

LUMBÁLISGERINC-SZEGMENTUMOK DEGENERÁCIÓJÁNAK NUMERIKUS SZIMULÁCIÓJA:

I. AZ ÉLETKORRAL JÁRÓ DEGENERÁCIÓ

Kurutzné Kovács Márta¹, Oroszváry László²

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Budapest

² Knorr Bremse Hungaria Ltd, Budapest

kurutzm@ciq.bme.hu

Absztrakt

A numerikus szimuláció olyan jelenségek és folyamatok követésére is alkalmas, amelyek kísérleti úton nem vizsgálhatók. Ilyenek például a gerinc öregedéssel járó degenerációs folyamatai. A jelen dolgozatban az emberi lumbálisgerinc-szegmentumok nyomóteherből eredő, öregedéssel járó károsodási folyamatainak vége-selemes szimulációját mutatjuk be 3D vége-selem-modellek alapján. A korrallal járó degenerációs folyamatot a szegmentumot alkotó egyes szervek anyagi tulajdonságainak változásával modellezzük. A kidolgozott vége-selem-modelleket húzásra és nyomásra egyaránt úgy validáltuk, hogy a számítási eredményeinket összehasonlítottuk a saját és a szakirodalomból rendelkezésre álló kísérleti mérési adatokkal. Öt degenerációs fokozatot dolgoztunk ki a teljesen egészségestől a teljesen degeneráltig. A degenerációs folyamat két legfontosabb tényezőjének, a porckorong nucleusában lévő hidrosztatikus nyomásnak és a nucleus keményedésének a hatását külön-külön vizsgáltuk az öregedési folyamat során, és azt tapasztaltuk, hogy a degenerációs folyamat kezdeti szakaszában a hidrosztatikus nyomás megszűnésének van domináns hatása, míg a későbbiekben a nucleus keményedése a döntő. Ez azt mutatta, hogy a nyomómerevség az alig degenerált fiatal szegmentumnál a legkisebb, vagyis az instabilitás kockázata ekkor a legnagyobb, és a stabilitás esélye a további öregedéssel és degenerációval megnő. Kimutattuk, hogy a szegmentum merevségében a nucleusnak van domináns szerepe. Ahhoz, hogy a nucleus folyadékszerű, kezdeti egészséges állapotát pontosan modellezni tudjuk, a rugalmassági modulusát 1 MPa értéknél kisebbre, célszerűen 0,1 MPa értékre kell felvenni. A lumbális gerinc degenerációs folyamatainak vége-selemes szimulációja segít megérteni e folyamatok kialakulását és lefutását, annak okait, de segít a lumbális porckorongproblémák konzervatív kezelési eljárásainak tökéletesítésben is.

Kulcsszavak: emberi lumbális mozgásszegmentum; korrallal járó degeneráció; porckorong; vége-selem-modell; numerikus szimuláció; nyomási merevség

Abstract

Numerical simulation is an effective tool for analyzing phenomena that cannot be clarified by experimental methods, like spinal degeneration processes. 3D finite element simulation of age-related degeneration processes of lumbar functional spinal units was investigated in axial compression. Aging degeneration was modeled by the material properties of the components of the segment, validated both for compression and tension, by comparing the numerical results with experimental data. Five grades of aging degeneration were distinguished from the healthy to fully degenerated case. By systematic numerical analysis of the separated effect of the mechanical com-

ponents of aging degeneration it was proved that at the beginning phase of aging process the effect of loss of hydrostatic stress state had a dominant effect, while in further aging the hardening of nucleus dominates, leading to the largest deformability and the smallest compressive stiffness, consequently, to the risk of segmental instability at mildly degenerated case, while stiffness and stability increased with further aging. In the numerical modeling of hydrostatic state of a healthy nucleus, smaller than 1 MPa Young's modulus of nucleus must be considered to cut down the nuclear stress divergence below 10%. For healthy nucleus, $E=0.1$ MPa seems to be acceptable. FE simulations of degeneration processes of lumbar segments may help clinicians to understand the initiation and progression of disc degeneration and to treat lumbar discopathy problems even more effectively.

Keywords: human lumbar functional spinal unit; age-related degeneration; intervertebral disc; finite element model; numerical simulation; compressive stiffness

1. Bevezetés

A gerincdegeneráción annak felépítésében, szerkezetében és működésében beálló káros elváltozásokat értjük. A degeneráció általános fogalom, a gerinc degenerációi két alapvető osztályba sorolhatók: (1) a hosszú idejű, *életkorral járó degenerációk*, és (2) a külső hatásra kialakuló rövidebb idejű ún. *környezeti degenerációk*. Ilyen környezeti hatások elsősorban a mechanikai hatások, a különféle terhek, a fiziológiai, a sportolási vagy munkavégzési terhek, vagy éppen a balesetből eredő traumatikus terhek. További környezeti degenerációt okozhat a fagyás, égés, vegyi-, vagy sugárkárosodás stb. A mechanikai eredetű degenerációk a környezeti degeneráció külön osztályát képezik, ezek a rövid idő alatt, rendszerint váratlanul fellépő mechanikai túlterhelésből adódó ún. *hirtelen degenerációk*. Ilyen lehet például az elesés, vagy éppen egy rossz mozdulat¹. Ebben a tanulmányban csak az életkori károsodásokkal foglalkozunk; a hirtelen károsodást a tanulmány második részében elemezzük².

