

A SÚLYFÜRDŐKEZELÉS HATÁSÁNAK VÉGESELEMES SZIMULÁCIÓJA A KEZDETI RUGALMAS SZAKASZBAN

Kurutzné Kovács Márta¹, Oroszváry László²

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Budapest

² Knorr Bremse Hungaria Ltd, Budapest

kurutzm@cik.bme.hu

Absztrakt

A súlyfürdő a magyar reumatológia egyik legnagyobb gyakorlati jelentőségű felfedezése. Eredményeként az izmok ellazulnak, a gerinc megnyúlik, a porckorongsérv visszahúzódik, a fájdalom enyhül, a műtét megelőzhető. Ez a konzervatív kezelési mód hazánkban több mint fél évszázada széles körben elterjedt, sikeresen alkalmazzák, azonban külföldön nem ismerik, mivel korábban nem állt rendelkezésre a beavatkozás széles körű biomechanikai elemzése. A közelmúltban a kezelés biomechanikai hátterének elemzése és a keletkező megnyúlások in vivo kísérleti meghatározása, valamint a kezelés hatékonyságának klinikai kísérleti bizonyítása megtörtént. A jelen tanulmányban a kezelés numerikus szimulációjának eredményeit ismertetjük. 3D vége-selemes numerikus szimulációval vizsgáljuk a kezelési folyamat mechanikai körülményeit és hatékonyságát. A súlyfürdőkezelés egy tipikus viszkoelasztikus folyamat. A jelen tanulmányban ennek a kezdeti rugalmas szakaszát vizsgáljuk. A számításainkat a lumbális L3–S1 gerincszakasz egy tipikus szegmentumának a vége-selemes modellje alapján végezzük, amelynek húzási anyag-állandóit a súlyfürdőben végzett in vivo kísérletek alapján állapítottuk meg, nyomási anyag-állandóit a szakirodalomból vettük át. Számításaink alapján bebizonyítottuk, hogy a 40–45 év közötti korosztály lumbális szegmentumai a legsérülékenyebbek, a további idősezés során a szegmentális stabilitás erősödik. Megállapítottuk, hogy a súlyfürdőkezelés indirekt és direkt nyújtási szakaszból áll. A porckorong bilineárisan viselkedik: az indirekt szakaszban nagyobb a nyújtással szembeni ellenállása, mint a direkt szakaszban. Emiatt, annak ellenére, hogy a direkt nyújtóerő csak mintegy 6%-a az indirekt nyújtóerőnek, a direkt megnyúlások 20–80%-át teszik ki az indirekt megnyúlásoknak a szegmentum életkorától és degenerációs állapotától függően. Ugyanakkor a direkt szakaszban a porckorong feszültségi tehermentesülése csupán 2–8%-ot tesz ki. Következésképpen a többletsúlyokkal vezérelt direkt nyújtóerők elsősorban a porckorong megnyúlásaiért felelősek, előidézve az idegyökök felszabadítását a kompressziós deformációk alól; ugyanakkor a felhajtóerő miatt lecsökkent testsúlyból és a függesztesi testhelyzet miatt megszűnő izomerőkből eredő indirekt nyújtóerő a feszültségi tehermentesülésért felelős. A lumbális szegmentumok kezdeti rugalmas deformációi a súlyfürdőkezelés további viszkózus szakaszában a kúszási folyamat során mintegy megkettőződnek. A kezelés hatékonysága napi gyakoriságú többhetes kúra végére lesz optimális. Klinikai kísérletekkel azt bizonyították, hogy a súlyfürdő jótékony hatása három hónap elteltével is érzékelhető.

Kulcsszavak: súlyfürdőkezelés; lumbális szegmentum; vége-selem-modell; numerikus szimuláció; direkt és indirekt nyújtás

Abstract

Weightbath hydrotraction treatment is one of the most important discoveries in the Hungarian rheumatology. Due to the treatment muscles relax, the spine stretches, the disc contracts, the pain mitigates, operation may be avoided. The weightbath treatment has been applied in Hungary successfully for more than a half century, however, it is unknown elsewhere because of the lack of experimental clinical and biomechanical analysis and proof of its efficiency. Recently, Hungarian researchers have investigated the biomechanical and experimental analysis of its stretching and clinical evidences; in this paper the numerical simulation of the treatment is presented. 3D finite element models of human lumbar functional spinal units were used for numerical analysis of weightbath hydrotraction therapy applied for treating degenerative diseases of the lumbar spine. Five grades of age-related degeneration were modeled by material properties. Tensile material parameters of discs were obtained by parameter identification based on in vivo measured elongations of lumbar segments during the regular weightbath treatment. Compressive material constants were obtained from the literature. It has been proved numerically that young adults of 40–45 years have the most deformable and vulnerable discs, while the stability of segments increases with further aging. The reasons were found by analyzing the separated contrasting effects of decreasing incompressibility and increasing hardening of nucleus, yielding non-monotonous functions of stresses and deformations in terms of aging and degeneration. The weightbath treatment consists of indirect and direct traction phases. Discs show a bilinear material behaviour with higher resistance in indirect and smaller in direct traction phase. Consequently, although the direct traction load is only 6% of the indirect one, direct traction deformations are 20–80% of the indirect ones, depending on the grade of degeneration. Moreover, the ratio of direct stress relaxation remains equally about 2–8% only. Consequently, direct traction controlled by extra lead weights influences mostly the deformations being responsible for the nerve release; while the stress relaxation is influenced mainly by the indirect traction load coming from the removal of the compressive body weight and muscle forces in the water. These initial elastic elongations of the lumbar spine are doubled during the further creep period of the treatment. The optimal efficiency of the treatment develops by the end of a 2-3 weeks long cure of daily treatments. The beneficial clinical impacts of WHT are still evident even 3 months later.

