszékén *ZWICK Z250 Tensile Tester* szakítógépen és *Mercury Monet típusú DIC* videoextenzométerrel lettek elvégezve. Az ilyen nagysebességű kamerás mérések hátránya, hogy előfordulhatnak mérési pontatlanságok és érzékeny a külső zavarásra.

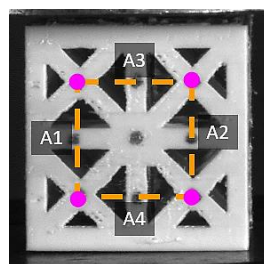
A próbatestek egyik oldalára jól látható pontokat rajzoltam, amelyeket pozíciója a mérés alatt folyamatosan követi és koordinátáikat rögzíti, mert az ezek között lévő távolságok is kiszámításra kerülnek. Miután a test súlyos deformációt szenvedett el, a pontok a legtöbb esetben nem maradnak láthatóak. Ekkor a gép automatikusan észleli a hibát és megpróbálja újra megtalálni az elvesztett mérési pontokat.



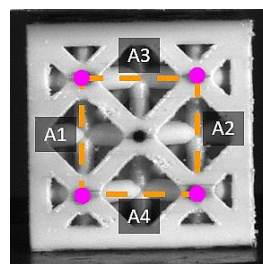
a) TKK2



b) TKK3



c) FKK



d) OCTET

16. ábra. Mérési pontok felvételének magyarázó ábrája

A megjelölt pontok közötti távolság c) és d) esetben:

$$A1 = A2 = A3 = A4 = 15 \text{ mm} \quad (1.1)$$

Illetve a) és b) esetben:

$$A1 = A3 = 28 \text{ mm} \quad (1.2)$$

A méréskor a próbatestek két lap közé kerültek behelyezésre. A felső elem vagy másnéven keresztfej állandó sebességgel az oldal lapra merőleges irányból terhelte és közben a mérésre került a terhelő erőt és az elmozdulásokat a kiinduló pozícióhoz képest.

3. táblázat. A mérés paraméterei

Vizsgálat típusa	nyomó vizsgálat / <i>compression test</i>
Megvizsgált próbatestek száma	12 db
Vizsgálati sebesség	5 mm/min (pozíció vezérelt)
Kényszerleállási küszöb	80 % $F_{\max, \text{ mérés}}$ elérésekor
Felső terhelési határ ($F_{\max, \text{ mérés}}$)	20 000 N
Előterhelés (<i>Pre-load</i>)	2 N
Mérési érték rögzítés intervalluma	0,1 s

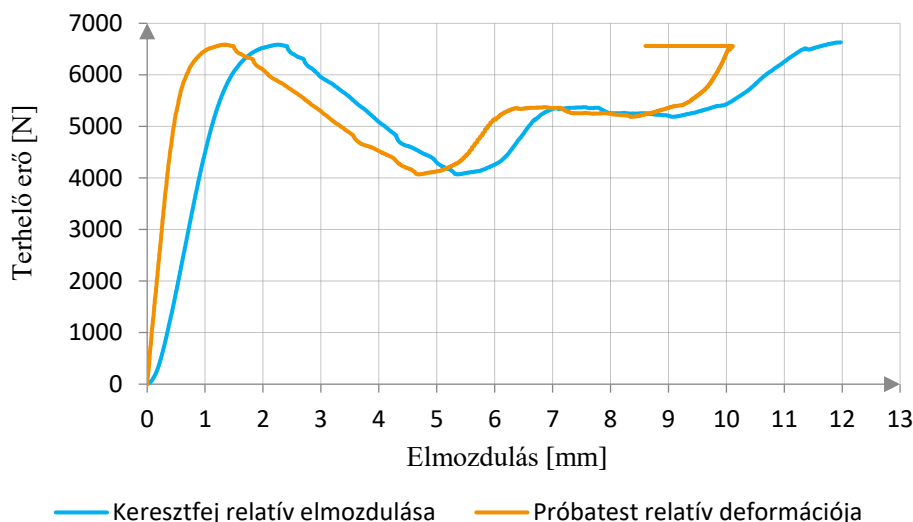
3.2. Mérési eredmények

A próbatestek erő – elmozdulás diagramját a rács teljes összeroppanásáig ábrázolom, ez a diagramokon általában egy jól látható törési pont. Először a próbatestek eredő elmozdulásait részletezem, majd az optikai mérésből kinyert eredményeket vizsgálom meg.

A TKK egységcellás 3 mm rúdátmérővel rendelkező próbatestek mérése során az optikai mérés függőleges elmozdulás eredményei nem kiértékelhetők, mivel a mérés megkezdésekor a videoextenzométer kamerája elvesztette a jelet. Ebben az esetben nincsen hosszváltozásról semmilyen adat, csak a keresztfej elmozdulása.

A keresztfej relatív elmozdulása is alkalmas a kiértékelésre, ugyanis a mérés kis terhelő erői nem okoznak jelentős deformációt a fejben. A(z) 1. *diagram* a próbatestek videoextenzométerrel mért hosszanti deformációs értékét és a keresztfej relatív elmozdulását szemlélteti a terhelő erő függvényében egy olyan esetben, ahol az optikai mérés eredményes volt (OCTET mérés 1. próbatest). Látható, hogy a két függvény vonulata egyezik a töréspontig, csak a vízszintes, deformációs tengely mentén van eltolódás a kettő között. Ez az eltolódás a függvények elején, a mérés kezdetekor fokozatosan növekszik és a legnagyobb terhelés elérése után állandó egészen a totális tönkremenetelig.

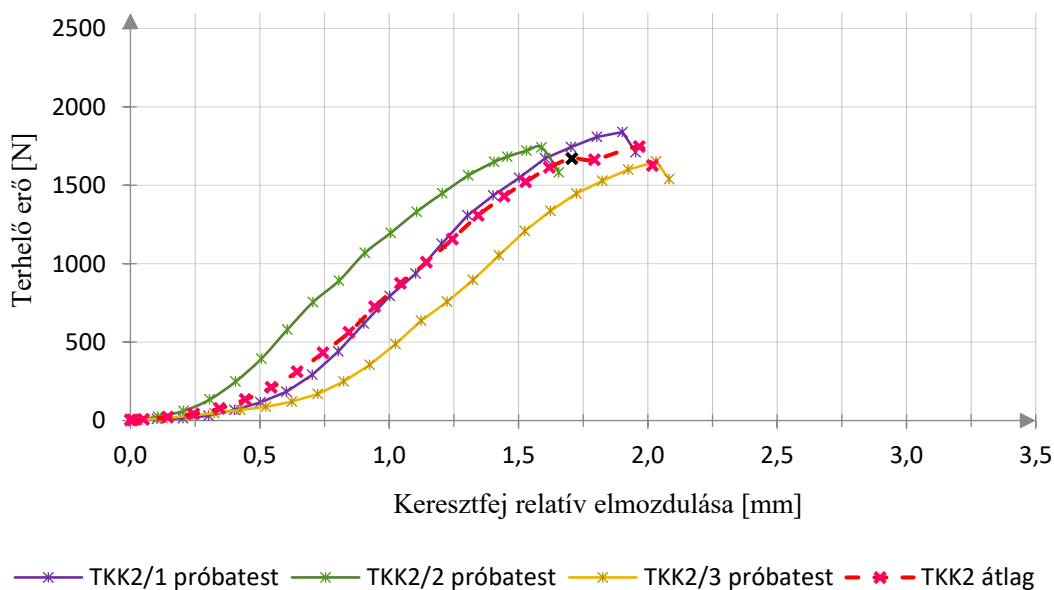
1. diagram. A próbatest és a keresztfej elmozdulás értékei az erő függvényében (OCTET/1 mérés)



Ezek alapján, hogy konzisztens legyen a kiértékelés, minden mérésnél a keresztfej relatív elmozdulását fogom ábrázolni a terhelő erő függvényében. A verifikáláshoz viszont felhasználok az optikai mérés eredményeit. Az egyes mérések időpillanatai alapján meghatároztam a mért terhelés és elmozdulás értékek számtani közepét. Ezek között az erő és elmozdulás értékek között függvénykapcsolat írható fel, ezt minden mérés esetében piros, szaggatott vonallal jelölöm a diagramokon.

3.2.1. TKK2 mérés

2. diagram. TKK2 próbatestek mérésének kiértékelése erő-elmozdulás diagrammon



Látható, hogy a kapott függvények nem térnek el jelentősen, alakjuk hasonló. Az eltérések a próbatestek gyártási és anyageloszlási különbségeire vezethető vissza.

4. táblázat. A TKK2 mérések maximális erő értékei és ahhoz tartozó elmozdulások

	TKK2/1	TKK2/2	TKK2/3	TKK2 átlag függvény
F_{max} [N]	1839,88	1741,62	1651,42	1745,65
Keresztfej relatív elmozdulása [mm]	1,9031	1,58975	2,0329	1,9680

Az első sor tartalmazza a mérések és a mérésekből számolt átlag függvény a maximális erőértékét. A végeselemes számítást ennél kisebb, 453 N erőértéknél verifikálom. Minden esetben egy, a maximális erőből kisebb erőértéket választok ki a hitelesítéshez. Ennek oka, hogy a végeselemes számításban kisebb terheléssel gyorsabban és biztosabban végbemegy a számítás. A következő 5. táblázat ehhez az erőértékhez tartozó A1 és A3 adatokat tartalmazza. Elegendő csak az egyik függőleges és vízszintes oldal vizsgálatával foglalkozni. A táblázatokban feltüntetett módosult távolság értékek az optikai mérésből származnak. Ez az eredeti 15 mm távolságnak az erő hatására bekövetkező megváltozott hosszát jelenti. Az utolsó oszlopban az egyes mérések eredményeinek átlaga található.