A porckorong a szegmentum legkritikusabb alkotórésze, amelynek bármilyen károsodása jelentősen befolyásolhatja a szegmentum teherbírását és stabilitását³. Az öregedéssel járó

károsodás a porckorong nucleusában jelentkezik először. A nucleus kezdi elveszteni folyadékyszerű viselkedését, és megszűnik benne a hidrosztatikus nyomás feszültségállapota, a száradással egyidejűleg keményedni kezd, merevsége növekszik^{4,5,1}. Eközben a teherbírás átrendeződése és irányváltozása miatt egyéb károsodási formák is megjelenhetnek, például az annulus felhasadása, a belső annulus kihajlása, a véglemezek berepedése, vagy a csonttritkulásos csigolyák megroppanása^{6,7}. Az utóbbi idők kutatásai, valamint a derékfájós, porckorongbántalommal orvoshoz forduló betegek életkori statisztikái kimutatták, hogy a fiatal, kevésbé degenerált szegmentumokat fenyegeti inkább a stabilitásvesztés, míg az idősödés során a stabilitás egyre inkább biztosított^{1,8,9}. Az okok numerikus szimulációval történő kimutatása ennek a tanulmánynak az egyik célja.

Az utóbbi időben számos tanulmány foglalkozik a lumbális gerinc degenerációjának a numerikus, végeleemes modellezésével. Iatridis és munkatársai^{10,11} kimutatták, mint válik a nucleus folyadékból szilárd halmazállapotúvá az öregedés során. Natarajan és munkatársai^{6,12} poro elasztikus végeleem-modellt alkalmaztak az életkorral járó degeneráció szí-

mulására. Polikeit és munkatársai¹³ több degenerációs fokozatot definiáltak: először a nucleus keményedett, majd az egész porckorong, azután a belső annulusban lévő szálakat távolították el, végül az annulus külső szálait is legyengítették. Rohlmann és munkatársai⁸ három degenerációs fázist különböztettek meg: csökkentették a porckorong magasságát a nucleusban lévő hidrosztatikus nyomással arányosan. Tang és munkatársai¹⁴ a porckorong magasságával együtt az anyagállandókat is változtatták a degeneráció szimulálására. Schmidt és munkatársai^{15,16} a degenerációs fokozatokat a magasság csökkentésével, a nucleus rugalmassági modulusának növelésével, a véglemezek görbületének növelésével, a kisízületek irányának változtatásával és csontki-növések beiktatásával alakították ki. E tanulmányok legtöbbször leszögezi, hogy az instabilitás leginkább a gyengén degenerált fiatalabb szegumentumokat veszélyezteti.

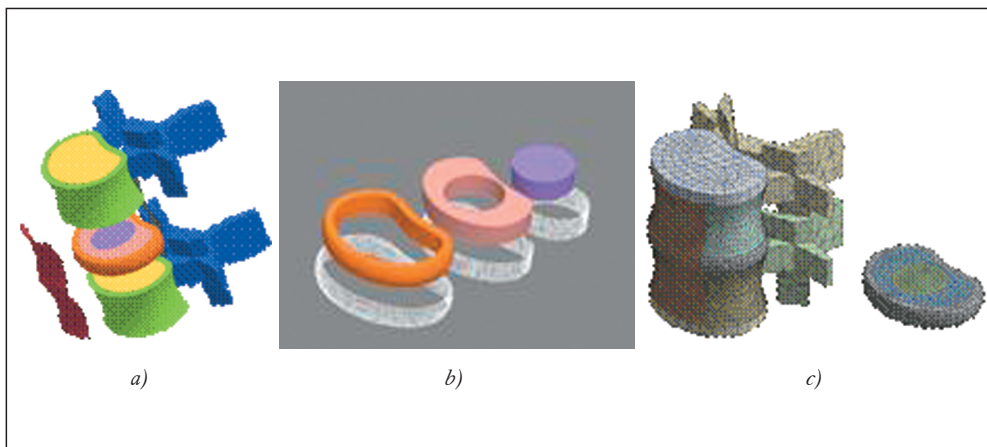
A jelen tanulmány célja az életkori degenerációs folyamat numerikus követése, a degeneráció kialakulására vonatkozó következtetések levonása, és annak – a sokak által felvetett – kérdésnek a megválaszolása, hogy miért a fiatal felnőtteket veszélyezteti leginkább a porckorongbántalom.

2. Módszerek

2.1. A lumbális szegumentum végelelemes modellje

A 3D geometriai modellt egy tipikus lumbális szegumentum méretei alapján vettük fel. A csigolyatest modelljénél külön kezeltük a corticalis és trabecularis csontszakaszokat és a nyúlványokat (*1. a ábra*). A porckorongnál külön szerkezetet képeztünk a nucleus és az annulus; az annulust kompozitnak tekintve, ahol a mátrixot és a szálakat több gyűrűszerű rétegből építettük fel (*1. b ábra*). Mind a hét gerincszalagot és ezek különféle kapcsolódási viszonyait is figyelembe vettük. A végelelemes hálózatot Pro/Engineer, ANSYS Workbench és ANSYS Classic programok segítségével vettük fel (*1. c ábra*).

A végelelem-modellnél az egyes szervekre más-más elemtípust alkalmaztunk. Az annulus mátrixot, a nucleust és a szivacsos csontot, a nyúlványokat és a kisízületeket, továbbá bizonyos kapcsolatokat térfogatelemből, a csontos véglemezeket és a csigolya corticalis részét, valamint a szalagokat héjelemből, végül az annulus szálait rúdelemből építettük fel.



1. ábra. A szegumentum geometriai és végelelemes modellje

A csontok rugalmas anyagállandóinak felvételénél elsősorban a szakirodalomra támaszkodtunk^{17–23}. A nucleus collagen szálait csak húzásra dolgozó lineárisan rugalmas anyagúnak feltételeztük, radiálisan kifelé növekvő rugalmassági modulussal^{17–20,24–30}. Mind a hét szalagot csak húzásra dolgozó lineárisan rugalmas anyaggal vettük figyelembe^{18,31,32}. Az egészséges szegmentum anyagállandóit az 1. táblázat mutatja.

