



SZÉKFOGLALÓ ELŐADÁSOK A MAGYAR TUDOMÁNYOS AKADÉMIÁN

Kurutzné Kovács Márta

AZ EMBERI GERINC  
BIOMECHANIKAI MODELLEZÉSE  
– MÉRNÖKI KALANDOZÁSOK  
A DERÉKFÁJÁS KÖRÜL



Terintetes Nagy 97

szemléltető szabályainak 32. és a legy szót:  
újra újonnan választott tag, a külsőt kivétel  
szabályába tartozó dolgozat felolvasásáért,  
személyes megnevezés esetén beüldö  
legfeleltes egy év alatt széklet foglalt; külsőben meg  
száza megnevezésűen."

Lehetetlen esetek, melyekben kivált vidéken la  
gátolhatatlan a határidőt megtartani: de hallgat  
elnézni a szabály meg nem tartatását, amelyet  
mint összes szabályzatunkat szőlőseink tekintet  
kövekre emelne figyelmessé tenni a T. Akadémi  
szükségtelen.

Indoklásba hozatik tehát, hogy egyelőre az  
1861. igt. választott székfoglalás által meg nem erős  
ított tagok nevei a hivatalból kitöröltesse, az 1861-  
8-ig választott a szabályokra emeltesse, jö  
vőre pedig a titokzatos hivatal oda utasítsa, hogy  
evidenciában tartás végett az újon választottakat,  
míg széklet nem foglaltak, a sorozatba fel ne vegye."

1865. jan. 26.  
Zollner Mór  
Lugany Béla  
Hollán Ernő

853  
1865

Kemény László  
Königsberg László  
Jóshörményi  
r. tag Jolly János utaz  
Gyengyfalva

Kurutzné Kovács Márta

AZ EMBERI GERINC BIOMECHANIKAI MODELLEZÉSE –  
MÉRNÖKI KALANDOZÁSOK A DERÉKFÁJÁS KÖRÜL

SZÉKFOGLALÓK  
A MAGYAR TUDOMÁNYOS AKADÉMIÁN

A 2010. május 3-án megválasztott  
akadémikusok székfoglalói

Kurutzné Kovács Márta

AZ EMBERI GERINC  
BIOMECHANIKAI MODELLEZÉSE  
– MÉRNÖKI KALANDOZÁSOK  
A DERÉKFÁJÁS KÖRÜL



Magyar Tudományos Akadémia • 2014

Az előadás elhangzott 2010. november 18-án

Sorozatszerkesztő: Bertók Krisztina

Olvasószerkesztő: Laczkó Krisztina

Borító és tipográfia: Auri Grafika

ISSN 1419-8959

ISBN 978-963-508-772-3

© Kurutzné Kovács Márta

Kiadja a Magyar Tudományos Akadémia  
Kiadásért felel: Lovász László, az MTA elnöke  
Felelős szerkesztő: Kindert Judit  
Nyomdai munkálatok: Kódex Könyvgyártó Kft.

Levelező tagsági székfoglaló előadásomban bemutattam a mérnöki mechanikától a biomechanikáig vezető utam állomásait. Ennek szerves folytatásaként rendes tagsági székfoglaló előadásomban a gerinc mérnöki szemléletű modellezésével foglalkozom, és az e téren elért eredményeinket mutatom be.

Mondanivalómat három fejezetbe foglaltam. Az első részben tömören ismertetem a gerinc biomechanikájával kapcsolatos legfontosabb tudnivalókat, a gerinc biomechanikailag releváns anatómiai felépítését, terheit, igénybevételeit és biomechanikai viselkedését a vonatkozó szakirodalom alapján [1,2,3,4]. A második fejezetben a lumbális gerinc kísérleti és numerikus biomechanikai vizsgálatai terén elért eredményeinkre összpontosítok. A harmadik részben a jelenleg folyó kutatásainkról számolok be.

## 1. A GERINC BIOMECHANIKÁJA

*A gerinc biomechanikája a gerinc mint mechanikai tartószerkezet tulajdonságainak kutatásával foglalkozik, figyelembe véve annak élő, biológiai struktúra jellegét.* A gerinc biomechanikai vizsgálatai az ép és a károsodott gerincben – az élettani és az attól eltérő körülmények között – fellépő erők, feszültségek és elmozdulások meghatározására irányulnak a gerincet alkotó szervek, szövetek anyagi tulajdonságainak megállapítása mellett. Fontos cél a károsodások mechanikai okainak és megelőzési lehetőségeinek a feltárása, valamint a kezelésük hatékonyságának javítása.

A biomechanika vizsgálati módszereit két csoport alkotja: a *kísérleti* és a *numerikus* módszerek. Az *in vivo*, illetve az *in vitro kísérletek* során élő szöveten,

illetve holttestekből kivett mintadarabokon végzünk mechanikai vizsgálatokat. A *numerikus* vizsgálatok során elkészítjük az objektum matematikai-mechanikai modelljét, amelynek segítségével a biomechanikai folyamatokat numerikus szimulációkkal elemezzük.

## 1.1. A gerinc biomechanikailag releváns anatómiája

A gerincoszlop az emberi test legfőbb teherviselő szerkezete. Élettani feladata kettős: *teherviselés* és a *gerincvelő védelme*. Teherviselő szerepe ugyancsak kettős: egyrészt viseli és a medencére továbbítja a fej, a törzs és a külső terhek *erőit, hajlítónyomatékait*, másrészt elegendő *mozgást* tesz lehetővé a fej, a törzs, az ágyék és a medence között. Védelmi szerepe is kettős: védelem a *károsító erők* és a *károsító mozgások* ellen.

A *gerincoszlop* a koponyától a medencéig húzódik, *csigolyákból* és a közöttük lévő *porckorongokból* áll. A törzsi szakaszon *bordák* merevítik. Teljes hossza mentén *szalagok* és *izmok* veszik körül. A szomszédos csigolyák nyúlványai *ízületi csomópontokban* illeszkednek egymáshoz. A gerincoszlop belsejében lévő *gerincsatornában* helyezkedik el a *gerincvelő*.

A gerincoszlop tengelye ideális esetben *síkgörbe*, amely a függőleges anatómiai síkok metszésvonala közelében helyezkedik el. A gerincoszlop a test szimmetriasíkjában, az ún. sagittális síkban négy normális *élettani görbülettel* rendelkezik. Ezeknek a görbületeknek többrétű mechanikai szerepe van: fokozzák a gerinc *hajlékonyságát*, ugyanakkor növelik a *stabilitását*, azaz megkönnyítik a törzs egyensúlyban tartását, továbbá *csillapítják* a mozgás során bekövetkező *rázkódásokat*, növelik a gerinc *energiaelnyelő képességét*.

A gerincoszlopot 26 független csigolya alkotja: 7 *nyakcsigolya*, 12 *hátszigolya*, 5 *ágyékcsigolya*, továbbá az 5 összenőtt csigolyából álló *keresztcsont* és a 3–4 csigolyából összenőtt *farokcsont*. Minden csigolyának azonos az alapfelépítése:



a hengerszerű csontos *csigolyatest*, amelyről hátrafelé indul a két nyeles *csigolyaív*, amelyek a *csigolyalyukat* fogják közre. A csigolyalyukak alkotják a *gerincscatornát*, ebben halad a *gerincvelő*. A csigolyaív részei a *nyúlványok*, a két oldalsó *hátrántnyúlvány* és a középső *tövisnyúlvány*. A csigolyaívról erednek a fel- és lefelé irányuló páros *ízületi nyúlványok*, amelyek porccal fedett görbült ízületi felületei alkotják a *kisízületpárt*.

Bár a csigolyák felépítése alapvetően egyforma, méreteikben funkcionális eredetű eltéréseket mutatnak. A csigolyatestek a legfelső nyaki csigolyától kezdve a legalsó lumbális csigolyáig növekvő méretűek, mert a test súlyából kifolyólag lefelé haladva egyre nagyobb terhet viselnek. A csigolyalyuk mérete viszont lefelé haladva csökken, mert a gerincvelőt alkotó idegköteg lefelé vékonyodik. A csigolyák közötti ízesülő nyúlványok és ízületi felületek mérete és iránya az egyes gerincszakaszok mobilitási igényeinek megfelelően ugyancsak változik. A keresztcsont a jelentős teherátviteli szerep miatt merev ízületekkel kapcsolódik a medencegyűrűhöz. A farokcsont a keresztcsont alatt helyezkedik el, gyakorlatilag teherviselő szerep nélkül.

A *csigolyatest* palástját kívülről tömör, nagy szilárdságú, vékony *corticalis csontkéreg* határolja, ezen belül helyezkedik el a *szivacsos szerkezetű mag*, amelyet alul és felül csontos és porcos szerkezetű *zárólemez* határol. A belső szivacsos mag csontgerenda-hálózatból, a *trabeculákból* és annak üregeit kitöltő *csontvelőből* áll. A csontgerenda-hálózat iránya a nyomási teherviselésből adódó főfeszültségi trajektóriák irányához igazodik: megközelítőleg függőleges és vízszintes elrendezésű. A zárólemez apró lyukakkal van áttörve, ez a porckorong és a csigolyatest szivacsos állománya közötti anyagcserét teszi lehetővé.

A két csigolya között elhelyezkedő hengerszerű *porckorongok* biztosítják a csigolyák közötti *erőátvitelt*, és tompítják a járás, futás, ugrás közben bekövetkező *dinamikus hatásokat*, ugyanakkor ezek biztosítják a gerinc *mozgékonyágát* is, mert itt keletkeznek a gerincoszlop erők és hajlítónyomatékok hatására létre-

jövő *elmozdulásai*. A porckorongok mérete igazodik a kapcsolódó csigolyákhoz, így a gerinc magassága mentén lefelé haladva növekszik.

A porckorongnak három, élesen megkülönböztethető alkotórésze van: a hengergyűrű alakú, rostos, szálas, réteges szerkezetű *annulus fibrosus*, a gyűrű belsejében elhelyezkedő kocsonyás anyagú *nucleus pulposus* és a hengert alul és felül lezáró porcos szerkezetű *véglemezek*. Az *annulus gyűrű* szálas anyagú, koncentrikusan elhelyezkedő 10–20 laminált rétegből áll, amelyek váltakozó száliránnyal követik egymást. A szálak minden második rétegben egymással ellentétes irányban a vízszintes síkhoz képest mintegy 30°-os szögben hajlanak. A *nucleus pulposus* a porckorong belső kocsonyás magját alkotja. Átlátszó zselészerű anyagának 70–90%-át víz alkotja. A porckorongot a csigolyatestektől a *véglemezek* választják el, amelyek külső, csontos anyagú gyűrűs szegélye a csigolyatest részét képezi, belső porcos része a porckoronghoz tartozik. Ezért a véglemezeket rendszerint említeni szokták mind a porckorong, mind a csigolyák tárgyalásakor.

A csigolyák közötti erőátvitelben a *kisízületek* is részt vesznek. A gerinc egészséges működésének záloga a háromszög alakban elhelyezkedő porckorong és a két kisízület, amelyek – mint egy háromlábú asztal – biztosítják az egyensúly stabilitását. A kisízületek koordinálják a *mozgást* az egymást követő csigolyák között. Lehetővé teszik és ugyanakkor gátolják a túlzott mozgások létrejöttét. Ez utóbbi feladatuk biztonságosabb teljesítése céljából párosával, a sagittalis síkra szimmetrikusan helyezkednek el.

A gerincoszlop stabilitásában fontos szerepet játszanak a *gerincszalagok*, amelyek a csigolyatesthez és a csigolyanyúlványokhoz tapadnak. A szalagok *passzív szövetek*, csak megnyúlásra képesek, összehúzódásra nem. A szálas anyagú gerincszalagok hasonlítanak az erős gumiszalagokhoz: az irányukba eső húzóerővel szemben nagy a szilárdságuk, de nyomással szemben nincs ellenállásuk, kihajlanak. A gerincszalagok egyrészt a fiziológiai mozgást szabályoz-

zák a csigolyák között, másrészt a gerincvelő védelmében a gerinc mozgását határok között tartják, harmadrészt az izmokkal megosztva gondoskodnak a gerinc stabilitásáról, és nem utolsósorban traumatikus dinamikus terhek esetén energiát nyelnek el.

A szalagokkal körülvett, de *izmok* nélküli gerincoszlop rendkívüli módon instabil szerkezet. Az akaratlagos irányítás alatt álló *izomműködés* feladata, hogy bármely álló és mozgó helyzetben fenntartsa a gerincoszlop stabilitását, és megvédje a gerincet a traumatikus hatásoktól. Az izmok *aktív szövetek*, megnyúlásra és összehúzódásra egyaránt képesek, működésüket az idegrendszer szabályozza. Működésük energiát használ fel, és az izom-összehúzódáskor felszabaduló hő hozzájárul a testhőmérséklet fenntartásához.

Összetett szerkezetek mechanikai vizsgálatánál jól bevált módszer, hogy a szerkezetet olyan részekre, ún. *alszerkezetekre* bontják, amelyek a teljes szerkezet alapvető tulajdonságaival rendelkeznek, majd az egyes alszerkezetek vizsgálata útján nyert eredményeket – bizonyos kapcsolati feltételeket betartva – a teljes szerkezetre kiterjesztik. Így született meg a *funkcionális gerincegység*, más néven *mozgásszegmentum* – mint alszerkezet – fogalma. A szegmentumot két szomszédos csigolya alkotja a közöttük lévő porckoronggal és a csatlakozó szalagokkal, az izomzat nélkül. Az izmok jelenlétét terhekkel helyettesítik. A teljes gerinc modellje ezen egységek sorbakapcsolása útján épül fel.

## 1.2. A gerincre ható terhek

A gerincre ható terheket alapvetően két osztályba sorolhatjuk: *fiziológiai (élettani)* és *traumatikus (sérülést okozó)* terhek. A fiziológiai terhek megszokott nagyságú, a gerinc normális működéséből származó erők, a traumatikus terhek véletlenszerű, rendszerint hirtelen fellépő, nagy amplitúdójú terhek.

A *gravitációs terhek* a test minden pontjára hatnak, a tömeggel arányosan. *Statikus* körülmények között a test súlyából származó erő a gerinc mentén felülről lefelé haladva egyre nagyobb erővel terheli az egyes gerincszakaszokat. Egyenesen állva a legnagyobb nyomóerő az alsó lumbális szakaszra jut a fej és a felsőtest tömegéből adódóan. Ezt az óriási erőt kell a keresztcsontnak a medencére átadnia. *Dinamikus* körülmények között a gerincre jutó gravitációs teher többszörösére nőhet a tehetetlenségi erők megjelenése miatt.

Az *izmok működése* jelentős többletterhet hárít a gerincre, mivel a legerősebb, legnagyobb terhet viselő izmok a gerinc tengelyéhez közel, azzal párhuzamosan futnak. Következésképpen az izmok összehúzódása a gerincben lévő nyomást fokozza. Ezért az izmok hatása kettős: védi, de egyben veszélyt is jelenthet a gerincre nézve.

A növekvő *hasúri nyomás* csökkenti a háti és a lumbális gerincre jutó terhetek azáltal, hogy a hasizomzat összehúzódása révén a vállakra jutó terhelést közvetlenül a medencére viszi át. Ebben segítenek a hasi fűzők, övek, nemcsak a gyógyászat, hanem a megelőzés céljából is.

A gerinc *munkavégzésből eredő terheinek* meghatározása *ergonómiai* vizsgálatok útján történik. Ezek jelentős része a teher felemelésének és hordásának mechanikáját vizsgálja, minthogy ez a tevékenység, ha nem ésszerűen végzik, erősen károsító hatású lehet. Károsító lehet a hosszú ideig tartó, teljes testre ható *vibrációs hatás* is, de a monoton munkavégzési folyamatok során is előfordulnak olyan ismétlődő, *ciklikus terhelések*, amelyek során a gerinc ún. *fáradásos károsodása* következhet be.

*Dinamikus teher* esetén, ha az *hirtelen*, váratlan esemény következménye, *ostorcsapásszerű terhelés* állhat elő, mint például gépjárműbaleseteknél. Ilyenkor rövid az idő, és ha az idegi információ késve érkezik, az izmok túlreagálnak, ami megsokszorozhatja a gerinc terhelését. Akár megbotlás esetén is, a várat-

lan dinamikus hatás miatt a normálisnál 30–70%-kal nagyobb nyomás jut a gerincre. Gépjárműbaleseteknél perdöntő tényező, hogy a szenvedő alanynak a baleset bekövetkezésének esélye – akárcsak egytized másodperccel korábban is – tudomására jusson, hogy a hát- vagy a nyakizmok védelmi reakciója életbe léphessen. Ez az izomreflex a gyorsulási dinamikus tehercsúcsot jelentősen redukálhatja.

