



SZÉKFOGLALÓ ELŐADÁSOK A MAGYAR TUDOMÁNYOS AKADÉMIÁN

Kurutzné Kovács Márta

A SZERKEZETI MECHANIKÁTÓL
A BIOMECHANIKÁIG



Terintetes Nagy 97

szemléltető szabályainak 32. és a legy szót:
újraújra választott tag, a külsőt kivétel
szabályába tartozó dolgozat felolvasásáért,
kézenfekvő megnevezés esetén beüldö
legfelelő egy év alatt széklet foglalt; külsőben meg

széklet megnevezésén.
Lehetetlen esetek, melyekben kivált vidéken la
gátolhatóak a határidőt megtartani: de hallgat
elűzni a szabály meg nem tartatását, amelyet
mint összes szabályzatunkat szőlőseink tekintet
következéseire figyelmeztetünk J. Aladár
széklettel.

Indoklásba hozatik tehát, hogy egyelőre az
1861. igt. választott székletfoglalás által meg nem erős
tett ^{rendes} tagok nevei a kivételből kitöröltesse, az 1861-
és 65-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.

853
1865

Jan. 26. 1865.
Zollner Mór
Lugosy Béla
Hollán Ernő

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

Kurutzné Kovács Márta

A SZERKEZETI MECHANIKÁTÓL A BIOMECHANIKÁIG

SZÉKFOGLALÓK
A MAGYAR TUDOMÁNYOS AKADÉMIAÁN

A 2004. május 3-án megválasztott
akadémikusok székfoglalói

Kurutzné Kovács Márta

A SZERKEZETI MECHANIKÁTÓL
A BIOMECHANIKÁIG



Magyar Tudományos Akadémia • 2014

Az előadás elhangzott 2004. október 14-én

Sorozatszerkesztő: Bertók Krisztina

Olvasószerkesztő: Laczkó Krisztina

Borító és tipográfia: Auri Grafika

ISSN 1419-8959

ISBN 978-963-508-760-0

© Kurutzné Kovács Márta

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

Előadásom címének választásakor a rövidegre törekedtem. Minél rövidebb azonban egy előadás címe, annál nagyobb területet ölel fel. A rendelkezésemre álló szűk egy órában nem tudnám a maga teljességében kifejteni, hogy a szerkezeti mechanika egyes témáiból milyen utak vezetnek a biomechanika vonatkozó területeire szerte a világon, így csak a közvetlen környezetem, azon belül a saját kutatói pályám állomásai segítségével mutatom be azt az utat, amely a tartószerkezetek mechanikájától a biomechanika egyes területeihez vezetett.

Mondanivalómat öt fejezetbe foglaltam. Az első részben a biomechanika mint tudományág helyével és jellemzésével foglalkozom. A második fejezetben a tartószerkezetek mechanikája területén végzett kutatásaimról beszélek. A harmadik részben a biomechanikával való találkozásaimat ismertetem. A negyedik rész a jelenlegi biomechanikai kutatásainkba ad betekintést, míg az ötödik rész az előttünk álló feladatokról szól.

1. A BIOMECHANIKA

A biomechanika az élő szervezetek, fiziológiai rendszerek *mechanikai* tartószerkezeteinek – emberi test esetén – a gerinc, a törzs, a végtagok, a csontok, az ízületek, az izmok, a szalagok, a porcok, az erek *mechanikai* tulajdonságainak meghatározásával és működésének *mechanikai* modellezésével foglalkozó tudomány, amely adatokat szolgáltat az emberi tartószerkezetek és mozgásszervek élettanának, kórtanának, a betegségek patomechanizmusának megismeréséhez, segítséget nyújtva a megfelelő gyógykezelés kiválasztásához. A biomechanika fenti definíciója – a szerkezeti mechanikával való összehasonlításban – magától

értetődik: amíg a szerkezeti mechanika a mechanikai törvényeket az *élettelen szerkezetekre*, addig a biomechanika ugyanazokat az *élő szervezetekre* alkalmazza.