2.2. A lumbális szegmentum életkori degenerációs modellje

Az öregedéssel járó degeneráció modellezése során a nucleusban megszűnő hidrosztatikus nyomást a Poisson-tényező csökkenésével, a nucleus fokozatos keményedését pedig a rugalmassági modulusa növekedésével modelleztük^{33,34}. Öt degenerációs fokozatot állítottunk fel az egészségestől a teljesen degenerált állapotig, amelyekben figyelembe vettük a belső annulus kihajlását, ezért az annulus öregedésénél csak kismértékű keményedést vettünk figyelembe. A modellben a szivacsos csont és a véglemezek korrall járó gyengülését is figyelembe vettük.

A numerikus szimulációt 1000 N nyomóterherre végeztük, amelyben figyelembe vettük,

A szegmentum alkotórészei	Rugalmassági modulus [MPa]	Poisson-tényező
Corticalis héj	12000	0,3
Szivacsos csont	150	0,3
Csigolyanyúlványok	3500	0,3
Véglemezek	100	0,4
Annulusmátrix	4	0,45
Annuluszálak	500/400/300**	–
Nucleus	1	0,499
Elülső hosszanti szalag	8*	0,35
Hátulso hosszanti szalag	10*	0,35
A többi szalag	5*	0,35

1. táblázat. Az egészséges szegmentum anyagállandói

*húzás, **külső/közbenso/belső szálak, húzás

hogy a lumbális nyomóerőt egyrészt a felsőtest súlya, amely a testsúly mintegy 60%-a^{35,36}, másrészt a gerincet egyensúlyban tartó izomerők alkotják, mely utóbbi megközelítőleg ugyanakkora, mint a felsőtest súlya.

2.3. A lumbális szegmentum végeeselemes modelljének validálása

Az egészséges és a degenerált végeeselemes modell validálását húzásra és nyomásra egyaránt elvégeztük³⁷. Nyomás esetén a porc-

Degenerációs fokozatok	1. fokozat egészséges		2. fokozat		3. fokozat		4. fokozat		5. fokozat teljes deg.	
	E (MPa)	v	E (MPa)	v	E (MPa)	v	E (MPa)	v	E (MPa)	v
Nyomás										
nucleus	1	0.499	3	0.45	9	0.4	27	0.35	81	0.3
annulusmátrix	4	0.45	4.5	0.45	5	0.45	5.5	0.45	6	0.45
szivacsos csont	150	0.3	125	0.3	100	0.3	75	0.3	50	0.3
véglemezek	100	0.4	80	0.4	60	0.4	40	0.4	20	0.4
Húzás										
nucleus	0.4	0.499	1.0	0.45	1.6	0.4	2.2	0.35	2.8	0.3
annulusmátrix	0.4	0.45	1.0	0.45	1.6	0.45	2.2	0.45	2.8	0.45

2. táblázat. A degenerált szegmentum anyagállandói

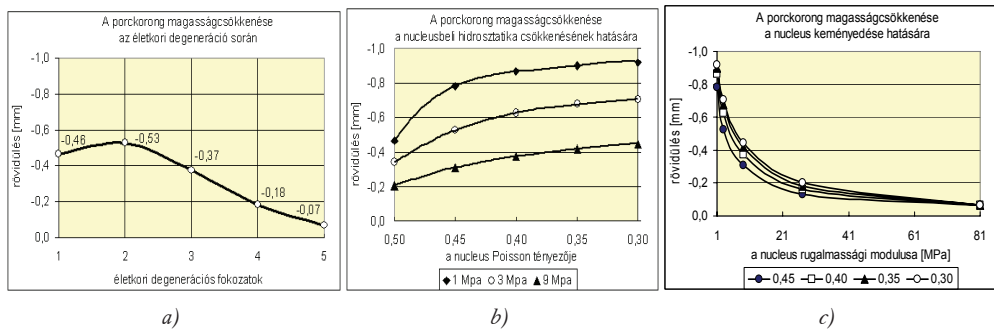
korong szagittális középsíkjában keletkező függőleges nyomófeszültségek számításból kapott nagyságát és eloszlását hasonlítottuk össze Nachemson³⁵, Adams és munkatársai^{1,5}, Dolan és Adams³⁸, Adams és Dolan³⁹ porckorongba szúrt tűre szerelt feszültségmérő műszerrel mért, ún. stressz-profilometriával nyert kísérleti eredményeivel. Az eredmények meggyőző egyezést mutattak. Húzás esetén az L3–S1 lumbális szakaszhoz tartozó szegmentumra számított megnyúlási eredményeinket hasonlítottuk össze Kurutz⁴⁰ és munkatársai⁴¹ a súlyfürdőben in vivo mért kísérleti eredményeivel. Nemcsak a megnyúlási értékek, hanem azok életkori megoszlását mutató függvények is nagy hasonlóságot mutattak. Ezek szerint tehát a fenti táblázatok szerint felvett anyagállandók elfogadható alapot képeznek az öregedési degenerációs folyamatok numerikus szimulációjához.

3. Eredmények

A szegmentum porckorongjának 1000 N centrikus nyomóerőre bekövetkezett összenyomódását mutatja a 2. ábra. A 2. a ábrán valamennyi degenerációs tényező együttese hatására létrejövő összenyomódásokat látjuk a degeneráció előrehaladtával. A 2. b és 2. c ábrán külön-külön látjuk a nucleusbeli hid-

rosztatikus feszültségállapot csökkenésének és a nucleus szilárdulásának hatását. A 2. b ábrán a Poisson-tényező csökkenésének hatása látható adott rugalmassági modulusok mellett, a 2. c ábrán a rugalmassági modulus növekedésének hatása látható adott Poisson-tényezők mellett.