### 1.3. A gerincben keletkező igénybevételek

Mérnöki értelemben az igénybevételeket a *húzó*-, *nyomó*- és *nyíróerők*, valamint a *hajlító*- és *csavarónyomatékok*, továbbá ezek kombinációja alkotja.

A gerinc alapvető igénybevétele a *nyomás*. Az egyes gerincszakaszokra ható *nyomóerő* az adott szakaszon lévő porckorong középsíkjára merőlegesen hat, és a porckorongok, csigolyák összenyomódását okozza. A gerinc alapvető igénybevétele ez, amely statikusan a testsúly vonatkozó hányadából adódik (*1.a ábra* [1]). A nyaki gerincre nyomóerőként a fej súlya hárul, amely mintegy 8%-a a teljes testsúlynak. A lumbális gerincre ható nyomóerő a fej és a felsőtest teljes súlyából adódik, amely a testsúly mintegy 55–60%-át teszi ki. Átlagos, 70 kg-os embernél ez mintegy 400 N. A testhelyzetek erősen befolyásolják a gerincben keletkező nyomóerőt az izmok működése révén [5], ezért a lumbális gerincben fellépő nyomóerő nyugodt álló vagy ülő helyzetben csaknem a kétszerese a testsúlyból származó erőnek. Lehajlaskor, emeléskor a gerincizmoknak nagy nyomatékot kell kifejteniük, és mivel a hátizom rövid erőkaron dolgozik a porckorong középpontjához képest, nagyon nagy feszítőerőt kell kifejteniük, amely erős kompressziós hatással van a lumbális gerincre [3].

A *nyíróerő* az adott szakaszon lévő porckorong középsíkjában működik, és a csigolyák egymáshoz viszonyított elcsúszását okozza. Az alsó lumbális szakaszon a legnagyobb, ahol a porckorongok síkja a lordotikus görbület miatt a vízszintes síkkal elég nagy szöget zár be. A nyíróerő hajlaskor és emeléskor fo-

kozódik valamennyi gerincszakaszon, és különösen akkor, ha még a gerinc tengelye körüli csavarással is párosul. Anatómiai megfigyelések és EMG-mérések szerint a porckorongban fellépő nyíróerőt a hátizmok aktivitása 250 N-ban limitálja [6].

A *hajlítónyomaték* a sagittalis és a frontális síkban működik, és az adott szakasz előre-hátra és oldalra hajlását idézi elő. A gerinc hajlítónyomatékairól aránylag keveset tudunk, pedig meghatározó szerepük van a porckorongok és a szalagok károsodásában. Vizsgálatuk az utóbbi időben a kísérletek középpontjában áll. Kimutatták, hogy egy 10 kg-os súly felemelése guggolva, hajlított térdel 10 Nm, egyenes térdel 19 Nm hajlítónyomatékot ébreszt a lumbális szakaszon [7]. Az előre és oldalra hajolva emelésnél mintegy 30%-kal nő a hajlítónyomaték a sagittalis síkú hajláshoz képest. Jelentősen növekszik a hajlítónyomaték, ha a teher súlyos, távolabb van a testtől, és oldalt helyezkedik el [8].

A *csavarónyomaték* az adott gerincszakasz hossz tengelye körül forgat, és a gerinc elcsavaródását okozza, jelentős nyírást okozva a porckorongok vízszintes síkjában. Nem alaptalan az az állítás, hogy a csavarónyomaték a legveszélyesebb hatás a gerinc sérülése szempontjából, különösen, ha járulékos igénybevételként társul a hajlításhoz. Csavarásnál az anulus szálainak minden második rétege húzás alá kerül, míg az ellentétes szálak ellazulnak. Mivel a húzott kollagénszál nyomja a nucleust, a csavarás növeli a nyomást benne. A csavarónyomaték elsősorban a porckorong anulusának rétegeire nézve veszélyes. Cadaver mintadarabokon a csavarási tönkremenetel 15–30 Nm csavarónyomatéknál jelenik meg [9].

A *húzóerő* az adott szakaszon lévő porckorong középsíkjára merőlegesen hat, és a porckorongok megnyúlását eredményezi. Fiziológiai terhekből a gerinc *tiszta húzóerő* általában nem hat, a húzó igénybevétel a hajlítás mellékhatásaként lép fel, a hajlítással ellentétes oldalon. Így például előrehajlaskor

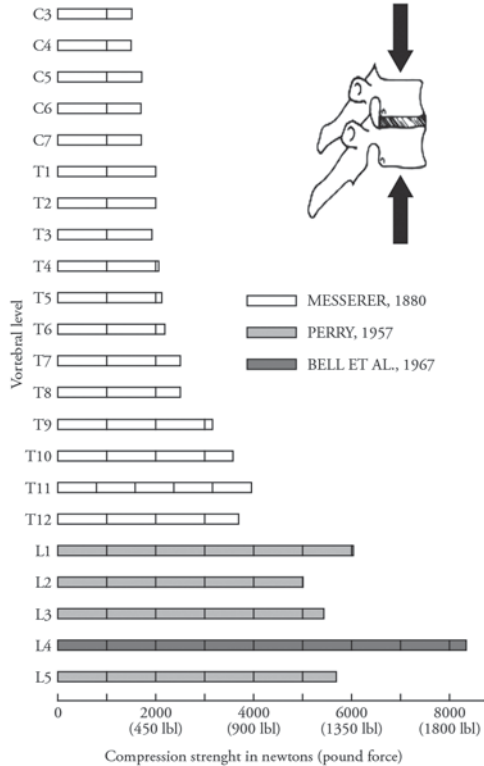
a hátulso anulus és gerincszalagok húzása történik. Tiszta húzóerő a porckorongokban a terápiás célokat szolgáló nyújtókezelések során jön létre, ahol éppen ennek létrejötte a cél.

*Statikus sérülést* leginkább a *hajlítás és a nyomás* vagy a *csavarás és a nyomás* kombinációja okoz. Ilyenkor az izmok védőhatása mellett is túlzott nyomó- vagy nyírófeszültségek jönnek létre, amelyek a porckorong vagy a kisízületek károsodásához vezetnek. *Dinamikus, ostorcsapásszerű baleseti terhek*nél legtöbbször a gerinc nyaki és lumbális szakasza sérül. Ha van elég idő az izmok védelmi reakciójára, akkor az izmok összehúzódása miatt a domináns igénybevétel *nyomásjellegű*, és a sérülések elsősorban a porckorongban és a csigolyatestben, kevésbé a szalagokban és a gerincsatornában jönnek létre. Ha nincs elég idő, akkor a domináns igénybevétel *nyírásjellegű*, és így a sérülések elsősorban a szalagokban és a kisízületekben, így a gerincsatornában jönnek létre. Ez utóbbi sérülések sokkal veszélyesebbek a sérült életkilátásait illetően [3].

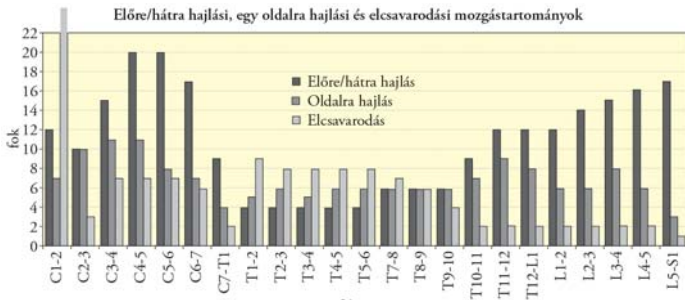
#### 1.4. A gerinc mozgásai

A gerinc *térbeli mozgást* végez, amelynek három *elfordulási* és három *eltolódási* komponense van. A gerincoszlop jellegzetes *fiziológiai mozgásfajtái* az *előre- és hátrahajlás*, az *oldalra hajlás* és az *elcsavarodás*. A mozgásfajták rendszerint kombinációban fordulnak elő. Ha az eltolódás vektora és az elcsavarodás tengelye egybeesik, akkor *csavarmozgás* jön létre.

Az egyes szervek mozgásainak jellemzésénél – így a gerincnél is – az alábbi három mozgásintervallumot határozzák meg: a *neutrális zónát*, amelyen belül a szerv nem tanúsít ellenállást, a *rugalmas zónát*, amelyen belül a szerv ellenállása érvényesül, és a teljes *mozgástartományt*, amely az előző két tartomány összege. A mozgástartományt az egyes jellemző gerincszakaszokhoz tartozó szegmentumokhoz szokás rendelni. Így az egyes szegmentumokat alkotó két szomszédos csigolya egymáshoz viszonyított *relatív elfordulásait* vagy *relatív eltolódásait*



a)



b)

1. ábra



szokás megadni. Eszerint az előre/hátra hajlás mozgástartományja a nyaki és a lumbális szakaszon, az oldalra hajlása a nyaki és a háti-lumbális átmenetnél, az elcsavarodásé pedig a háti és lumbális szakaszon a legnagyobb (1.b ábra [1]). Megállapíthatjuk tehát, hogy a nyaki szakaszon nagyok a mozgások, de kicsik a nyomóerők, a háti szakaszon nagyobb a terhelés, de kicsik a mozgások, nem véletlen tehát, hogy a lumbális szakaszon jelentkezik a legtöbb gerincbántalom, mivel itt a legnagyobbak a mozgások, de a nyomóerők is. Instabilitás szempontjából tehát a lumbális a legveszélyeztetettebb gerincszakasz, amint azt az 1. ábrán láthatjuk.

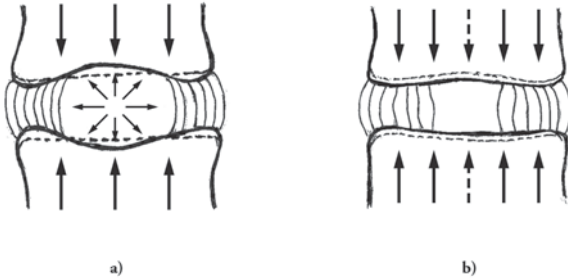
### 1.5. A gerincet alkotó szervek biomechanikai viselkedése

A gerincoszlop igen összetett és bonyolult mechanikai szerkezet: *görbe tengelyű, változó keresztmetszetű, anizotrop, inhomogén, nemlineáris, viszkózus, az életkorral változó anyagú, rugalmasan támasztott, feltételes kapcsolatokkal szabályozott mozgású szerkezet*. Stabilitása szempontjából ma sokkal hátrányosabb, mint a négy lábón járás időszakában volt. Úgy viselkedik, mint egy *mechanizmus*, amely csuklókkal kapcsolt merev testekből áll, amelyek mozgását feltételes kapcsolatok korlátozzák. A gerincben a csuklók szerepét a porckorongok, a merev testek szerepét a csigolyák játsszák, a feltételes kapcsolatokat az ízületek és a szalagok alkotják. Bár a hosszú, karcsú, hajlékony szerkezet a szalagok és az ízületek révén bizonyos veleszületett stabilitással rendelkezik ugyan, de mechanikai stabilitásának orozlánrésze a magasan fejlett dinamikus neuromuscularis kontrollrendszerének köszönhető.

A gerinc egyes alkotórészeinek biomechanikai viselkedésével részletesen egy biomechanikai modellezéssel foglalkozó magyar nyelvű monográfia egyik fejezetében számoltam be [4]. A gerinc biomechanikai viselkedését elsősorban és döntően a porckorongok állapota határozza meg.

### 1.5.1. A porckorong biomechanikai viselkedése

*Egészséges porckorong* nucleusában *hidrosztatikus nyomás* uralkodik, amely ki-támasztja az annulusgyűrű rétegeit a befelé történő kihajlás ellen, egyenletes teherelosztást biztosít a véglemez és a csigolyák felé, biztosítja a porckorong magasságát, és mozgékonyá teszi a szegmentumot (2.a ábra). A porckorong nyomásakor a nucleusban a hidrosztatikus nyomás emelkedik, és sugárirányban nyomást gyakorol az anulus gyűrűire, amelyek ennek hatására kifelé terjednek, és a gyűrű érintője irányában vízszintes síkú húzás lép fel bennük, miközben a porckorong magassága csökken. Emiatt a véglemezek közelebb kerülnek egymáshoz, elsősorban a széleken, mert középen ott van az összenyomhatatlan nucleus, így a véglemezek középső része kiboltosodva benyomódik a csigolya-testbe.



2. ábra

*Degenerált porckorongnál* a nucleusban csökken, majd megszűnik a hidrosztatikus nyomás, ezért a teher legnagyobb része az anulus gyűrűire hárul (2.b ábra). Ekkor az anulus rétegei elválhatnak egymástól, és a befelé történő kihajlás is létrejöhet. Ilyenkor a porckorong progresszív tönkremenetele következhet be, amikor a szegmentum stabilitása is veszélybe kerül, hiszen a stabilitási háromszög elemei közül a porckorong részben kiesik, így a teherviselés

a kiszületekre hárul. Hajlítással egyidejű nyomás esetén a porckorong egy része még további nyomást is kap, és a porckorong károsodásának ilyenkor még nagyobb az esélye.

A nyomókísérletek tanúsága szerint a központos nyomás melletti tönkremenetelnél először a csigolyák véglemeze károsodik, megreped, beszakad, és a porckorong nucleusa behatol a szivacsos állományba. A *porckorongsérvet* viszont az okozza, ha a nyomáshoz hajlítási vagy csavarási igénybevétel is társul, így a nyomás kiütpontossá válik, ilyenkor a nucleus az anulus meggyengült rostjait előboltosítja, majd át is szakítja.

A porckorongok rendellenes igénybevétele vagy túlterhelése miatti degenerációja jelentős kihatással van az egész gerinc viselkedésére. Ezért az egyik legfontosabb cél a porckorongon belüli nyomófeszültségek eloszlásának megismerése. A *nyomófeszültségek mérése* nyomán kapott eredmények fontos információt adnak a gerincben és a porckorongokban lejátszódó biomechanikai jelenségekről, a degeneráció kialakulásának okairól és következményeiről.

Az első adatok az élő porckorong belső nyomásának méréséről csaknem összességükben *Nachemson*tól származnak [10,11]. Nevéhez fűződik a *discusprofilometria*, a porckorongokban uralkodó nyomás *in vivo* mérésének alapvető módszere a porckorongba bevezetett nyomásérzékeny tű segítségével. Eredményeit később többen is megerősítették, egyre tökéletesebb technológiával [12,13]. Leszögezték, hogy a test helyzetének gyakori változtatása előnyös, mert növeli a porckorong folyadékfelvő képességét és anyagcseréjét.

A porckorong az ún. *időfüggő anyagok* családjába tartozik. Nyomóteher hatására fokozatosan veszít a víztartalmából, ezáltal csökken a magassága. Ez a folyamat *visszafordítható*, mert a porckorong tehermentesüléskor folyadékot vesz fel, és a magasságát visszanyeri. Ehhez azonban a porckorongnak időre van szüksége. Ez történik a napi terhelést követő éjszakai nyugalom során. A porc-

korongnak ez a viselkedése, miszerint állandó teherérték mellett időben növekvő vagy csökkenő magasságváltozás (elmozdulás) keletkezik benne, mechanikai értelemben *viszkózus* tulajdonságot jelent, és maga ez a viselkedés a porckorong *viszkoelasztikus kúszási folyamata*. Megjegyezzük azonban, hogy ez a víztartalom-változás miatti kúszás csak az egyik oka a porckorong viszkoelasztikus viselkedésének, a másik ok az anulus anyagának közvetlen viszkózus tulajdonságából ered. E jelenségek természetéből fakadóan a napi pulzáló kúszás csak élő szervezeten, míg az anulus viszkózitása cadaver mintadarabokon is vizsgálható.

### 1.5.2. A csigolyatest biomechanikai viselkedése

A csigolyák elsődleges feladata a nyomási teher viselése. Bár a kisízületekre is jut némi nyomóerő, a gerinc nyomási igénybevételének legnagyobb részét – a porckorongok közvetítésével – a csigolyatest viseli. A csigolyák *nyomószilárdsága* a gerinc mentén lefelé a terheléssel arányosan növekszik (*1.a ábra*), szintenként mintegy 0,3 kN szilárdságnövekedés tapasztalható [14,2]. A lumbális szakasz nyomószilárdsága 2–14 kN közé esik, a kortól, a nemtől és a testtömegtől függően. Az alsó érték csontritkulásos idős nőkhöz, a felső érték fiatal férfi atlétákhoz tartozik; fiatal férfiaknál tipikusan 6–10 kN között van.

