

LUMBÁLISGERINC-SZEGMENTUMOK DEGENERÁCIÓJÁNAK NUMERIKUS SZIMULÁCIÓJA:

II. A HIRTELEN FELLÉPŐ 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 lumbális gerinc degenerációja nemcsak az életkor előrehaladásával léphet fel, hanem hirtelen mechanikai hatásokra is, például túlterhelésre vagy rossz mozdulatra is bekövetkezhet. 3D véges-elemes szimuláció segítségével vizsgáljuk a centrikusan nyomott lumbálisgerinc-szegmentum túlterhelésből származó, hirtelen bekövetkező degenerációs folyamatait. Mivel hirtelen degeneráció bármely életkorban bekövetkezhet, figyelembe kell venni a gerinc aktuális életkori degenerációs állapotát is. Az életkori degenerációhoz hasonlóan a hirtelen degenerációt is a szegmentum anyagállandóival modelleztük. Figyelembe vettük a hirtelen lecsökkenő hidrosztatikus nyomást a nucleusban, az annulus felrepedését, szálszakadását, a véglemez és a szivacsos csigolyacsont károsodását. Megkülönböztettük a fiatal, életkorilag gyengén károsodott szegmentumok, és az idős, előrehaladott életkori degenerációval rendelkező szegmentumok hirtelen degenerációját. Az életkori degenerációval ellentétben, ahol a porckorong merevsége 5-6-szorosára is megnőhet a degenerációs folyamat végére, a hirtelen károsodásnál a merevség 60–80%-kal csökken, ami a szegmentum instabilitásához vezet, különösen fiatal korban, életkorilag gyengén károsodott szegmentumnál, mivel ott a hirtelen merevségcsökkenés a legalacsonyabb szintről indul. Fiatalabb korban a hirtelen degeneráció mintegy 2100 N/mm életkori merevségi szintről 75–80%-kal, mintegy 400–500 N/mm szintre csökken; míg idősebb korban mintegy 3600 N/mm életkori merevségről 60–65%-kal, mintegy 1300 N/mm merevségi szintre csökken. Következésképpen, az életkori károsodáshoz hasonlóan a hirtelen károsodás is a fiatal felnőtt korosztályt sújtja leginkább. Az életkori károsodással ellentétben, ahol a porckorong alakváltozási képessége, összenyomódása, kihasadása a degenerációs folyamat végére mintegy 30–85%-kal csökken, a hirtelen károsodásnál ez szignifikánsan megnő mintegy 2-3-szorosára, amely a szegmentum instabilitásához és fájdalomhoz vezet, ugyancsak leginkább fiatal felnőtt korban.

Kulcsszavak: emberi lumbális mozgás-szegmentum; hirtelen degeneráció; porckorong; véges-elem-modell; numerikus szimuláció; nyomási merevség

Abstract

Lumbar degeneration can be caused by aging and by other environmental effects like sudden mechanical overload. 3D finite element simulation of accidental degeneration processes of lumbar functional spinal units is presented for axial compression overload. Since sudden accidental degeneration can happen at any state of long-term age-related degeneration, consequently, it was modeled by considering the actual grade of aging degeneration of segments. Accidental degeneration was modeled by the material properties of components of segments and by overloading.

Systematic analysis of the effect of several components of accidental degeneration was investigated: the sudden loss of fluid like characteristics of nucleus; the buckling, tears or fiber break of annulus; endplate damage or cancellous bone collapse. In contrast to the age-related degeneration where the stiffness of discs increased by 500–600% during the aging process, in accidental degeneration processes the stiffness of discs decreased by 60–80%, leading to segmental instability and injury. Accidental degeneration may be more dangerous in young age since in this case the sudden stiffness loss starts at a smaller stiffness level, namely, lightly degenerated young discs have the smallest stiffness reported by many studies. Accidental degeneration in young age in this study started equally at 2100 N/mm stiffness that suddenly decreased by 75–80% to 400–500 N/mm; while in old age it started at about 3600 N/mm and decreased by 60–65% to 1300 N/mm. These effects explain that low back pain problems insult so frequently the young adults. The most important factor both in age-related and accidental change of disc stiffness is the stiffness change of nucleus. In contrast to the age-related degeneration where the disc deformability and bulging decrease during aging by 30–85%, in accidental degeneration processes they increase significantly by 200–300% that may lead to segmental instability and injury again.

Keywords: human lumbar functional spinal unit; sudden accidental degeneration; intervertebral disc; finite element model; numerical simulation; compressive stiffness

1. Bevezetés

Agerincdegeneráción 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 a hirtelen mechanikai károsodásokkal foglalkozunk; az életkori károsodást a tanulmány első 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, amely fokozatosan elveszti folyadék-szerű tulajdonságait, és egyidejűleg keményedik, merevsége növekszik^{4,5,1}. Eközben a porckorongban egyéb károsodási formák is megjelenhetnek, például annulusfelhasadás, a belső annulus kihajlása, a véglemez-károsodás, vagy a csonttrikulációs csigolyák megroppanása^{6,7}. Az utóbbi idők kutatásai, valamint a porckorong-bántalommal orvoshoz forduló betegek életkori statisztikai kimutatták, hogy a fiatal, kevésbé degenerált szegmentumokat fenyegeti inkább a stabilitásvesztés, míg az idősödés során a stabilitás egyre inkább biztosított^{1,8,9}. Ennek okait numerikus szimulációval kimutattuk a tanulmány első részében², a jelen cikkben a hirtelen degenerációs folyamatok numerikus elemzésének eredményeiről számolunk be.