A 2. a ábrán látható, hogy a porckorong összenyomhatósága a 2. degenerációs fokozatnál, az alig degenerált, fiatal porckorongnál a legnagyobb. A 2. b ábráról azt látjuk, hogy a nucleusban uralkodó hidrosztatikus nyomás megszűnésével monoton növekszik a porckorong összenyomhatósága bármely rugalmassági modulus mellett. A 2. c ábra azt mutatja, hogy a nucleus keményedésével monoton csökken a porckorong összenyomhatósága a megszűnő hidrosztatikus nyomás bármely stádiumában. A 2. a és 2. b ábrák összevetéséből látjuk, hogy a degenerációs folyamat kezdetén a nucleusban lévő hidrosztatikus nyomás megszűnésének van domináns hatása; míg a 2. a és a 2. c ábrák egybevetése azt mutatja, hogy a további degeneráció során a nucleus keményedésének a hatása a döntő. A 2. a ábrán azt látjuk, hogy az életkori degenerációs folyamat során a 2. b és 2. c ábrákon látható ellentétes hatások harca zajlik, emiatt a porckorong degenerációs deformációja nem monoton függvény.



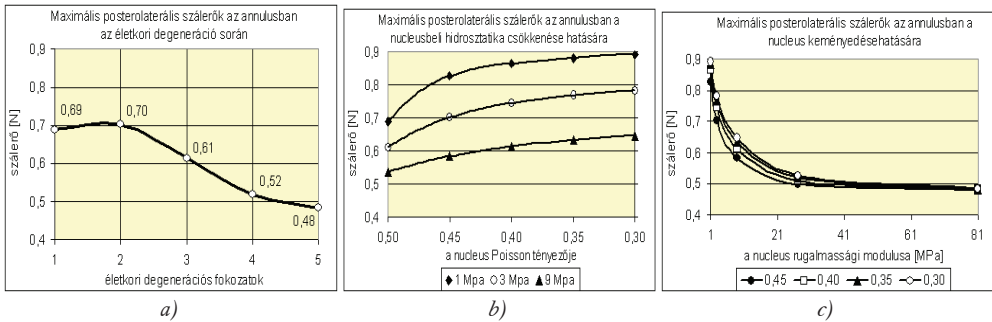
2. ábra. A porckorong összenyomódásának változása a) a degenerációs folyamat során, b) a nucleus Poisson-tényezőjének csökkenése függvényében különböző rugalmassági modulusok mellett, c) a nucleus rugalmassági modulusának növekedése függvényében különböző Poisson-tényezők mellett

Minden szempontból hasonló viselkedést mutatott a porckorong kihasadása elülső, hátsó és oldalsó irányban egyaránt, és különösen az annulusban a maximális posterolaterális szálerők, amint azt a 3. ábra mutatja.

A 4. ábrán a függőleges nyomófeszültségek változását láthatjuk a degenerációs folyamat során a porckorong szagittális középsíkjában a nucleus közepén. A 4. a ábrán látható, hogy a nucleus közepén a függőleges nyomófeszültségek a 2. degenerációs fokozatnál, az alig degenerált, fiatal porckorongnál a legkisebbek.

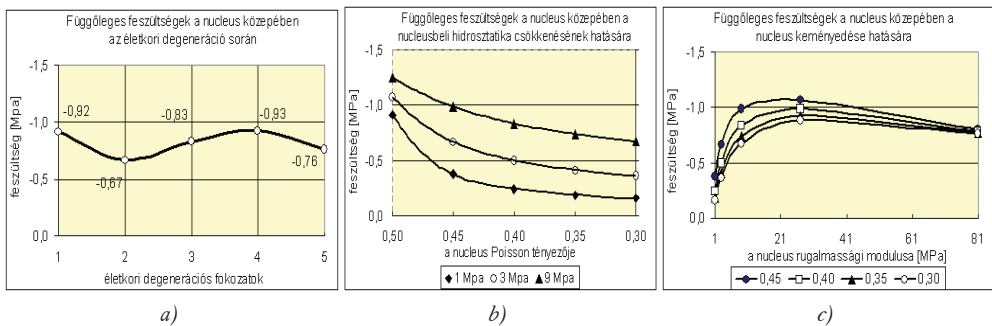
A 4. b ábráról azt látjuk, hogy a nucleusban uralkodó hidrosztatikus nyomás megszűnésével a feszültségek monoton csökkennek bár-

mely rugalmassági modulus mellett. A 4. c ábra azt mutatja, hogy a nucleus keményedésével viszont növekszik a nyomófeszültség a megszűnő hidrosztatikus nyomás bármely stádiumában, és csak extra kemény nucleusnál csökken kissé. A 4. a és 4. b ábrák összevetéséből látjuk, hogy a degenerációs folyamat kezdetén a nucleusban lévő hidrosztatikus nyomás megszűnésének van domináns hatása; míg a 4. a és a 4. c ábrák egybevetése azt mutatja, hogy a további degeneráció során a nucleus keményedése a döntő. A 4. a ábrán azt látjuk, hogy az életkori degenerációs folyamat során a 4. b és 4. c ábrákon látható ellentétes hatások ütköznek egymással, emiatt a nucleus közepén a nyomófeszültségek degenerációs változása nem monoton függvény.