5. táblázat. Az optikai mérés vizsgált erőhöz tartozó értékei

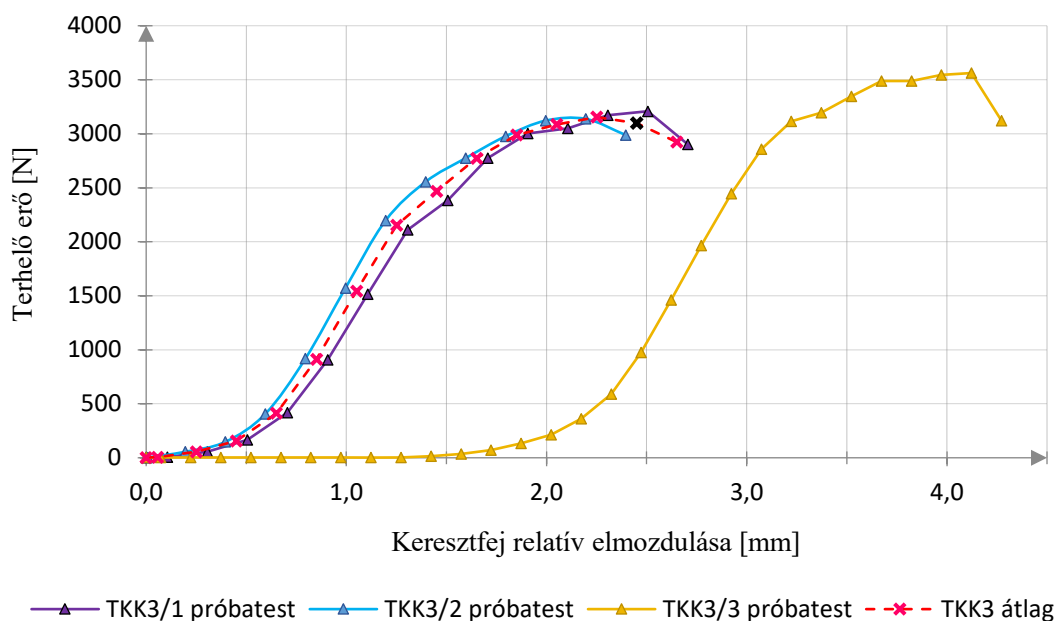
	TKK2/1	TKK2/2	TKK2/3	Átlag
Vizsgálati nyomóerő [N]	453			453
A1 módosult hossza [mm]	28,0008	28,0004	27,9978	27,9997
A3 módosult szélessége [mm]	27,9998	28,0036	27,9983	28,0006

3.2.2. TKK3 mérés

A 3. diagramon ábrázolt függvények között láthatóan a harmadik próbatest (TKK3/3) függvénye jelentősen eltér. Ez a próbatest a többihez képest nagyobb deformációt szenved el a tönkremenetel előtt. Ennek magyarázata, hogy ez a próbatest később került gyártásra és szemben a másik kettővel a támaszanyag kiáztatása négy napig tartott. Ennek hatására nem csak a támaszanyag olvadt ki, hanem vélhetően az ABS anyagjellemzői is

megváltoztak. Ennek eredményeit nem értékelem ki, mivel a mérés nem terjed ki ezeknek a hatásoknak a vizsgálatára.

3. diagram. A TKK3 próbatestek mérésének kiértékelése erő-elmozdulás diagrammon



6. táblázat. A TKK3 mérések maximális erő értékei és ahhoz tartozó elmozdulások

	TKK3/1	TKK3/2	TKK3/3	TKK3 átlag függvény
F_{max} [N]	3208,41	3137,67	-	3154,02
Keresztfej relatív elmozdulása [mm]	2,5059	2,1956	-	2,2507

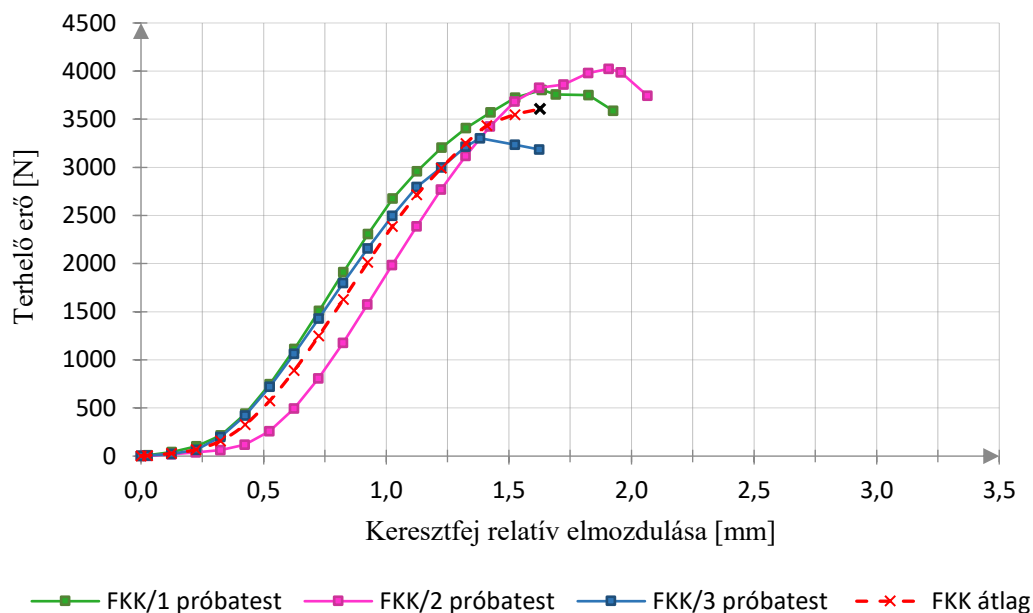
A végeelemes számítás verifikálásához 1488 N értéket fogok használni, az ehhez tartozó adatokat a 7. táblázatba gyűjtöttem. Az utolsó sorban szereplő A3 értékek kiinduló értéke 28 mm helyett ennél a mérésnél 30 mm volt.

7. táblázat. Az optikai mérés vizsgált erőhöz tartozó értékei

	TKK3/1	TKK3/2	TKK3/3	Átlag
Vizsgálati nyomóerő [N]	1488			1488
A1 módosult hossza [mm]	-	-	-	-
A3 módosult szélessége [mm]	30,0653	30,0724	-	30,0801

3.2.3. FKK mérés

4. diagram. A(z) FKK próbatetek mérésének kiértékelése erő-elmozdulás diagramon



A felső 4. diagramon látszik, hogy a három mérés hasonló kimenetelű. A harmadik próbatet esetében kisebb erő hatására bekövetkezett a tönkremenetel, ennek szintén a gyártásra, anyageloszlási és környezeti anyagdegenerációra visszavezethető okai vannak.

8. táblázat. A(z) FKK mérések maximális erő értékei és ahhoz tartozó elmozdulások

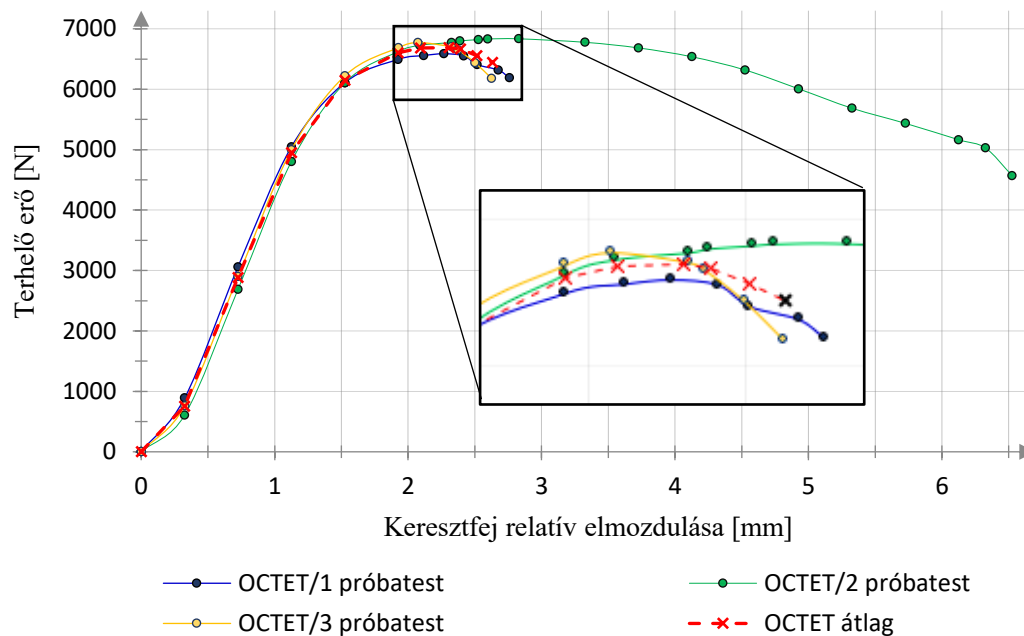
	FKK/1	FKK/2	FKK/3	FKK átlag függvény
F_{max} [N]	3804,09	4023,10	3302,35	3605,61
Keresztfej relatív elmozdulása [mm]	1,6342	1,9072	1,3831	1,6276

9. táblázat. Az optikai mérés vizsgált erőhöz tartozó értékei

	FKK/1	FKK/2	FKK/3	FKK átlag értékei
Vizsgálati nyomóerő [N]	1810			1810
A1 módosult hossza [mm]	14,9975	14,9996	14,9988	14,9986
A3 módosult szélessége [mm]	14,9970	14,9979	14,9996	14,9366

3.2.4. OCTET mérés

5. diagram. Az OCTET próbatetek mérésének kiértékelése erő-elmozdulás diagramon



Az 5. diagramon látszik, hogy a második próbatest rendkívül szívósan reagált a terhelésre és a teljes tönkremenetel hosszú deformáció után következett be. Ez a többi hasonló próbatesthez képest eltérő, mivel azok ugyanekkora terhelés hatására előbb tönkrementek.