Keywords: weightbath hydrotraction treatment; lumbar segments; finite element model; numerical simulation; direct and indirect traction

1. Bevezetés

A súlyfürdő a magyar reumatológia egyik legnagyobb gyakorlati jelentőségű találmánya^{1,2}. A száraznyújtás már nagyon régóta ismert a gyógyászatban, azonban bebizonyították^{3,4,5}, hogy ahelyett, hogy a kezelés alatt a porckorong tehermentesülne a nyomás alól, az izmok ellenállása miatt megnövekednek benne a feszültségek. Ezek a megfigyelések mutatják

a súlyfürdőkezelés rendkívüli jelentőségét, ugyanis itt a langyos vízben kényelmesen függő betegek izomzata teljesen elernyed, semmiféle izom-összehúzódás nem történik. A betegek függőleges testhelyzetben függnek egy rugalmas nyaki galléron, vagy kétoldali hónaljtámaszon, de a kettő kombinációja is előfordulhat. Eközben ólomsúlyok függnek a betegeken, vagy a bokáikra, vagy derékszíjra akasztva, kétoldalt. Mechanikai számításokkal

igazoltuk, hogy a lumbális szakasz leghatékonyabb nyújtását a nyaki felfüggesztés adja, bokasúlyokkal⁶.

A jelen tanulmányban a súlyfürdőkezelés során lejátszódó mechanikai folyamatok numerikus szimulációjának legfontosabb eredményeit ismertetjük. A vizsgálat részleteiről a nemzetközi kutatás számára a Kurutz és Oroszváry¹⁴ tanulmányban számoltunk be.

A numerikus szimulációval azt kívántuk kimutatni, hogy hogyan tehermentesülnek a lumbális szegmentumok a súlyfürdő kezdeti rugalmas fázisában a káros kompressziós hatások, a feszültségek és összenyomódások alól. A szerzők ismerete szerint tiszta centrikus húzásra vonatkozó numerikus szegmentummodellek nem léteznek a szakirodalomban, mivel a húzás nem tipikus igénybevétele a gerincnek. Húzás említésére csupán mint az egyéb fiziológiai igénybevételek, az előre- és hátrahajlás, vagy az oldalra hajlás vizsgálatakor fellépő járulékos hatásra kerül sor^{4,7,8,9}, nem fordul elő, hogy a húzást mint domináns igénybevételei formát kezeljék.

A jelen tanulmányban a lumbális L3–S1 szakaszra kidolgozott numerikus szegmentummodellt domináns húzási igénybevételre dolgoztuk ki, az L3–4, L4–5 és L5–S1 szegmentumokon a súlyfürdőben végzett in vivo nyúlásméréseink alapján^{10,11}, amelyeket egy speciális, az adott célra kifejlesztett víz alatti ultrahangos mérési módszer segítségével végeztük^{12,13}.

A súlyfürdőkezelés általában 20 percig tart, ezalatt egy tipikus viszkoelasztikus folyamat játszódik le a gerincben. A vízben történő felfüggesztés után azonnal lejátszódik a pillanatnyi rugalmas szakasz, azután indul a kúszás, változatlan teher mellett. E helyt csak a kezelés első, rugalmas fázisával foglalkozunk, a második, viszkoelasztikus kúszási folyamat elemzéséről később számolunk be.

2. Módszerek

2.1. Terhek és megnyúlások a súlyfürdőben

Biomechanikai elemzés szerint⁶ nyaki felfüggesztésnél három teherhatás okoz megnyúlást a gerincoszlop mentén: (1) a *dekompresziós erő*, amely a vízben megszűnő testsúly és az elernyedt izomerők összegéből áll, (2) az *aktív nyújtóerő*, amely a testsúly és a felhajtóerő különbségének felel meg; (3) az alkalmazott *ólomsúlyokból* származó nyújtóerő. Az első teher az *indirekt nyújtóerő*, a második és harmadik együtt a *direkt nyújtóerő*³⁰.

A jelen numerikus analízis során az átlagos, 700 N testsúlyból indulunk ki. Ennek alapján 840 N direkt és 50 N indirekt nyújtóerőt vettünk figyelembe^{6,12,14}.