3. ábra. Maximális posterolaterális szálerők az annulusban

- a) az életkori degenerációs folyamat során, b) a nucleus Poisson-tényezőjének életkori csökkenése hatására, c) a nucleus rugalmassági modulusának életkori növekedése hatására



4. ábra. Függőleges nyomófeszültségek változása a nucleus közepén

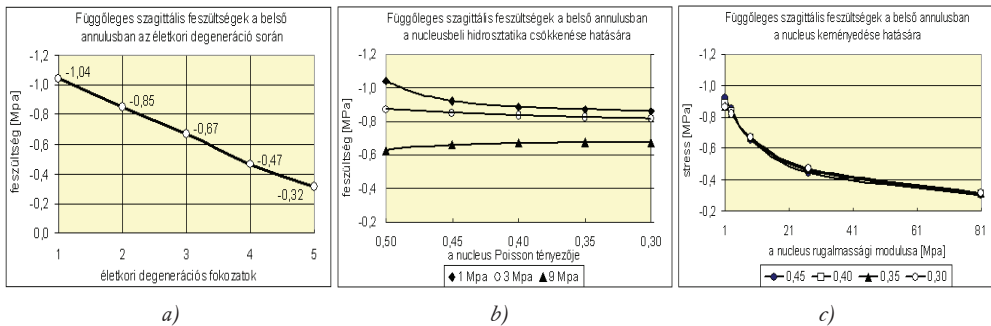
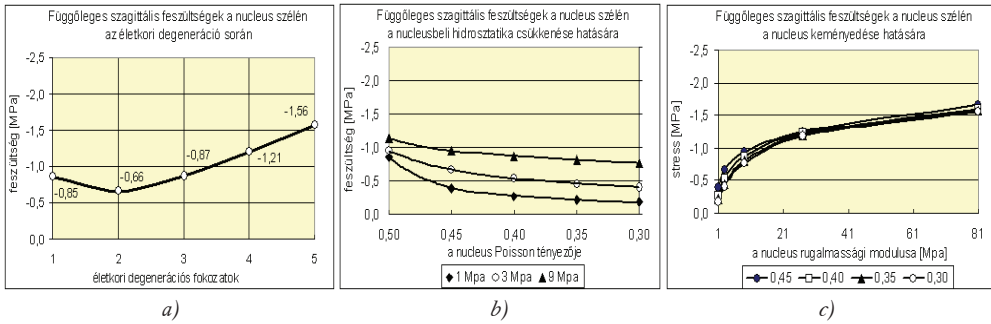
- a) az életkori degenerációs folyamat során, b) a nucleus Poisson-tényezőjének életkori csökkenése hatására, c) a nucleus rugalmassági modulusának életkori növekedése hatására

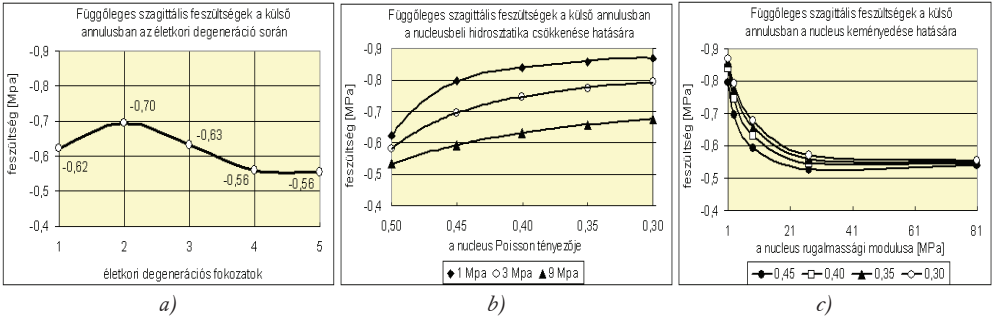
A 4. ábrát a 2. és 3. ábrával összevetve látható, hogy a nucleus közepén fellépő nyomófeszültségek a porckorong deformációival éppen ellentétes viselkedést mutatnak a degenerációs folyamat során.

Az 5. ábrán a függőleges nyomófeszültségek degenerációs változását láthatjuk a nucleus peremén a szagittális középsíkban. Az 5. b és 5. c ábrák szerint ezek a feszültségek monoton csökkennek a nucleus Poisson-tényezője csökkenésével, és monoton növekednek a nucleus keményedésével. A komplex degenerációs folyamat során e feszültségek a 2. degenerációs fokozatnál a legkisebbek, később monoton nőnek az 5. a ábra szerint. A degenerációs folya-

mat kezdetén most is a nucleus Poisson-tényezője csökkenésének a hatása a döntő.

A 6. ábrán a belső annulusban ébredő függőleges nyomófeszültségek változását láthatjuk a degenerációs folyamat során a szagittális középsíkban. A 6. b ábra szerint a belső annulus érzékeny a nucleus rugalmassági modulusára, vagyis csak akkor csökken benne a függőleges nyomófeszültség a hidrosztatika megszűnésével, ha a nucleus valóban lágysá (E=1 MPa), egyébként alig változik. A nucleus keményedésével azonban a belső annulusban a függőleges nyomófeszültségek monoton csökkennek a 6. c ábra szerint. A komplex degenerációs folyamat során e feszültségek szinte lineárisan csökkennek.

