

Fúziós gerincműtét végeselemes vizsgálata

Finite element modelling of spinal fusion surgery

POKORNI Ágoston (1), Dr. KISS Rita (1)

1. Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika tanszéke,
1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3, +36 1 463-2602, +36 1 463-3787, info@mogi.bme.hu,
pokorni.agoston@phwi.hu, rita.kiss@mogi.bme.hu, http://mogi.bme.hu/

Kutatásunk során két, stabilizációs gerincműtételnél elterjedten alkalmazott implantátumrendszer numerikus eredményeken alapuló összehasonlításhoz egy egészséges, fiatal férfiről készült kvantitatív komputertomográfias felvételek alapján elkészítettük az LIV és az LV csigolyák közötti egyszintű fúziós műtét végeselemes modelljét, melyet ötféle terhelésre vizsgáltunk meg. Az eredmények azt mutatták, hogy az egyes rendszerek merevítő rúdjaiknak merevsége szignifikánsan befolyásolja a kialakuló feszültségeket.

In our research we made a finite element model of a fusion surgery between the L.IV and L.V vertebrae based on the quantitative CT images of a young and healthy male to compare two commonly used fixation system based on numerical results. We used five type of loads in the simulation. Based on the results, the differences between the rigidity of the systems have significant influence on the stress distribution and the maximal stress.

végeselem-módszer, lumbális gerinc, fúziós gerincműtét, betegspecifikus anyagmodell, TLIF

1. BEVEZETÉS

A krónikus gerincfájdalom az előregedő társadalom és az üléssel töltött idő drasztikus megnövekedése miatt egyre nagyobb problémát jelent. Fontos, hogy a szakorvos az adott beteg esetén optimális kezelés, implantátum megválasztásánál numerikus adatok alapján hozhasson döntést. Ennek érdekében munkánk során létrehoztuk a lumbális gerinc alsó két csigolyája által alkotott, a stabilizációs műtét alapján átalakított gerincszegmentum két, a stabilizációs gerincműtételnél elterjedten alkalmazott implantátumrendszerrel kiegészített végeselemes modelljét, és a kialakuló feszültségek alapján hasonlítottuk össze a két rendszert. Az implantátumrendszerek vizsgálatánál fontos szempont az öregedés és a kifáradás hatása, azonban jelen kutatásban erre nem került sor, mivel a cél elsősorban nem az implantátumrendszerek, hanem annak a vizsgálata volt, hogy a két rendszer különböző merevsége hogyan befolyásolja a kialakuló feszültségeket.

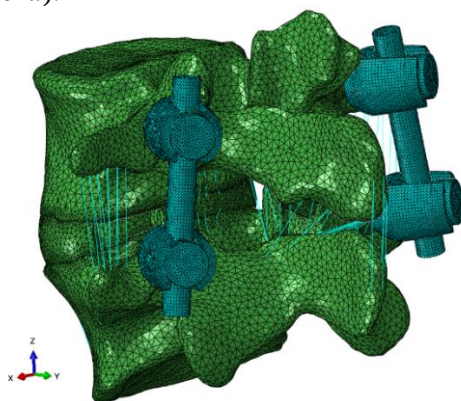
2. MÓDSZEREK

Mindkét vizsgált rendszer a *Sanatmetal* által gyártott *TLT* implantátumcsaládba tartozik. A két rendszer közti különbség, hogy a merevítő rudak a *Rigid TLT* esetében titánból, míg a *PEEK TLT* esetében PEEK-ből készültek. A vizsgálatokat kétféleképpen végeztük el. Elsőként ötféle terhelésre (nyomás, oldalra, előre-, hátrahajlítás, csavarás) vizsgáltuk meg a modellt, míg az anyagjellemzők nem változtak, majd a terhelést változtatlanul előreahajlításként tekintve a csontgraftok rugalmassági modulusát változtattuk.

2.1. Geometriai modell és hálózás

Elsőként elkészítettük a vizsgált implantátumok geometriai modelljeit, a gyártótól kapott CAD fájlok egyszerűsítésével. Az egyszerűsítések olyan részeket érintettek, melyek a teherviselést nem befolyásolták, azonban alkalmazásukkal a számítási időt jelentősen csökkenthetők. Ezután létrehoztuk a csigolyák betegspecifikus geometriai modelljeit egy egészséges, fiatal férfiről készült kvantitatív komputertomográfias felvételek alapján a *Materialise Mimics* (*Materialise NV*, Leuven, Belgium) program segítségével. A programmal a szeletek szegmentálását követően, a megfelelő geometria kialakításához