Mivel senki nem ismeri a porckorong vagy a szegmentum intakt, tehermentes állapotát, definiálnunk kellett a megnyúlásra vonatkozó viszonyítási rendszert. A lumbális szegmentum és porckorong megnyúlását a kezelés előtti egyenesen álló testhelyzetben fennálló összenyomott állapothoz viszonyítottuk, vagyis ezt az állapotot tekintettük zérus megnyúlású állapotnak.

2.2 A szegmentum végeelemes modellje

Az L3–S1 szegmentum 3D geometriai modelljét egy tipikus lumbális szegmentum méretei alapján vettük fel (*1. a ábra*). A csigolyatestnél megkülönböztettük a corticalis és trabecularis részt, és a nyúlványokhoz tartozó elemeket. A csigolyafal vastagsága 0,35 mm, a véglemezek vastagsága 0,5 mm volt. A porckorong nucleusát és annulusát külön kezeltük, az annulus mátrixát két gyűrűre osztottuk, amelyeket egymástól és a nucleustól szálrétegek választanak el^{15,16}. A szálak keresztmetszeti területe 0,1 mm² volt. A kisízületek iránya és

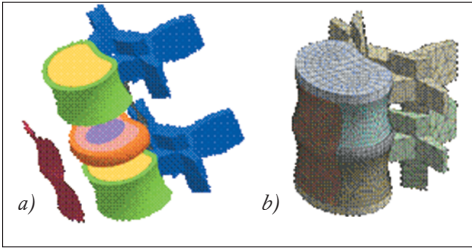


Figure 1. The geometrical model and FE mesh of FSU

geometriája a szakirodalmi adatokat követte¹⁷. Mind a hét lumbális gerincszalagot beillesztettük a modellbe.

A végeleemes hálózatot három lépésben alakítottuk ki: (1) geometriai modell felvétele Pro/Engineer, (2) a végeleemes hálózat felvétele ANSYS Workbench, és (3) a szegmentum különböző alkotórészeinek integrálása a modellbe ANSYS Classic programmal (1. b ábra). Az annulusmátrixot, a nucleust és a szivacsos csontot, a nyúlványokat és a kisízületeket, továbbá bizonyos kapcsolatokat térfogatelemekből, a csontos véglemezeket és a csigolya corticalis részét, valamint a szalagokat héjelemekből, végül az annulus szálait rúdelemekből építettük fel.

2.3 A szegmentum-modell anyagállandói

A súlyfürdőkezelés kezdeti pillanatnyi fázisában a szegmentum minden alkotórésze rugalmasan viselkedik. A csontelemekre húzásra és nyomásra azonosan viselkedő rugalmas, izotrop anyagot feltételeztünk a szakirodalom alapján^{15,16,18-25} (1. táblázat). A porckorong nucleusát és annulusának mátrixát lineárisan rugalmasnak feltételeztük nyomásra, és bilineárisan rugalmasnak húzásra. Nyomáshoz és dekompresziós nyújtáshoz a szakirodalmi nyomási adatokat használtuk, de aktív nyújtáshoz a rugalmassági modulust a nyúlásmérési adataink alapján végzett paraméter-identifiká-

| 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 | 4/0,4* | 0,45 |
| Annuluszálak | 500/400/300** | – |
| Nucleus | 1/0,4* | 0,499 |
| Elülső hosszanti szalag | 8* | 0,35 |
| Hátulsó hosszanti szalag | 10* | 0,35 |
| A többi szalag | 5* | 0,35 |

*húzás, **külső/középső/belső szálak, húzás

1. táblázat. Az egészséges szegmentum anyagállandói

ciós módszerrel¹⁴ határoztuk meg. A nucleus collagen szálait csak húzásra dolgozó lineárisan rugalmas anyagúnak feltételeztük^{26,18,27,21}, a kollagéntartalom radiális változását kifelé növekvő merevséggel szimuláltuk^{28,15,16}. A gerincszalagokat lineárisan rugalmas, csak húzásra dolgozó anyaggal modelleztük^{18,29,24}.

Mivel a súlyfürdőkezelés degenerált szegmentumokon történik, figyelembe vettük az életkori degeneráció egyes stádiumait. Öt degenerációs fokozatot dolgoztunk ki (2. táblázat), amelyben a nucleus folyadékszerű állapotának megszűnését a Poisson-tényező csökkenésével, a nucleus fokozatos keményedését pedig a rugalmassági modulusa növekedésével modelleztük^{33,8,9}. Az annulus és a véglemezek károsodását is követtük^{28,34,35,36}.