Az utóbbi időben számos tanulmány foglalkozik a lumbális gerinc degenerációjának végeselemes modellezésével, de ezek nem foglalkoznak a hirtelen degeneráció kérdésével. Iatridis és munkatársai^{10,11} a folyadékból szilárd anyaggá válás halmazállapotát vizsgálták. Többben^{6,12} poro elasztikus végeselem-modellt alkalmaztak, mások^{8,13-16} több degenerációs fokozatot definiáltak a porckorong anyagállandóinak és geometriájának változtatásával. E tanulmányok legtöbbször leszögezi, hogy az instabilitás leginkább a gyengén degenerált fiatalabb szegmentumokat veszélyezteti.

A jelen tanulmány célja a különböző életkori degenerációs állapotban fellépő hirtelen kompressziós túlterhelésből származó degenerációs folyamatok numerikus követése, a vonatkozó következtetések levonása.

2. Módszerek

A hirtelen károsodás szimulációjánál az életkori degenerációs vizsgálathoz kidolgozott geometriai és hálózati modellt alkalmaztuk². A hirtelen károsodást az anyagi tulajdonságoknál vettük figyelembe.

2.1. A lumbális szegmentum végeselemes modellje

A 3D geometriai modellt egy tipikus lumbális szegmentum méretei alapján vettük fel. A végeselemes hálózatot Pro/Engineer, ANSYS Workbench és ANSYS Classic programok segítségével vettük fel. A csontok rugalmas anyagállandóinak felvételénél a szakirodalomra támaszkodtunk¹⁷⁻²³, a nucleus collagen szálainak anyagállandóinál is az irodalmi adatokra támaszkodtunk^{17-20,24-30}, akárcsak a szalagok esetében^{18,31,32}. A geometriai és a végeselem-modell kialakítása szempontjait a vonatkozó anyagállandókkal a tanulmány első részében² ismertettük.

2.2. A lumbális szegmentum hirtelen degenerációs modellje

Az életkori degeneráció modellezése során a nucleus összenyomhatatlanságának megszüntését 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. A modellben a szivacsos csont és a véglemez korrallal járó gyengülését is figyelembe vettük. Az életkori degenerációs fokozatok modelljét a vonatkozó anyagállandókkal a tanulmány első részében² ismertettük.

A hirtelen degenerációnál azt feltételeztük, hogy a nucleus mintegy kipukkad, és hirtelen elveszti a folyadékserű viselkedését, vagyis összenyomhatatlanságát anélkül, hogy az anyagának a szilárdsága megváltozna. Ezt a jelenséget a nucleus Poisson-tényezőjének hirtelen csökkenésével modelleztük keményedés nélkül. A jelenséget a szegmentumot alkotó többi szerv hirtelen károsodása kísérheti, mint az annulus felrepedése, kihajlása, a véglemez repedése, a csigolyák szivacsos csontjának összeroppanása. Mindez azonban a szegmentum hirtelen károsodáskori aktuális életkori degenerációjának az állapottól is függ.

Az életkori degenerációs modellhez kapcsolódva öt hirtelen degenerációs fázist állítottunk fel, az egészségestől a teljesen degenerált állapotig. A modellezéshez az életkori degeneráció vizsgálatához használt adatokat felhasználva² egy futtatási táblázatot készítettünk. Ennek soraiban a nucleus keményedéséhez tartozó életkori degenerációs adatok vannak a nucleus adott Poisson tényezője mellett. A táblázat oszlopaiban a Poisson tényező csökkenésével jellemzett hirtelen degeneráció adatai foglalnak helyet, adott nucleus rugalmassági modulus mellett. Ugyanakkor a táblázat főátlójában az öregedési degeneráció modelljének a tanul-

mány első részében² ismertetett adatai szerepelnek. Mivel a hirtelen degeneráció bármely életkorban és életkori degenerációs stádiumban bekövetkezhet, a táblázat segítségével a különféle életkorban bekövetkező hirtelen degenerációs esetek modellezhetőek.

A jelen tanulmányban a hirtelen degeneráció alábbi eseteit vizsgáltuk: (1) fiatal felnőtt korban belső annulus kihajlással, továbbá (2) annulus károsodással és szálszakadással, valamint (3) idősebb korban véglemez- és szivacsosont-károsodással. Ezekhez az esetekhez tartozó anyagállandókat az 1. táblázat mutatja.

A hirtelen degeneráció numerikus szimulációját a fiziológiai nyomóteher hirtelen megkettőződésére, vagyis 2000 N nyomóteherre végeztük³⁷. Itt figyelembe vettük, hogy a lumbális

fiziológiai nyomóerőt egyrészt a felsőtest súlya (a testsúly mintegy 60%-a^{35,36}) másrészt a gerincet egyensúlyban tartó izomerek alkotják.

2.3. A lumbális szegmentum végeselemes modelljének validálása

Az egészséges és a degenerált végeselemes modell validálását húzásra és nyomásra egyaránt elvégeztük³⁸. Nyomás esetén a porckorong szagittális középsíkjában keletkező függőleges nyomófeszültségek számításból kapott nagyságát és eloszlását hasonlítottuk össze Nachemson³⁵, Adams és munkatársai^{1,5}, Dolan és Adams³⁹, Adams és Dolan⁴⁰ stressz-profilometriás vizsgálattal kapott kísérleti eredményeivel. Az eredmények meggyőző egyezést mutattak. Húzás esetén a számított lumbális megnyúlás-