simításokat végeztünk a felületeken. Ezt követően a műtéti eljárásnak megfelelően a *Materialise 3-matic* (Materialise NV, Leuven, Belgium) nevű szoftverben eltávolítottunk bizonyos részeket a csigolyákból, valamint pozicionáltuk őket és a köztük lévő távtartót. A csontgraftok és a műtétnek megfelelően átalakított porckorong geometriáját a *Fusion 360* (Autodesk, Inc., San Rafael, Amerikai Egyesült Államok) CAD szoftver-rel [1, 2], míg a szalagok vonalelemek által alkotott modelljét az a *Abaqus FEA* (Dassault Systèmes SE, Vélizy-Villacoublay, Franciaország) programban készítettük el. Ezt követően pozicionáltuk a távtartón kívüli implantátumokat, melyeknél a megfelelő illeszkedés érdekében a csavarok átfedő térfogatai kivonásra kerültek a csigolyákból. A hálózást *Abaqusban* és *3-Maticben* végeztük. A csigolyák, a porckorong és a csontgraftok esetében a CT felvétel szeletvastagságával megegyező 1,25 mm [3], míg az implantátumok esetében 0,625 mm maximális élhosszú másodfokú tetraéder elemeket (C3D10) alkalmaztunk [4]. A vonalelemekkel modellezett szalagok esetében lineáris közelítésű háromdimenziós rúd elemeket (truss, T3D2) alkalmaztam [5, 6]. Az átalakítások és a hálózás után összeállításra került a teljes modell (1. ábra).



1. ábra. Az összeállított teljes modell

2.2. Anyagmodell

A vizsgálatok során a merev rögzítésből következő kis elmozdulások és a porckorong nagyrészenek eltávolítása miatt mindegyik modellnél lineárisan rugalmas anyagmodellt alkalmaztunk. Fontos megjegyezni, hogy a vizsgált biológiai anyagok anyagi jellemzői valószínűségi változók, amelyeket tanulmányunkban az irodalomban megadott átlagokkal jellemeztünk. A csigolyák Poisson-tényezőjét 0,3-nak tekintettük, míg a rugalmassági modulusuk és sűrűségük meghatározása a CT felvételek alapján, az 1. táblázat szerint [7] betegspecifikusan történt.

A sűrűség és a rugalmassági modulus meghatározása

1.táblázat

Szűrkeskála	$\rho, \frac{T}{mm^3}$	E, MPa
HU < 0	$1,07 \cdot 10^7$	$3,12 \cdot 10^{-3}$
HU > 0	$5,2 \cdot 10^6 + 8 \cdot 10^5 \cdot HU$	$-34,7 + 3,23 \cdot 10^{-6} \cdot \rho$

A porckorong esetén a rugalmassági modulus és a Poisson-tényező értéke 8,4 MPa és 0,45 [1], a csontgraftok esetén 100 MPa és 0,2 [5], a PEEK implantátumoknál 3600 MPa és 0,3 [6], míg a titán implantátumoknál 115000 MPa és 0,3 [8]. A Poisson-tényezőt minden szalag esetében 0,3-ra vettük fel [8]. A rugalmassági modulus és a keresztmetszeti terület az egyes szalagok esetében [8]: az elülső hosszanti szalagnál 7,8 MPa és 7,4 mm², a hátulsó hosszanti szalagnál 10 MPa és 2,4 mm², a sárga szalagnál 15 MPa és 2,5 mm², harántnyúlványokat összekötő szalagoknál 10 MPa és 0,36 mm², tövisnyúlványokat összekötő szalagnál 10 MPa és 2,857 mm², tövisnyúlványok csúcsát összekötő szalagnál 8 MPa és 7,5 mm².

2.3. Terhelések és peremfeltételek

Az érintkező elemek együttmozgását feltételezve merev (tie) kapcsolatot definiáltunk. Peremfeltételként az LV-ös csigolya alsó véglemezének rögzítését adtuk meg. A terheléseket az LIV-es csigolya felső véglemezére adtuk rá. A terhelés a nyomatékok esetében 10 Nm volt [1], míg a megoszló erő

esetén 400 N-nak felelt meg [5]. A Von Mises féle feszültségeloszlásokat az implantátumok merevítő rúdjaiban, a csigolyák közti távtartóban (spacerben), valamint a csontos kapcsolat kialakulásának helyén, vagyis a spaceren kívüli elülső graftban és a hátulsó graftban vizsgáltuk. A kiértékelés során maximális feszültségnek az adott modell elemeiben az adott terhelés hatására kialakuló Von Mises féle feszültségek legnagyobbikát tekintettük.