Az egészséges és a degenerált végeleemes modell validálását húzásra és nyomásra egyaránt elvégeztük. 2000 N centrikus nyomás esetén a porckorong szagittális középsíkjában keletkező függőleges nyomófeszültségek számításból kapott nagyságát és eloszlását hasonlítottuk össze Nachemson³⁷, Adams és munkatársai^{32,33}, Dolan és Adams⁸, Adams és Dolan⁹ ún. stress-profilometriával nyert kísérleti eredményeivel. Az eredmények meggyőző egyezést

| Degenerációs fokozatok | 1. fokozat egészséges | | 2. fokozat | | 3. fokozat | | 4. fokozat | | 5. fokozat teljes deg. | |
|------------------------|-----------------------|-------|------------|-------|------------|-------|------------|-------|------------------------|-------|
| | E (MPa) | ν | E (MPa) | ν | E (MPa) | ν | E (MPa) | ν | E (MPa) | ν |
| 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

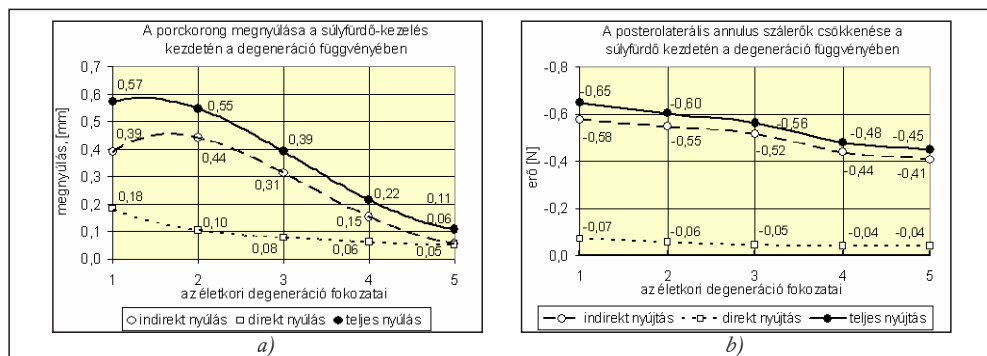
mutattak. Húzás esetén az L3–S1 lumbális szakaszhoz tartozó szegmentumra 1000 N indirekt és 50 N direkt nyújtóerővel számított megnyúlási eredményeinket hasonlítottuk össze Kurutz¹² és munkatársai¹¹ a súlyfürdőben in vivo mért kísérleti eredményeivel. Nemcsak a megnyúlási értékek, hanem azok életkori megoszlását mutató függvények is nagy hasonlóságot mutattak. Ennek alapján a fenti táblázatok szerint felvett anyagállandók elfogadható alapot képeztek a súlyfürdő mechanikai jelenségeinek numerikus szimulációjához.

3. Eredmények

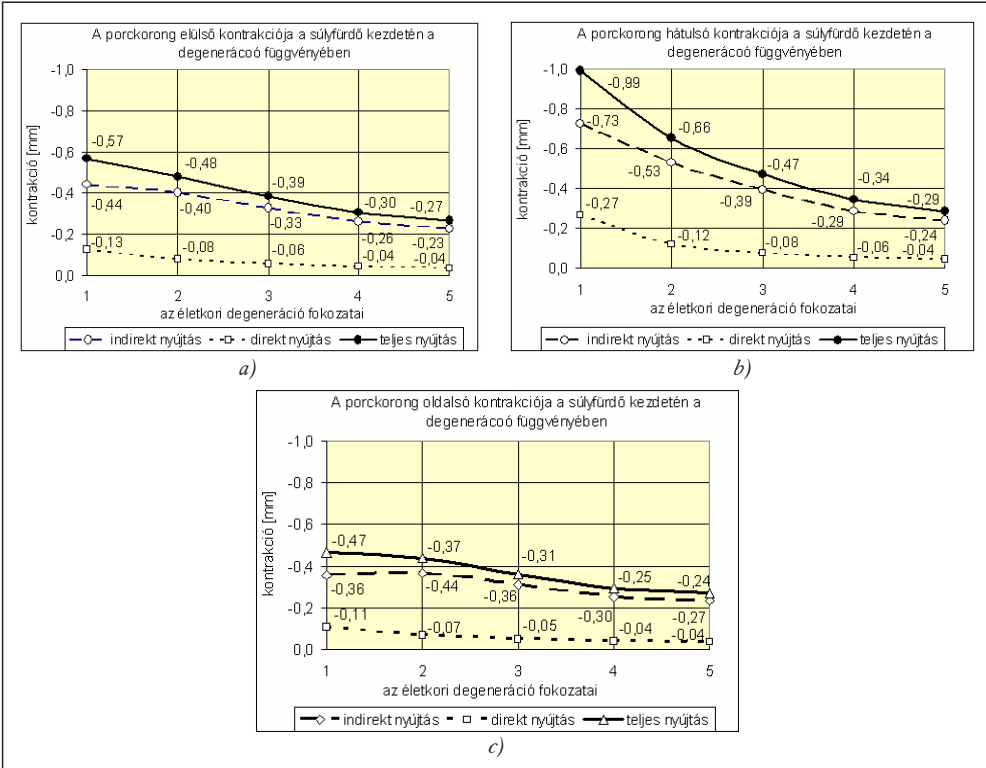
A 2. a ábrán a porckorong megnyúlását, azaz a kezelés előtti összenyomódásának csökkenését látjuk a degeneráció függvényében az indirekt