10. táblázat. Az OCTET mérések maximális erő értékei és ahhoz tartozó elmozdulások

	OCTET/1	OCTET/2	OCTET/3	OCTET átlag függvény
F_{max} [N]	6586,79	6834,06	6772,21	6687,93
Keresztfej relatív elmozdulása [mm]	2,2672	2,8292	2,0743	2,3063

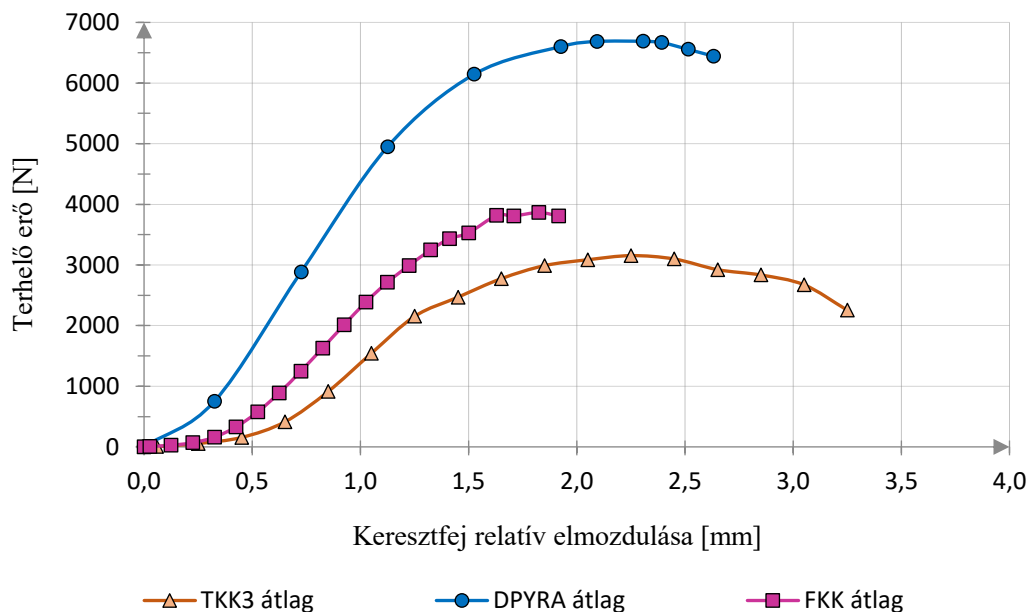
11. táblázat. Az optikai mérés vizsgált erőhöz tartozó értékei

	OCTET/1	OCTET/2	OCTET/3	OCTET átlag értékei
Vizsgálati nyomóerő [N]	3700			3700
A1 módosult hossza [mm]	14,9999	15,0005	15,0012	15,0005
A3 módosult szélessége [mm]	15,0027	15,0025	14,9926	14,9993

3.2.5. Összehasonlítás egységcella szerint

Ebben a pontban a három eltérő belső kitöltési rácsstruktúrával rendelkező próbatestet hasonlítom össze. A cél, hogy a terhelés hatására bekövetkező viselkedés elemzésével el lehessen dönteni, melyik reagál legjobban a gerincken domináló nyomó terhelésre.

6. diagram. Mérési eredmények átlagolt függvényei elemi cellák alapján



A 6. diagram alapján megállapítható, hogy a 3 mm rúdvastagságú, térben középpontos kockarácsnak (TKK) a legalacsonyabb a teherbírása, de szívósabban viselkedett, mint a felületen középpontos (FKK) rácsszerkezetű.

Az FKK egységcellájú próbatestek már relatív kis terhelés hatására rideg viselkedést mutattak és a deformáció közben polimer szilánkok váltak ki. Először a felső négy egységcella deformálódott és a további terhelés hatására kezdődött el a látványos tönkremenetele az alsó négy cellának.

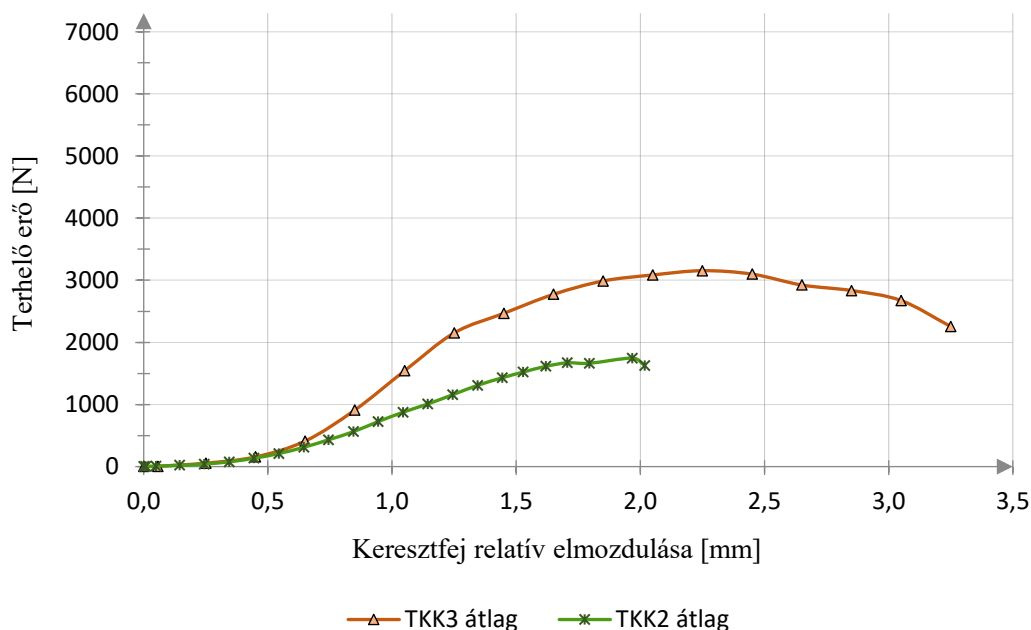
A lapcentrált bipiramis kockarács (OCTET) viselte el a legnagyobb nyomóterhelést. Ennek egyik oka, hogy a többihez képest jóval több támaszrúd található a szerkezetben, amelyek hossza jellemzően kisebb. Ez előnyt jelent, mivel a 3D nyomtatás egyik hátránya, hogy nem homogén szerkezetet hoz létre, a támaszrudakat vízszintes rétegenként építi fel. Minél hosszabb egy rúdelem annál valószínűbb, hogy gyártás közben deformálódik, elhajlik, vagy nem megfelelő a rétegek közötti összeolvadás, ami jelentősen rontja teherbírását. A lapcentrált bipiramis próbatestek tönkremenetele a test középső

síkjában, az egységcellák találkozásánál kezdődött el és ezután terjedt tovább. A rácsszerkezetben a vázon kívül szinte nincs vízszintes és függőleges támasz, a másik kettővel ellentétben itt csak döntött helyzetű rúd elemek vannak. A terhelés hatására az OCTET próbatestekre a mérések alapján hasonló rideg viselkedés jellemző, mint a TTK rácokra, de szívósabb, mint az FKK rácokra.

Mivel a gerincben a dinamikus hatások végett a nyugalmi helyzet 400 N nagyságrendű terheléséhez képest akár ennek többszöröse is felléphet, így ebből a szempontból a vizsgált struktúrák közül az OCTET rácsszerkezet a legalkalmasabb a humán gerincimplantátumok térkitöltésére. A lattice struktúrákat ezen kívül számos szempont alapján lehet értékelni, ami tovább segítheti a szűrést.

3.2.6. Összehasonlítás rúdvastagság szerint

7. diagram. Mérési eredmények átlagolt függvényei rúdátmérő alapján



Ezek alapján megállapítható, hogy a nagyobb rúdátmérő szívósabb viselkedéssel és nagyobb teherbírással társul. Nem szabad attól sem eltekinteni, hogy a relatív sűrűség a TTK2 rácstípusnál volt a legkisebb. A próbatestek teherbírása a relatív térkitöltéssel növekszik, azaz az OCTET kockarács rendelkezik a legnagyobb kitöltési aránnyal és ez terhelhető a legjobban, szemben a TTK2 rácsnak van a legkisebb térkitöltési aránya és ez bizonyult a legkisebb teherbírási aránynak.