Hirtelen degenerációs fokozatok	1	2	3	4	5
Fiatalon, belső annulus kihajlással					
nucleus	3/0.499	3/0.45	3/0.4	3/0.35	3/0.3
belső annulus	4/0.45	3/0.45	2/0.45	1/0.45	0.5/0.45
külső annulus	4.5/0.45	4.5/0.45	4.5/0.45	4.5/0.45	4.5/0.45
annuluszálak	500/400/300	500/400/300	500/400/300	500/400/300	500/400/300
véglemez	80/0.4	80/0.4	80/0.4	80/0.4	80/0.4
szivacsos csont	125/0.3	125/0.3	125/0.3	125/0.3	125/0.3
Fiatalon, annulushasadással és szálszakadással					
nucleus	3/0.499	3/0.45	3/0.4	3/0.35	3/0.3
belső annulus	4/0.45	3.5/0.45	3/0.45	2.5/0.45	2/0.45
külső annulus	4/0.45	3.5/0.45	3/0.45	2.5/0.45	2/0.45
annuluszálak	500/400/300	375/300/225	250/200/150	125/100/75	5/4/3
véglemez	80/0.4	80/0.4	80/0.4	80/0.4	80/0.4
szivacsos csont	125/0.3	125/0.3	125/0.3	125/0.3	125/0.3
Idősebb korban, véglemez- és szivacsosont-károsodással					
nucleus	9/0.499	9/0.45	9/0.4	9/0.35	9/0.3
belső annulus	4/0.45	4/0.45	4/0.45	4/0.45	4/0.45
külső annulus	4/0.45	4/0.45	4/0.45	4/0.45	4/0.45
annuluszálak	500/400/300	500/400/300	500/400/300	500/400/300	500/400/300
véglemez	60/0.4	45/0.4	30/0.4	15/0.4	1/0.4
szivacsos csont	100/0.3	75/0.3	50/0.3	25/0.3	5/0.3

1. táblázat. A hirtelen degeneráció modellezése

sokat hasonlítottuk össze Kurutz⁴¹ és munkatársai⁴² in vivo mért kísérleti eredményeivel. Az eredmények alapján a modell alkalmaznak látszott az öregedési és hirtelen degenerációs folyamatok numerikus szimulációjához.

3. Eredmények

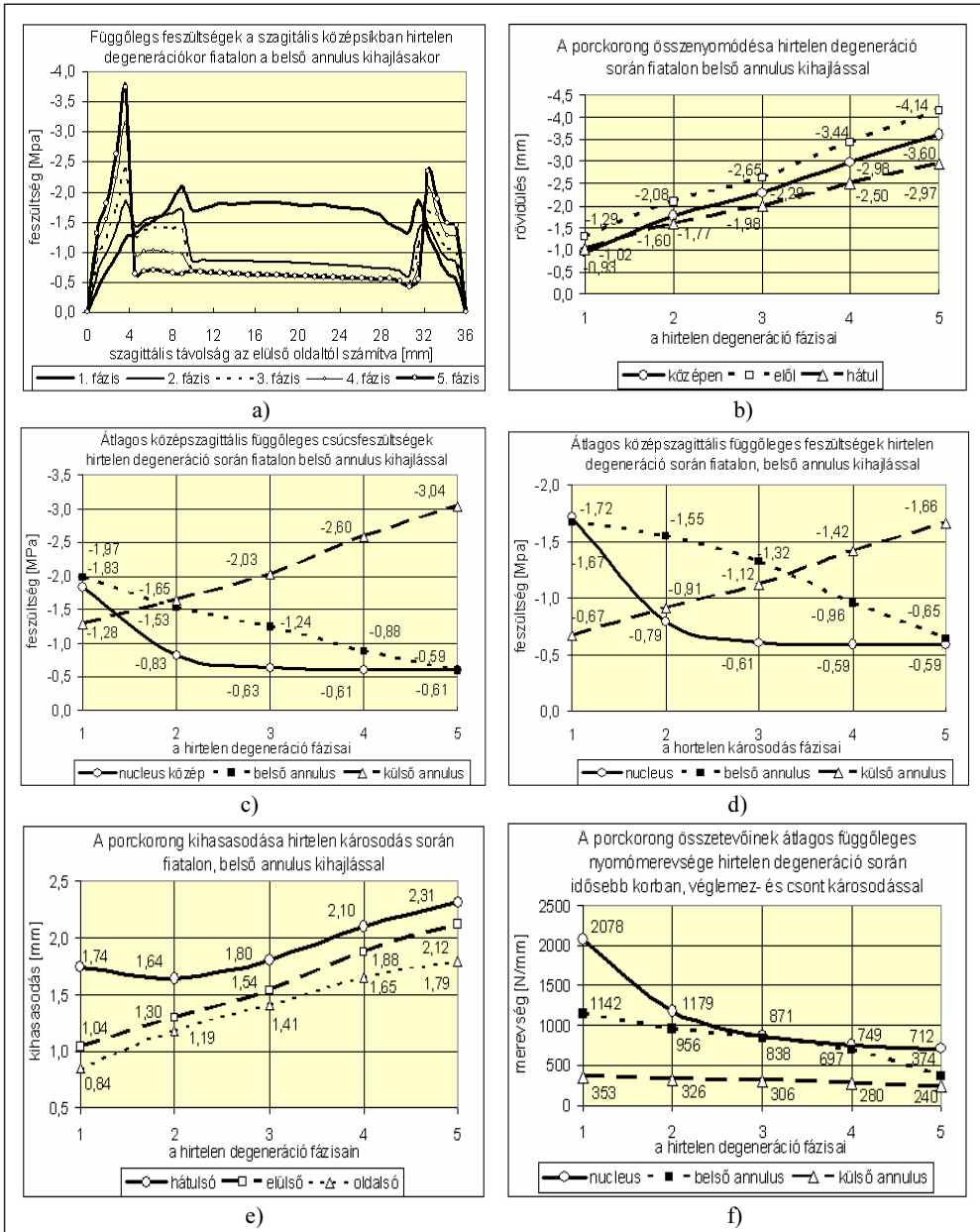
Az *1. ábra* a fiatalon bekövetkező, a belső annulus kihajlásával járó hirtelen degenerációs folyamat (*1. táblázat*) numerikus szimulációjának eredményeit foglalja össze.