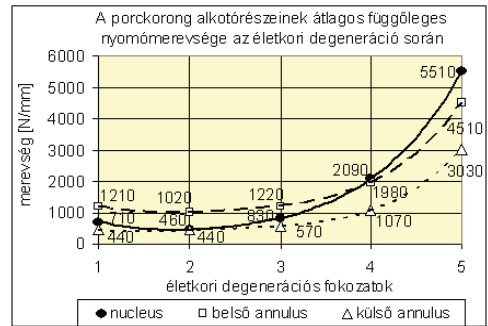




7. ábra. Függetlenes nyomófeszültségek változása a szagittális külső annulusban

a) az életkori degenerációs folyamat során, b) a nucleus Poisson-tényezőjének életkori csökkenése hatására, c) a nucleus rugalmassági modulusának életkori növekedése hatására

A 7. ábra a külső annulusban mutatja a függetlenes nyomófeszültségek változását a degenerációs folyamat során a szagittális középsíkban. A 7. b és 7. c ábrák szerint ezek a feszültségek monoton növekednek a nucleus Poisson-tényezője csökkenésével, és monoton csökkennek a nucleus keményedésével. A komplex degenerációs folyamat során e feszültségek a 2. degenerációs fokozatnál a legnagyobbak, és később csökkennek a 7. a ábra szerint.



8. ábra. A porckorong alkotórészeinek átlagos függőleges nyomómerevsége az életkori degeneráció során

A 7. ábra és a 4. ábra összevetéséből látjuk, hogy a külső annulusbeli függetlenes nyomófeszültségek a nucleusközépi feszültségekkel ellentétesen viselkednek. Ha a nucleusban csökken a feszültség, akkor a külső annulusban megnő, és ez fordítva is igaz. A degenerációs folyamat kezdetén most is a nucleusbeli hidrosztatika csökkenésének a hatása a döntő. A 7. ábrát a 2. és 3. ábrával összevetve látható, hogy a külső annulusban fellépő nyomófeszültségek a porckorong deformációival megegyező viselkedést mutatnak a degenerációs folyamat során.

4510 N/mm; a külső annulusé pedig 440, 440, 570, 1070 és 3030 N/mm volt. A teljes porckorong függőleges nyomómerevsége 2400, 1900, 2600, 5100 és 13000 N/mm értékre adódott. A 8. ábra mutatja, hogy valamennyi alkotórész és a teljes porckorong merevsége a 2. degenerációs fokozatban, a gyengén degenerált fázisban a legkisebb.

4. Megbeszélés

A 8. ábrán a porckorong alkotórészeinek átlagos függőleges merevségét tüntettük fel az öregedési degenerációs folyamat során. Az öt degenerációs fokozatban a nucleus átlagos merevsége 710, 460, 830, 2090 és 5510 N/mm; a belső annulusé 1210, 1020, 1220, 1980 és

A porckorong életkori degenerációs folyamatának numerikus modellezésénél a belső annulus kihajlását figyelembe kell venni. Ha a nucleus keményedésével párhuzamosan az annulusnál is jelentős keményedést feltétele-

zünk, akkor a kísérleti eredményekkel ellentétes feszültség-megoszlást tapasztalunk a porckorongban^{1,39}.

A porckorong életkori degenerációs folyamatának numerikus modellezésénél az egészséges nucleus rugalmassági modulusát 1 MPa értéknél kisebbre célszerű felvenni, hogy a hidrosztatikus feszültségi állapot biztosítható legyen. Ennél nagyobb értéknél a különböző irányú feszültségek 10% fölé divergálnak. A legcélszerűbb érték 0.1 MPa, ezt a szakirodalomban azonban kevesen használják^{20,45}, Néhányan^{30,42–44}, az $E=4$ MPa és $\nu=0.499$ értékpárt, többen^{17,19,23,46} az $E=1$ MPa és $\nu=0.499$ adatokat használják a numerikus szimulációnál.

Amíg a függőleges feszültségek lényegesen változnak a degeneráció során, a vízszintes feszültségek alig változnak. Ennek az a magyarázata, hogy míg a függőleges nyomófeszültségek érzékenyen reagálnak a nucleus hidrosztatikus feszültségállapotának megszűnésére, a vízszintes feszültségek kevésbé. A hidrosztatika megszűnésével járó feszültségdivergenciát éppen a függőleges feszültségek erőteljesebb megváltozása idézi elő.

Az életkori degeneráció két legfontosabb tényezője a nucleusban uralkodó hidrosztatikus feszültségi állapot megszűnése és a nucleus keményedése. E két tényező lényegében a nucleus folyadékszerű állapotának a szilárd halmazállapotba való áttérésének letéteményese. E két összetevő hatásának az elkülönített elemzése kizárólag numerikus szimulációval végezhető, kísérleti úton nem.

A degenerációs folyamat kezdeti szakaszán a hidrosztatika megszűnésének a hatása dominál, a folyamat további fázisaiban a keményedés a döntő. Ennek oka az, hogy hidrosztatikus feszültségállapotban csak folyadék lehet, szilárd anyag nem, és mivel a nucleus csak fia-

tal, egészséges állapotában mutat folyadékszerű viselkedést, ennek megváltozása csakis a kezdeti szakaszra eshet, amikor a nucleus még kellően lágy. Ezt a nyilvánvaló ténynt numerikus kísérleteinkkel igazoltuk (2–7. ábrák).

A nucleus összenyomhatatlansága fokozatos megszűnésének a kezdeti degenerációs szakaszbeli dominanciája következtében a nucleus nyomási teherbírása a fiatal, gyengén degenerált porckorongnál a legkisebb (4–5. ábra), ugyanekkor a porckorong deformációja, összenyomódása, kihasasodása a legnagyobb (2. ábra). Következésképpen a kettő hányadosaként előálló nyomási merevség és teherbírás a nucleusban ekkor a legkisebb (8. ábra). Hasonlóan ebben a korai degenerációs fázisban van minimuma a belső annulus merevségének is, míg a külső annulus merevsége ebben a szakaszban állandó. Valóban, a porckorong alkotórészeinek átlagos merevsége egészséges porckorongban 400–1200 N/mm, gyengén degenerált porckorongnál 400–1000 N/mm, közepesen degenerált esetben 500–1200 N/mm, súlyosan degenerált esetben 1100–2100 N/mm, teljesen degenerált porckorongban 3000–5500 N/mm közötti értékre adódott (8. ábra).