4. VÉGESELEMES VIZSGÁLAT

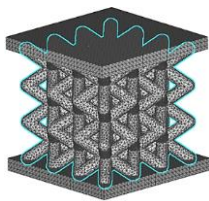
A végeselemes módszerekkel megvizsgálhatóak a rácsszerkezetek mechanikai tulajdonságai és jelentősen tudja csökkenteni a nyomtatott rácsszerkezetek teljes jellemzéséhez szükséges kísérleti munkát. Felhasználható a rácsszerkezetek tönkremenetelének vizsgálatára, ami fontos az orvosbiológiai implantátumok esetén. Az eredmények pontossága függ a modellhez rendelt anyagjellemzőktől, a végeselemes háló minőségétől és az elemi cellák kialakításától. A modelleket az azonos objektumon párhuzamosan végzett kísérletek és numerikus szimulációk eredményeinek az összevetésével hitelesítem. A geometriai modelleket, a végeselemes számításokat és kiértékelését egyaránt az ANSYS 2021 R2 (Ansys, Inc., Canonsburg, Pennsylvania, U.S.) szoftverben végeztem el. Elsődleges cél az elmozdulás mező vizsgálata, a preprocesszálást is erre alapozva készítem el.

4.1. Preprocesszálás

4.1.1. Geometriai előkészítés

A lattice struktúrák szimulálására a következő három fő módszer ismert:

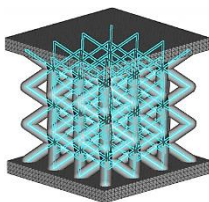
1. Solid elemek használata



17. ábra. Solid elemes geometria [18]

A rácsszerkezetet szilárd, tömör elemként kerülnek modellezésre, azaz a teljes rácsszerkezetre térfogati végeselemes háló kerül kialakításra. Pontos eredményeket ad és a maximális feszültség helye is kiértékelhető. Ellenben jelentős számítási kapacitást igényel és nehéz megfelelő minőségű háló kialakítása, ami a lefuttathatóság és az eredmények szempontjából elengedhetetlen. [18]

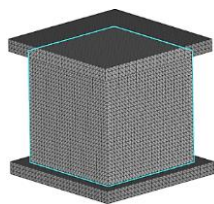
2. Beam elemek használata



18. ábra. Beam elemes geometria [18]

A rácsszerkezetet gerendaelemként vagy héjelemként kerülnek modellezésre. Az 1D gerenda elemekhez keresztmetszeteket kell definiálni. Gyorsabb számítást biztosít, de akkor érdemes alkalmazni, ha az egyes geometriai szakaszok határán lévő kapcsolatot elhanyagolhatjuk. [1]

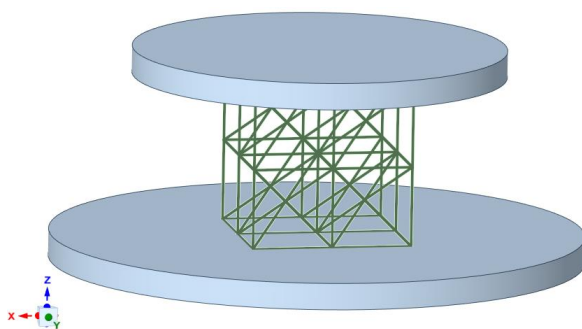
3. Homogenizáció



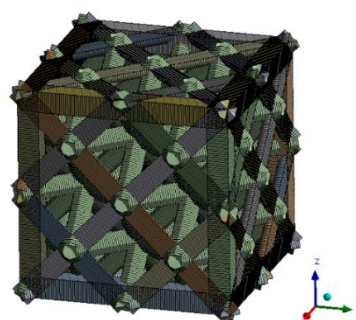
19. ábra. Homogenizált geometria [18]

Összekapcsolható a korábban említett homogenizált metaanyagok elméletével. [22] A módszer lényege, hogy a rács egyetlen egységcelláját kiértékeli, ezáltal létrehozza annak anyagtulajdonságait és ezeket a rács teljes térfogatának szimulálására felhasználja. Nagysűrűségű rácsszerkezetek is relatív gyorsan szimulálhatóak vele, ellenben ez szolgáltatja a legkevesbé pontos eredményeket.

Az általam használt szoftverben mindhárom módszer elérhető, de csak az első kettővel foglalkoztam a kutatásban. A BEAM modellek a VEM-mel kapott eredményei jelentősen eltérnek a mért eredményektől. Ezek a további fejlesztési munkát igényelnek.



20. ábra. Beam modell vizsgálati geometriája (TKK)



21. ábra. OCTET BEAM modell hálózása

4.1.2. Anyagmodell

Az anyagmodell egy anyagnak az alkalmazott terhelés hatására adott válaszának matematikai ábrázolása, amely a fizikai változók (pl.: mechanikai feszültség) és más fizikai mennyiségek (pl.: alakváltozás) között teremtenek kapcsolatot. Jelen esetben lineáris anyagmodellt alkalmazok, azaz kimenő mennyiség egyenesen arányos a bemenettel és az arányossági tényező a rugalmassági modulus (E). [1]

A nyomtatások a *Stratasys ABS M30* anyagból lettek előállítva [2. táblázat]. A modellek anyagjellemzőinek definiálásához az *ANSYS GRANTA Materials Data for Simulation* könyvtárban található ABS polimer anyagot módosítottam. A 12. táblázatban összefoglaltam a használt anyagok legfontosabb anyagjellemzőit. Az anyagtulajdonságok 23 °C környezeti hőmérsékleten vannak értelmezve és a számításokhoz is ekkora hőmérsékletet definiáltam.

12. táblázat. Az alkalmazott anyagok jellemzői

Anyag elnevezése	E [GPa] [23]	ν [-]	ρ [kg/m ³]
ABS	2,2	0,4078	1050
Szerkezeti acél	200	0,3	785

4.1.3. Végeselemes háló

A végeselemes háló elkészítése során az ANSYS program automatikus hálózási módszerét alkalmaztam. A háló kialakításánál ügyelni kell a kellően kis elemméret használatára. Egy általános ökölszabály lattice struktúrák hálózásánál, hogy a rudakra legalább két elem kerüljön, különben a háló nem tudja megfelelően lekövetni a belső felületek görbületeit. A kockarácsok esetében 0,3 mm és a határoló lapok esetében 2,5 mm nagyságú hálóméretet állítottam be. A rácsszerkezetek hálózásához 10 csomópontos kvadratikus tetraéder (tet10) és a két laphoz 8 csomópontos hexaéder (hex8) elemek lettek kialakítva. Előfordulnak elenyésző mennyiségben a lapok térfogati hálójában prizma (wed6) alakú elemek is. A lattice struktúrák hálózása rendkívül nehéz szabályos, jó minőségű elemekkel. A tetraéder hálózás minőségének ellenőrzésekor látszik, hogy legnagyobb számban 0,75 és ahhoz közeli értékek adódtak (a legjobb elemminőséget az 1 jelöli). Tehát a háló megfelel az elmozdulás mező vizsgálatához. A 22. ábra szemlélteti a bipiramis solid modell elkészített hálóját, a többi modellt nem mutatom be külön.

4.1.4. Terhelési – peremfeltételi modell

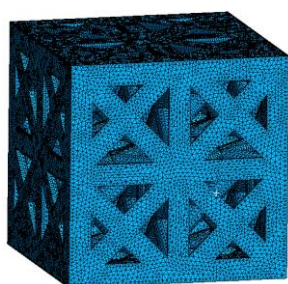
A szerkezeti (*structural*) analízis elsődleges célja, hogy meghatározza a modell hogyan reagál adott terhelésekre. Ehhez szükséges definiálni peremfeltételeket a modellen, amelyek a nem kívánt elmozdulásokat akadályozzák meg. Ezek lehetnek a modellre alkalmazott közvetlen kényszerek vagy kontakt kapcsolatok.

A vizsgálatokhoz a kompressziót kifejtő lap felső felületére egy megoszló erőt definiáltam, továbbá egy merev megfogást állítottam be a nem mozgó lap alsó felületére. Ezen kívül hengeres megfogással korlátoztam ezeknek a lapoknak a mozgását, így csak axiális irányban, azaz a terhelés irányában tudnak elmozdulni a vizsgálat alatt. Ezeket a 23. ábra mutatja be az FKK rácsszerketű modellen.

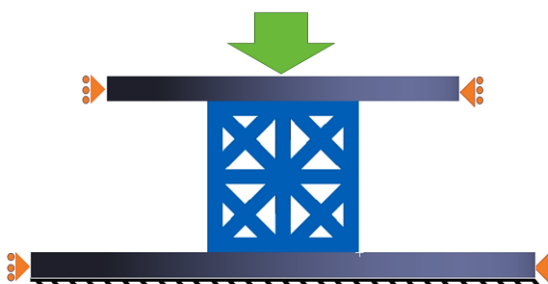
4.1.4.1. Kontakt kapcsolatok

Az egyes alkatrészek közötti kapcsolatot nevezzük kontaktoknak, ezek terhelés és kényszerek átadását biztosítják. Ennek a kapcsolatnak a tulajdonságai határozzák meg az egyes geometriai elemek egymáshoz képesti viselkedését. [1]

A próbatestek lapokkal érintkező felületeire súrlódásos kontakt kapcsolatot határoztam meg, amelynek súrlódási tényezője (μ) a nyomó lapnál és a nyugalomban lévő alsó lapnál is konstans 0,2 [-] értéket vesz fel. A kontaktok leírasi módja típusa az alapértelmezett *Augmented Lagrange*.