Az *1. a ábrán* a függőleges nyomófeszültségek megoszlását látjuk a porckorong szagittális középsíkjában az öt degenerációs fázisra vonatkozóan. Látható, hogy a függőleges nyomófeszültségek a nucleusban és a belső annulusban mintegy a harmadára csökkentek, ugyanakkor a külső annulusban mintegy a kétszeresére növekedtek a hirtelen lejátszódó folyamat végéig. Az *1. b ábra* a porckorong radikális összenyomódását mutatja: középen 287%, elöl 222%, hátul 191% volt az összenyomódás növekedése a hirtelen degenerációs folyamat során. Az *1. c ábra* a porckorong összetevőiben keletkező legnagyobb nyomófeszültségek átlagának a változását mutatja a degenerációs folyamat során. A nucleusban a csökkenés azonnal lejátszódott a hidrosztatikus nyomás megszűnésével (67%); a belső annulusban a csökkenés egyenletes (70%) volt. A külső annulusban jelentős, 138%-os volt a növekedés. Hasonló tendencia volt megfigyelhető az átlagos nyomófeszültségekben is: 66% csökkenés a nucleusban és 61% a belső annulusban, míg 150% növekedés a külső annulusban (*1. d ábra*). Az annulus szálaiban keletkező maximális húzóerők, amelyek a hátulsó-oldalsó szakaszon keletkeztek, 1.38 N értékről 2.28 N értékre növekedtek (66%) a degenerációs folyamat során. Ezzel összhangban a porckorong kihasadásának növekedése a hátulsó szakaszon nem-monoton nőtt (33%), az elülső és oldalsó szakaszon monoton növekedett (104% és 112%).

Az *1. f ábra* mutatja a porckorong összetevőinek függőleges nyomómerevség-csökkenését a hirtelen degenerációs folyamat során. A nucleusban hirtelen megszűnő hidrosztatikus nyomásnak köszönhetően az annulus belső támasza megszűnt, így a belső annulus lamellák kihajlottak befelé. Következésképpen, a nucleus és a belső annulus radikálisan elvesztette függőleges nyomómerevségét 91%, illetve 88%-kal, és vele együtt a teherbíró-képességét, ezért a terhelés a külső annulusra tevődött át, amelynek a merevsége csak kissé csökkent (21%). A teljes porckorong merevségcsökkenése a hirtelen degenerációs folyamat során 79% volt. Látható, hogy a degenerációs folyamat első fázisaiban a belső annulus, míg utolsó fázisaiban a külső annulus a fő teherviselő elem.

A *2. ábra* a fiatalon, az annulus károsodásával és szálszakadással járó hirtelen degenerációs folyamat (*1. táblázat*) numerikus szimulációjának eredményeit foglalja össze.

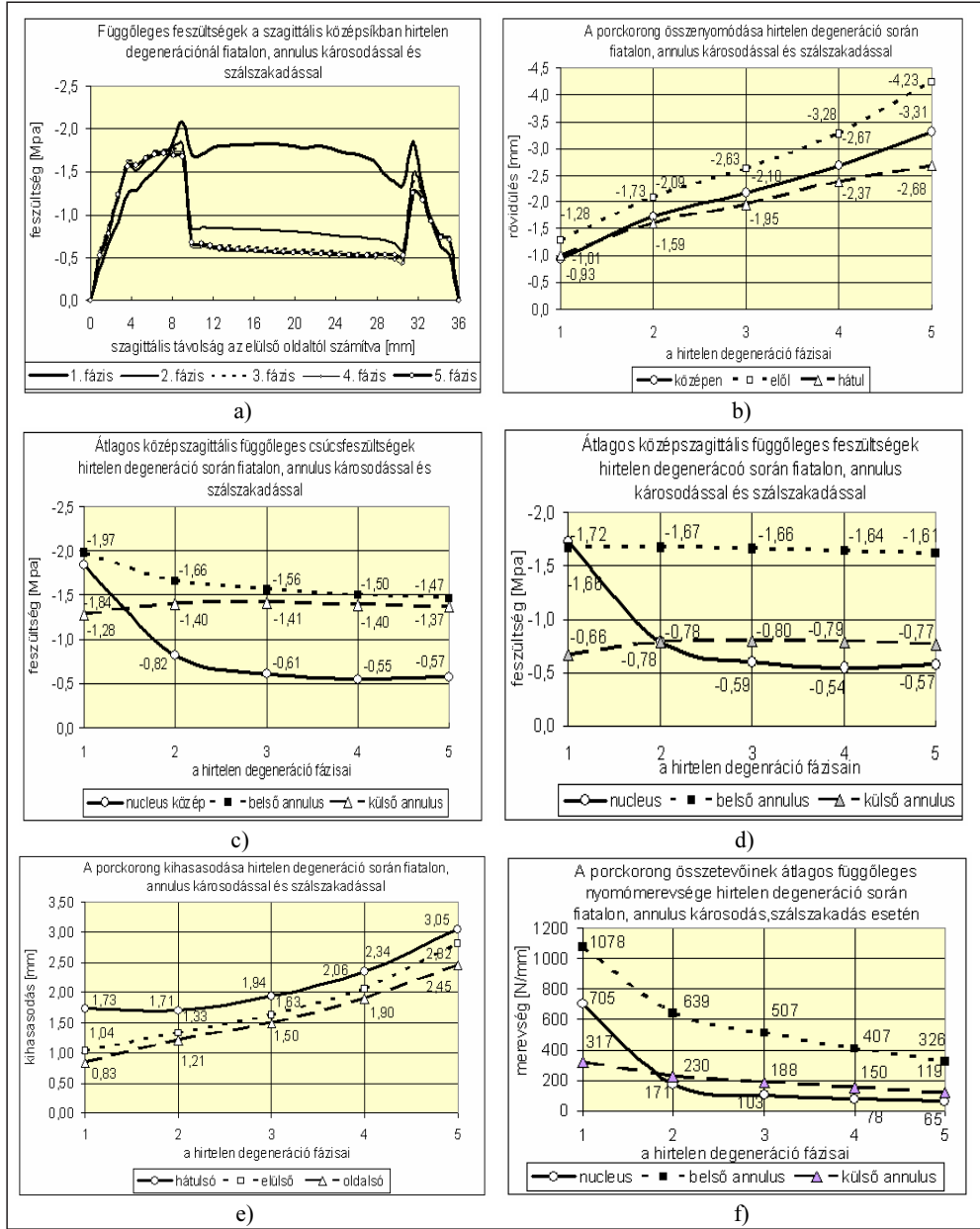
A *2. a ábrán* az öt degenerációs fázisra vonatkozóan a függőleges nyomófeszültségek megoszlását látjuk a porckorong szagittális középsíkjában. Látható, hogy a függőleges nyomófeszültségek a nucleusban és a belső annulusban mintegy a negyedére csökkentek, ugyanakkor a külső annulusban a károsodás miatt alig növekedtek. A *2. b ábra* a porckorong szignifikáns összenyomódását mutatja: amelynek növekedése középen 257%, elöl 230%, hátul 165% volt a hirtelen degenerációs folyamat során. A *2. c ábra* a porckorong összetevőiben keletkező nyomófeszültségek átlagos csúcserőtekeinek a változását mutatja a degenerációs folyamat során. A nucleusban ismét hirtelen és erős csökkenés történt, összességében 69%-ban, a belső annulusban csupán 26% volt a feszültségcsökkenés, míg a külső annulusban a szálszakadás miatt nem volt jelentős növekedés, csupán 7%. Hasonló tendencia volt megfigyelhető az átlagos nyomófeszültségekben is: erős, 67% csökkenés a nucleusban és gyenge,