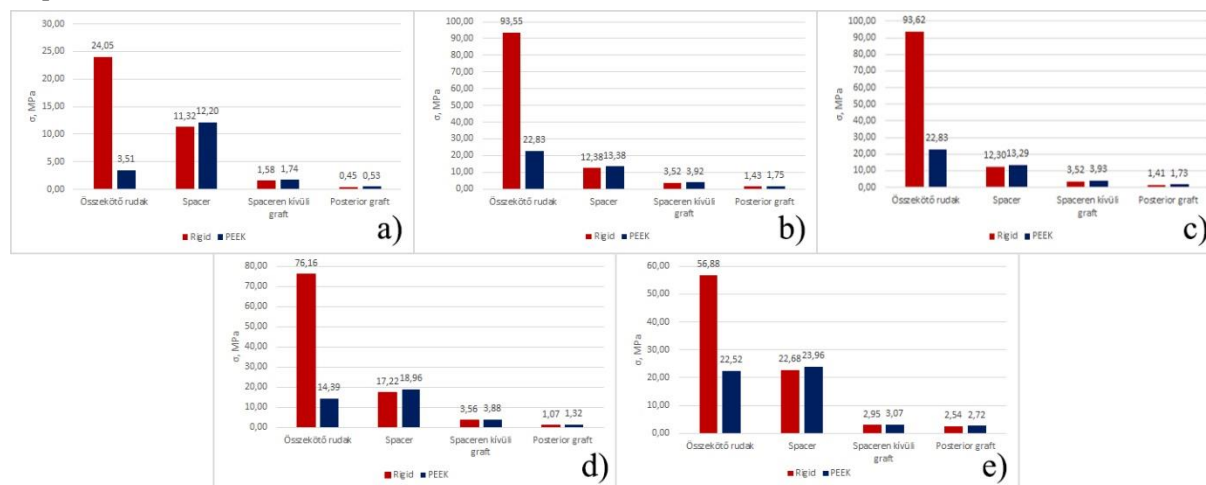
A csontgraftok csontosodásának hatását a csontgraftok rugalmassági modulusának változtatásával előrehajlítás esetén vizsgáltuk. A rugalmassági modulusot a kiinduló állapoton kívül (100 MPa) a köztes (1000 MPa, 5000 MPa) és a kialakult csontos állapotban (10000 MPa, 12000 MPa) vettük fel [1, 4]. A Poisson-tényezőt nem változtattuk, azt konstans 0,2-nek tekintettük.

3. EREDMÉNYEK

3.1. Különböző terhelések

A *Rigid* rendszer esetében minden terhelésnél hasonlóan alakult az egyes modellekben létrejövő maximális feszültségek egymáshoz viszonyított aránya: minden terhelésnél a rudakban alakult ki a legnagyobb feszültség, majd ezt követte a spacerben, a spaceren kívüli graftban és végül a posterior graftban kialakuló feszültség. A *PEEK* rendszer esetében a legnagyobb feszültség csavarás, oldalra hajlítás és nyomás esetén a spacerben, míg előre- és hátrahajlítás esetén az összekötő rúdban alakult ki. Az említett esetek alapján az összekötő rúdban vagy a spacerben alakult ki a második legnagyobb feszültség, míg a spaceren kívüli graftban és a posterior graftban kialakuló feszültségek aránya a *PEEK* rendszer esetében is megegyezett az összes terhelés során.

A négy modellt tekintve a nagyobb feszültség az összekötő rudak esetében minden terhelésnél a *Rigid* rendszerben, míg a többi modellnél minden terhelésnél a *PEEK* rendszerben alakult ki. Mindkét implantátumrendszert, és valamennyi terhelést tekintve a legnagyobb feszültség: a *Rigid* rendszer esetén hátrahajlítás következtében az összekötő rudak-ban, míg *PEEK* rendszer esetén csavarás következtében a spacerben alakult ki.



2. ábra. Kialakuló maximális Von Mises feszültségek
a) nyomás b) előrehajlítás c) hátrahajlítás d) oldalra hajlítás e) csavarás

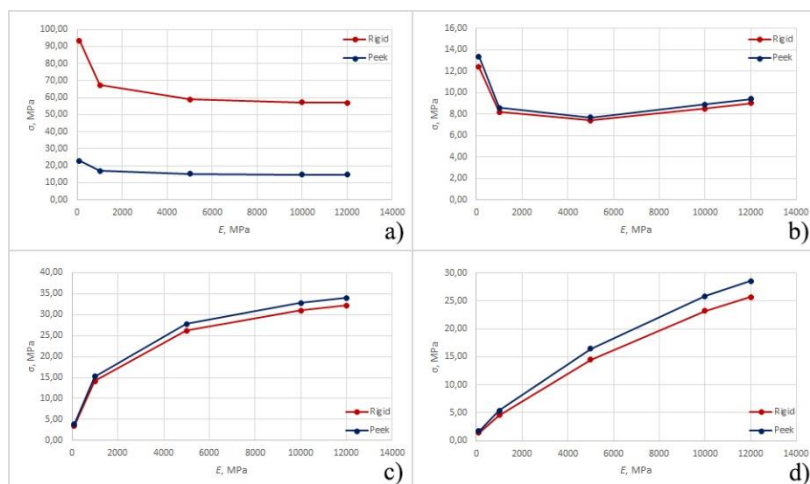
3.2. Különböző rugalmassági modulusok

A csontgraftok rugalmassági modulusának növelésével mind a négy modellnél csökkent a két rendszer esetén kialakuló feszültségek közti különbség. A csontgraftok és a spacer esetében a százalékos eltérés közel felére csökkent, azonban a rudak esetén a csökkenés minimális volt.