és a direkt nyújtóerők külön-külön és együttes hatására. A 2. b ábrán a posterolaterális annulus szálaiban keletkező maximális húzóerő csökkenését ábrázoltuk a kezelés első fázisában a degeneráció függvényében, ugyancsak elkülönítve az indirekt és direkt nyújtóhatást. A megnyúlások két komponensét szemügyre véve látható, hogy az egészséges porckorongnál (1. fokozat) a direkt nyúlások az indirekt nyúlásoknak mintegy a 46%-át teszik ki, a közepesen degenerált porckorongnál (3. fokozat) a 26%-át, míg a degeneráció utolsó fázisában (5. fokozat) a 83%-át. A szálerőknél e három degenerációs fázisban a direkt hatásra keletkezők az indirekt nyújtóerőből keletkező szálerők 37, 21 és 17%-át teszik ki.

A 3. ábrán a porckorong kihasodásának csökkenését látjuk, azaz az elülső, hátulsó és ol-



2. ábra. a) A porckorong megnyúlása és b) az annulus szálaiban lévő húzóerő csökkenése a súlyfürdőkezelés kezdetén az életkori degeneráció függvényében



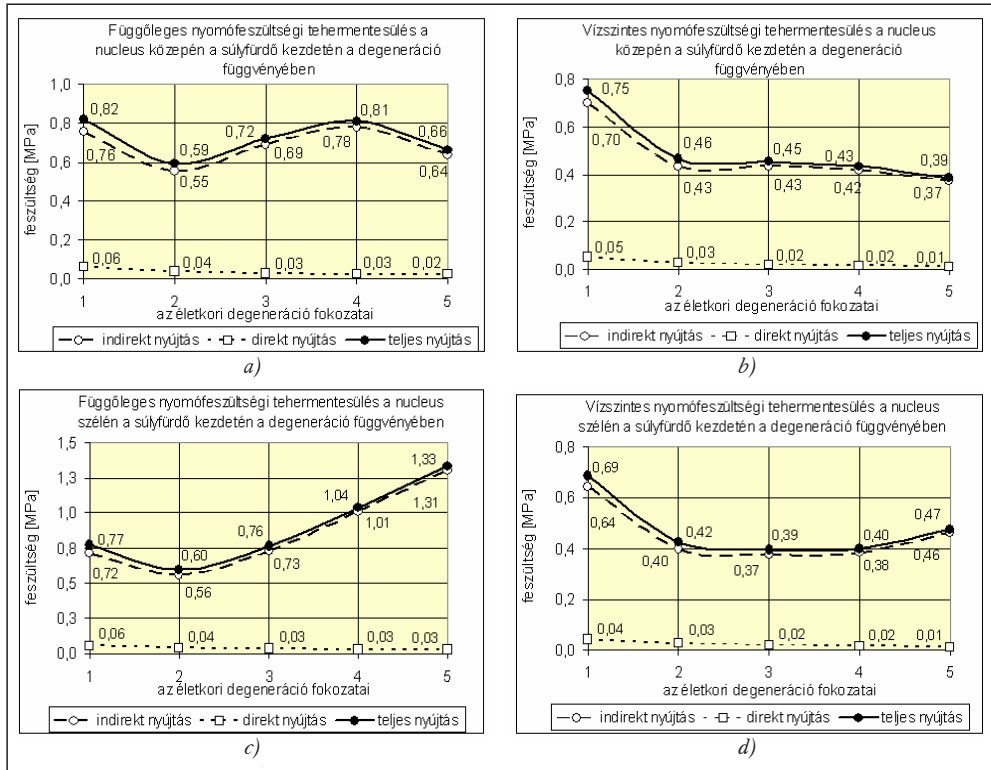
3. ábra. A porckorong a) elülső, b) hátsó és c) oldalsó kontrakciójának növekedése, vagyis kihalásának csökkenése a súlyfürdőkezelés kezdetén az életkori degeneráció függvényében

dalsó kontrakció növekedését a súlyfürdőkezelés kezdeti pillanataiban, az indirekt és a direkt nyújtóerő hatására a degeneráció függvényében. A porckorong megnyúlásához hasonlóan, amelyet az összenyomódás csökkenéseként definiáltunk, a kontrakciót is a kezelés előtti egyenesen álló testhelyzetben fennálló kihalás csökkenéseként értelmeztük. Az elülső direkt kontrakció (3. a ábra) az egészséges, közepesen és súlyosan degenerált esetben (1., 3. és 5. fokozat) az indirekt kontrakció 30, 18 és 17%-át teszi ki, ugyanez a hátsó kontrakció (3. b ábra) esetén 37, 21 és 17%, míg oldalsó kontrakciónál (3. c ábra) 31, 14 és 15%.