1. ábra. Hirtelen degeneráció numerikus szimulációja: fiatalon, belső annulus kihajlással.

Változások a hirtelen degeneráció során

- a) a függőleges nyomófeszültségekben a porckorong szagittális középsíkjában, b) a porckorong középső, elülső és hátsó összenyomódásában, c) a porckorong összetevőiben keletkező átlagos függőleges csúcspeszültségekben, d) a porckorong összetevőiben keletkező átlagos függőleges feszültségekben, e) a porckorong hátsó, elülső és oldalsó kihasadásában, f) a porckorong összetevőinek átlagos függőleges nyomómerevségében



2. ábra. Hirtelen degeneráció numerikus szimulálása: fiatalon, annuluskárosodással és szálszakadással.

Változások a hirtelen degeneráció során

- a) a függőleges nyomófeszültségekben a porckorong szagittális középsíkjában, b) a porckorong középső, elülső és hátulsó összenyomódásában, c) a porckorong összetevőiben keletkező átlagos függőleges csúcfszültségekben, d) a porckorong összetevőiben keletkező átlagos függőleges feszültségekben, e) a porckorong hátulsó, elülső és oldalsó kihalasodásában, f) a porckorong összetevőinek átlagos függőleges nyomómerevségében

csupán 3% a belső annulusban, míg a növekedés a külső annulusban annak gyengülése miatt csupán 16% volt a 2. *d* ábra szerint. Az annulus szálaiban bekövetkezett szakadás miatt bennük a maximális húzóerők gyakorlatilag eltűntek, 1,38 N-ről 0,06 N-ra csökkentek (98%) a hirtelen degenerációs folyamat során. A szálszakadás miatt a porckorong kihasodása is radikálisan megnőtt: a 2. *e* ábrán a hátsó kihasodás nem-monoton növekedése 76%, az elülső és oldalsó kihasodás monoton növekedése 172% és 195% volt.

A 2. *f* ábra mutatja a porckorong összetevőinek függőleges nyomómerevség-csökkenését a hirtelen degenerációs folyamat során. A nucleusban hirtelen megszűnő hidrosztatikus nyomásnak köszönhetően az annulus belső támasza megszűnt, így a belső annulus lamellák most is kihajlanak befelé, következésképpen, a nucleus radikálisan elvesztette függőleges nyomómerevségét 91%-kal, a belső annulus most 70%-kal, és most a külső annulus a szálszakadás miatt ugyancsak nagy merevségcsökkenést szenvedett, 62%-ban. A teljes porckorong merevségcsökkenése a hirtelen degenerációs folyamat során 76% volt. Látható, hogy a degenerációs folyamat során végig a belső annulus a fő teherviselő elem.