22. ábra. FKK kockarács hálózása



23. ábra. A modellek terhelése és peremfeltételei

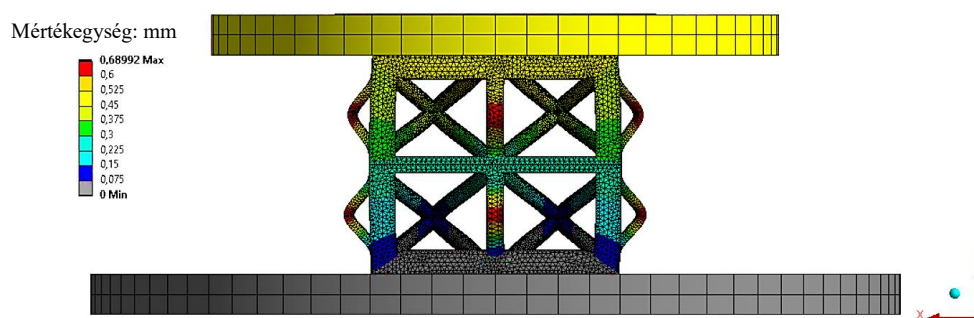
4.2. Poszt-processzálás

4.2.1. TKK2 modell szimulációjának kiértékelése

Minden modellen ebben a pontban leírtak mintájára végeztem el a hitelesítést.

4.2.1.1. Validálás

Ebben a pontban ellenőrzöm, hogy az alkalmazott végeselemes módszer a valóságot tükrözi. Az elmozdulások, amit a 24. ábra mutat be, a vártak alapján történtek, azaz a kocka összenyomódik.

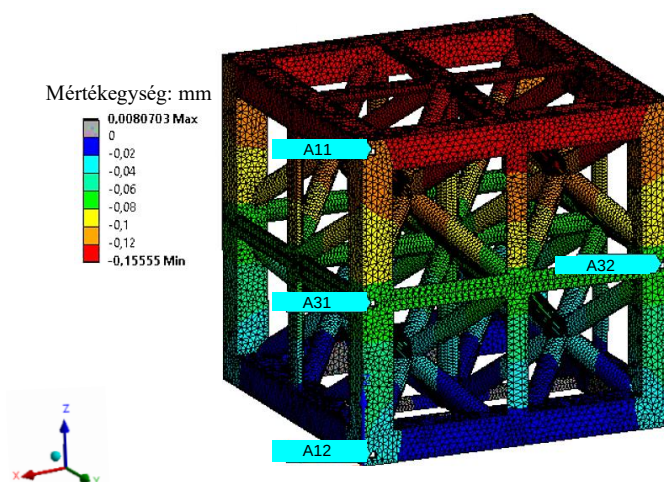


24. ábra. TKK2 modell eredő elmozdulásmezője 453 N erővel terhelve 5,7x nagyítással (0,5x Auto)

A megjelenítéshez 0,5 automata alakváltozási léptéktényezőt használtam, de a kiértékeléshez valódi méretarányt. A hitelesítéshez kiválasztott terhelés hatására bekövetkező elmozdulások az valódi méretarányban (1:1) nem látványosak. Az automatikus skála azonban egy "előre meghatározott" léptéket kínál (X:1), amely megmutatja a deformációkat a jobb megjelenítés érdekében, ez ebben az esetben 5,7 léptékű nagyítást jelent.

4.2.1.2. Verifikálás

A verifikáláshoz kiválasztottam a 453 N erő értéket és meghatároztam az A1, A3 távolságok megváltozásának átlagát. A VEM környezetben terheletlen állapotban definiáltam a háló csomópontjainak segítségével a mérési pontokat, és a „z” irányú elmozdulások vizsgálatakor ezeknek a csomópontoknak a koordinátaiból meghatározhatóak a távolságok. A csomópontok koordinátái a globális koordináta rendszerben értelmezendők, ami a kocka modell szimmetria tengelyeinek metszéspontjában található.



25. ábra. TTK2 modell „z” irányú elmozdulása és a rögzített mérési pontok szemléltetése

Az alábbi táblázat tartalmazza a kiválasztott csomópontok koordinátáit, amikből az utolsó oszlopokban meghatároztam a pontok közti távolságot. Az utolsó sorba az áttekinthetőség kedvéért beillesztettem a méréskor kapott távolságokat az 5. táblázatból.

13. táblázat. A modellen rögzített pontok koordinátái és a mért értékek

Csomópont azonosítója	x - koordináta [mm]	z - koordináta [mm]	A1 módosult távolság [mm]	A3 módosult távolság [mm]
A11	-	13,9859	27,9222	-
A12	-	-13,9363		
A31	14,1245	-	-	28,0988
A32	-13,9743	-		
Optikai mérés eredményei 453 N erőértéknél [5. táblázat]			27,9997	28,0006

Az optikai mérésből és a VEM-ből kapott távolságok hányadosa megadja a szimuláció relatív hibáját:

$$h_{A1} = \left(1 - \frac{|A1|_{\text{mérés}}}{|A1|_{\text{VEM}}}\right) \cdot 100 = \left(1 - \frac{27,9997 \text{ [mm]}}{27,9222 \text{ [mm]}}\right) \cdot 100 = 0,2776 \% \cong \mathbf{0,28\%} \quad (1.3)$$

$$h_{A3} = \left(1 - \frac{|A3|_{\text{mérés}}}{|A3|_{\text{VEM}}}\right) \cdot 100 = \left(1 - \frac{28,0006 \text{ [mm]}}{28,0988 \text{ [mm]}}\right) \cdot 100 = 0,3495 \% \cong \mathbf{0,35\%} \quad (1.4)$$

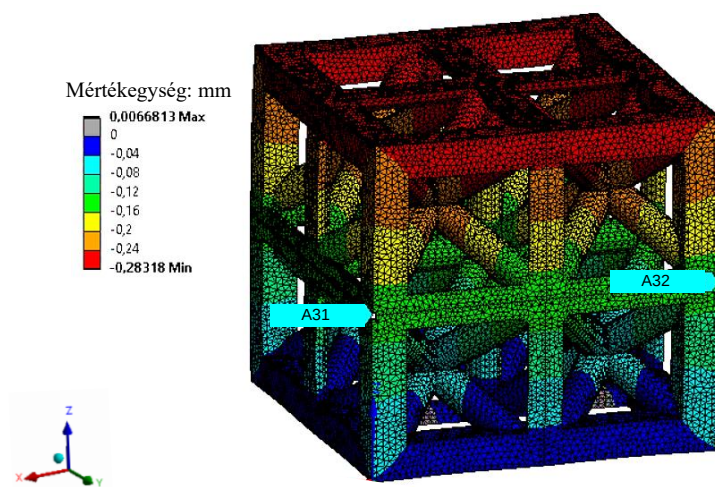
A relatív hiba mindkét távolság esetében 0,5% alatti, tehát a végeleemes számítások megfelelőek.

4.2.2. TKK3 modell kiértékelése

4.2.2.1. Validálás

Az elmozdulásmező a TKK2 modellhez hasonló, ami mérések alapján a várt elmozdulásokat produkálja. Lásd 24. ábra.

4.2.2.2. Verifikálás



26. ábra. TKK3 modell „z” irányú elmozdulása és a rögzített mérési pontok szemléltetése

Ebben az esetben, ahogy a mérések kiértékelésnél írtam, csak vízszintes deformációkat értékeltem ki az optikai hiba miatt. A verifikáláshoz kiválasztott erő értéke 1488 N.

14. táblázat. A modellen rögzített pontok koordinátái és a mért értékek

Csomópont azonosítója	x - koordináta [mm]	z - koordináta [mm]	A1 módosult távolság [mm]	A3 módosult távolság [mm]
A31	15,0456	-	-	30,0913
A32	-15,0457	-		
Optikai mérés eredményei 1488 N erőértéknél [7. táblázat]			-	30,0801

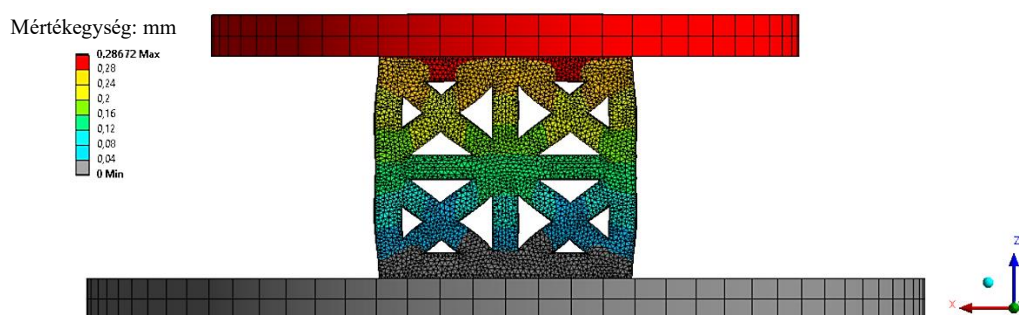
A szimuláció relatív hibája:

$$h_{A3} = \left(1 - \frac{|A3|_{\text{mérés}}}{|A3|_{\text{VEM}}}\right) \cdot 100 = \left(1 - \frac{|30,0801 \text{ [mm]}|}{|30,0913 \text{ [mm]}|}\right) \cdot 100 = 0,0372 \% \cong \mathbf{0,04 \%} \quad (1.5)$$

A relatív hiba mindkét távolság esetében 0,5% alatti, tehát a végeselemes számítások megfelelőek a próbatest szélességének deformációja alapján.