A 4. ábra a porckorong nucleusában lezajló feszültségi tehermentesülés eseteit mutatja. A nucleus közepén fellépő függőleges és víz-

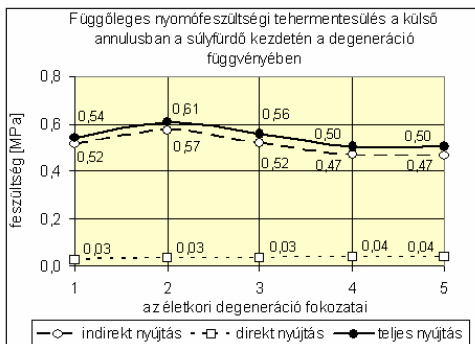
szintes nyomófeszültségek kezelés hatására bekövetkező csökkenését 4. a és 4. b ábrán ábrázoltuk, a degeneráció függvényében. A 4. c és a 4. d ábrákon ugyanezt láthatjuk a nucleus szélén, az annulussal határos szakaszokon. Látható, hogy a feszültségek esetén a direkt nyújtás hatása csekélyebb, mint a deformációknál: a függőleges és vízszintes feszültségek csökkenése a direkt nyújtás hatására egészséges, közepesen és súlyosan degenerált esetben (1., 3. és 5. fokozat) egyaránt csupán mintegy 6–8, 4–5 és 2–3%-át teszi ki az indirekt nyújtásból keletkezett feszültségcsökkenésnek.

Az 5. ábra a külső annulusban fellépő függőleges nyomófeszültségek csökkenését mutatja a súlyfürdőkezelés kezdetén a degeneráció függvényében. Itt a direkt nyújtás hatására létrejövő



4. ábra. Nyomófeszültségek csökkenése a porckorong nucleusában a súlyfürdőkezelés kezdetén a degeneráció függvényében

a) függőleges és b) vízszintes nyomófeszültségek a porckorong közepén, c) függőleges és d) vízszintes nyomófeszültségek a nucleus szélén, az annulus határán



5. ábra. Függőleges nyomófeszültségek csökkenése a porckorong külső annulusában a súlyfürdőkezelés kezdetén a degeneráció függvényében

feszültségcsökkenés ugyancsak csupán 6, 6 és 9%-a az indirekt nyújtásból keletkezőnek egészséges, közepesen és súlyosan degenerált esetben.

4. Megbeszélés

A súlyfürdőkezelés elsősorban a különféle porckorong-bántalomban szenvedő betegek számára javasolt³⁰. Hatására a kompressziós teher miatt összenyomódott porckorongokban jótékony tehermentesítési folyamat játszódik le, a szegmentumok flexibilitása megnő, a fájdalom csökken, megszűnik. A napi mintegy 20 perces kezelést két-négy héten át ismételve,

a kedvező klinikai hatások még három hónap múlva is megfigyelhetők, amint azt Oláh és munkatársai⁴³ klinikai kísérleteikkel kimutatták.

A porckorong degenerációs változásának fő megnyilvánulása a folyadéksterű viselkedés megszűnése az egyidejű szilárdulással. Ennek modellezése a nucleus Poisson-tényezőjének csökkentésével és a rugalmassági modulusának egyidejű növelésével történt^{40,41}, a porckorong egyéb tulajdonságainak a változtatásával együtt^{22,42}.

A súlyfürdőkezelés első, rugalmas szakaszában a terhelés és az ennek következtében fellépő deformációk és feszültségek indirekt és direkt fázisra bonthatók. Centrikus húzásra ugyanis a porckorong nucleusa és annulusának mátrixa bilineárisan rugalmas anyagúnak tekinthető: az indirekt nyújtási fázisban nagyobb, a direkt fázisban kisebb ellenállással. Acaraglou és munkatársai³⁸, valamint Ebara és munkatársai³⁹ szerint a húzási tulajdonságok a porckorongon belül a hely függvényei. Valóban, centrikus nyomásnál az egészséges porckorongban hidrosztatikus nyomás uralkodik, amely erős támaszt ad az annulus lamelláinak belülről, és a csaknem vízszintes, abroncsszerűen elhelyezkedő szálakban levő húzóerők pedig kívülről. Hasonló ellenhatást gyakorol az annulus a nucleusra. Centrikus húzásnál azonban ennek ellentéte történik. A szálak húzóereje csökken, ugyanakkor a szálak iránya egyre meredekebbé válik³³, és egyidejűleg a nucleusból lecsökken a hidrosztatikus nyomás, és mintegy szívássá válik, következésképpen, a dekompresszió végeztével, az aktív nyújtási szakaszban indokolt a kisebb ellenállás figyelembevétele.

Az extra súlyokkal végzett direkt nyújtás elsősorban a deformációkért, tehát az idegyökök felszabadításáért, míg az indirekt nyújtás a feszültségek tehermentesítő hatásáért felelős.