A nyomási terhelést a csigolyatest a porckorongról a felső zárólemez közvetítésével kapja, majd az alsó zárólemeznek adja át. A két zárólemez között a teher alapvetően két úton, egyrészt a külső csontkérgen, másrészt a szivacsos magon keresztül halad. Hogy milyen arányban oszlik meg a teherviselés a kétféle csontállomány között, ma is kutatják. A tehereloszlás aránya nagyban függ az ásványianyag-tartalomtól és az életkortól, de elsősorban a szivacsos állomány épségétől, de nagyban függ a porckorong és a zárólemez állapotától is. A mechanikai szilárdság és stabilitás szempontjából a csigolyák középső része a leggyengébb, amit a csigolyák centrális kollapszusának gyakorisága is igazol. Éppen ezért a csigolyák vertikális inhomogenitását is figyelembe kell venni a törési kockázat mérlegelésénél.

A csigolyatest szivacsos csontállománya a klasszikus mérnöki stabilitáselmélet szerint viselkedik. Független gerendázata oszlopként működik, feladata a független nyomás közvetítése a csigolya felső szintjéről az alsó szintjére. A vízszintes gerendázat a független gerendázat merevítésére szolgál, azok kihajlása ellen. *Csontritkulás (osteoporosis)* esetén először a vízszintes gerendák szívódnak fel, eltűnésük gyengíti a szivacsos állomány teherbírását, mert ilyenkor a független gerendák támasz nélküli hossza megnő, és kihajlást szenvednek. Ekkor az oszlopok lokális stabilitásvesztése következik be, és ez a szivacsos állományban repedéseket, töréseket okoz. A lokális stabilitásvesztés progresszív tönkremeneteli folyamatot idéz elő, ami a szilárdság drámai csökkenését eredményezi, és a csigolya globális stabilitásvesztéséhez vezet, hiszen a szivacsos belső állomány tönkremenetele, a külső csontkéreg túlterheléséhez, majd összeroppanásához vezet. A csigolyatest osteoporotikus gyengülése elsősorban nőknél szignifikáns, a menopausát kísérő hormonális változások időszakában. Ez nagyon veszélyes, mert a csigolyák szivacsos magja a gerinc energiaelnyelő konténerének tekinthető, amelynek a hirtelen fellépő, dinamikus terhek esetén van fontos, sérüléseket tompító szerepe. Ezért időseknél gyakran előfordul, hogy a számukra szokatlan hirtelen testhelyzetváltozáskor csigolyatörést szenvednek.

A szivacsos csontállomány teherbírását meghatározó legfontosabb adat a *csont sűrűsége* vagy az *ásványi csonttömeg mennyisége*. A csonttömeg mérése osteodensitometriás módszerekkel történik (DEXA, kvantitatív CT, kvantitatív csont-UH). A csonttömeget és a csontsűrűséget a csontváz különböző helyein mérik. Az osteoporotikus törések bizonyítják, hogy határozott összefüggés van a csigolyák csonttartalma és a törőszilárdsága között, és már egy kis csontszövetvesztés is meglehetősen nagy szilárdságvesztést von maga után. Így a csontsűrűség mérőszáma a csigolya teherbírására nézve *in vivo* indikátorként használható, de nemcsak a *sűrűség*, hanem a *szerkezeti felépítés* is, tehát célszerű a csonttextúra geometriai jellemzői és a szilárdság közötti összefüggést is vizsgálni.

A szivacsos csontállomány architektúrájának, geometriájának számszerűsített alakotani vizsgálata az utóbbi évek kutatásai között egyre fontosabb szerepet kapott. A mérőszámokat az egyre pontosabb mikro-CT-felvételek képeinek elemzése segítségével számítják ki, célirányos képelemző szoftverek segítségével. A csontszerkezet és a csontarchitektúra geometriai mérőszámainak széles skáláját Parfitt foglalta rendszerbe [15].

Bebizonyosodott, hogy a csontarchitektúra és a csontsűrűség mérőszámai szorosan összefüggnek. E szignifikáns pozitív korreláció alapján ki is mondják, hogy a kvantitatív CT-vel nyert architektúra-mérőszámok alkalmasak a csontsűrűség jellemzésére is [16]. A szivacsos csont sűrűsége és szerkezeti jellemzői azonban jelentősen változnak a csigolyán belül, és változnak az életkorral.

### 1.5.3. A kisízületek biomechanikai viselkedése

A porckoronggal együtt a kisízületek is részt vesznek a nyomási teherviselésben és a gerinc stabilizálásában. A porckorong 1–3 mm-es összenyomódása rendkívüli mértékben megnöveli a kisízületek ízületi felszínén a nyomást, és ízületen kívüli érintkezéseket is létrehozhat. Ha a porckorong magassága jelentősen csökken, a kisízületek akár a csigolyaközi nyomás 70%-át is megkaphatják, kiváltképp lordotikus tartásban vagy hátrahajlásban.

A kisízületek ellenállása az érintkező felületeikre merőleges erőhatásokra a legnagyobb. Ez a lumbális szakaszon a porckorongok középsíkjában ható erőket, vagyis a nyíróerőket jelenti, amelyek főként a csavarásból származnak. Egy-egy kisízület képes 1 kN sagittalis irányú nyíróerőnek is ellenállni. A kisízületek tehát jelentősen korlátozzák a gerinc elcsavaródását, nagy érintkezési feszültségeket okozva az ízületlek hátulsó felső szakaszán. A gerinc csavarómerevsége tehát nagymértékben a kisízületek kialakításától függ.

#### 1.5.4. A gerincszalagok biomechanikai viselkedése

A szalagok húzóerőt közvetítenek csont és csont között. Túlterhelés következtében a szakadás vagy a szalagon belül, vagy a csonttal való tapadási kapcsolatainál következik be. Ha a porckorong magassága csökken, a szalagok lazává válnak, kihajlanak, és ez a szegmentum instabilitását okozhatja.

Az egyes gerincszalagok meglehetősen eltérően viselkednek mechanikai szempontból. Az elasztintartalmú sárga szalag – a legrugalmasabb szalag – nagy megnyúlásokra képes a gerinc előrehajlásakor, és azonnal visszanyeri alakját, azaz megrövidül a gerinc kiegyenesedésekor, anélkül, hogy kihajlást szenvedne. A kollagéntartalmú szalagok is nagy megnyúlásra képesek, de terhermentesítéskor nem képesek a hirtelen megrövidülésre, emiatt ilyenkor kihajlást szenvednek.

#### 1.5.5. Az izmok biomechanikai viselkedése

A gerincoszlop az izmok nélkül képtelen lenne egyensúlyban tartani a törzset még a saját súlya hatására sem. Hát még akkor, ha külső teher vagy valamely munkavégzésből eredő erő is hat rá. Az izmok feladata a gerinc stabilitásának fenntartása bármely testhelyzetben és bármely fiziológiai tevékenység közben. Sőt az izmoknak arra is fel kell készülniük, hogy valamely váratlan és szokatlan mozgást le tudjanak blokkolni.

Miközben az izmok a gerincoszlop dinamikus stabilitásáról gondoskodnak, működésük közben erőket, hajlító- és csavarónyomatékokat működtetnek a gerincre. A passzív állapotban lévő izmok hasonlóak az összehúzódásra képtelen szalagokhoz: külső erőhatásra megnyúlnak. Az aktív állapotban lévő izmok idegi akaratlagos hatásra lépnek működésbe, és ezáltal erők keletkeznek bennük. *A passzív izom ellenáll az erőnek, az aktív izom erőket hoz létre.* Általá-

nosságban: egy izomban keletkező erő célja, hogy meggátoljon vagy éppen létrehozson bizonyos mozgásokat, eközben ellenáll valamely külső erőhatásnak.

### 1.5.6. A funkcionális gerincegység biomechanikai viselkedése

A *szegmentum instabilitása* nem a mérnöki stabilitáselmélet klasszikus definíciója szerint értelmezhető. Egyfajta definíció szerint a szegmentum instabilitása áll elő az adott szegmentumra érvényes *mozgástartomány túllépése* esetén. Egy másik értelmezés szerint az instabilitás az *abnormális csigolyaközi mozgásokat* jelenti. Egy elterjedt nézet szerint a gerincoszlop stabilitását három vertikális oszlop biztosítja: az *elülső oszlop* (a csigolyatestek és a porckorong elülső fele az elülső hosszanti szalaggal), a *középső oszlop* (a csigolyatestek hátulsó fele a hátulsó hosszanti szalaggal), végül a *hátulsó oszlop* (a kisízületek a teljes hátsó szalagrendszerrel). Ha bármelyik szegmentumban két oszlop elemei sérülnek, a gerinc instabilnak tekintendő. Egy oszlop sérülése mellett a gerinc még általában megőrzi stabilitását. A legsúlyosabb instabilitás rendszerint az ágyéki, a thoracolumbalis átmenet és a nyaki gerinc szintjein jön létre.

A *szegmentális instabilitás* idővel krónikus derék-, illetve alsó végtagba sugárzó fájdalmak kialakulásához vezethet, amely komoly népegészségügyi probléma a civilizált világban. Mint azt fentebb láttuk, e folyamat alapja a porckorongok degenerációja. A porckorong degenerációja során a nucleus állományában végbemenő biokémiai változások kapcsán annak víztartalma fokozatosan csökken, ezáltal az egész porckorong veszít a rugalmasságából. Ezzel párhuzamosan csökken a porckorong magassága, így a szegmentumot átívelő szalagok meglazulnak, a szegmentumban túlmozgások és kóros mozgásformák keletkeznek. Ez a szegmentum alkotóelemeinek túlterhelését eredményezi, és különböző mértékű krónikus fájdalmak megjelenéséhez vezet [17].



## 2. A LUMBÁLIS GERINC KÍSÉRLETI ÉS NUMERIKUS BIOMECHANIKAI VIZSGÁLATAI TERÉN ELÉRT EREDMÉNYEINK

Vannak olyan élettani folyamatok, mint például egy adott személy öregedése, amelyet mintegy 50–70 éven át kísérleti úton követni lehetetlen, viszont numerikus szimulációval a jelenséget jól közelíthetjük, sőt az öregedési folyamatot befolyásoló egyes tényezők hatását külön-külön és kölcsönhatásukban is elemezhetjük.

Mint minden numerikus vizsgálatnak, a gerincre vonatkozó mechanikai számításoknak is a *végeselem-módszer* a legkézenfekvőbb eszköze [18,19]. A végeselemes modell kialakításához ismernünk kell a számítás tárgyát képező szerkezet geometriáját, méreteit, megtámasztási viszonyait, anyagi viselkedését és anyagállandóit. A gerincoszlop, illetve a gerincet alkotó szervek *geometriáját* az alaktani vizsgálatok eredményeként rendelkezésre álló morfológiai adatbázis szolgáltatja. Az *anyagi viselkedést* és a vonatkozó *anyagállandókat* az élő és cadaver gerincen végzett kísérletek eredményei adják. A *matematikai modell és algoritmus* kidolgozása a mérnökök feladata. Az így kialakított numerikus modelleket pedig az azonos objektumon párhuzamosan végzett kísérletek és numerikus szimulációk eredményeinek az összevetésével hitelesítjük.

Az alábbiakban azokat a biomechanikai kísérleteket és numerikus modelleket, illetve numerikus szimulációkat ismertetem, amelyeket az általam vezetett kutatócsoportokban végeztünk.

## 2.1. A súlyfürdőkezelés komplex biomechanikai vizsgálata: a lumbális nyújtás in vivo kísérleteken alapuló numerikus modellje és numerikus szimulációja

A súlyfürdőkezelés a magyar reumatológia egyik legnagyobb gyakorlati jelentőségű felfedezése. Eredményeként az izmok ellazulnak, a gerinc megnyílik, a porckorongsérv visszahúzódik, a fájdalom enyhül, a műtét megelőzhető. A súlyfürdőkezelés lényege, hogy a beteget langyos vízben felfüggesztik, és a kívánt nyújtó hatást egyrészt a felhajtóerő miatt lecsökkent nyomóerő útján, másrészt kiegészítő többletsúlyok alkalmazásával érik el.

A súlyfürdőkezelést Moll Károly hévízi fürdőorvos vezette be [20,21]. Korabeli fényképeken látható, amint a betegek deszkakalodával a nyakuk körül függenek a langyos hévízi tóban, mialatt a derekukon vagy a bokájukon ólomsúlyok lógnak. A hungarikumnak tekinthető súlyfürdőkezelés legnagyobb előnye a régóta ismert, ún. száraznyújtással szemben az, hogy általa kikapcsolhatók a nyújtást akadályozó fizikai tényezők, elsősorban a reflexes izomellenállás, hiszen a betegek a kezelés alatt ernyedten függenek a langyos vízben.

Ez a konzervatív kezelési mód hazánkban több mint fél évszázada széles körben elterjedt, külföldön azonban nem ismerik, mert az eljárást korábban nem alapozta meg szabatos biomechanikai és klinikai elemzés, csupán az empirián alapult. Ezért az orvostársadalom egy része – különösen az idegsebészet – tartózkodó volt az eljárással szemben. Ennek a kérdésnek a vizsgálatára alakult meg 1996-ban az az orvosokból és mérnökökből álló biomechanikai kutatócsoport, amely két egymásra épülő OTKA-pályázat támogatásával tisztázta a súlyfürdőkezelés biomechanikai vonatkozásait [22,23]. A kutatás kísérleti részét a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem mérnökeivel és az Országos Reuma- és Fizioerápiás Intézet (később Irgalmasrendi Kórház), valamint a Budapesti Szent Imre Kórház orvosaival közösen végeztük. Időköz-

ben a súlyfürdőkezelés klinikai vonatkozásait is tisztázta egy orvoscsoport [24], így végül elhárult az akadály a módszer nemzetközi elterjesztése előtt.

A súlyfürdőkezeléssel kapcsolatos kutatásaink addigi eredményeit a levelező tagsági székfoglaló előadásomban ismertettem. Az alábbiakban ezek továbbfejlesztéséről számolok be, a korábbi eredményeinket csak röviden említem meg a komplex vizsgálat igényei szerint.

### 2.1.1. A súlyfürdőkezelés erőjátékának meghatározása

A kutatás első lépéseként tisztáztuk a súlyfürdőkezelés során keletkező nyújtóerők megoszlását a gerinc hossza mentén, és meghatároztuk a nyújtóerőket a gerinc különböző szakaszain az egyes felfüggesztési módok, valamint az alkalmazott többletsúlyok függvényében [25].

A nyaki felfüggesztésnél alapvetően két teherhatás okoz megnyúlást a gerincoszlop mentén: egyrészt az *indirekt nyújtóerő* vagy *dekompresziós erő*, amely a vízben megszűnő *testsúly* és az elernyedtt *izomerek* összegéből áll; másrészt a *direkt nyújtóerő*, amely a testsúly és a felhajtóerő különbségéből adódó *aktív nyújtóerő* és az alkalmazott *ólomsúlyokból* származó nyújtóerő összege [26]. Egy átlagos, 700 N testsúlyú, 1040 kg/m<sup>3</sup> testsűrűségű ember esetén az 1000 kg/m<sup>3</sup> sűrűségű vízben mintegy 840 N *indirekt* nyújtóerő, és 2 × 20 N nagyságú, 11 350 kg/m<sup>3</sup> sűrűségű extra ólomsúly mellett mintegy 50 N *direkt* nyújtóerő keletkezik az alsó lumbális szakaszon. *Végb* hévizi kísérletei igazolták, hogy ettől jelentősen eltérő erők léphetnek fel a beteg és a gyógyvíz felhajtóerőt befolyásoló sűrűségkülönbségi értékei mellett [27].