4.2.3. FKK modell kiértékelése

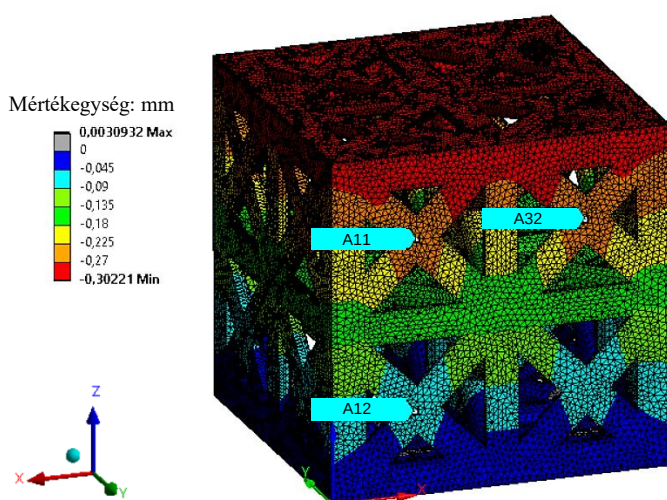
4.2.3.1. Validálás



27. ábra. FKK modell eredő elmozdulásmezője 1810 N erővel terhelve 4,5x nagyítással (0,5x Auto)

Mivel az eredő elmozdulásmező a vártak szerint alakult, elkezdhetem a modell a terheléssel megegyező irányú elmozdulásainak vizsgálatát a „z” tengely mentén.

4.2.3.2. Verifikálás



28. ábra. FKK modell „z” irányú elmozdulása és a rögzített mérési pontok szemléltetése

A pontok koordinátáit és a mért eredményeket a következő 15. táblázat foglalja össze.

15. táblázat. A modellen rögzített pontok koordinátái és a mért értékek

Csomópont azonosítója	x - koordináta [mm]	z - koordináta [mm]	A1 módosult távolság [mm]	A3 módosult távolság [mm]
A32	-7,4297	-	-	14,9490
A11	7,5193	7,2599	14,9367	
A12	-	-7,6768		-
Optikai mérés eredményei 1810 N erőértéknél [9. táblázat]			14,9986	14,9982

A szimuláció relatív hibája:

$$h_{A1} = \left(1 - \frac{|A1|_{\text{mérés}}}{|A1|_{\text{VEM}}}\right) \cdot 100 = \left(1 - \frac{14,9986 [\text{mm}]}{14,9367 [\text{mm}]}\right) \cdot 100 = 0,4144 \% \cong \mathbf{0,41\%} \quad (1.6)$$

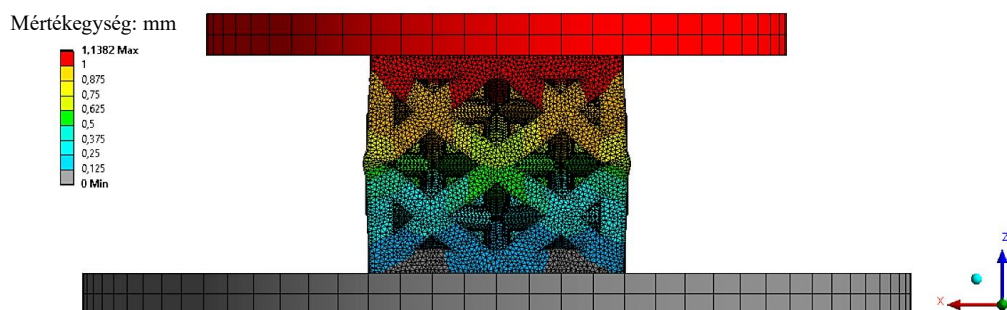
$$h_{A3} = \left(1 - \frac{|A3|_{\text{mérés}}}{|A3|_{\text{VEM}}}\right) \cdot 100 = \left(1 - \frac{14,9982 [\text{mm}]}{14,9490 [\text{mm}]}\right) \cdot 100 = 0,3291\% \cong \mathbf{0,33\%} \quad (1.7)$$

A relatív hiba mindkét távolság esetében 0,5% alatti, tehát a VEM modell megfelelő.

4.2.4. OCTET modell kiértékelése

4.2.4.1. Validálás

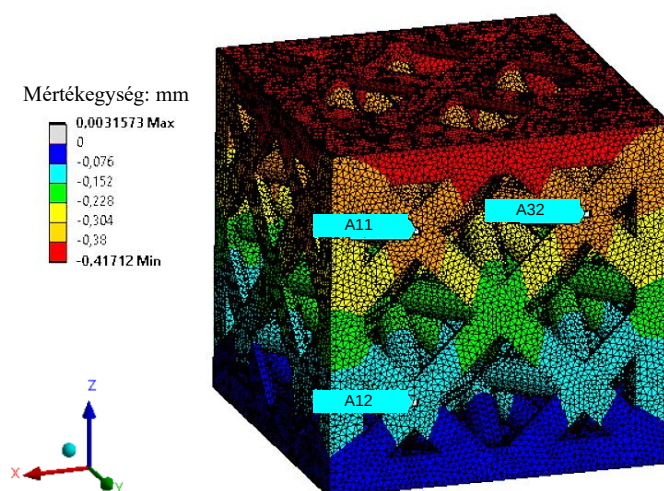
A modell viselkedése tükrözi a valóságot, az elmozdulások a vártak szerint alakulnak.



29. ábra. OCTET modell eredő elmozdulásmezője 3700 N erővel terhelve 3,2 x nagyítással (0,5x Auto)

A szemléletesség miatt itt is 0,5 automatikus alakváltozási léptéktényezőt állítottam be, ami pontosan 3,2 léptékű nagyítást jelent. A verifikáláskor 3700 N erőt választottam, a kapott értékeket a 16. táblázatban foglaltam össze.

4.2.4.2. Verifikálás



30. ábra. OCTET modell „z” irányú elmozdulása és a rögzített mérési pontok szemléltetése

16. táblázat. A modellen rögzített pontok koordinátái és a mért értékek

Csomópont azonosítója	x - koordináta [mm]	z - koordináta [mm]	A1 módosult távolság [mm]	A3 módosult távolság [mm]
A32	-7,5427	-	-	15,0724
A11	7,5297	7,4438	14,9669	
A12	-	-7,5231		-
Optikai mérés eredményei 3700 N erőértéknél [11. táblázat]			15,0005	14,9993

A szimuláció relatív hibája:

$$h_{A1} = \left(1 - \frac{|A1|_{\text{mérés}}}{|A1|_{\text{VEM}}}\right) \cdot 100 = \left(1 - \frac{15,0005 \text{ [mm]}}{14,9669 \text{ [mm]}}\right) \cdot 100 = 0,2245 \% \cong \mathbf{0,23\%} \quad (1.8)$$

$$h_{A3} = \left(1 - \frac{|A3|_{\text{mérés}}}{|A3|_{\text{VEM}}}\right) \cdot 100 = \left(1 - \frac{14,9993 \text{ [mm]}}{15,0724 \text{ [mm]}}\right) \cdot 100 = 0,4845 \% \cong \mathbf{0,49\%} \quad (1.9)$$

A relatív hiba mindkét távolság esetében 0,5% alatti, tehát a végeleemes számítások megfelelőek.

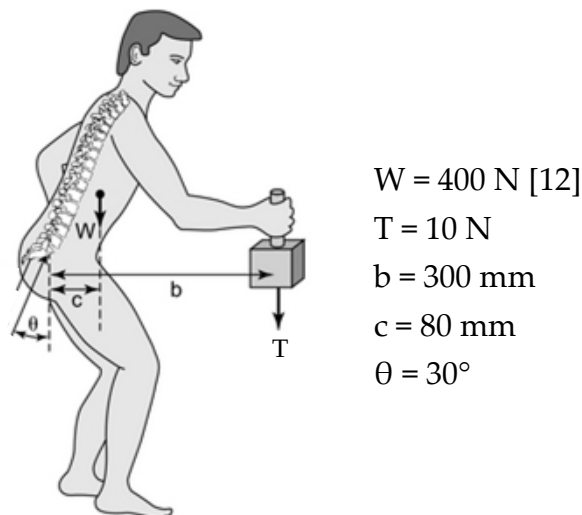
4.3. Konklúzió

A végeleemes számítások eredményei alapján sikeresnek mondható a modellek megalkotása, mivel minden esetben a várt elmozdulások adódtak, továbbá a verifikációk, azaz a mért és a számított értékek összevetése is ezt támasztja alá. Minden esetben, ahol voltak kiértékelhető elmozdulás értékek 0,5%-os hibahatáron belüli relatív hibát kaptam. Az alkalmazott anyagtörvény alkalmas a tényleges implantátum végeleemes fejlesztéséhez.

5. GERINCIMPLANTÁTUM RÁCSOPTIMALIZÁLÁSA

A rács optimalizálás változó rácssűrűséget biztosít a topológia optimalizálása alapján különböző struktúrákhoz. Az optimalizálással csökkenthető a modell tömege úgy, hogy a mechanikai teljesítménye nem romlik. [6] Az eljárás lényege, hogy a megadott terhelések és peremfeltételek alapján meghatározható az optimális sűrűségeloszlás a modellben és ehhez igazodva kialakítható az alkatrészt kitöltő lattice struktúra. A dolgozatomban a rács optimalizálás célja, hogy a hitelesített anyagmodellel és a megvizsgált legjobb rács szerkezetet alkalmazva egy általam tervezett implantátum modellen kialakítsam a többtengelyű *in vivo* gerincterhelésekhez igazodó lattice struktúrát. Ez a geometria egy korábbi kutatómunkám eredményeként jött létre, amelyben megvizsgáltam a piacon elérhető orvostechnikai fúziós gerincimplantátumok választékát.