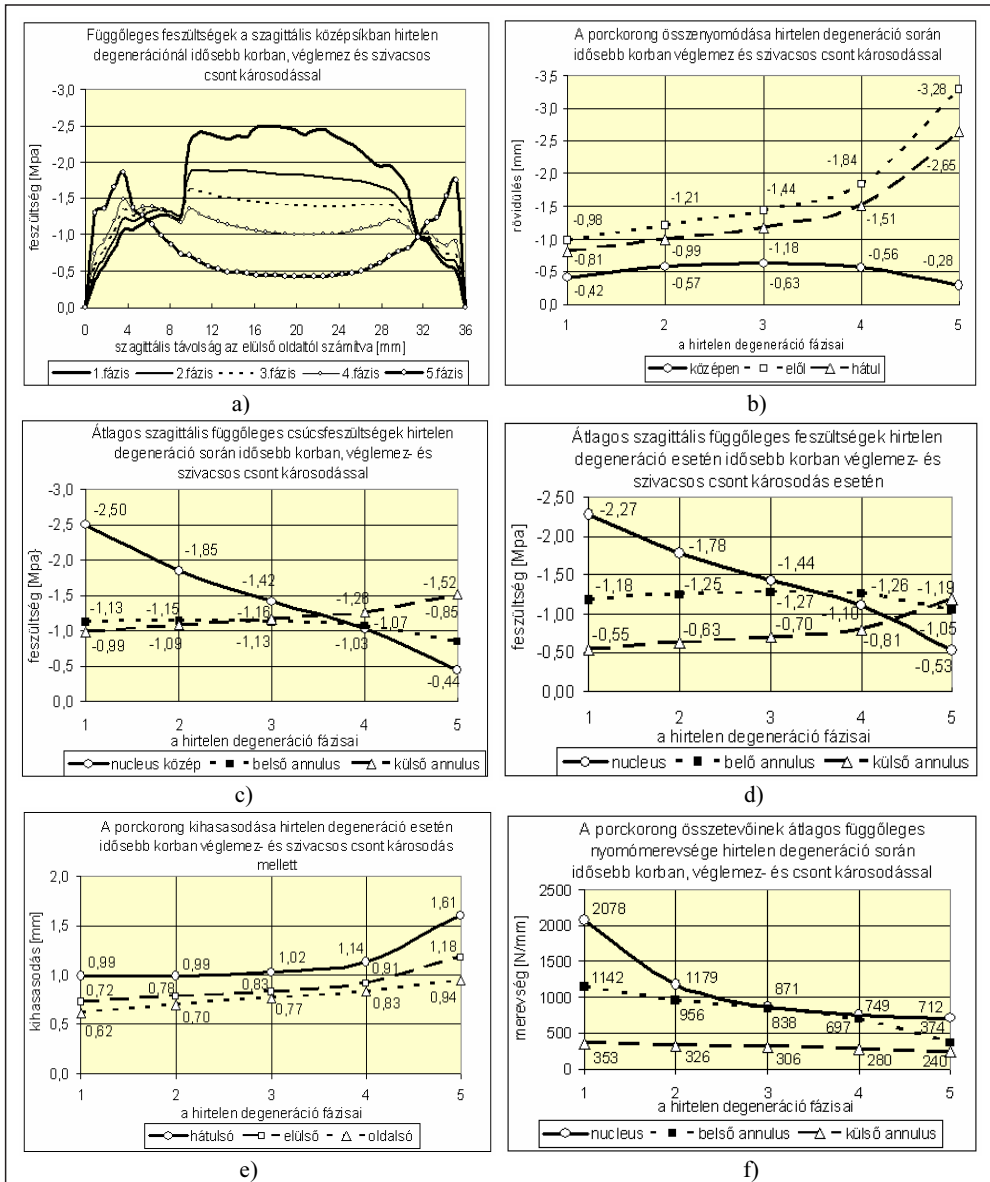
A 3. *a* ábra az idősebb korban bekövetkező, a véglemez és a többé-kevésbé osteoporotikus csigolyák szivacsos csontjának a károsodásával járó hirtelen degenerációs folyamat (1. táblázat) numerikus szimulációjának eredményeit foglalja össze.

A 3. *a* ábrán az öt degenerációs fázisra vonatkozóan a függőleges nyomófeszültségek megoszlását látjuk a porckorong szagittális középsíkjában. Látható, hogy a függőleges nyomófeszültségek a nucleusban az ötödére csökkentek, a belső annulusban alig változtak, a külső mintegy kétszeresre növekedtek. A 3. *b* ábrán látható, hogy a már idősebb, ezért keményebb

porckorong benyomódott a már idősebb, ezért lágyabb véglemezbe és trabekuláris csontállományba, ezért középen lényegében nem is nyomódott össze, a szélein pedig a nagyszilárdságú kortikális csigolyahéj gyakorolt rá nagy nyomást, főleg a hirtelen degenerációs folyamat végére. Így a porckorong párnaszerű alakot vett fel, középen először mintegy 50%-ot nőtt az összenyomódása, majd 56%-ot csökkent, míg a széleken többszörösére növekedett az összenyomódása (elöl 234%, hátul 228%).

A 3. *c* ábra a porckorong összetevőiben keletkező nyomófeszültségek átlagos csúcértékeinek a változását mutatja a degenerációs folyamat során. Az idősebb és merevebb nucleusban az eredetileg nagyobb nyomófeszültségek most is erősen, mintegy lineárisan csökkentek összességében 82%-kal, miközben a teher a külső annulusra tevődött át, ahol a nyomófeszültségek 54%-os növekedést mutattak. Eközben a belső annulusban szinte nem történt változás. Hasonló tendencia volt megfigyelhető az átlagos feszültségekben is: szignifikáns, 77%-os csökkenés a nucleusban, jelentős, 115%-os növekedés a külső annulusban, jelentéktelen változás a belső annulusban (3. *d* ábra). A hátulsó-oldalsó annulus szálaiban fellépő maximális húzóerők 23%-os növekedést mutattak, 1,07 N-ről 1,32 N értékre. Az összenyomódáshoz hasonlóan a porckorong kihasodására ugyancsak hatással volt, hogy az eleve keményebb porckorong kisebb ellenállásra talált a véglemezben és a szivacsos csontban, ezért a 3. *e* ábrán látható mindhárom irányú kihasodás is kezdetben csekély, majd az utolsó fázisban erőteljesebb növekedést mutatott (hátul 62%, elöl 63% és oldalt 53%).