A teljes porckorong merevségében a nucleus merevségének döntő szerepe van. Következésképpen a teljes porckorong fiatal, gyengén degenerált állapotában rendelkezik a legkisebb függőleges nyomási merevséggel, vagyis az instabilitási kockázat a fiatal, gyengén degenerált porckorongnál a legnagyobb, majd a degenerációs folyamat további fázisaiban a merevség és a stabilitási esély szignifikánsan növekszik (8. ábra). Valóban, a teljes porckorong merevsége az öt degenerációs fázisban mintegy 2400, 1900, 2600, 5100 és 13000 N/mm értékben változott. Schmidt és munkatársai¹⁵ kimutatták, hogy a porckorongsérv, a disc prolapsus előfordulása a gyengén degenerált porckorongoknál a leggyakoribb, míg a közepesen vagy súlyosan degenerált eseteknél egyre ke-

vésbé fordul elő. Tang és munkatársai¹⁴ szerint a gyenge degeneráció instabilitáshoz vezet, de a tovább erősödő degeneráció javítja a stabilitási esélyt, mert a porckorong merevsége gyengén degenerált esetben a legkisebb, és a további degenerációval egyre növekszik. Adams és munkatársai¹ kísérletei azt mutatták, hogy a 40–50 évesek sérvre hajlamos cadaver porckorongjai nem voltak degeneráltak, míg a sérvre nem hajlamos porckorongok súlyosan degeneráltak voltak.

Numerikus szimulációval igazoltuk, hogy a nucleus teherbírása gyengén degenerált stá-

diumban a legkisebb, deformációja a legnagyobb, következésképpen a porckorong kompressziós merevsége, ellenállása ekkor a legkisebb, ami a szegmentum instabilitásához, sérülésekhez, fájdalomhoz vezet fiatal felnőtt korban. Ez a magyarázata annak, hogy a derékfájás, a sokféle porckorongbántalom elsősorban ezt a generációt sújtja. Ezt bizonyítja Bender és munkatársai⁴⁷ tanulmánya is, miszerint a hazai reumatológusok és balneológusok tapasztalatai szerint a discopathiás betegek oroszánrészt a 40–55 év közötti populáció képezi.

IRODALOM

1. Adams MA, Bogduk N, Burton K, Dolan P. 2002. The Biomechanics of Back Pain. Churchill Livingstone, Edinburgh, London, New York, Oxford, Philadelphia, St Louis, Sydney, Toronto, 238 p.
2. Kurutz M, Oroszváry L. 2010. Lumbális gerincszegmentumok degenerációjának numerikus szimulációja: II. Hirtelen fellépő degeneráció. A IV. Magyar Biomechanikai Konferencia, Pécs, 2010. május 8-9.
3. Ferguson SJ, Steffen T. 2003. Biomechanics of the aging spine. European Spine Journal, Suppl 2: S97–S103.
4. McNally DS, Adams MA. 1992. Internal intervertebral disc mechanics as revealed by stress profilometry. Spine, 17:66–73.
5. Adams MA, McNally DS, Dolan P. 1996. Stress distributions inside intervertebral discs. The effects of age and degeneration. J. Bone Joint Surg. Br. 78(6):965–972.
6. Natarajan RN, Williams JR, Andersson GB. 2004. Recent advances in analytical modelling of lumbar disc degeneration. Spine, 29:2733–2741.
7. Little JP, Adam CJ, Evans JH, Pettet GJ, Pearcy MJ. 2007. Nonlinear finite element analysis of anular lesions in the L4/5 intervertebral disc. Journal of Biomechanics, 40:2744–2751.
8. Rohlmann A, Zander T, Schmidt H, Wilke HJ, Bergmann G. 2006a. Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method. Journal of Biomechanics, 39: 2484–2490.
9. Schmidt H, Heuer F, Simon U, Kettler A, Rohlmann A, Claes L, Wilke HJ. 2006. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. Clinical Biomechanics, 21:337–344.
10. Iatridis JC, Wedenbaum M, Setton LA, Mow VC. 1996. Is the nucleus pulposus a solid or a fluid? Mechanical behaviours of the nucleus pulposus of the human intervertebral disc. Spine, 21(10): 1174–1184.
11. Iatridis JC, Setton LA, Wedenbaum M, Mow VC. 1997. Alterations in the mechanical behavior of the human lumbar nucleus pulposus with degeneration and aging. Journal of Orthopaedic Research, 15(2):318–322.
12. Natarajan RN, Williams JR, Andersson GB. 2006. Modeling changes in intervertebral disc mechan-