Annak ellenére, hogy a direkt nyújtóerő csak mintegy 6%-a az indirekt nyújtóerőnek, a porckorong megnyúlásában a direkt nyújtás hatása 20–80%-a az indirekt nyújtásénak. Különösen érvényes ez idős embereknél, a degenerációs folyamat végén, ahol ez a direkt/indirekt arány a legmagasabb. A porckorong kontrakciójában a direkt hatás 15–35%-a az indirektnek. Ugyanakkor a feszültségeknél a direkt nyújtóerőből származó feszültségcsökkenés mindössze 2–8%-a volt az indirekt nyújtóerőből keletkezőnek. Éppen ez, a direkt nyújtóerőnek, az alkalmazott extra ólomsúlyoknak a jelentős nyújtóhatása adja a súlyfürdőkezelés nagy jelentőségét. Amint a fenti eredményekből kiderül, a súlyfürdőkezelés során az extra súlyok alkalmazásának nagy fontossága van, különösen idős embereknél, ahol a direkt nyújtóerőnek domináns hatása van. Ez egyben óvatosságra kell, hogy intse a kezelést előíró orvost az alkalmazandó súlyok nagyságának mérlegelésénél.

Az extra súlyok hatásának fontossága vezette Moll Károlyt a jelenleg használtaknál nagyobb súlyok alkalmazásához, anélkül, hogy ezek komolyabb sérüléssel jártak volna. Valóban, előfordulhat, hogy a súlyfürdőkezelésnél a megszokott 2-szer 2-3 kg-os súlyoknál nagyobb súlyt kell alkalmazni a kívánt nyújtóhatás eléréséhez. Végh⁴⁴ in vivo kísérleteivel igazolta, hogy extra súly nélkül csupán a test felhajtóerejéből számított direkt nyújtóerő negatív is lehet, ha a beteg fajsúlya kisebb, mint a vízé. Ekkor a beteget a víz a felszínre dobja, és a kezelés extra súlyok nélkül nem is hajtható végre. Ez előfordulhat, ha a beteg kövér, vagy a víz olyan gyógyvíz, amelynek magas az ásványianyag-tartalma.

A lumbális gerinc centrikus nyújtására vonatkozóan sem kísérleti, sem numerikus eredmények nem találhatók a nemzetközi szakirodalomban. Kurutz és munkatársai voltak az elsők, akik a porckorong centrikus húzásából kelet-

kezdő megnyúlásokat in vivo megmérték^{10–13}, és numerikusan szimulálták¹⁴. A kísérleti és numerikus eredményeiket összehasonlítva megnyugtató egyezést találtak¹⁴. A gyengén degenerált porckorong a súlyfürdőben 0,1–0,15 mm direkt, 0,4–0,45 mm indirekt és mintegy 0,6 mm teljes azonnali rugalmas megnyúlást szenvedett, miközben 0,1–0,3 mm direkt, 0,5–0,7 mm indirekt és mintegy 0,7–1,0 mm teljes hátulsó kontrakciója keletkezett. A súlyosan degenerált porckorong mintegy 0,05 mm direkt, 0,06 mm indirekt és 0,11 mm teljes megnyúlást, továbbá 0,05 mm direkt, 0,25 mm indirekt és 0,3 mm teljes hátulsó kontrakciót mutatott a kezdeti, rugalmas szakaszban.

Összefoglalva: elvégeztük a súlyfürdőkezelés kezdeti rugalmas szakaszában a szegmentum gyógyítóhatású nyúlásának és tehermentesülésének numerikus szimulációját. Megállapítottuk, hogy a porckorong alakváltozás-képessége az öregedéssel és a degenerációval csökken, azonban fiatal felnőtt korban, 40–45 év körül a legmozgékonyabb, egyben a legsérülé-

kenyebb. Bender⁴⁵ szerint a hazai gyógyfürdőkben és reumatológiai osztályokon a porckorong-bántalmakkal kezelt betegek zöme a 40–55 év közöttiek közül kerül ki. Ennek okát kizárólag numerikus szimulációval tudtuk kimutatni: az öregedés kezdetén a nucleusban megszűnő hidrosztatikus nyomásnak, később a nucleus keményedésének van domináns hatása¹⁴. A direkt és indirekt traktációs fázisban az annulusmátrix eltérően viselkedik: jóval merevebb az indirekt, és hajlékonyabb a direkt fázisban, ezért jóval nagyobb deformációk keletkeznek az alkalmazott extra súlyoknál. Ez a tény a kezelő orvost a súlyok alkalmazásakor megfontolásra figyelmezteti. A súlyfürdőkezelés indirekt fázisában keletkezik a feszültségrelaxáció, azaz a feszültségi tehermentesülés, míg a direkt fázisában keletkezik az alakváltozási tehermentesülés, a porckorong kontrakciója, az ideggyökök felszabadulása a környezeti káros deformációk alól. Oláh és munkatársai⁴³ bebizonyították, hogy a súlyfürdőkezelés előnyös klinikai hatása még három hónap múltán is kimutatható.