A 3. *f* ábra mutatja a porckorong összetevőinek függőleges nyomómerevség-csökkenését a hirtelen degenerációs folyamat során. Az eleve keményebb és nagyobb merevségű nucleusban 66%, a sokkal kevésbé merev belső annulusban 67%, míg a kis merevségű külső annulusban



3. ábra. Hirtelen degeneráció numerikus szimulációja: idősebb korban, véglemez- és szivacsoscsont-károsodással. Változások a hirtelen degeneráció során

- a) a függőleges nyomófeszültségekben a porckorong szagittális középsíkjában, b) a porckorong középső, elülső és hátulsó összenyomódásában, c) a porckorong összetevőiben keletkező átlagos függőleges csúcsheszültségekben, d) a porckorong összetevőiben keletkező átlagos függőleges feszültségekben, e) a porckorong hátulsó, elülső és oldalsó kihasadásában, f) a porckorong összetevőinek átlagos függőleges nyomómerevségében

Merevségcsökkenés %-ban	Fiatalon, belső annulus kihajlással	Fiatalon, nucleuskárosodással és szálszakadással	Idősebb korban, a véglemezek és a szivacsos csont károsodásával
nucleus	91	91	66
belső annulus	88	70	67
külső annulus	21	62	32
a teljes porckorong	79	76	63

2. táblázat. A porckorong és alkotórészeinek merevségcsökkenése a hirtelen degenerációs folyamatok során

32% merevségcsökkenés játszódott le. A teljes porckorong merevségcsökkenése a hirtelen degenerációs folyamat során 63% volt. Látható, hogy a degenerációs folyamat során végig a nucleus a fő teherviselő elem.

A 2. összehasonlító táblázatban a porckorong és alkotórészeinek merevségcsökkenését foglaltuk össze a különböző hirtelen degenerációs folyamatok során.

4. Megbeszélés

Hasonlóan a gerinc életkori degenerációs folyamataihoz, a hirtelen degenerációs folyamatokat befolyásoló tényezők hatása numerikus szimulációval elemezhető.

Az életkori degenerációs folyamattal ellentétben, amelynek során a szegmentum és a porckorong alakváltozó képessége csökken, a hirtelen degenerációs folyamat során szignifikánsan nő, ami a szegmentum instabilitásához és fájdalom kialakulásához vezethet, kiváltképp fiatal korban, gyenge életkori degenerációs stádiumban. Míg a porckorong deformációképessége az életkori degenerációs folyamat végére 85–87%-kal csökkent², a hirtelen degeneráció során 200–300%-kal növekedett a fiataloknál, és kisebb mértékben, de növekedett az idősebeknél is. Míg a porckorong kihasadása 30–70%-kal csökkent az életkori degeneráció során, a hirtelen degenerációnál 100–250%-kal nőtt a fiataloknál, és 60%-kal az idősebeknél.

A szakirodalomban csak a kezdeti degenerációs fokozathoz tartozó összenyomódások és kihasadási értékek állnak rendelkezésre, Fagan és munkatársai²⁹ 0,5 mm összenyomódást kaptak 0,8 mm hátulsó és 0,55 mm elülső kihasadással 1000 N nyomóerőre az egészséges porckorongon. Heuer és munkatársai^{44,45} 500 N nyomóerőre 0,7 mm kihasadást kaptak intakt porckorongon. Little és kutatótársai⁷ 0,45 mm hátulsó és 0,2 mm oldalsó, Li és Wang⁴⁶ 0,38 mm hátsó-oldalsó és 0,23 mm oldalsó kihasadást számítottak. Ezek az eredmények a 100 N és 2000 N centrikus nyomóerőre számított értékeinkkel összehangban vannak^{2,38}.

Az életkori degenerációs folyamattal ellentétben, amelynek során a nucleusban a függőleges nyomófeszültségek nagysága nagy különbségeket mutat (a közepén nagy a feszültségcsökkenés, a szélén inkább növekedés van), viszont a hirtelen degeneráció során a feszültségek megoszlása a nucleusban egyenletes. Ennek oka az, hogy a nucleus szilárdulása először a szélein kezdődik, legutoljára a közepén, így a széleken a feszültségek nagyobbak. Hirtelen degenerációnál nincs anyagi változás, ezért a feszültségek egyenletesek.

Míg fiatal korban a hirtelen degeneráció a külső annulus megerhelésével jár, idősebb korban a hirtelen degeneráció során a belső annulus is viseli a terheket. Ennek oka, hogy az idősebb korban már szilárdabb nucleus

belső támaszt nyújt az annulusnak, és így a kihajlását megakadályozza, ami a teherbírása megmaradásával jár.

Az életkori degenerációs folyamattal ellentétben, amelynek során a porckorong függőleges nyomási merevsége és teherbírása a folyamat során növekszik, a hirtelen degenerációs folyamatban szignifikánsan lecsökken, ami szegmentális instabilitáshoz és sérüléshez, fájdalomhoz vezethet. Kurutz és Oroszváry^{2,38} ugyanezen numerikus modell alapján kimutatta, hogy a gyenge életkori degenerációs fokozathoz tartozó leggyengébb merevséghez viszonyítva a porckorong merevsége 580%-kal nő a folyamat végére. Ugyanakkor a hirtelen degenerációs folyamatban a porckorong merevsége a fiataloknál 60–80%-kal, az időseknél 60%-kal csökken, a degeneráció típusától és kísérő jelenségeitől függően (2. táblázat).