### 2.1.2. A lumbális gerinc megnyúlásának *in vivo* mérése a súlyfürdőben

A súlyfürdő-terápia biomechanikai vizsgálatának elméleti előkészítése után az *in vivo* nyúlásmérésekre vonatkozó kísérleti módszer kidolgozására került sor. Több ötlet és alternatíva után megtaláltuk a megfelelő módszert: víz alatti

ultrahangos mérési eljárással regisztráltuk a szomszédos csigolyák tövisnyúlványai közötti távolság változását, amely centrikus húzás esetén a porckorongok, illetőleg a szegmentumok megnyúlását adja. A csigolyák párhuzamos mozgását a medence falára erősített merev támasztólemez segítségével biztosítottuk. Az eredményeket számítógépen rögzítettük, és kidolgoztuk az ultrahangos képkéértékelési módszert. Korábban bebizonyítottuk, hogy a nyaki felfüggesztés adja a leghatékonyabb nyújtóhatást a lumbális gerinchen, ezért kizárólag a nyaki felfüggesztési móddal foglalkoztunk.

A következő kutatási szakaszban elvégeztük a súlyfürdő-terápia teljes kísérleti vizsgálatát. Összesen mintegy 200 súlyfürdőben kezelt betegen végeztünk ultrahangos méréseket az alsó lumbális L3–S1 szakaszon. Megkülönböztettük a többletsúly nélkül és a bokájukon 20-20 N többletsúllyal kezelt betegek csoportját. Betegenként átlagosan 16–24 ultrahangfelvételt készítettünk a lumbális szegmentumok tövisnyúlványai közötti távolság változásának regisztrálására. A mintegy 3000 digitálisan rögzített ultrahangos képfelvétel alapján statisztikai értékeléssel megállapítottuk a porckorongok súlyfürdőben bekövetkezett megnyúlásait.

Kutatásunk közvetlen gyógyászati szempontból legfontosabb eredménye az volt, hogy az erőjáték tisztázása mellett meghatároztuk a súlyfürdőkezelés során keletkező megnyúlásokat a lumbális porckorongokban. Ezáltal az orvosokat régóta foglalkoztató, hézagpótló kérdésre adtuk meg a választ. Élő embereken mért gerincnyúlási módszerünk és eredményeink mind hazai, mind nemzetközi szempontból jelentősnek bizonyultak [28,29].

### **2.1.3. A megnyúlások biomechanikai paraméter-analízise**

A nyúlási deformációkra vonatkozóan biomechanikai paraméter-analízist végeztünk: a *szegmentum elhelyezkedése*, a *nemek*, az *életkor*, a *testsúly* és *testmagasság*, a *testtömegindex*, valamint a *kezelési idő* és a *többletsúly* függvényében [29,30].

A felfüggesztés pillanatában a hirtelen dekompressziós tehermentesülés következtében többletsúly nélkül is jelentős megnyúlások keletkeztek. Ezek a rugalmas deformációk férfiak esetén átlagosan 0,4–0,8 mm-t, nők esetében 0,3–0,4 mm-t tettek ki. A 20 perces kezelés végére a megnyúlások növekedtek, ezekben jelentős a viszkózus hatás. A teljes megnyúlás férfiaknál 0,9–1,4 mm volt extrasúllyal és 0,8–1,3 mm anélkül; nőknél 0,7–1,0 mm extrasúllyal és 0,7–0,8 mm anélkül. A súlyfürdőkezelés után visszamaradó nyúlás a legtöbb esetben az észlelési határ alatt maradt, a kezelés klinikailag mégis hatékonynak bizonyult [24].

Megállapítottuk, hogy az életkor növekedésével a szegmentum alakváltozó képessége arányosan csökken. Három korcsoportot vizsgáltunk: fiatalok (40 év alatt), középkorúak (40–60 év között) és idősek (60 év felett). A három korcsoportban a kezelés végére a megnyúlások értéke 1,54, 1,17, 0,37 mm volt a férfiak; 1,47, 1,19, 0,65 mm volt a nők esetében.

A testmagasság és a nyúlás között pozitív korrelációt tapasztaltunk. A testsúly és a megnyúlás között a hirtelen lejátszódó rugalmas és az időben elhúzódó viszkózus szakasznál eltérő tendenciát tapasztaltunk. Megfigyeltük, hogy a megnyúlások időbeli kialakulása lényegesen eltérő módon játszódik le a férfiak és nők között: a felfüggesztés pillanatában keletkező azonnali megnyúlások a férfiaknál nagyobbak, míg az időben elhúzódó megnyúlások a nőknél nagyobbak, és a végső megnyúlások a két nemnél lényegében azonosak. E jelenség magyarázatát a megnyúlások viszkózus tulajdonságainak elemzésénél találtuk meg.

#### **2.1.4. Az alsó lumbális porckorongok *in vivo* viszkoelasztikus nyújtási modellje**

Mivel a nyújtóerő a kezelés teljes 20 perce alatt állandó, az idő függvényében mért megnyúlások birtokában egy tipikus viszkoelasztikus kúszási folyamatot

tudtunk végigkövetni. *Három paraméteres viszkoelasztikus matematikai modellt* választva, három különböző időpillanatban mért megnyúlási érték behelyettesítésével meghatároztuk a modell paramétereit: a *két rugóállandót és a csillapítási tényezőt* minden szegmentumra, a nemek, az életkor és a szegmentum elhelyezkedése függvényében. Ehhez feltételeztük, hogy a kezelés huszadik percében állandósult állapot alakul ki a kúszási folyamatban.

A szegmensszint tekintetében megállapítottuk, hogy mind a rugóállandók, mind a csillapítási tényezők a keresztcsont felé haladva nőnek, ennek megfelelően mind a rugalmas, mind a viszkózus deformációk csökkennek az egyre merevebb porckorongok irányában.

A 20 perces kezelési idő alatt az idő függvényében mért megnyúlások alapján megalkottuk az *alsó lumbális L3–S1 porckorongok in vivo viszkoelasztikus nyújtási numerikus modelljét* [31,32]. Meghatároztuk az L3–S1 modell rugalmas és viszkózus nyújtási anyagállandóit a nemek és az életkor függvényében. Az életkor tekintetében megállapítottuk, hogy idősebb korban a merevebb porckorongok nagyobb csillapítása miatt kisebb kúszási nyúlások jönnek létre mindkét nemnél.

### 2.1.5. A porckorong alkotórészeinek paraméter-identifikációja

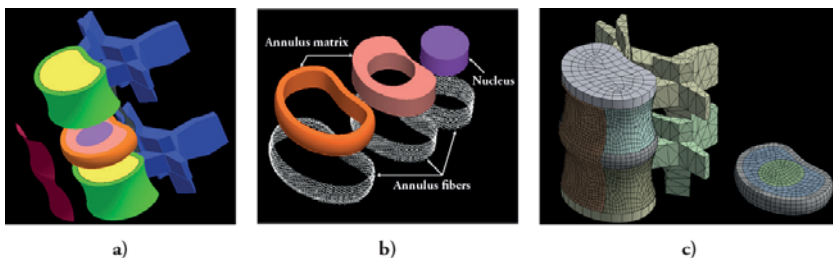
A súlyfürdőben végzett nyúlásmérések alapján *paraméter-identifikációs* vizsgálatot is végeztünk. A szegmentum mért *globális* megnyúlásait az egyes szervek *lokális* rugalmassági modulusainak a meghatározásához kontrollparaméternek használtuk. Lényegében azt vizsgáltuk, hogy az egyes szervek anyagállandói milyen határok között mozoghatnak lokálisan ahhoz, hogy a mért globális megnyúlásokat okozzák [33,34].

### 2.1.6. A súlyfürdőkezelés numerikus szimulációja

Az alsó lumbális L3–S1 modell birtokában 3D *végelemes numerikus szimulációval* vizsgáltuk a kezelési folyamat mechanikai körülményeit és hatékonyságát a kezdeti rugalmas szakaszban. A számításainkat az alsó lumbális L3–S1 gerincszakasz egy tipikus szegmentumának a végelemes modellje alapján végeztük.

A szegmentum *geometriai modellezésekor* a csigolyatestnél megkülönböztettük a corticalis és trabecularis csontot és a nyúlványokhoz tartozó elemeket (*3.a ábra*). A porckorong nucleusát és annulusát külön kezeltük, az annulus mátrixát két gyűrűre osztottuk, amelyeket egymástól és a nucleustól szálrétegek választanak el (*3.b ábra*). A kisízületek iránya és geometriája a szakirodalmi adatokat követte. A *végelemes hálózati modellt* három lépésben alakítottuk ki: a geometriai modell felvétele Pro/Engineer, a végelemes hálózat felvétele ANSYS Workbench és a szegmentum különböző alkotórészeinek integrálása a modellbe ANSYS Classic programmal történt (*3.c ábra*).

A numerikus vizsgálatnál egy átlagos 700 N testsúlyú embert tekintve mintegy 840 N indirekt és  $2 \times 20$  N extrasúly melletti 50 N direkt nyújtóerőt alkalmaztunk.



3. ábra

Az egészséges *szegmentum anyagállandóinak* felvételénél elsősorban a szakirodalomra támaszkodtunk [18,35,36,37,38,39,40]. A csontelemekre húzásra és nyomásra azonosan viselkedő rugalmas, izotrop anyagot feltételeztünk. A porckorong nucleusát és annulusának mátrixát lineárisan rugalmasnak feltételeztük nyomásra és bilineárisan rugalmasnak húzásra. Nyomáshoz és dekompressziós nyújtáshoz a szakirodalmi nyomási adatokat használtuk, de aktív nyújtáshoz a rugalmassági modulust a nyúlásmérési adataink alapján számítottuk. A nucleus kollagénszállait csak húzásra dolgozó lineárisan rugalmas anyagúnak feltételeztük, a kollagéntartalom radiális változását kifelé növekvő merevséggel szimuláltuk. A gerincszalagokat lineárisan rugalmas, csak húzásra dolgozó anyagként modelleztük.

Mivel a súlyfürdőkezelés tipikusan *degenerált szegmentumokon* történik, figyelembe vettük az életkori degeneráció egyes stádiumait. *Öt degenerációs fokozatot* dolgoztunk ki, amelyben a nucleus folyadékszerű állapotának megszűnését a Poisson-tényező csökkenésével és a nucleus fokozatos keményedését a rugalmassági modulusa növekedésével modelleztük. Az annulus és a véglemezek károsodását is követtük az anyagállandók változtatásával [41].

Az egészséges és a degenerált *végeleemes modell validálását* húzásra és nyomásra egyaránt elvégeztük. Nyomás esetén a porckorong sagittális középsíkjában keletkező függőleges nyomófeszültségek nagyságát és eloszlását hasonlítottuk össze stresszprofilometriával nyert kísérleti eredményekkel [3,43]. Húzás esetén az L3–S1 lumbális szakaszhoz tartozó szegmentumra a számított megnyúlási eredményeinket hasonlítottuk össze a súlyfürdőben *in vivo* mért kísérleti eredményeinkkel [28,29].

A 4. ábrán a súlyfürdő tehermentesítő hatása látható az egyes életkori degenerációs fázisokban a kezdeti rugalmas szakaszban külön a dekompressziós nyújtóerő, az aktív nyújtóerő és a kettő együttes hatására. Megállapítottuk, hogy az extrasúlyokkal végzett direkt nyújtás elsősorban a deformációkért, te-

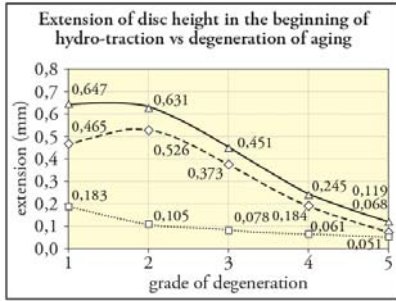


hát az ideggyökök felszabadításáért, míg az indirekt dekompressziós nyújtás elsősorban a feszültségek tehermentesítő hatásáért felelős. Annak ellenére, hogy a direkt nyújtóerő csak mintegy 6%-a az indirekt nyújtóerőnek, az annulus és nucleus bilineáris viselkedése miatt a porckorong megnyúlásában a direkt aktív nyújtás hatása 20–80%-a az indirekt dekompressziós nyújtásénak. Különösen jelentős ez idős embereknél, a degenerációs folyamat végén, ahol ez a direkt/indirekt arány a legmagasabb (4.a ábra). A porckorong kontrakciójában a direkt hatás 15–35%-a az indirektnek (4.b ábra). Ugyanakkor a feszültségeknél a direkt nyújtóerőből származó csökkenés mindössze 2–8%-a volt az indirekt nyújtóerőből keletkezőnek (4.c és 4.d ábra). Éppen ez, a direkt nyújtóerők, vagyis az alkalmazott extra ólomsúlyok nyújtóhatása adja a súlyfürdőkezelés jelentőségét, vagyis a súlyfürdőkezelés során az extrasúlyok alkalmazásának nagy fontossága van, főleg idős embereknél, ahol a direkt nyújtásnak domináns szerepe van. Ez óvatosságra kell, hogy intse a kezelést előíró orvost az alkalmazandó súlyok nagyságának mérlegelésénél [64,65].

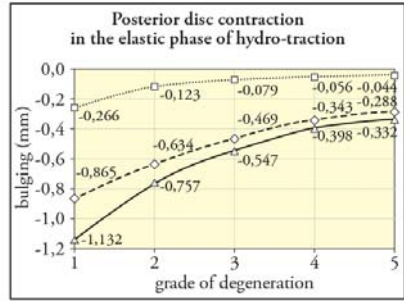
A lumbális szegmentumok kezdeti rugalmas deformációi a súlyfürdőkezelés további viszkózus szakaszában a kúszási folyamat során mintegy megketőződnek. A kezelés hatékonysága a napi gyakoriságú többhetes kúra végére lesz optimális. Klinikai kísérletekkel bizonyították, hogy a súlyfürdő jótékony hatása három hónap elteltével is érzékelhető [24].

## 2.2. Lumbális gerincszegmentumok degenerációs folyamatainak numerikus szimulációja

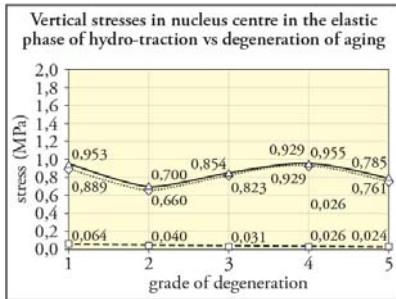
A *gerinc degenerációján* annak geometriájában, szerkezetében, anyagában és működésében beálló káros elváltozásokat értjük. Ezek alapvetően két osztályba sorolhatók: az *életkorral járó* és a külső hatásra kialakuló ún. *környezeti* degenerációk. Ilyen környezeti hatások elsősorban a mechanikai túlterhelés, a sportolás vagy munkavégzés során vagy éppen balesetből eredő traumatikus terhek, ez utóbbiak rendszerint váratlanul, *hirtelen* következnek be.



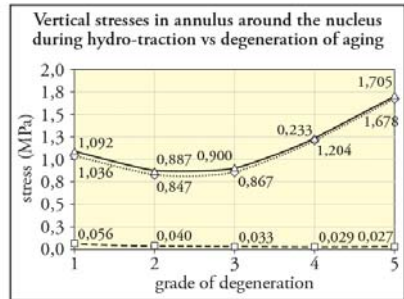
a)



b)



c)



d)

-◇- decompression    -◇- active tension    -○- total extension

4. ábra

A fentiekben láttuk, hogy a porckorong a gerinc legkritikusabb alkotórésze, amelynek bármilyen károsodása jelentősen befolyásolhatja a szegmenstum teherbírását és stabilitását [43]. Az öregedéssel járó károsodás a porckorong nucleusában jelentkezik először. A nucleus kezdi elveszteni folyadékszerű viselkedését, és megszűnik benne a hidrosztatikus nyomás, a száradással egyidejűleg keményedni kezd, merevsége növekszik [3]. 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 csigolyák megroppanása [44].

A népesség mintegy 60–85%-a szenved a lumbális gerinc és a porckorong megbetegedései miatt. Meglepő módon ez a fiatal felnőtt generációt sújtja leginkább, és ennek okára mindeddig nem derült fény. Az utóbbi idők kutatásai, valamint a derékfájós, porckorong-bántalommal orvoshoz forduló betegek életkori statisztikai kimutatták, *hogy a fiatal felnőtt korosztály a legveszélyeztetettebb*, a fiatal, kevésbé degenerált gerincet fenyegeti inkább a stabilitásvesztés, míg az idősödés során a stabilitás egyre inkább biztosított [3].