A *Rigid* rendszerrel a csontos kapcsolat kialakulására az összekötő rudakon kívüli három modellben kialakuló feszültségek közel egy nagyságrendbe kerültek, azonban a legnagyobb feszültség még mindig az összekötő rudakban alakult ki. A *PEEK* rendszer esetében a csontos kapcsolat kialakulásakor az egyes modellekben kialakuló feszültségek szintén közel egy nagyságrendbe kerültek, azonban a legnagyobb feszültség már nem az összekötő rudakban, hanem a spaceren kívüli elülső graftban alakult ki.

A csontgraftok esetében a bennük kialakuló feszültség a rugalmassági modulus növekedésével monoton növekedett. A növekedés mind a két esetben lassult, a spaceren kívüli graft esetében azonban

ennek mértéke jelentősebb volt. Az összekötő rudakban kialakuló feszültség a rugalmassági modulus növelésével monoton csökkent. Ennek magyarázata feltehetően az, hogy a nagyobb rugalmassági modulusú csontgraftok átveszik a rudakra eső terhelés egy részét. A spacer esetében a kialakuló feszültség a köztes állapotban monoton csökkent, majd a csontos kapcsolat kialakulásakor növekedni kezdett. Ennek feltehetően az az oka, hogy egy darabig a spacer körülvevő csontgraftban kialakuló feszültség növekedés miatt csökken a feszültség, azonban egy idő után a csontgraft korlátozza a spacer alakváltozását, ezért a feszültség növekedni kezd.



3. ábra. A rugalmassági modulus változtatásának hatása

a) rudak esetében b) spacer esetében c) spaceren kívüli graft esetében d) posterior graft esetében

4. KONKLÚZIÓ

Az eredmények azt mutatták, hogy az egyes rendszerek merevítő rúdjaiknak merevsége szignifikánsan befolyásolja a kialakuló feszültségeket, valamint, hogy a csontgraftok rugalmassági modulusának növelésével mindegyik vizsgált modellnél csökkent a két rendszer esetén előrehajlítás következtében kialakuló feszültségek közti különbség. A kapott eredmények segítik a kezelést végző orvost az optimális fúziós rendszer kiválasztásában, azonban látható, hogy a pontosabb összehasonlításhoz és a különbségek jobb megértéséhez még további vizsgálatok szükségesek.

5. IRODALMI HIVATKOZÁSOK

- [1] Shin D. S., Lee K., Kim D., Biomechanical study of lumbar spine with dynamic stabilization device using finite element method, *Cad Computer Aided Design*, Elsevier, 2007, 39(7), 559–567.
- [2] Vena P., Franzoso G., Gastaldi D., Contro R., Dallolio V., A finite element model of the L4-L5 spinal motion segment: Biomechanical compatibility of an interspinous device, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Taylor and Francis, 2005, 8(1), 7–16.
- [3] Tawara D., Sakamoto J., Murakami H., Kawahara N., Oda J., Tomita K., Mechanical evaluation by patient-specific finite element analyses demonstrates therapeutic effects for osteoporotic vertebrae, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Elsevier, 2010, 3(1), 31–40.
- [4] Zahaf S., Kebdani S., Biomechanical study between the rigid and dynamic fixation systems of the spinal column analyzed by the finite element method, *Nano Biomedicine & Engineering*, Open Access House of Science and Technology, 2017, 9(2), 169–183.
- [5] Goel V. K., Kiapour A., Faizan A., Krishna M., Friesem T., Finite element study of matched paired posterior disc implant and dynamic stabilizer (360° Motion Preservation System), *SAS Journal*, Elsevier, 2007, 1(1), 55–62.
- [6] Li J., Shang J., Zhou Y., Li C., Liu H., Finite element analysis of a new pedicle screw-plate system for minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion, *PLoS ONE*, Public Library of Science, 2015, 10(12), e0144637.
- [7] Jovanovic J. D., Mimir L. J., Finite element modeling of the vertebra with geometry and material properties retrieved from ct-scan data, *Facta Universitatis-series: Mechanical Engineering*, University of Niš, 2010, 8(1), 19–26.
- [8] Parepalli B. K., Biomechanical evaluation of posterior dynamic stabilization systems in lumbar spine, *Diplomateriv*, The University of Toledo College of Engineering, 2009.