IRODALOM

1. Moll K. 1956. Die Behandlung der Discushernien mit den sogenannten "Gewichtsbadern". *Con-templ. Rheum.*, 97:326–329.
2. Moll K. 1963. The role of traction therapy in the rehabilitation of discopathy. *Rheum. Balneol. Allerg.*, 3:174–177.
3. Andersson GB, Schultz AB, Nachemson AL. 1983. Intervertebral disc pressures during traction. *Scand. J. Rehabil. Med. Suppl.* 9:88–91.
4. White AA, Panjabi MM. 1990. *Clinical Biomechanics of the Spine*, Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, etc.
5. Ramos G, Martin W. 1994. Effects of vertebral axial decompression on intradiscal pressure. *Journal of Neurosurgery*, 81(3):350–353.
6. Bene É, Kurutz M. 1993. Weight-bath and its biomechanics (in Hungarian). *Orvosi Hetilap*, 134. 21:1123–1129.
7. Bader DL, Bouten C. 2000. Biomechanics of soft tissues. In: Dvir, Z. (Ed.), *Clinical Biomechanics*. Churchill Livingstone, New York, Edinburgh, London, Philadelphia, pp. 35–64.
8. Dolan P, Adams MA. 2001. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for l. *Clinical Biomechanics.*, 16, Suppl.(1):S8–S16.
9. Adams MA, Dolan P. 2005. Spine biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 38(10):1972–1983.
10. Kurutz M, Bene É, Lovas A, Molnár P, Monori E. 2002a. In vivo biomechanical experiments for measuring traction deformations of human

- lumbar spine during weightbath therapy. (In Hung.). Orvosi Hetilap, 143 (13):673–684.
11. 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.
 12. Kurutz M. 2006a. 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.
 13. Kurutz M. 2006b. In vivo age- and sex-related creep of human lumbar motion segments and discs in pure centric tension. Journal of Biomechanics, 39(7):1180–9.
 14. Kurutz M, Oroszváry L. 2010. Finite element analysis of weightbath hydrotraction treatment of degenerated lumbar segments in elastic phase. Journal of Biomechanics, 43(3):433–441.
 15. Denoziere G. 2004. Numerical modeling of ligamentous lumbar motion segment. Master thesis. Georgia Institute of Technology, 2004.
 16. 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.
 17. Panjabi MM, Oxland T, Takata K, Goel V, Duranseau J, Krag M. 1993. Articular facets of the human spine, quantitative three dimensional anatomy. Spine, 18:1298–1310.
 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. Ciach M, Awrejcewicz J. 2000. Finite element analysis and experimental investigations of the intervertebral discs in the human lumbar and cervical spine and porcine lumbar spinal segment. Computer Assisted Mechanics and Engineering Sciences, 7:91–101.
 20. Antosik T, Awrejcewicz J. 1999. Numerical and experimental analysis of biomechanics of three lumbar vertebrae. Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 3:37.
 21. 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.
 22. 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.
 23. 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.
 24. 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.
 25. 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.
 26. 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.
 27. 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):1153–116.
 28. 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.
29. 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.
30. Kurutz M, Bender T. 2010. Weightbath hydro-traction treatment – application, biomechanics and clinical effects. *Journal of Multidisciplinary Healthcare* (in press).
31. McNally DS, Adams MA. 1992. Internal intervertebral disc mechanics as revealed by stress profilometry. *Spine*, 17:66–73.
32. 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.
33. 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.
34. Natarajan RN, Williams JR, Andersson GB. 2004. Recent advances in analytical modelling of lumbar disc degeneration. *Spine*, 29:2733–2741.
35. 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.
36. Acaroglu ER, Iatridis JC, Setton LA, Foster RJ, Mow VC, Weidenbaum M. 1995. Degeneration and aging affect the tensile behaviour of human lumbar anulus fibrosus. *Spine*, 20(24):2690–2701.
37. Nachemson AL. 1981. Disc pressure measurements. *Spine*, 6(1):93–97.
38. Acaroglu ER, Iatridis JC, Setton LA, Foster RJ, Mow VC, Weidenbaum M. 1995. Degeneration and aging affect the tensile behaviour of human lumbar anulus fibrosus. *Spine*, 20(24):2690–2701.
39. Ebara S, Iatridis JC, Setton LA, Foster RJ, Mow VC, Weidenbaum M. 1996. Tensile properties of nondegenerate human lumbar anulus fibrosus. *Spine*, 21, 4:452–461.
40. 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.
41. Kurowski P, Kubo A. 1986. The relationship of degeneration of the intervertebral disc to mechanical loading conditions on lumbar vertebrae. *Spine*, 11:726–731.
42. 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.
43. Oláh M, Molnár L, Dobai J, Oláh C, Fehér J, Bender T. 2008. The effects of weightbath traction hydrotherapy as a component of complex physical therapy in disorders of the cervical and lumbar spine: a controlled pilot study with follow-up. *Rheumatology International*, 28(8): 749–756.
44. Vegh G. 2007. Cervical traction forces in weightbath therapy (In Hungarian). Conference of Hungarian Society of Balneology, Esztergom, Hungary, November 16–18, 2007.
45. 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 vége-selelemes modellezésben nyújtott segítségét.

Kurutzné Kovács Márta

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Budapest

H–1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.