A gerinc terheléseit rendkívül nehéz számszerűsíteni, mivel ezek a nemtől, kortól és ezen kívül számos más tulajdonságtól függenek, pontosan ezért kevés erre irányuló mérés és kutatás készül. Az optimalizáláshoz egy egyszerűsített súlyemelési modellt választottam ki, amit a 31. ábra szemléltet.



31. ábra. Gerinc erőhatásai egy súly hajlított térdrel történő felemelésekor [26]

Az L4-L5 csigolyák közé behelyezett implantátum fő terhelése a test súlyából (W) származik, amit a tömegközéppontba redukálunk a számítás egyszerűsítése érdekében. A 30° -os döntött testhelyzetben a vizsgált funkcionális szegmentális egység és a tömegközéppont távolsága (c) 80 mm . Ezenkívül a felemelt tárgy súlyából (T) is származik további terhelés, ennek távolsága 300 mm (b).

A felsőtest súlyából származó erő felbontható a 30° -os dőlésszög (θ) alapján két komponensre, pontosabban a csigolya véglapjára merőleges nyomó és a véglappal párhuzamos nyíró erőre. Az optimalizációhoz nem a teljes nyíróerőt vettem figyelembe, mivel ahogy a gerincben ébredő igénybevételek alfejezetben kifejtettem, ez az erő a nyomóerő maximum 20-25% lehet az izmok működése miatt. Ezeken kívül ébred egy hajlító nyomaték a test *sagittalis* síkján, amely *anterior* irányba mozgat. A felemelt súlyból származó erőt hasonlóképpen lehet felbontani komponensekre. A terheléseket az implantátum felső felületén definiáltam és az alsó felületen egy fix megfogást alkalmaztam, ezzel korlátozva a test összes szabadságfokát.

Az implantátumon definiált erők és nyomatékok:

- Nyomóerő:

$$F_{nyomó} = (W + T) \cdot \cos\theta = 410 [N] \cdot \cos 30 [^\circ] = 355 [N] \quad (2.0)$$

- Nyíróerő:

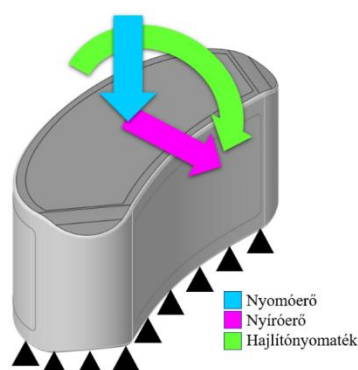
$$F_{nyíró} = F_{nyomó} \cdot 0,25 = 355 [N] \cdot 0,25 = 88,77 [N] \quad (2.1)$$

- Testsúlyból származó hajlítónyomaték:

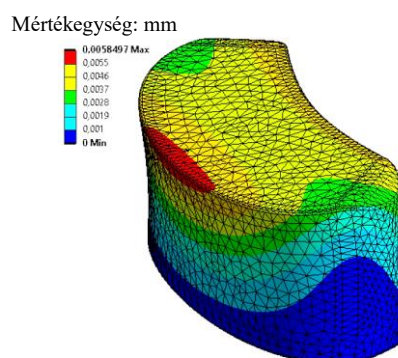
$$M_{h,testsúly} = W \cdot c = 400 [N] \cdot 80 [mm] = 32\,000 [Nmm] \quad (2.2)$$

- Felemelt tárgy súlyából származó hajlító nyomaték:

$$M_{h,tárgy} = T \cdot b = 10 [N] \cdot 300 [mm] = 3\,000 [Nmm] \quad (2.3)$$

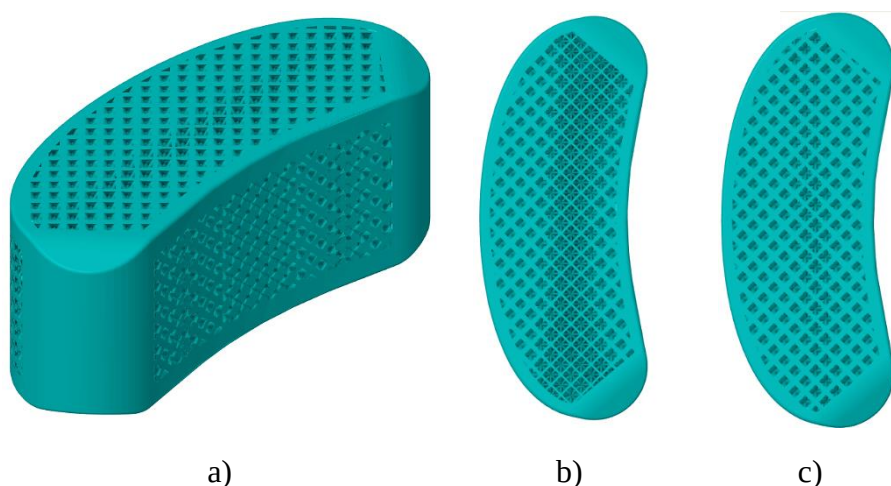


32. ábra. Az implantátumon definiált terhelések és peremfeltételek



33. ábra. A terhelések hatására létrejövő eredő elmozdulásmező

Az optimalizálási paramétereket úgy állítottam be, hogy a minimális rácssűrűség 0,2 és maximális 0,6 értéket vegyen fel, mivel így a legsűrűbb területeken sem lesz teljesen tömör a szerkezet. A lattice struktúrákhoz 2 mm cellaméretet és a fizikai mérések alapján legelőnyösebb egységcella típust, azaz a lapcentrált bipiramis kockarácsot (OCTET) alkalmaztam. Továbbá az optimalizálást tömegre minimalizáltam, a definiált cél az 50% tömegredukció volt. Az így létrehozott optimalizált implantátum a 34. ábrán látható.



34. ábra. Rácoptimalizálással létrehozott gerincimplantátum
(a, isometrikus nézet; b, alsó nézet; c, felső nézet)

Ahogy a 34. ábra mutatja az implantátum belsejét kitöltő rácsszerkezet igazodik a terhelésekhez, azaz a terheltebb helyeken nagyobb a struktúra relatív sűrűsége. Ez alsó és felső nézetben mutatkozik meg leginkább, mivel az alsó felületen a peremfeltétel miatt nem jött létre jelentős elmozdulás ellenben a felső felület görbült oldalával, ahol az elmozdulás mező maximuma van és egyben a legsűrűbb rács is.

6. ÖSSZEFOGLALÁS

Ebben az utolsó fejezetben összefoglalóan értékelem a kutatás elért eredményeit, javaslatot teszek a fejlesztésekre és kijelölöm a továbbhaladási irányt.

6.1.1. Irodalomkutatás

Az irodalomkutatás megfelelő a téma behatárolására és az alkalmazott rácsszerkezetek legfontosabb jellemzőinek bemutatására, de sokkal részletesebb szakmai áttekintést is létre lehet hozni a témában. Érdekes lenne kitérni az anatómiai struktúrák (csigolya, porckorong) részletesebb biomechanikai vizsgálatára és a gerinc szegmentális egységének további elemzésére. A gerinc terheléseinek és igénybevételeinek leírásával is rengeteg hasznos tanulmányt meg lehetne említeni.

6.1.2. 3D nyomtatásos gyártás

A próbatestek gyártása hosszú tesztelési folyamatot ölel fel, mivel az FDM 3D nyomtatók, ahogy az irodalomkutatásban is kifejtettem, nem kifejezetten rácsszerkezetek gyártására lett tervezve. A nyomtató korlátai miatt a kis rácsszerkezetek gyártása rendkívül komplikált, de ez a kutatás bemutatja, hogy bizonyos mértékig gyárthatóak vele. Ezeket többek között implantátumokhoz prototípusgyártására is fel lehet használni, ami rendkívül költséghatékonyan és effektíven támogatja ezt a tervezési folyamatot.

6.1.3. Statikus szilárdsági mérések

A mérések közül a TKK3 próbatesteket mérési hiba miatt nem tudtam a többi pont szerint verifikálni. Ennek mindenképpen az újramérésére van szükség a későbbiekben az itt elért eredmények kiegészítése érdekében. Érdekes lenne bővíteni a kutatást további lattice rácok és egyéb rácsparemeterek vizsgálatával. Ezen kívül izgalmas kiegészítése lenne a kutatásomnak, ha ezeket a vizsgált kockarácokat a most elvégzett szilárdsági teszteken kívül az a flexibilitás és a fáradási vizsgálatoknak is alávetném.

6.1.4. Végeselemes vizsgálat

A vizsgálatok alátámasztják, hogy az alkalmazott anyagmodell megfelelő erre a célra történő alkalmazásra. A VEM vizsgálatok eredményességét tekintve a gerenda modellek korrekciójával és továbbfejlesztésével érdemes a továbbiakban foglalkozni. Ezeken keresztül újabb vizsgálati geometriákat lehetne kialakítani, amiknek a gyorsabb lefutási idővel elősegítené a tervezési folyamatot.

7. TOVÁBBHALADÁSI IRÁNY

A kutatásomhoz nem állt rendelkezésemre PEEK alapanyag a próbatestek 3D nyomtatásához, ezért célom a mérést az implantátumokhoz használt anyaggal elvégezni. Ebben az esetben összehasonlíthatóvá válnának a relatív könnyen és olcsón elérhető polimer anyagok és FDM technológia a ténylegesen erre az orvostechnikai célra használt technikával és anyagminőséggel.