- ics with degeneration. *Journal of Bone and Joint Surgery Am.* 88(4), Suppl. 2:36–40.
13. *Polikeit A, Nolte LP, Ferguson SJ.* 2004. Simulated influence of osteoporosis and disc degeneration on the load transfer in a lumbar functional spinal unit. *Journal of Biomechanics*, 37:1061–1069.
 14. *Tang XJ, Chen QX, Liu YS, Li FC.* 2008. Analysis of lumbar disc degeneration using three-dimensional nonlinear finite element method (Article in Chinese). *Zhonghua Yi Xue Za Zhi*, 88(23):1634–1638.
 15. *Schmidt H, Kettler A, Rohlmann A, Claes L, Wilke HJ.* 2007. The risk of disc prolapses with complex loading in different degrees of disc degeneration – a finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 22(9):988–998.
 16. *Schmidt H, Heuer F, Wilke HJ.* 2009. Dependency of disc degeneration on shear and tensile strains between annular fiber layers for complex loads. *Medical Engineering Physics*, 31(6):642–649.
 17. *Shirazi-Adl SA, Shrivastava SC, Ahmed AM.* 1984. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study. *Spine*, 9(2):120–34.
 18. *Goel VK, Monroe BT., Gilbertson LG, Brinckmann P.* 1995. Interlaminar shear stresses and laminae separation in the disc. Finite element analysis of the L3–L4 motion segment subjected to axial compressive loads. *Spine*, 20(6):689–698.
 19. *Cheung JTM, Zhang M, Chow DHK.* 2003. Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study. *Clinical Biomechanics*, 18:790–799.
 20. *Denoziere G, Ku DN.* 2006. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc. *Journal of Biomechanics*, 39:766–775.
 21. *Rohlmann A, Bauer L, Zander T, Bergmann G, Wilke HJ.* 2006b. Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data. *Journal of Biomechanics*, 39:981–989.
 22. *Noailly J, Wilke HJ, Planell JA, Lacroix D.* 2007. How does the geometry affect the internal biomechanics of a lumbar spine bisegment finite element model? Consequences on the validation process. *Journal of Biomechanics*, 40:2414–2425.
 23. *Williams JR, Natarajan RN, Andersson GBJ.* 2007. Inclusion of regional poroelastic material properties better predicts biomechanical behaviour of lumbar discs subjected to dynamic loading. *Journal of Biomechanics*, 40:1981–1987.
 24. *Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC.* 1986. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *Journal of Biomechanics*, 19(4):331–350.
 25. *Spilker RL, Jakobs DM, Schultz AB.* 1986. Material constants for a finite element model of the intervertebral disc with a fibre composite annulus. *Journal of Biomechanical Engineering*, 108: 1–11.
 26. *Shirazi-Adl A.* 1989a. On the fibre composite material models of the annulus – comparison of predicted stresses. *Journal of Biomechanics*, 22:357–365.
 27. *Shirazi-Adl A.* 1989b. Strain in fibers of a lumbar disc. Analysis of the role of lifting in producing disc prolapse. *Spine*, 14(1):96–103.
 28. *Rao AA, Dumas GA.* 1991. Influence of material properties on the mechanical behaviour of the L5–S1 intervertebral disc in compression: a nonlinear finite element study. *Journal of Biomedical Engineering*, 13(2):139–151.
 29. *Fagan MJ, Julian S, Siddall DJ, Mohsen AM.* 2002b. Patient specific spine models. Part 1: finite element analysis of the lumbar intervertebral disc – a material sensitivity study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*: 216(5):299–314.

30. Lavaste F, Skalli W, Robin S, Roy-Camille R, Mazel C. 1992. Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 25(10):1153–1164.
31. Zander T, Rohlmann A, Bergmann G. 2004. Influence of ligament stiffness on the mechanical behaviour of a functional spinal unit. *Journal of Biomechanics*, 37:1107–1111.
32. Noailly J, Lacroix D, Planell JA. 2005. Finite element study of a novel intervertebral disc substitute. *Spine*, 30(20):2257–2264.
33. Kim YE, Goel VK, Weinstein JN, Lim TH. 1991. Effect of disc degeneration at one level on the adjacent level in axial mode. *Spine*, 16:331–335.
34. Kurowski P, Kubo A. 1986. The relationship of degeneration of the intervertebral disc to mechanical loading conditions on lumbar vertebrae. *Spine*, 11:726–731.
35. Nachemson A.L. 1981. Disc pressure measurements. *Spine*, 6(1):93–97.
36. Sato K, Kikuchi S, Yonezawa T. 1999. In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine*, 24(23):2468–2474.
37. Kurutz M, Oroszváry L. 2010. Finite element analysis of weightbath hydrotraction treatment of degenerated lumbar spine segments in elastic phase. *Journal of Biomechanics*, 43(3):433–441.
38. Dolan, P, Adams MA. 2001. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for I. *Clinical Biomechanics*, 16, Suppl.(1):S8–S16.
39. Adams MA, Dolan P. 2005. Spine biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 38(10):1972–1983.
40. Kurutz M. 2006. Age-sensitivity of time-related in vivo deformability of human lumbar motion segments and discs in pure centric tension. *Journal of Biomechanics*, 39(1):147–157.
41. Kurutz M, Bene É, Lovas A. 2003. In vivo deformability of human lumbar spine segments in pure centric tension, measured during traction bath therapy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 5(1):67–92.
42. Goel VK, Kong W, Han JS, Weinstein JN, Gilbertson LG. 1993. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine*, 18:1531–1541.
43. Fagan MJ, Julian S, Mohsen A. 2002a. Finite element analysis in spine research. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H*: 216(5):281–298.
44. Li H, Wang Z. 2006. Intervertebral disc biomechanical analysis using the finite element modelling based on medical images. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 30:363–370.
45. Ruberté LM, Natarajan RN, Andersson GB. 2009. Influence of single-level lumbar degenerative disc disease on the behavior of the adjacent segments – a finite element model study. *Journal of Biomechanics*, 42(3):341–348.
46. Zhang QH, Zhou YL, Petit D, Teo EC. 2009. Evaluation of load transfer characteristics of a dynamic stabilization device on disc loading under compression. *Medical Engineering and Physics*, 1(5):533–538.
47. Bender T, Karagülle Z, Bálint GP, Gutenbrunner C, Bálint PV, Sukenik S. 2005. Hydrotherapy, balneotherapy, and spa treatment in pain management. *Rheumatology International*, 25(3):220–224.

A szerzők köszönik az OTKA K-075018 projektbeli támogatását, továbbá Kutrik Attila végeselemes modellezésben nyújtott segítségét.

Kurutzné Kovács Márta

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Budapest
H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.