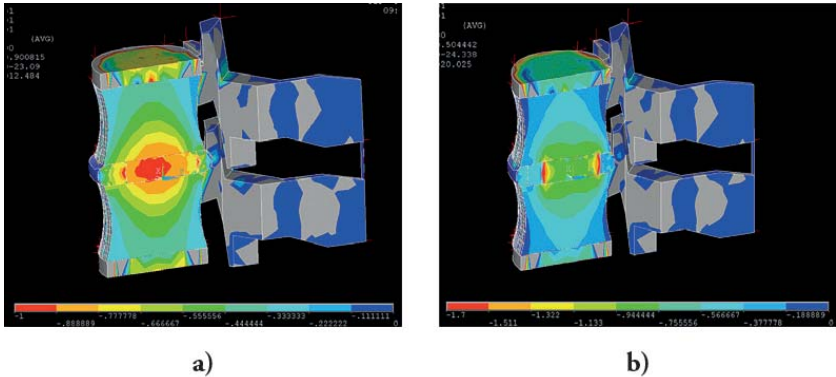
Kutatásainkban e kérdésre is kerestük a választ egy újabb OTKA-kutatás keretén belül [45]. Az emberi lumbális gerincszegmentumok nyomóteherből eredő, öregedéssel járó *hosszú idejű*, valamint mechanikai túlterhelésből eredő *hirtelen* károsodási folyamatainak a végeselemes szimulációját végeztük el 3D végeselemmodellek alapján [46,47].

### 2.2.1. Az életkori degenerációs folyamatok numerikus vizsgálata

Az életkori degeneráció két legfontosabb tényezője a nucleusban uralkodó *hidrosztatikus nyomás fokozatos megszűnése* és a nucleus *anyagának fokozatos keményedése*. E két tényező lényegében a nucleus folyadékyszerű állapotának a szilárd halmazállapotba való áttérésének letéteményese. E két tényező hatásának elkülönített elemzése kizárólag numerikus szimulációval végezhető, kísérleti úton nincs rá mód. E két hatást külön-külön és kölcsönhatásukban is vizsgáltuk.

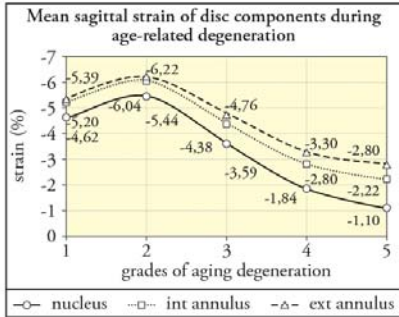
Az öregedéssel járó degeneráció modellezése során a nucleusban megszűnő hidrosztatikus nyomást a Poisson-tényező csökkenésével, a nucleus fokozatos keményedését pedig a rugalmassági modulusa növekedésével modelleztük [48,49]. Öt degenerációs fokozatot állítottunk fel az egészségestől a teljesen degenerált állapotig. A modellben az annulus keményedését, a szivacsos csont és a véglemezek korrallal járó gyengülését is figyelembe vettük. A numerikus szimulációt 1000 N nyomóteherre végeztük a lumbális nyomóerő és a gerincet egyensúlyban tartó izomerők összegeként.

Az 5. ábrán a függőleges nyomófeszültségek átrendeződését látjuk az életkori degeneráció során, az 5.a ábrán az egészséges és az 5.b ábrán a teljesen degenerált szegmentumnál. Látjuk, hogy a nucleus degenerációja a külső annulus túlterheléséhez vezet.

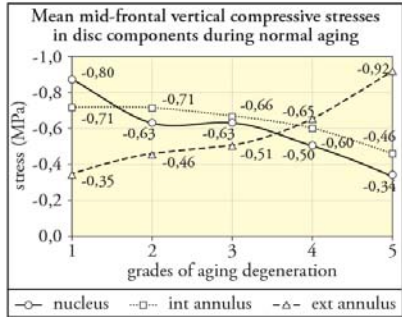


5. ábra

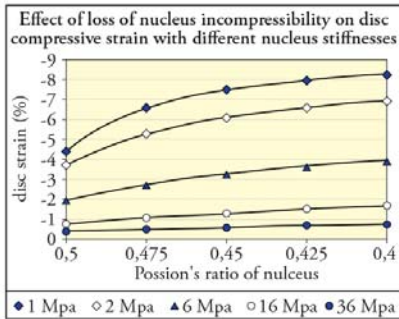
A 6.a ábrán a porckorong alkotórészeinek fajlagos összenyomódását, a 6.b ábrán a porckorong alkotórészeinek átlagos függőleges nyomófeszültségeit látjuk az életkori degenerációs folyamat során. A 6.c és a 6.e ábrán a nucleus folyadékszerűsége elvesztésének az elkülönített hatását látjuk a fajlagos összenyomódásra, illetve a nucleus átlagos függőleges nyomófeszültségeire különböző nucleuskeménységek mellett. Ezzel ellentétben, a 6.d és a 6.f ábrán a nucleus keményedésének az elkülönített hatását látjuk ugyancsak a fajlagos összenyomódásra, illetve a nucleus átlagos függőleges nyomófeszültségeire különböző folyadékszerűséget modellező Poisson-tényezők mellett.



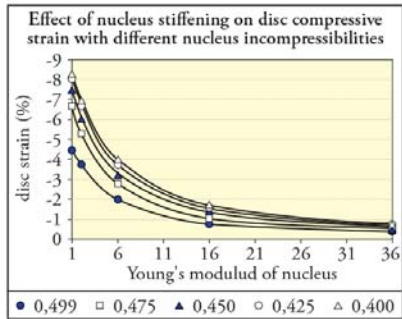
a)



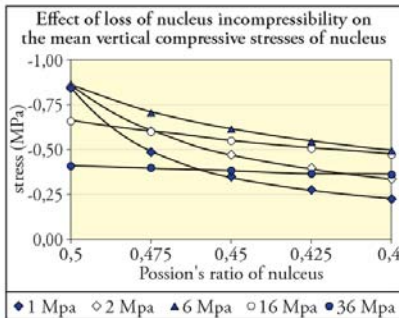
b)



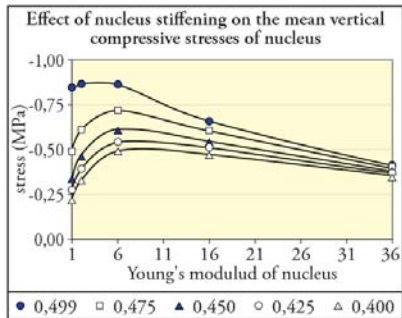
c)



d)



e)

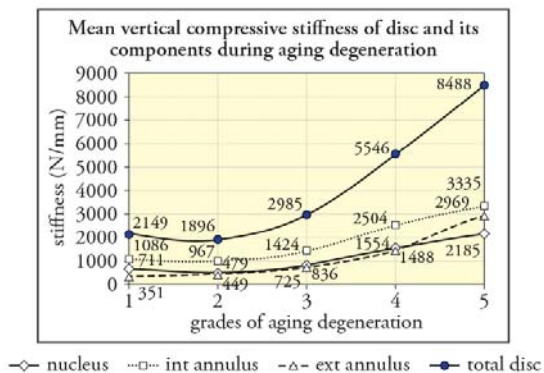


f)

6. ábra

Ennek alapján azt tapasztaltuk, hogy a degenerációs folyamat kezdeti szakaszában a nucleus összenyomhatatlansága megszűnésének van domináns hatása az állapotváltozókra, a porckorong összenyomódására, a kihasasodására, az annulus szálereőre és a porckorong különböző részeiben ébredő feszültségekre, míg a későbbiekben a nucleus keményedése a döntő. Az életkor előrehaladtával e két fő degenerációs tényező harca érvényesül, és ez eredményezi a 6.a és 6.b ábrákon látható görbéket.

Mindez arra vezet, hogy a szegmentum alkotórészeinek és az egész szegmentumnak a függőleges nyomómerevsége az alig degenerált fiatal szegmentumnak a legkisebb, vagyis az instabilitás kockázata ekkor a legnagyobb, ezt a 7. ábra mutatja [46]. Ez a magyarázata annak, hogy a derékfájás, a sokféle porckorongbántalom elsősorban a fiatal felnőttek korosztályát sújtja. Ezt bizonyítja Bender tanulmánya is [50], miszerint a hazai reumatológusok tapasztalatai szerint a discopathiás betegek oroslánrészét a 40–55 év közötti korosztály képezi.



7. ábra

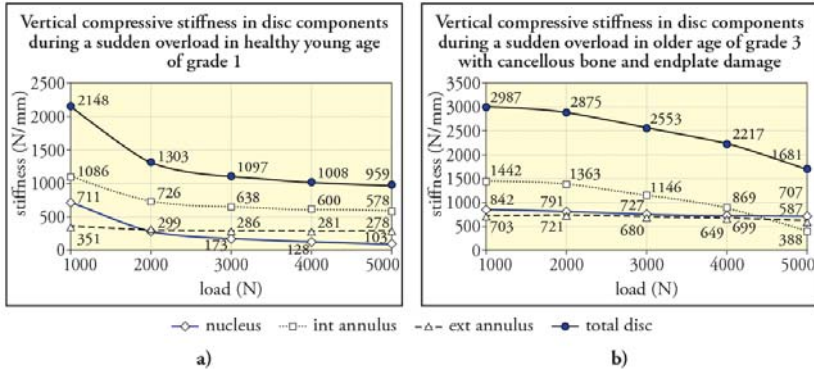
### 2.2.2. A hirtelen degenerációs folyamatok numerikus vizsgálata

A *hirtelen degenerációnál* azt feltételeztük, hogy a nucleus valamely traumatikus teherre hirtelen elveszti az összenyomhatatlanságát anélkül, hogy az anyagának a szilárdsága megváltozna. Ezt a jelenséget a nucleus Poisson-tényezőjének hirtelen csökkenésével modelleztük, de annak keményedése nélkül. A jelenséget a szegmentumot alkotó többi szerv hirtelen károsodása kísérheti. Mindez azonban a szegmentum hirtelen károsodáskori aktuális életkori degenerációjának az állapotától is függ.

Az életkori degenerációs modellhez kapcsolódva öt hirtelen degenerációs fázist állítottunk fel, az egészségestől a teljesen degenerált állapotig. A hirtelen degeneráció numerikus szimulációjánál a fiziológiai nyomóterhet hirtelen öt-szörösére, vagyis 5000 N-ra növeltük.

Megállapítottuk, hogy az életkori degenerációs folyamattal ellentétben, amelynek során a szegmentum és a porckorong alakváltozó képessége csökken, a hirtelen degenerációs folyamat során szignifikánsan nő, amely a szegmentum instabilitásához és fájdalom kialakulásához vezethet, kiváltképp fiatal korban, gyenge életkori degenerációs stádiumban [47]. Míg a porckorong deformációképessége az életkori degenerációs folyamat végére 85–87%-kal csökkent, a hirtelen degeneráció során két-háromszorosára növekedett a fiataloknál, és kisebb mértékben, de növekedett az idősebbeknél is. Hasonló tendenciát mutatott a porckorong kihasadása is.

Az életkori degenerációs folyamattal ellentétben, amelynek során a porckorong függőleges nyomási merevsége és teherbírása az öregedési folyamat során növekszik, a hirtelen degenerációs folyamatban szignifikánsan lecsökken, ami szegmentális instabilitáshoz és sérüléshez, fájdalomhoz vezethet. A *8.a ábrán* az egészséges, a *8.b ábrán* a közepesen degenerált porckorong merevség-csökkenését látjuk a hirtelen traumatikus tehernövelés hatására.



8. ábra

Az életkori degenerációhoz hasonlóan itt is azt tapasztaltuk, hogy 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.

Számításainkkal igazoltuk tehát a fiatal felnőtt korosztály veszélyeztetettségét a lumbális porckorongbántalom szempontjából mind az életkori, mind a hirtelen degeneráció szempontjából. Kimondtuk, hogy *legfontosabb a nucleus folyadékszerűségét, a benne uralkodó hidrosztatikus állapotot minél tovább megőrizni a fiatal felnőttkor során*. A végeselemes szimuláció alapján ennek a mechanikai összetevőit és okait mutattuk ki, segítve ezzel a degenerációs folyamatok minél jobb megértését, lehetséges megelőzését és a kezelési módok hatékonyabbá tételét.

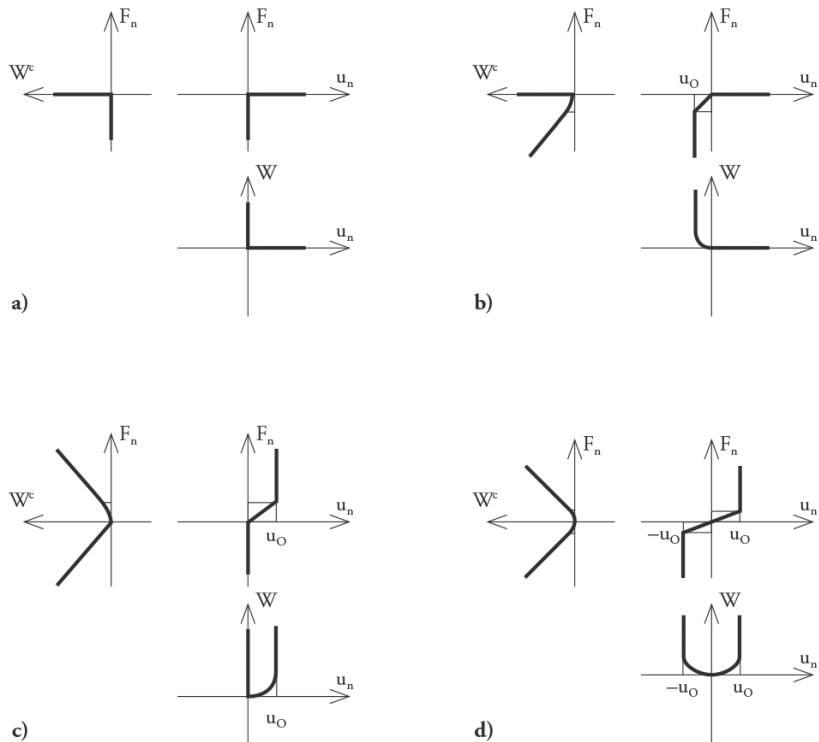


### 2.3. Lumbális gerincszegmentumok egyes alkotórészeinek egyoldalú érintkezési modelljei

Biomechanikai kutatásunknak ez a része az elméleti mechanika és a matematika területére esik. Az *ízületi csomópontok* tipikus *egyoldalú érintkezési kapcsolatok*, amelyek a terhet az ízületi felületek érintkezése útján közvetítik. A felső és az alsó ízületi nyúlványok illeszkedő felületei között terheletlen állapotban ízületi nedvvel telt kezdeti rés van. Mivel az érintkezési tartomány térbeli felület, a kapcsolat nyomóteher, nyírási igénybevétel vagy csavarás hatására egyaránt dolgozik, vagyis a rés csökken, illetve eltűnik, és az érintkező felület mentén erők, feszültségek lépnek fel. Húzás vagy ellentétes irányú igénybevétel hatására az érintkezés és az erőátadás részben vagy egészében megszűnik. Hasonlóképpen, a *gerincszalagok* és az *annulusrétegekben lévő szálak* ugyancsak egyoldalú érintkezési kapcsolatok, mert húzóerő hatására megnyúlnak, de nyomóerő hatására képtelenek az összehúzódásra, ezért csak húzóerő közvetítésére képesek.

Az ízületi csomópontok és szalagok vizsgálatát a *nemsima mechanika* esz-köztárával végeztük [51–54], amely módszert a levelező tagsági székfoglaló előadásomban ismertettem.

Tekintsük példaként a kisízületek nyomásra vonatkozó egyoldalú érintkezés feltételeit a *9. ábrán*, ahol a pozitív irány a húzás, a negatív irány a nyomás iránya. A *9.a ábrán* a nyomásra dolgozó kisízület matematikai modelljét látjuk, ahol az ízületi felszínnek rés nélkül mereven érintkeznek. A *9.b ábra* a rugalmas érintkezés matematikai modelljét mutatja, ahol az ízületi felszínnek befeszülését kis rés mentén rugalmas érintkezés előzi meg. A *9.c ábrán* az ízületi felületek nyomásra mereven érintkeznek, de elváláskor működésbe lép a tokos ízületi szalag, így egy  $u_0$  nagyságú kis rugalmas megnyúlás létrejöhet, amíg az ízületi szalag be nem feszül. A *9.d ábrán* látható rugalmas érintkezést egy kis rés záródása után működésbe lépő ízületi szalag korlátozza húzásra és nyomásra egyaránt.