Az életkori degenerációs folyamatokhoz hasonlóan a hirtelen degenerációs folyamatokat is a nucleus állapota befolyásolja leginkább. A porckorong merevségváltozásban is a legfontosabb faktor a nucleus merevsége. Akár életkori, akár hirtelen degenerációs folyamatról van szó, a legélelnebb merevségváltozást a nucleus mutatja, élénken változik a belső annulus merevsége is, míg a külső annulus merevségében általában csekélyebb a változás. Kimondhatjuk tehát, hogy a porckorong „merevségérzékenysége” a nucleus közepétől kifelé radiálisan csökken. Életkori degeneráció végére a nucleus merevsége 1100%-kal, a külső és belső annulus merevsége 350–600%-kal növekedett (Kurutz és Oroszváry^{2,38}). Hirtelen degenerációnál a nucleus merevségcsökkenése fiatalon 90%, idősebben 60–70%; a belső annulusé fiatalon 70–90%, idősebben 70%; a külső annulusé fiatalon 20–60%, idősebben 30%, a degenerációtól és kísérő jelenségeitől függően (2. táblázat). Valóban, Iatridis és munkatársai⁴³ bizonyították, hogy a szálás és réteges szerkezetű annulus, amelynek domináns

anizotrop szerepe van húzás esetén, nem játszik domináns szerepet a porckorong nyomómerevségében.

Az életkori degenerációhoz hasonlóan a hirtelen degeneráció is a fiatal, alig degenerált szegmentumokat veszélyezteti leginkább. Ezt a korosztályt ugyanis a hirtelen degenerációnál fellépő radikális merevségcsökkenés éppen akkor éri, amikor a porckorongok merevsége az életkori degenerációs skálán a legkisebb^{2,38}. Számos publikációban leszögezték, hogy fiatal korban a gyenge degeneráció instabilitáshoz vezet, míg idősebb korban az előrehaladott degeneráció a stabilitási esélyt javítja, mivel a gyengén degenerált szegmentumnak a legkisebb az ellenállása^{1,8,9,14,15,38}. Valóban, a fiatal, gyengén degenerált porckorongnál a hirtelen degenerációs merevségcsökkenés mintegy 2100 N/mm szintről indul, és hirtelen lecsökken mintegy 75–80%-kal 400–500 N/mm szintre. Ugyanakkor idősebb korban a merevségcsökkenés magasabb szintről, 3600 N/mm-ről indul, és mintegy 60%-kal, 1440 N/mm-re csökken. A fiatalabb korban nagyobb deformáció-képesség is abban az irányban hat, hogy a hirtelen degenerációnál keletkező nagy alakváltozások ebben a korban a legveszélyesebbek a lumbális szakaszon fellépő sérülések és fájdalom szempontjából.

Számításainkkal igazoltuk a fiatal felnőtt korosztály veszélyeztetettségét a lumbális porckorongbántalom szempontjából. Valóban, a magyar balneológusok és hidroterapeuták tapasztalata szerint⁴⁷ a porckorongbántalom miatt kezelt betegek legnagyobb százaléka a 40–55 éves korosztályból kerül ki. Ez a korosztály nemcsak az életkori, hanem a hirtelen degeneráció szempontjából is a legsérülékenyebb. A vége-selemes modell és szimuláció alapján ennek mechanikai összetevőit és okait mutattuk ki, segítve ezzel a degenerációs folyamatok minél jobb megértését és a kezelési módok hatékonyabbá tételét.

IRODALOM

1. Adams MA, Bogduk N, Burton K, Dolan P. 2002. The Biomechanics of Back Pain. Churchill Livingstone, Edinburgh, London, New York, Oxford, 238 p.
2. Kurutz M, Oroszváry L. 2010. Lumbális gerincszegmentumok degenerációjának numerikus szimulációja: I. Az életkorral járó degeneráció. A IV. Magyar Biomechanikai Konferencia kiadványa, Pécs, 2010. május 8–9.
3. Ferguson SJ, Steffen T. 2003. Biomechanics of the aging spine. Eur. Spine J. 12(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 annular 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 mechanics with degeneration. Journal of Bone and Joint Surgery Am. 88(4), Suppl. 2:36–40.
13. Polikett 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. Med. Eng. 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 bi-segment 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. *J. 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 non-linear 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. *J. 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 AL*. 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. *Acaroglu ER, Iatridis JC, Setton LA, Foster RJ, Mow VC, Weidenbaum M*. 1995. Degeneration and aging affect the tensile behaviour of human lumbar annulus fibrosus. *Spine*, 20(24):2690–2701.
38. *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.
39. *Dolan P, Adams MA*. 2001. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for I. *Clinical Biomechanics*, 16, Suppl.(1):S8–S16.
40. *Adams MA, Dolan P*. 2005. Spine biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 38(10):1972–1983.
41. *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.
42. *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.
43. *Iatridis JC, Setton LA, Foster RJ, Rawlins BA, Weidenbaum M, Mow VC*. 1998. Degeneration affects the anisotropic and nonlinear behaviours of human anulus fibrosus in compression. *Journal of Biomechanics*, 31(6):535–544.
44. *Heuer F, Schmidt H, Wilke HJ*. 2008a. The relation between intervertebral disc bulging and annular fiber associated strains for simple and complex loading. *Journal of Biomechanics*, 41(2008):1086–1094.
45. *Heuer F, Schmidt H, Wilke HJ*. 2008b. Stepwise reduction of functional spinal structures increase disc bulge and surface strains. *Journal of Biomechanics*, 41(2008):1953–1960.
46. *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.
47. *Bender T, Karagülle Z, Bálint GP, Gutenbrunner C, Bálint PV, Sukenik S*. 2005. Hydro-therapy, 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 végeeselemes modellezésben nyújtott segítségét.

Kurutzné Kovács Márta

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