1. ábra

Az élő szervezetek mechanikai működésének titkai régóta foglalkoztatják a kutatókat. Valóban, szembetűnő a szerkezeti hasonlatosság a tartószerkezetek és az élő szervezetek között (1. ábra), így nem véletlen, hogy „már a régi görögök is” és azóta számtalan, más területen híressé vált kutató foglalkozott biomechanikai kérdésekkel. Többek között *Arisztotelész* az emberi test mozgásának geometriáját, *Harvey* a keringési rendszert, *Descartes* a fiziológiai rendszerek matematikai modellezését, *Hooke* a sejtek mechanikai viselkedését, *Euler* az erekben való hullámterjedést, *Helmholtz* az idegimpulzusok sebességét kutatta. *Leonardo da Vinci* biomechanikai kutatásairól számos grafikája tanúskodik, híres rajza a testarányokról a biomechanikai kutatások emblémájává vált. A tartók statikája történetének tanulmányozása során került kezembe *Ritter* tartók grafosztatikájáról szóló könyve, amelynek „A feszültségi trajektóriák a természetben” című fejezetében meglepetéssel fedeztem fel a combcsont feszültségi trajektóriákkal behálózott képét 1888-ból (2. ábra).

A biomechanika tehát régi tudomány, két Nobel-díj is született a nyomán, mégis mint önálló tudományág – az emberi szervezet biológiai, biokémiai és biofizikai vizsgálatához viszonyítva – csak az utóbbi néhány évtizedben vívta ki magának a megfelelő helyet.



2. ábra

A biomechanika az ún. „orvosbiológiai mérnökség” (biomedical engineering) része. Egy kézikönyvek és egyéb forrásmunkák [1] alapján összeállított lehetséges – de korántsem teljes – tudományági felosztást mutat az 1. táblázat.

1. táblázat

Orvosbiológiai mérnökség	
Biomechanika	Fiziológiai rendszerek elemzése a szilárdtest- és folyadékmechanika eszközeivel
Bioanyagok	Bioimplantábilis anyagok fejlesztése és tervezése
Bioérzékelők	Biológiai jelenségek letapogatása és átalakítása elektromos jelekké
Orvosbiológiai analízis	Bioelektromos jelek detektálása, vizsgálata és osztályozása
Orvostechnika	Fiziológiai jelenségek megfigyelésére és mérésére alkalmas műszerek tervezése és fejlesztése

Rehabilitációs mérnökség	Rehabilitációs módszerek és eljárások tervezése és fejlesztése
Protézisek és mesterséges szervek	Protézisek és mesterséges szervek tervezése, fejlesztése
Fiziológiai modellezés és szimuláció	Fiziológiai jelenségek követése számítógépes szimulációval
Klinikai mérnökség	Klinikai folyamatok, eljárások, módszerek tervezése és fejlesztése
Orvosi informatika	Klinikai döntéseket kiszolgáló adatbázisok, szakértői rendszerek előállítás
Orvosi képzés	Anatómiai részletek és fiziológiai funkciók képi megjelenítése
Biotechnológia	Biológiai anyagok, szövetek kifejlesztése vagy módosítása
Elektromágneses biológia	Elektromágneses mezők biológiai hatásának vizsgálata
...	...

Látható, hogy az itt felsorolt területek a mérnöki tevékenységek széles körét fedik le, állandóan fejlődve és kiegészülve újabb területekkel. Kiragadva a társtudományok közül a biomechanikát, a 2. *táblázat* azt mutatja be, hogy maga a biomechanika milyen részterületekre osztható. Amint az előző osztályozás, úgy a biomechanika felosztása is meglehetősen önkényes, és a fejlődés következtében folyamatosan változik is. Az itt látható felosztást magam is kiegészítettem két tétellel, a biokáosz és a biotopológia tudományaival. Ugyanakkor azt is észrevehetjük, hogy az itt szereplő részterületek átfedésben vannak az orvosbiológiai mérnökség más területeivel. Mindez a biomechanika szerteágazó, multidiszciplináris jellegéből következik.