9. ábra

A vonatkozó matematikai összefüggéseket mind az *elmozdulások*, mind az *erők* függvényterében fel tudjuk írni. Az *elmozdulások terében* az érintkezési feltételeket az  $F_n(u_n)$  erő-elmozdulás függvény formájában lehet felírni, ahol  $u_n$  a kapcsolati rész egy pontjában a normális irányába eső elmozdulás és  $F_n$  az elmozdulás irányába eső erő. Az  $F_n(u_n)$  feltételek az elmozdulások terében meghatározzák a  $K(u_n)$  konvex halmazt, amelyhez az  $I_K(u_n)$  indikátorfunkcionál rendelhető. Az elmozdulástérre érvényes alakváltozá-

si energia  $W(u_n)$  funkcionálját a klasszikus  $W_0(u_n)$  alakváltozási energia és az  $I_K(u_n)$  indikátorfunkcionál  $W(u_n) = W_0(u_n) + I_K(u_n)$  összege adja, amely nemsima szuperpotenciál. A kisízületi nyomásra vonatkozó nemsima anyag törvény ennek szubdifferenciálása útján nyerhető többértékű függvény:  $F_n(u_n) \in \partial W(u_n) \equiv \partial W_0(u_n) + \partial I_K(u_n)$ . A kisízületi nyomást is tartalmazó egyensúlyi feltételt úgy kapjuk, hogy a  $W(u_n)$  alakváltozási potenciál függvényt kiegészítjük a külső potenciál  $\pi_\alpha(u_n)$  függvényével, és a teljes geometriai tartományra vonatkozóan integrált  $\pi(u_n) = \pi_\alpha(u_n) + W(u_n)$  szuperpotenciál szubstacionaritási feltételét teljesítjük, amely a  $0 \in \partial \pi(u_n) \equiv \partial \pi_\alpha(u_n) + \partial W(u_n)$  bennfoglalást eredményezi.

Ugyanez a jelenség az *erők terében* is leírható. Itt az egyoldalú érintkezési feltételeket az erő-elmozdulás függvények inverzeként felírható  $u_n(F_n)$  egyenlőtlenségrendszer adja, amelyekhez az erők terében a  $K^c(F_n)$  komplementer konvex halmaz tartozik, amelynek komplementer indikátorfunkcionálja  $I_K^c(F_n)$ . Az erők terében értelmezett feszültségi szuperpotenciál:  $W^c(F_n) = W_0^c(F_n) + I_K^c(F_n)$ , és a kisízületi nyomásra vonatkozó inverz anyag törvény ennek szubdifferenciálásával nyerhető  $u_n(F_n) \in \partial W^c(F_n) \equiv \partial W_0^c(F_n) + \partial I_K^c(F_n)$  többértékű leképzés. A kisízületi mozgást is tartalmazó geometriai feltételt úgy kapjuk, hogy a  $W^c(F_n)$  feszültségi potenciál függvényt kiegészítjük a külső kiegészítő potenciál  $\pi_\alpha^c(F_n)$  függvényével, és a teljes geometriai tartományon integrált  $\pi^c(F_n) = \pi_\alpha^c(F_n) + W^c(F_n)$  szuperpotenciál szubstacionaritási feltételét teljesítjük, amely a  $0 \in \partial \pi^c(F_n) \equiv \partial \pi_\alpha^c(F_n) + \partial W^c(F_n)$  bennfoglalást eredményezi.

Az itt szereplő függvények tehát nemsima, konvex vagy nemkonvex függvények, azaz törésekkel és véges vagy végtelen ugrásokkal rendelkeznek. Hasonló módon modellezhető az ízületi nyírás vagy a csak húzásra dolgozó szalagok és annulusszalagok is. Természetesen a matematikai modellek felírásánál szükségünk van az egyes szervek anyagállandóira, a kisízületek kezdeti réseinek méretére, a tokos ízületi szalagok vagy a gerincszalagok rugalmassági mo-

dulására, teherbírási és szakítószilárdsági értékeire, szakadó nyúlásaira [4,55,1]. A fenti összefüggésekkel kiegészített variációs elvek a megoldás során matematikai programozási feladatokra vezetnek.

Hasonlóképpen, egyoldalú kapcsolati modellként kezelve végeztük el egy görög–magyar kutatási együttműködés keretében a porckorong annulusának kihajlásvizsgálatát két oldalról feltételesen támasztott lemezmodell alapján. A degenerált porckorong annulusának egy rétegéből kivágott négyzet alakú  $10 \times 10$  mm-es lemezdarab kihajlását vizsgáltuk, amikor a porckorong nucleusában már lecsökken a hidrosztatikus nyomás, és az annulus rétegei közötti szoros kapcsolat fellazul, és az oldalról való kitámasztottság feltételeessé válik. A vékony, rugalmas, függőleges síkjában nyomóerővel, vízszintes síkjában húzóerővel terhelt Kármán-féle lemezt síkjára merőlegesen mindkét oldalán csak nyomásra dolgozó, Winkler-típusú érintkező-elváló rugalmas rugókkal megtámasztva modelleztük.

A síkjában két oldalról egyoldalú érintkezési kapcsolattal támasztott lemez elmozdulására vonatkozó nemlineáris elliptikus differenciálegyenlet-rendszerben szereplő anyagállandókat, a lemez hajlítómerevségét és rugalmassági modulusát a szakirodalomból az annulusra vonatkozó adatokból nyertük. A nemlineáris peremérték-feladatot variációs elv alapján iterációs módszerrel oldottuk meg. A számítás eredményeként megkaptuk a kihajlási alakokat különféle anyagállandók és teher mellett [56].

#### 2.4. Osteoporotikus lumbális csigolyák regionális nyomószilárdsági jellemzői és morфомetriája közötti összefüggések vizsgálata

A témakörrel egy ETT-pályázat keretében alakult mérnöki kutatócsoportban foglalkoztunk. A kutatás célja az volt, hogy információt adjon a mindennapi orvosi gyakorlat számára az egyszerű vizsgálati módszerek és diagnosztikai

eszközök (CT, densitometria) alapján az osteoporotikus csigolyák várható teherbírásáról, törési kockázatáról.

Kutatásunkban az osteoporotikus lumbális csigolyák nyomószilárdsági jellemzőinek a csigolya magassága mentén való regionális megoszlását, annak nemi és életkori változásait, a nyomószilárdsági jellemzők és a csigolyák architektúrájának összefüggéseit határoztuk meg, nyomószilárdsági törőkísérletek és CT-rétegfelvételek elemzése alapján [57]. E kutatás eredményeit részletesen a levelező tagsági székfoglaló előadásomban ismertettem.

16 férfi és 38 nő 54 cadaver lumbális L1 és L2 erősen osteoporotikus csigolyáinak nyomási terhelését végeztük egészen a törésig. A nyomószilárdsági vizsgálat és a csigolyák geometriai adatai alapján meghatároztuk a tipikus teher-elmozdulási, illetve feszültség-alakváltozási diagramokat, és ennek alapján a feszültségi és alakváltozási arányossági határt, a határfeszültséget és határalakváltozást, a folyási feszültséget, a rugalmassági modulust, a duktilitást és az energiaelnyelő képességet. A fenti értékek legtöbbször a csigolyák magassága mentén öt régióban határoztuk meg. A CT-rétegfelvételeket *Parfitt* nomenklatúrája alapján elemeztük, képelemző szoftver segítségével [15].

Megállapítottuk, hogy a szilárdsági jellemzők életkorral való csökkenése férfiaknál erősebb, főleg a központi régióban. A *statikai típusú szilárdságjellemzők* (teherbírás, feszültség) szignifikáns, a *vegyes típusúak* (merevség, rugalmassági modulus, energiaelnyelő képesség) közepes, a *kinematikai típusúak* (elmozdulás, alakváltozás) gyenge korrelációt mutattak az életkorral. Az [58] kutatás szerint a csigolyák szivacsos csontjának szilárdságvesztése 20–80 év között 4–5-szörös, mi a férfiaknál 5-szörös, a nőknél 4-szeres veszteséget találtunk. Az [59] kutatás szerint az átlagos szilárdságvesztés minden évtizedben 8,5%, mi a nőknél 14%, a férfiaknál 17% veszteséget találtunk, erősen osteoporotikus állomány-nál. Az életkor szerinti szilárdságcsökkenést férfiak esetén lehet lineáris regresszióval közelíteni, de nők esetén a másodfokú közelítés pontosabb, mivel

a nőknél különböző életszakaszokban más-más csökkenési trend tapasztalható mind a csonttartalomban, mind a csontszilárdságban [60,61,62]. A csigolyák ásványianyag-tartalmának éves vesztesége kétszer akkora a férfiaknál, de nőknél nemlineáris az időbeni változás (menopausa). A nyomószilárdság statikai jellemzői férfiaknál erős, nőknél mérsékelt pozitív korrelációban állnak a csontsűrűséggel, és regionálisan ez nem változik. A csontszerkezeti morfológia vonatkozásában a statikai paraméterek szignifikáns pozitív korrelációt mutattak a csonttérfogataránnyal, a trabeculák területével, vastagságával és számával a csigolyák centrális régiójában, és mérsékelt vagy gyenge korrelációt mutattak a szélső régiókban. A kinematikai paraméterek közül a rugalmas alakváltozások egyaránt mérsékelt korrelációt adtak a fenti morfológiai mutatókkal minden régióban, de a csigolyák duktilitása alig mutatott korrelációt. A vegyes paraméterek szignifikáns, míg az energiaelnyelő képesség szerényebb centrális korrelációt mutatott.

### 3. FOLYAMATBAN LEVŐ KUTATÁSAINK

A jelenlegi kutatásaink egy 2008-ban indult OTKA-pályázat keretei között folynak az Országos Gerincgyógyászati Központ orvosaival való együttműködésben [63].

Napjainkban egyre komolyabb népegészségügyi problémát jelentenek a csonttritkulással szövődött degeneratív gerincbetegségek, amelyeknél a gerincszegmentumok instabilitásaként jelentkeznek a probléma. A folyamat alapja legtöbbször a *porckorong degenerációja* vagy a *csigolyák csonttritkulása*. A porckorong-degeneráció és a csonttritkulás az életkor előrehaladtával legtöbbször társultan jelentkeznek, amely a kezelés szempontjából komplikációt jelent. Ha a társult degeneráció nem előrehaladott, *konzervatív kezelési eljárások*, például gyógytorna vagy nyújtási terápiaak kerülhetnek alkalmazásra. Ha azonban bármely okból a gerincszegmentum fokozott instabilitása áll elő, *műtéti megoldásra* van szükség. Az e kérdéskörökkel foglalkozó komplex kutatás egymástól

elkülönülő négy nagy terület vizsgálatából áll. Az alábbiakban az eddig elért eredményeinkről számolok be.

### 3.1. A fúziós rögzítéssel szomszédos szegmentumban kialakuló mechanikai funkcióváltozások vizsgálata

A *merev fúzió* során a károsodott szegmentum teljes elmerevítése történik: a cél a két szomszédos csigolya merev egybecsontosítása, fúziója. Itt a két csigolyatestbe vezetett fémcsavarokból és az azokat összekötő lemezekből, rudakból álló konstrukció alkotja a rögzítés alapját, és a csontos átépülést a csontosodási anyag, rendszerint darált szivacsos csont bejuttatásával alakítják ki az eltávolított porckorong helyén. Az érintett gerincszakasz teljes elmerevítése következtében a mozgásképesség a szomszédos szegmentumokra hárul, amely igénybevételi átrendeződéssel jár, jelentős többletterhet róva a szomszédos szegmentumokra. Ez a túlterhelés a szomszédos szegmentumok porckorongjainak károsodásához és a vonatkozó gerincszakaszon funkcionális diszharmonia kialakulásához vezethet. Ezt a jelenséget foglalja magában az ún. *szomszédos szegmentum szindróma*, amellyel számos beteg jelentkezik a műtét után. Ennek a mechanikai jelenségnek az utánkövetéses *in vivo mozgáselemzéssel és végeselemes numerikus szimulációval* történő vizsgálata képezi kutatásunk első fő témakörét.

#### 3.1.1. A szomszédos szegmentum szindróma vizsgálata mozgásanalízissel

Spinal Mouse mérőeszközzel meghatároztuk a csigolyák egymáshoz viszonyított helyzetét, a súlyvonal helyzetét, a lordosis és khyphosis szögeit egyenes állás, előre-hátra hajlás és oldalirányú mozgások véghelyzeteiben. Az első vizsgálati csoportot 13 fő alkotta, akiknél 3 évvel korábban az L5/S1 szegmentum műtéti merev fúziója történt, és jelenleg állandó derékfájdalomra panaszkodnak. Morfológiai elváltozás, idegi érintettség nem figyelhető meg. Megállapítottuk, hogy a műtött rész alatti és feletti szegmentum mozgástartománya, a lordosis

és kyphosis szög mozgástartománya szignifikánsan eltér az egészséges értékektől. Az eltérések már olyan mértékűek, amelyek a fájdalom okai lehetnek. A mozgásvizsgálattal a korai elváltozások jól felismerhetők.

### 3.1.2. A szomszédos szegmentum szindróma vizsgálata végelelem-módszerrel

Tovább finomítottuk a korábban kidolgozott végelelemes szegmentummodellt. A porckorong annulusrétegeinek a számát 3-ról 5-re növeltük, a nucleust 2 gyűrűs rétegből építettük össze. A kisízületek modellezésében áttértünk a görbült felületi modellezésre. Kialakítottuk a multiszegmentális modellt, amely négy csigolyából és a köztük lévő három porckorongból áll, középen az elmerévített kapcsolattal.

Megállapítottuk, hogy a merev fúziós műtéteket követően a környező porckorongokban jelentősen megváltozik a deformáció és a feszültségeloszlás. A szélső porckorongokban jelentősen megnő az elmozdulás és az igénybevétel, ha a középső porckorong el van merevítve. Azonos elmozdulás mellett a környező porckorongok igénybevételei, feszültségei jelentősen megnőnek, és emiatt a degeneráció megindul. Ezt elősegíti, ha a beteg a korábbi mozgásmin-táit igyekszik fenntartani, például lehajol egy elejtett tárgyért. A szimulációk jelenleg is folynak.

### 3.2. Csontritkulással társult degeneratív gerincbetegségek hagyományos és új műtéti eljárásánál fellépő mechanikai hatások összehasonlító vizsgálata

Tekintettel a népesség várható élettartamának növekedésére és a gerincbetegségek nagy számára, a *csontritkulással társult degeneratív gerincbetegségek* kezelése kiemelt jelentőségű népegészségügyi feladat. A műtéti megoldások legtöbbször a csigolyák teherbíró képességének a meglétére épül, de ha a csigolyák csontrit-

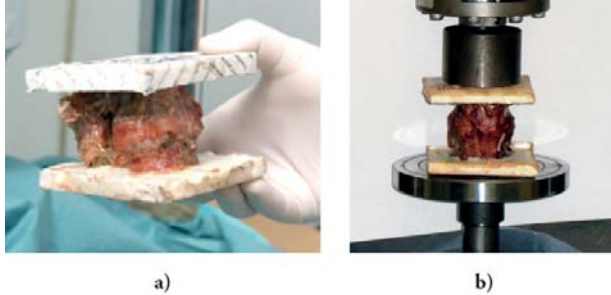


kulásosak, akkor egyrészt már a távtartók elhelyezése is gondot jelent, másrészt beroppanthát a véglemezt, és besülyyednek a meggyengült szivacsos csontba, újabb komplikációt okozva. Ezért merült fel egy olyan új műtéti eljárás az Országos Gerincgyógyászati Központban, ahol a távtartó csontcementből készül, és nagyobb felületen fekszik fel, a csontritkulásban deformálódott felületekhez idomulva. Az itt fellépő mechanikai változások vizsgálata, azaz a *hagyományos előregyártott távtartóval* és az *új monolit csontcement távtartóval* stabilizált szegmentumokban létrejövő mechanikai változások összehasonlító *in vitro laboratóriumi* és *CT-specifikus végeelemes szimulációval* végzett szilárdságtani vizsgálata képezi kutatásunk második fő témakörét.