Ennek a TDK dolgozatnak a tartalma az első lépcsőfokát képezi egy hosszabb kutatási folyamatnak, amelynek következő lépése egy humán gerincstabilizációs implantátumcsalád tervezése. Az itt elért eredmények felhasználhatóak a továbbiakban a tervezési folyamathoz, és jó alapot adnak további lattice struktúrákkal folytatott kutatáshoz.

8. BIBLIOGRÁFIA

8.1. Hivatkozások

- [1] „2. fejezet - A végeselem rendszerek működésének alapjai”. Elérés 2022. október 21. https://www.mogi.bme.hu/TAMOP/vegeselem_modszerek/math-ch02.html.
- [2] „A gerinc | Hézsőné Böröcz Andrea, Hocza Ágnes, Katona Zsolt Szablics Péter: Gyógytestnevelés óvodapedagógusoknak, tanítóknak, testnevelőknek”. Elérés 2022. szeptember 1. http://www.jgypk.hu/tamop15e/tananyag_html/gyogy-tesi/a_gerinc.html.
- [3] „A gerinc anatómiája - Országos Gerincgyógyászati Központ”. Elérés 2022. szeptember 11. <https://ogk.hu/tevekenyseg/betegtajekoztatas/a-gerincrol-altalaban/a-gerinc-anatomiaja>
- [4] Abbasi, Naghmeh, Stephen Hamlet, Robert M. Love, és Nam-Trung Nguyen. „Porous Scaffolds for Bone Regeneration”. *Journal of Science: Advanced Materials and Devices* 5, sz. 1 (2020. március 1.): 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.jsamd.2020.01.007>.
- [5] Ashby, M.f. „The properties of foams and lattices”. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 364, sz. 1838 (2006. január 15.): 15–30. <https://doi.org/10.1098/rsta.2005.1678>.
- [6] Cheng, Lin, Pu Zhang, Emre Biyikli, Jiaxi Bai, Joshua Robbins, és Albert To. „Efficient design optimization of variable-density cellular structures for additive manufacturing: Theory and experimental validation”. *Rapid Prototyping Journal* 23 (2017. június 20.). <https://doi.org/10.1108/RPJ-04-2016-0069>.
- [7] Dhiman, Sahil, Malkeet Singh, Sarabjeet Singh Sidhu, Marjan Bahraminasab, Danyil Yurievich Pimenov, és Tadeusz Mikolajczyk. „Cubic Lattice Structures of Ti6Al4V under Compressive Loading: Towards Assessing the Performance for Hard Tissue Implants Alternative”. *Materials* 14, sz. 14 (2021. július 10.): 3866. <https://doi.org/10.3390/ma14143866>
- [8] „Gerinc biomechanikája - Országos Gerincgyógyászati Központ”. Elérés 2022. szeptember 11. <https://ogk.hu/tevekenyseg/betegtajekoztatas/a-gerincrol-altalaban/a-gerinc-biomechanikaja>.
- [9] „Gerinc felépítése - ogk.hu”. Elérés 2022. szeptember 11. <https://ogk.hu/tevekenyseg/betegtajekoztatas/a-gerincrol-altalaban/a-gerinc-anatomiaja>
- [10] Gibson, L.J. and Ashby, M.F. *Cellular Solids: Structure and Properties*. Cambridge Solid State Science Series. Cambridge University Press, 1999. ISBN: 9780521499118. URL: <https://books.google.se/books?id=IySUr5sn4N8C>. Elérés: 2022. október 20.
- [11] Kroemer Elbert, Katrin E., Henrike B. Kroemer, és Anne D. Kroemer Hoffman. „Chapter 2 - Bones, Muscles, and Strength of the Human Body”. In *Ergonomics (Third Edition)*, szerkesztette Katrin E. Kroemer Elbert, Henrike B. Kroemer, és

- Anne D. Kroemer Hoffman, 45–88. Academic Press, 2018.
<https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813296-8.00002-5>.
- [12] Kurutzné Kovács Márta (2014): *Az emberi gerinc biomechanikai modellezése – Mérnöki kalandozások a derékfájás körül*, Székfoglaló előadások a Magyar Tudományos Akadémián, Elhangzott 2010. november 18-án; MTA; 5-46; ISBN 978-963-508-772-3 Letöltve: http://real-eod.mtak.hu/9791/1/Kurutzne_Kovacs_Marta_szekfoglalo_2010.pdf (2022. július 6. 13:13)
- [13] Maconachie, Tobias, Martin Leary, Bill Lozanovski, Xuezhe Zhang, Ma Qian, Omar Faruque, és Milan Brandt. „SLM Lattice Structures: Properties, Performance, Applications and Challenges”. *Materials & Design* 183 (2019. december 5.): 108137. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2019.108137>.
- [14] Mahmoud, Dalia, és Mohamed A. Elbestawi. „Lattice Structures and Functionally Graded Materials Applications in Additive Manufacturing of Orthopedic Implants: A Review”. *Journal of Manufacturing and Materials Processing* 1, sz. 2 (2017. december): 13. <https://doi.org/10.3390/jmmp1020013>.
- [15] MarkusMay. „Accuracies and Tolerances in 3D Printing”. *3Faktur* (blog), 2018. augusztus 29. <https://3faktur.com/en/accuracies-and-tolerances-in-3d-printing/>.
- [16] Molnár Marcell Ferenc (2021): Alkatrész előállítás lehetősége FDM 3D nyomtatással, Miskolci Egyetem, Műszaki Anyagtudományi Kar, <http://midra.uni-miskolc.hu/document/37766/34823.pdf> Letöltve: 2022.10.15.
- [17] Mona Kouach (2019): Methods for modelling lattice structures, DEGREE PROJECT IN SOLID MECHANICS, SECOND CYCLE, STOCKHOLM, SWEDEN <https://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:1355716/FULLTEXT01.pdf> Letöltve: 2022. november 2.
- [18] nTopology. „What Are the Options for Simulating Lattices?” Elérés 2022. november 6. <https://support.ntopology.com/hc/en-us/articles/360051081633-What-are-the-options-for-simulating-lattices->
- [19] Nyakas Dóra: Funkcionális anatómia, <https://tf.hu/wp-content/uploads/2009/07/gerinc-a%cc%81ltala%cc%81nos-e%cc%81s-lumba%cc%81lis.pdf> Letöltve: 2022.10.23. 15:29
- [20] Raghavendra S. Jayesh and V. Dhinakarsamy (2015): Osseointegration, *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, S226–S229, PMCID: PMC4439679 <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4439679/#ref3>
- [21] Simmons, C. A., N. Valiquette, és R. M. Pilliar. „Osseointegration of Sintered Porous-Surfaced and Plasma Spray-Coated Implants: An Animal Model Study of Early Postimplantation Healing Response and Mechanical Stability”. *Journal of Biomedical Materials Research* 47, sz. 2 (1999): 127–38. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4636\(199911\)47:2<127::aid-jbm3>3.0.co;2-c](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4636(199911)47:2<127::aid-jbm3>3.0.co;2-c).
- [22] Song, Chan-Hee, Jun-Sung Park, Byung-Wan Choi, Jung Sub Lee, és Chi-Seung Lee. „Computational Investigation for Biomechanical Characteristics of Lumbar

- Spine with Various Porous Ti–6Al–4V Implant Systems”. *Applied Sciences* 11, sz. 17 (2021). <https://doi.org/10.3390/app11178023>.
- [23] Stratasys ABS-M30 Data Sheet (2022), ISO 9001:2015, https://www.stratasys.com/siteassets/materials/materials-catalog/fdm-materials/abs-m30/mds_fdm_abs-m30_0921a.pdf Letöltve: 2022. szeptember 30.
- [24] Szentágothai János, Réthelyi Miklós (2006.09.01.): *Funkcionális anatómia I.*, Letöltve: <https://docplayer.hu/5540654-Funkcionalis-anatomia-i-szentagothai-janos-rethelyi-miklos.html> (2022.10.16. 13:50)
- [25] Tao, W.; Leu, M.C. Design of lattice structure for additive manufacturing. In Proceedings of the 2016 International Symposium on Flexible Automation (ISFA), Cleveland, OH, USA, 1–3 August 2016; pp. 325–332.
- [26] Themes, U. F. O. „Biomechanics of the Spine”. *Musculoskeletal Key* (blog), 2016. július 12. <https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-of-the-spine/>. (2022.11.03.)
- [27] Tsai, Pei-I, Meng-Huang Wu, Yen-Yao Li, Tzu-Hung Lin, Jane S. C. Tsai, Hsin-I Huang, Hong-Jen Lai, Ming-Hsueh Lee, és Chih-Yu Chen. „Additive-Manufactured Ti-6Al-4 V/Polyetheretherketone Composite Porous Cage for Interbody Fusion: Bone Growth and Biocompatibility Evaluation in a Porcine Model”. *BMC Musculoskeletal Disorders* 22, sz. 1 (2021. február 11.): 171. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04022-0>.

8.2. Egyéb

A dolgozatom formai kivitelezéséhez a BME - GPK szakdolgozat és diplomaterv formai sablonját használtam.

Forrás: <https://gpk.bme.hu/hu/cikkek/382> (Letöltve: 2022.09.19. 9:35:15)