### 3.2.1. **Hagyományos és csontcement távtartóval stabilizált szegmentum összehasonlító teherbírás-vizsgálata nyomókísérlettel**

Kidolgoztuk a nyomókísérletek elvégzéséhez készítendő mintadarabok protokollját. Beszereztük a cadaver gerinceket, amelyekből elkészítettük a vizsgálati mintadarabokat, egyik részüket a hagyományos előregyártott PEEK spacerrel, másik részüket az új PMMA csontcement távtartóval stabilizálva. A beágyazáshoz a CT-felvételeken vízdenzitást adó műgyantát használtunk, a beágyazás határát fémgöngyökkel jelöltük. Eddig  $2 \times 8$  hagyományos és csontcement távtartóval stabilizált próbatest mechanikai és CT-vizsgálata (preoperatív, posztoperatív, törés utáni) készült el. A törőkísérleteknél az ágyazati rétegek külső síkjain elmozdulás-vezérelt egytengelyes nyomást alkalmaztunk. A *10.a ábra* a kísérleti mintadarabot, a *10.b ábra* a kísérleti berendezést mutatja.

Megállapítottuk, hogy a csontcement távtartós szegmentumok deformációja csaknem a fele, merevsége csaknem a háromszorosa a hagyományos távtartósokénak. A hagyományos távtartó a csontritkulásos csontba besülyyed, minél nagyobb a csigolya keresztmetszete, annál inkább. A csontcement távtartóknál ez nem tapasztalható. Kimutattuk, hogy a gyengébb csont nem hátrány, ha cement távtartót alkalmazunk: bizonyos CT denzitási érték alatt a cement



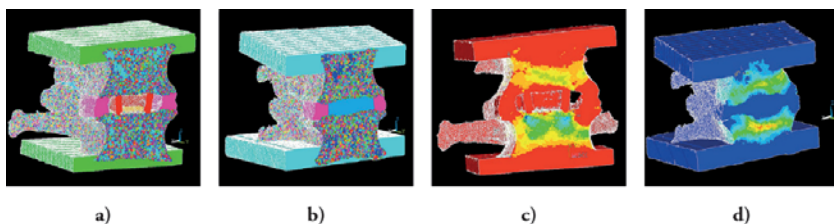
10. ábra

távtartó magasabb nyomási teherbírást eredményez. Ennek magyarázata az, hogy a meggyengült csont miatti szabálytalan véglemezfelületekhez a csontcement nagy felületen és tökéletesen illeszkedik, következésképpen folytonos és sima teherátadást eredményez az illeszkedő felületek mentén – ellentétben az előregyártott távtartók fogazott, feszültségcsúcsokhoz vezető kis felületeivel. A bármely CT denzitási értéknél tapasztalt háromszoros nyomási ellenállás és csökkent besüllyedés egyértelműen a cementezés mellett szól. A vizsgálatok újabb kísérleti mintadarabok bevonásával folynak.

### 3.2.2. Hagyományos és csontcement távtartóval stabilizált szegmen- tum összehasonlító teherbírás-vizsgálata végeelem-módszerrel

Definiáltuk a CT-kép-alapú próbatest-specifikus végeelemes modellezés stratégiáját. A csontnál inhomogén, anizotrop, rugalmas-képlékeny anyagot feltételezünk, ahol az egyes végeelemek a CT-rétegfelvételek szűrkeskálás *Hounsfield*-értékeiből a denzitási fantom által definiált kalibrációs görbe segítségével kapott csontsűrűségértékek alapján egyéni anyagállandókat kapnak. Egy csigolyánál mintegy 250-féle különböző csontanyag szerepel. A *11.a ábra* a hagyományos előregyártott távtartós, míg a *11.b ábra* a csontcement távtartós szegmen-  
tum CT-specifikus végeelem-modelljének a frontális metszetét mu-

tatja. A modellek validálására a numerikus szimuláció eredményeit a szegmen-  
tumok töréscsatlóinak eredményeivel vetettük össze.



11. ábra

A 11.c ábra a hagyományos PEEK és a 11.d ábra a PMMA csontcement távtartós mintadarab tönkremeneteli szimulációját mutatja a csont károsodását okozó képlékeny alakváltozásokkal. A 11.c ábrán ezek koncentráltan jelentkeznek a távtartó környezetében, ahol az erősen besüllyed a porotikus csontba, a 11.d ábrán viszont nagyobb felületek mentén oszlanak meg, a csontcement alatt és felett a csigolya közepén, ahol a legritkább a csont. Már az első néhány összehasonlító vizsgálat is a csontcement távtartó előnyeit igazolta osteoporotikus csigolyák esetén. A szimulációk a kvantitatív eredményeken túl rendkívül fontos kvalitatív eredményekkel szolgáltak a csonttritkulásos csigolyák tönkremeneteli mechanizmusára vonatkozóan. A károsodási folyamatokat térben és időben is nyomon tudtuk követni, és az egyes távtartó-kialakítások előnyeinek és hátrányainak mélyrehatóbb vizsgálatát is el tudtuk végezni.

### 3.2.3. Az ágyazat vastagságának hatása a gerinc mechanikai nyomás- vizsgálatánál

Ahhoz, hogy a törőgépbbe a mintadarabokat be tudjuk fogni, valamiféle ágyazatba kell őket befoglalni. Kísérleteinknél műgyanta ágyazatot alkalmaztunk, és a csigolyák eltérő méretei következtében az egyes mintadarabok ágyazatát

nem lehetett tökéletesen azonos vastagságúra készíteni. Felmerült tehát, hogy az ágyazat vastagsága befolyásolhatja az eredményeket. Ezért a CT-specifikus mintadarabokon végeselemes szimulációval megvizsgáltuk a tönkremeneteli folyamat térbeli és időbeli lejárásait az ágyazati vastagság függvényében, rögzített ágyazati anyagállandók mellett. A szimulációhoz az eredeti ágyazati vastagságot fokozatosan leszeleteltük a modelltől egészen az ágyazat eltüntetéséig. Az ágyazási rétegvastagságok fokozatos csökkentése a teherbírás és a me-revség fokozatos csökkenését eredményezte minden terhelési fokozatban. Ezen túlmenően a tönkremeneteli képlékeny zóna is változtatta a helyzetét az ágyazat vastagságától és attól függően, hogy a szabálytalan csigolyavégek miként helyezkedtek el a fokozatosan vékonyított ágyazatban. Megállapítottuk, hogy az ágyazat vastagságát figyelembe kell venni a laboratóriumi törésvizsgálatok eredményeinek értékelésénél.

### 3.3. Csontritkulásban megroppant, vertebroplasztikás és kifoplasztikás cementezési eljárással megerősített csigolyák összehasonlító teherbírás-vizsgálata

Ha a csontritkulásos csigolyák összeroppantak, vagy ez a veszély fennáll, szivacsos csontszerkezetük megerősítésére van szükség. Ez legtöbbször a *csigolyatest cementezése* útján történik. A cementezési technikák is folyamatosan fejlődnek, napjainkban is új módszerek látnak napvilágot. A csigolyák hagyományos megerősítési módja a cementtel történő beinjektálás, a vertebroplasztika. Ennek a technikának káros mellékhatása, hogy a nyomás következtében a cement a környező szövetekbe is behatol. Egy újabb módszernél a megroppant csigolyába egy ballont helyeznek, azt felfújják, ezáltal egy gömb alakú üreg keletkezik a csigolya szivacsos állományában, majd a ballont kihúzzák, és az üregbe a cementet benyomják. Ennek során a cement a számára előkészített üregben marad. Ez a módszer a kifoplasztika. E két módszer összehasonlító teherbírás-vizsgálata alkotja kutatásunk harmadik fő témáját, *in vitro laboratóriumi nyomótesztek és CT-specifikus végeselemes szimuláció* segítségével.

### 3.3.1. Vertebroplasztikával és kifoplasztikával cementezett csigolyák összehasonlító teherbírás-vizsgálata nyomókísérlettel

Eddig 20 hagyományos vertebroplasztikás (VP) és 19 ballonos kifoplasztikás (KP) csigolyapróbatest mechanikai nyomótesztje történt meg. Megállapítottuk, hogy a vertebroplasztika és a kifoplasztika megközelítőleg azonos nyomási teherbírást eredményez, akár vékony, akár vastag az ágyazat. A vertebroplasztika nagyobb merevséget és kisebb összenyomódást eredményez. A vékony ágyazat közelebb áll az anatómiai körülményekhez, így kifoplasztika esetén a csigolyák rugalmas merevsége lényegesen kisebbre becsülhető. Az összehasonlító vizsgálatok újabb mintadarabokon jelenleg is folynak.

### 3.3.2. Vertebroplasztikával és kifoplasztikával cementezett csigolyák összehasonlító teherbírás-vizsgálata végeelem-módszerrel

A vertebro- és kifoplasztikázott csigolyák összehasonlító végeelemes vizsgálatához a 3.2.2. pontban kidolgozott CT-kép-alapú próbatest-specifikus végeelemes modellezés stratégiáját használtuk. A végeelemes modellezés jelenleg folyik.

## 3.4. Konzervatív terápiák biomechanikai vizsgálata

A tapasztalat azt mutatja, hogy a gerincbetegek 30–40%-ánál megfelelő típusú és intenzitású *konzervatív terápiával* a fájdalom csökkenthető, a mozgásképeség helyreállítható, és a gerincműtétek elkerülhetőek. A legismertebb konzervatív terápia a *gyógytorna*. Alkalmazása legtöbbször a gyakorlati tapasztalatok alapján történik, a célirányos terápiához azonban elengedhetetlen a gyógytorna hatásának egzakt, számszerű kimutatása. A degeneratív gerincbetegségek egy másik ismert konzervatív terápiája, a *súlyfürdőkezelés*, amelynél régóta fennáll a kérdés, hogy alkalmazható-e a súlyfürdőkezelés csontritkulásos gerinc esetén. E kérdés vizsgálatának sincsenek előzményei, már csak a kezelés hungarikum

jellege miatt is. A *gyógytorna* utánkövetés *in vivo mozgáselemzéssel* és a *csonttritkulás és a súlyfürdő kapcsolatának* végeeselemes numerikus szimulációval való vizsgálata képezi kutatásunk negyedik témáját, amely az alábbi két altémából áll.

### 3.4.1. A gyógytorna hatásának vizsgálata mozgásanalízissel

Ez a kutatási altéma két részből áll: derékfájós betegek különböző típusú és időközű gyógytornamódszereinek összehasonlítása és a gyermekkori gerincproblémák feltárása és kezelése gyógytornával. A csigolyák egymáshoz viszonyított helyzetét, a súlyvonal helyzetét, a lordosis és kyphosis szögeit határoztuk meg egyenes állás, előre-hátra hajlás és oldalirányú mozgások véghelyezeteiben Spinal Mouse vizsgálóműszerrel és/vagy Zebris CMS-HS WinSpine mérőrendszerrel.

A 20 derékfájós beteg első csoportja heti 4 alkalommal 3 héten át intenzív gyógytornán, míg a másik csoportja heti 1 alkalommal 3 héten át csoportos gerincstabilizáló gerinctornán vett részt. A vizsgálatot a terápia előtt és a 3 hetes terápia után végeztük. Megállapítottuk, hogy a heti 1 alkalomú csoportos gerinctorna nem alkalmas a gerinc alakjának helyreállítására, míg a heti 4 alkalomú intenzív tornával a betegek fájdalommentessé tehetőek, de a gerinc alakja még eltérést mutat az egészségeshez képest.

A kisiskolások hosszú távú vizsgálatában 2006–11 év közötti gyermek vesz részt. A gyermekek 61,8 %-a egészséges, 26,6%-a hanyag tartású, 2,9%-ánál lapos hát, míg 7,7 %-ánál gerincferdülés áll fenn. Az elváltozások kezelésére a gyógytestnevelés és gyógytorna 2009 őszén indult. A 6 hónapos kontroll előzetes eredményei szerint a javulás megindult, de szignifikánsan még nem mutatható ki. A vizsgálat jelenleg is folyik.

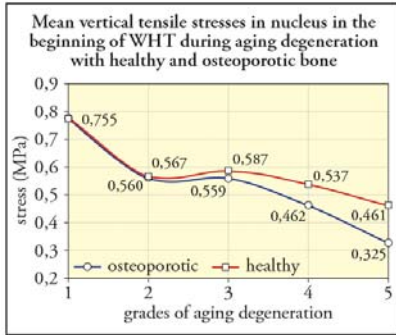
További célunk volt a gerincferdüléssel kisiskolás gyermekek sugárterheléssel járó röntgenfelvételén a Cobb-módszerrel meghatározott szögértékek összehasonlítása a mi nem invazív ultrahangos méréseinkből számított érték-

ekkel. A vizsgálatba 31 scoliosisos gyermek röntgenfelvételeit vontunk be. Megállapítottuk, hogy a háti kyphosis és a lumbalis lordosis szögértékei között a korreláció jó, míg a háti és a lumbalis scoliosis szögértékei között közepes. A fentiek alapján javasolható, hogy az adott rendszerességgel elvégzendő röntgenfelvételek közötti időszakban a kezelés hatását a sugárterheléssel nem járó, ultrahangalapú Zebris mozgásvizsgáló rendszerrel ellenőrizzék.

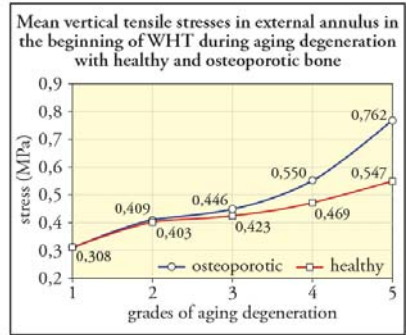
### **3.4.2. A súlyfürdő és a csonttrikulás mechanikai kölcsönhatásának vizsgálata végeelem-módszerrel**

A csonttrikulás hatásának elemzésére a korábban kidolgozott, degenerációt is figyelembe vevő végeelem-modellünk felhasználásával numerikus paraméteranalízist végeztünk az osteoporosis melletti súlyfürdőkezelés elemzésére.

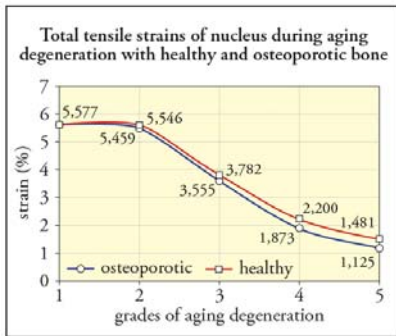
A *12.a ábrán* a nucleus, a *12.b ábrán* a külső annulus fajlagos nyúlása látható egészséges és osteoporotikus csigolyacsont esetén az alsó lumbális szakasz egy tipikus szegmentumában, az öt életkori degenerációs szakaszban. A *12.c* és a *12.d ábrán* az ezekhez tartozó húzófeszültségek láthatók. Megállapítottuk, hogy csonttrikulás esetén a teherbírási zóna belülről kifelé terjed, és a porckorong megnyúlása középen csökken, a szélek felé növekszik, vagyis egészséges csigolyacsontnál a porckorong közepe nyúlik meg jobban, porotikusnál a széle. A porckorong kontrakciójában nem mutatkozik szignifikáns különbség, de porotikus esetekben mindig nagyobb, mint egészséges esetben. Egészséges csontnál egyenletes a feszültségeloszlás a véglemezben, porotikusnál a szélén van a feszültségkoncentráció, amely 3–5-szöröse az egészséges esethez tartozónak. Ha figyelembe vesszük, hogy a súlyfürdőben végzett nagyszámú méréseink szerint a 20 perces kezelés alatt a 60 év feletti, többnyire porotikus betegek kezdeti rugalmas megnyúlásai  $2 \times 20$  N extra súllyal átlagosan 0,23 mm-ről 0,55 mm-re növekednek, kimondhatjuk, hogy a csonttrikulás önmagában nem lehet akadálya a súlyfürdőkezelésnek, de időseknél az extrasúly alkalmazását gondosan kell mérlegelni.



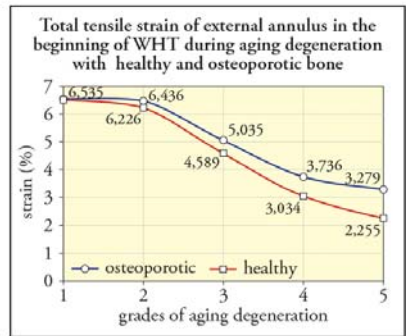
a)



b)



c)



d)

12. ábra

Amint a bevezetőben említettem, a jelen előadásomban a levelező tagsági székfoglaló előadásomban ismertetett mérnöki szemléletű, de orvosi területen realizálódó kutatások szerves folytatásáról számoltam be. A saját példámon látom, hogy milyen hasznos, és mennyi új ismerettel jár az eltérő területen dolgozó szakemberek, az orvosok és a mérnökök kölcsönösen inspiráló interdiszciplináris együttműködése, amelynek minden erőfeszítése az emberi élet minőségének javítását szolgálja.



# KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Előadásom végén köszönetet mondok mindazoknak, akik nélkül nem lehetnék az MTA rendes tagja. Meggyőződésem, hogy ez az elismerés nemcsak nekem szól, hanem a tudományterületnek és a kutatóműhelynek is, amelyben dolgozom. Elsőként tehát a kutatótársaimnak köszönöm az együttműködést, az egy-egy eredményért néha évekig tartó küzdelmes, kitartó munkát.

Köszönöm néhai professzorom, Cholnoky Tibor pontos és kitartó munkára ösztönző tanításait. Valamikori vidéki elsőéves hallgatóként csodálattal követtem lebilincselő előadásait, és bolondnak néztem volna azt, aki akkor megjósolja, hogy egykor én fogok a helyén állni a katedrán és a tanszékvezetésben. Példamutatása életem során mindvégig iránytű volt számomra. Hálás vagyok a BME Tartószerkezetek Mechanikája Tanszékén uralkodó ösztönző kutatói légkörnek és mesteremnek, Szabó János professzornak, akitől a kutatói munka szépségét, módszereit, küzdelmeit, de örömét is megtanultam, és aki mindig mögöttem állt az ösztönzésben a pályafutásom során. Köszönöm néhai kollégám, a nagy tudású polihisztor, Roller Béla és mai kiváló kollégáim, Gáspár Zsolt, Kaliszky Sándor és Popper György szakmai segítségét, tanácsait is.

Külön köszönöm az OTKA támogatását, amely nélkül biztosan nem állhatnék most itt az akadémiai székhelyen előadásomon.

Meghatározó volt számomra a kultúra és a tanulás értékét sugárzó balatonfüredi szülői ház légköre, felmenőim, déd- és nagyszüleim közösségért fáradozó, máig ható emblematis életemek példamutatása, szüleim zord időkben is mindig szilárd családi légkört biztosító óvó szeretete, amely megalapozta egész életemet. Ehhez társult az én időmben indult balatonfüredi Lóczy Lajos Gimnáziumban uralkodó különlegesen inspiráló légkör, ahol nem volt semmiféle infrastruktúra, még egyetlen mikroszkóp sem, de az emberi szó ereje minden-

nél több, életre szóló indítást adott. Tanárain, Szilvássy Zoltán, Must Gyula, Ján László és a többiek erkölcsi útmutatása máig él bennem.

Végül szólnom kell férjem, három fiam, menyeim és unokáim megértő szeretetéről, amely biztos alapot nyújtott számomra, hogy a mindennél fontosabb családi élet, az örökül kapott értékek továbbadása és a sohasem könnyű, nagy energiát igénylő kutatói munka közötti helyes arányt mindenkor megtaláljam.

## IRODALOMJEGYZÉK

1. White, A. A., Panjabi, M. M. (1990): *Clinical Biomechanics of the Spine*. Lippincott Williams and Wilkins.
2. Benzel, E. C. (2001): *Biomechanics of Spine Stabilization*. American Association of Neurosurgical Surgeons, Thieme, 2001.
3. Adams, M. A., Bogduk, N., Burton, K., Dolan, P. (2002): *The Biomechanics of Back Pain*. Churchill Livingstone, Edinburgh, London, New York.
4. Kurutz M. (2007): Az emberi gerinc modellezése. In: Halász G. (szerk.): *Modellezés a biomechanikában*. Műegyetemi Kiadó, Budapest, 271–370.
5. Nachemson, A. (1996): The load on lumbar discs in different positions of the body. *Clin. Orthop.* 45, 107–122.
6. Potvin, J. R., Norman, R. W., McGill, S. M. (1991): Reduction in anterior shear forces on the L4-L5 disc by the lumbar musculature. *Clin. Biomech.* 6, 88–96.
7. Dolan, P., Mannion, A. F., Adams. M. A. (1994): Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting. *J. Biomech.* 27, 1077–1087.
8. Dolan, P., Adams, M. A. (1993): The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *J. Biomech.* 26, 513–522.
9. Adams, M. A., Hutton, W. C. (1981): The relevance of torsion to the mechanical derangement of the lumbar spine. *Spine* 6, 241–248.
10. Nachemson, A. (1960): Lumbar intradiscal pressure. *Acta Orthop. Scand. Suppl.*, 43.
11. Nachemson, A. L., Morris, J. M. (1964): In vivo measurements of intradiscal pressure. *J. Bone Joint Surg. [Am]* 46, 1077–1092.
12. 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.
13. Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., Claes, L. E. (1999): New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 24(8), 755–762.

14. Brinckmann, P., Biggemann, M., Hilweg, D. (1989): Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Spine* 14, 606–610.
15. Parfitt, A. M. (1988): Bone histomorphometry: proposed system for standardization of nomenclature, symbols, and units. *Calcif. Tissue Int.* 42, 284–286.
16. Mosekilde, L., Bentzen, S. M., Ortoft, G., Jorgensen, J. (1989): The predictive value of quantitative computed tomography for vertebral body compressive strength and ash density. *Bone* 10, 465–470.
17. Varga, P. P. (1995): *Lumbalis spinalis stenosis*. Springer.
18. Goel, V. K., Gilbertson, L. G. (1995): Applications of the finite element method to thoracolumbar spinal research – past, present and future. *Spine* 20(15), 1719–1727.
19. Kurutz, M. (2010): Finite Element Modeling of the Human Lumbar Spine. In: Moratal, D. (ed.): *Finite Element Analysis*. SCIYO, Rijeka, 209–236.
20. Moll K. (1953): A discusherniák gyógykezelése az ún. „súlyfürdővel”. *Orvosi Hetilap* 94(5), 292–296.
21. Moll, K. (1956): Die Behandlung der Discushernien mit den sogenannten „Gewichtsbadern”. *Contempl. Rheum*, 326–329.
22. OTKA-T-022622. Biomechanikai testmodell a súlyfürdő extenziós effektusának vizsgálata alapján. Témavezető: Kurutzné Kovács Márta, 1997–1999.
23. OTKA-T-033020. A súlyfürdő-terápia kísérleti és numerikus biomechanikai elemzésének továbbfejlesztése. Témavezető: Kurutzné Kovács Márta, 2000–2003.
24. 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.
25. Bene É., Kurutz M. (1993): A súlyfürdő alkalmazása és annak biomechanikája. *Orvosi Hetilap* 134(21), 1123–1129.
26. Kurutz, M., Bender, T. (2010): Weightbath hydrotraction treatment – Application, biomechanics and clinical effects. *International Journal of Multidisciplinary Healthcare* 3(1), 19–27.
27. Vegh G. (2007): Nyaki nyújtóerők a súlyfürdőben. *Magyar Balneológiai Társaság*. Esztergom, November 16–18.
28. Kurutz M., Bene É., Lovas A., Molnár P., Monori E. (2002): A lumbális gerinc nyúlásának meghatározása súlyfürdőben biomechanikai kísérletek alapján. *Orvosi Hetilap* 143(13), 673–684.
29. 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.
30. 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.

31. Kurutz, M. (2006): In vivo age- and sex-related creep of human lumbar motion segments and discs in pure centric tension. *Journal of Biomechanics* 39(7), 1180–1190.
32. Kurutz M., Bene É., Lovas A., Nédli P., Oroszváry L. (2008): A súlyfürdő biomechanikája: az ágyéki gerinc nyújtását célzó súlyfürdő-terápia kísérleti és numerikus biomechanikai vizsgálata. *Balneológia, Gyógyfürdőügy, Gyógyidegenforgalom XXVII*(1–2), 9–42.
33. Kurutz, M., Tornnyos, Á., Szabadszállási, T. (2004): Numerical simulation and parameter identification of human lumbar functional spinal units in traction. In: Horak, M. (ed.): *Biomechanics of Man, Proceedings of the First Congress of the Czech Society of Biomechanics*, 1–8.
34. Kurutz, M., Szabadszállási, T. (2005): Numerical simulation and parameter identification of human lumbar FSUs in hydrotraction. In: Kneppo, P., Hozman, J (eds.): *Proceedings of EMBEC'05, 3rd European Medical and Biological Engineering Conference, Prague, Czech Republic, Nov. 20-25.* 1-6.
35. Fagan, M. J., Julian, S., Siddall, D. J., Mohsen, A. M. (2002): 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.
36. Cheung, J. T. M., Zhang, M., Chow, D. H. K. (2003): Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study. *Clinical Biomechanics* 18, 790–799.
37. 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.
38. Denoziere, G., Ku, D. N. (2006) Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc. *Journal of Biomechanics* 39, 766–775.
39. Rohlmann, A., Zander, T., Schmidt, H., Wilke, H. J., Bergmann, G. (2006): 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.
40. Noailly, J., Lacroix, D., Planell, J. A. (2005): Finite element study of a novel intervertebral disc substitute. *Spine* 30(20), 2257–2264.
41. Natarajan, R. N., Williams, J. R., Andersson, G. B. (2006): Modeling changes in intervertebral disc mechanics with degeneration. *Journal of Bone and Joint Surgery Am.* 88(4), Suppl. 2, 36–40.
42. Nachemson, A. L. (1981): Disc pressure measurements. *Spine* 6(1), 93–97.
43. Ferguson, S. J., Steffen, T. (2003): Biomechanics of the aging spine. *European Spine Journal* Suppl 2, S97–S103.
44. Natarajan, R. N., Williams, J. R., Andersson, G. B. (2004): Recent advances in analytical modelling of lumbar disc degeneration. *Spine* 29, 2733–2741.
45. OTKA-T-046755. A lumbális gerinc kísérleti és numerikus biomechanikai vizsgálata. Témavezető: Kurutzné Kovács Márta, 2004–2008.

46. Kurutz M., Oroszváry L. (2010): Lumbális gerincszegmentumok degenerációjának numerikus szimulációja: I. Az életkorral járó degeneráció. *Biomechanica Hungarica* 3(1), 106–117.
47. Kurutz M., Oroszváry L. (2010): Lumbális gerincszegmentumok degenerációjának numerikus szimulációja: II. A hirtelen fellépő degeneráció. *Biomechanica Hungarica* 3(1), 118–131.
48. Kim, Y. E., Goel, V. K., Weinstein, J. N., Lim, T. H. (1991): Effect of disc degeneration at one level on the adjacent level in axial mode. *Spine* 16, 331–335.
49. Kurowski, P., Kubo, A. (1986): The relationship of degeneration of the intervertebral disc to mechanical loading conditions on lumbar vertebrae. *Spine* 11, 726–731.
50. Bender, T., Karagülle, Z., Bálint, G. P., Gutenbrunner, C., Bálint, P. V., Sukenik, S. (2005): Hydrotherapy, balneotherapy, and spa treatment in pain management. *Rheumatology International* 25(3), 220–224.
51. Panagiotopoulos, P. D. (1985): *Inequality Problems in Mechanics and Applications. Convex and Nonconvex Energy Functions*. Birkhauser, Basel.
52. Kurutz, M. (2001): Effect of nonlinearity in nonsmooth and nonconvex structural behavior. In: D. Y. Gao, R. W. Ogden, G. E. Stavroulakis (eds.): *Nonsmooth/Nonconvex Mechanics: Modelling, Analysis and Numerical Methods*. Kluwer Academic Publishers, London, 189–230.
53. Kurutz, M., Nédli, P., Tornnyos, Á. (2002): Interdisciplinary application of nonsmooth mechanics. In: Baniotopoulos, C. C. (ed.): *Nonsmooth/Nonconvex Mechanics with Applications in Engineering*. Editions ZITI, Thessaloniki, 159–166.
54. Kurutz, M., Nédli, P. (2006): Application of nonsmooth mechanics in structural problems and biomechanics. In: Baniotopoulos, C. C. (ed.): *Nonsmooth /Nonconvex Mechanics with Applications in Engineering*, Editions ZITI, Thessaloniki, 245–252.
55. Dvir, Z. (2000): *Clinical Biomechanics*. Churchill Livingstone, New York, Edinurgh, London.
56. Muradova, A. D., Kurutz, M., Stavroulakis, G. E. (2009): Buckling simulation of a plate, embedded in a unilaterally supported environment. *Mechanics Based Design of Structures and Machines* 37(3), 349–370.
57. Kurutz, M., Donáth, J., Gálos, M., Varga, P., Fornet, B. (2008b): Age- and sex-related regional compressive strength characteristics of human lumbar vertebrae in osteoporosis. *International Journal of Multidisciplinary Healthcare* 2008(1), 105–121.
58. Mosekilde, L., Ebbesen, E. N., Tornvig, L., Thomsen, J. S. (2000): Trabecular bone structure and strength - remodelling and repair. *J. of Musculoskeletal and Neuronal Interactions* 1(1), 25–30.
59. McCaldren, R. W., McGeough, J. A., Court-Brown, C. M. (1997): Age-related changes in the compressive strength of cancellous bone. The relative importance of changes in density and trabecular architecture. *J. of Bone and Joint Surgery, Am.* 79(3), 421–427.

60. Warming, L., Hassager, C., Christiansen, C. (2002): Changes in bone mineral density with age in men and women: a longitudinal study. *Osteoporosis Int.* 13(2), 105–112.
61. Greer, W., Smith, R., Shipman, A.J. (2003): A multi-exponential model of postmenopausal decline in vertebral bone mineral density: a new approach to the BMD reference range. *J. of Clinical Densitometry* 6(2), 113–124.
62. Mazzuoli, G., Diacinti, D., D'Erasmo, E., Alfo, M. (2006): Cyclical changes of vertebral body heights and bone loss in healthy women after menopause. *Bone* 38(6), 905–910.
63. OTKA-K-075018. Gerinc-szegmentumok műtéti és konzervatív kezelési eljárásainak kísérleti és numerikus biomechanikai vizsgálata. Témavezető: Kurutzné Kovács Márta, 2008–2012.
64. Kurutz, M., Oroszvály, L. (2010a): Finite element analysis of weightbath hydrotraction treatment of degenerated lumbar spine segments in elastic phase. *Journal of Biomechanics* 43(3), 433–441.
65. Kurutz M., Oroszvály L. (2010b): A súlyfürdő-kezelés hatásának végelelemes szimulációja a kezdeti rugalmas szakaszban. *Biomechanica Hungarica* 3(1), 132–142.

Erdy János  
Bochtovich Ruffözse

Wenzel Gusztáv

Jábiar Gabon

Nagy János

Terintetes Nagygyűlés! Arany János

Minia felemelő szabályainak 32. §-a egy szót.  
Mindem sijnomon választott tag, a külső kövétel  
lével, osztályába tartozó dolgotat felolvasásával,  
vagy személyes meg nem jelenhetős esetén beüldé  
sével, legfeljebb egy év alatt sörét foglat; külsőben meg  
választása meg nem működően.

Tehetnek esetek, melyekben kivált vidéken la  
kolé gátolhatna a határidőt megtartani: de hallga  
tag elvérsni e szabály meg nem tartatását, amlyet  
tesz, mint örves szabályzatunkat erőlköndé terintese  
át söröségteleu. Indítványba hozatik tehát, hogy egyelőre a  
határidőt s sörfoglalás által meg nem  
hát kitöröltessék, az 186  
terintesevel, je

széles szabályozást és az egy-egy  
személyre vonatkozólag, a helyi község  
határába tartozó dolgozó feladatosságát  
ahogy meg kell ismerni és a község határába  
visszatérő dolgozókat is meg kell ismerni.

Amennyiben a község határába  
visszatérő dolgozókat is meg kell ismerni,  
akkor a község határába tartozó  
dolgozókat is meg kell ismerni.

Amennyiben a község határába  
visszatérő dolgozókat is meg kell ismerni,  
akkor a község határába tartozó  
dolgozókat is meg kell ismerni.

Amennyiben a község határába  
visszatérő dolgozókat is meg kell ismerni,  
akkor a község határába tartozó  
dolgozókat is meg kell ismerni.

Amennyiben a község határába  
visszatérő dolgozókat is meg kell ismerni,  
akkor a község határába tartozó  
dolgozókat is meg kell ismerni.



to Kenney Leonard  
Continuum Lissly

July 1965