2. táblázat

Biomechanika	
Bioanyagmodellek	Anyagtörvények mechanikai-matematikai leírása
Kemény szövetek biomechanikája	Csontok mechanikája
Lágy szövetek biomechanikája	Izomok, inak, szalagok, a porckorong mechanikája
Erek biomechanikája	Erek, érfalak mechanikája
Implantátumok biomechanikája	Implantátumok (csontprotézis, csigolyatávtartók stb.) mechanikai együttdolgozása
Ízületek mechanikája, biotribológia	Boka, térd, csípő, váll, könyök, csukló, kéz ízületeinek mechanikája, kenés tan
A tartó- és mozgatórendszer biomechanikája	Mozgástartományok, terhek, stabilitásvizsgálat
A szív és érrendszer dinamikája	Kamrai és billentyűdinamika, izomkontrakció hatása
A fej és nyak biomechanikája	Baleseti terhek, sérülések mechanikája
A gerinc biomechanikája	Nyaki, törzsi, ágyéki gerinc mechanikája
Fiziológiai testhelyzetek biomechanikája	Lépés, járás, futás, ülés, állás mechanikája
Fizikai terhelés biomechanikája	Ér-, izomenergetika, hőháztartás, a légzés mechanikai vizsgálata
Ergonómiai biomechanika	Munkatehelyzetek, terhelések, az emelés mechanikája
Sportbiomechanika	Mozgáselemzés, teljesítmény, károsodás mechanikája
Mellkasi és hasúri sérülések biomechanikája	Ütésterhek, kockázatok mechanikai vizsgálata

Degenerációs folyamatok biomechanikája	Szervek károsodásmechanikája (csontritkulás, porckorong-degeneráció stb.)
Műtéti eljárások biomechanikája	Stabilizáló szerkezetek beépítése
Konzervatív kezelések biomechanikája	Műtét nélküli gyógykezelések mechanikája
Rehabilitációs biomechanika	Műtét utáni rehabilitációs folyamatok biomechanikája
Biokáosz	Kaotikus áramlások, populációk sodródása
Biotopológia	Vírusok, élőlények szimmetriája, fedési problémák
...	...

Hasonlóan a legtöbb tudományághoz, a biomechanika is *kísérleti és számítási* módszerekkel dolgozik. Mivel azonban itt a kutatás tárgya *élőlény*, amelyet a vizsgálati eljárás, kísérlet során nem szabad károsítani, a kísérletek nagy részét cadaver mintadarabokon végzik. A legértékesebb kísérletek nyilvánvalóan az élő egyedeken végzett, ún. *in vivo*, többnyire károsító, azaz *invazív* vizsgálatok, ebből azonban jóval kevesebb van, mint a cadaver mintadarabokon végzett, ún. *in vitro*, magától értetődően *nem invazív* kísérletekből.

Az alábbiakban bemutatom, hogy milyen úton jutottam el a szerkezeti mechanikától a biomechanikáig.

2. EREDMÉNYEIM A SZERKEZETI MECHANIKA TERÜLETÉN

A számítógépek térhódítása a Budapesti Műszaki Egyetem Tartószerkezetek Mechanikája Tanszékén is gyökeres változásokat hozott a hatvanas évek végén: az *analitikus* mechanikáról a *numerikus* mechanikára tértünk át. A szerkezetek

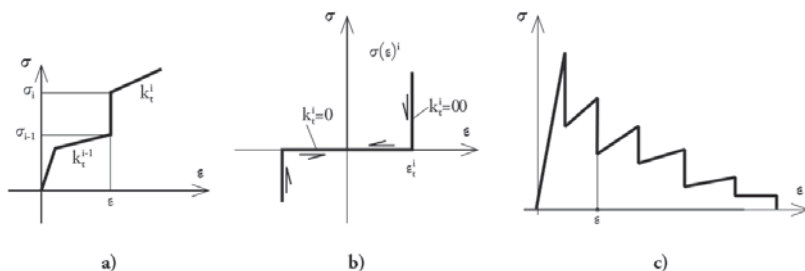
számítására nemcsak alkalmas numerikus módszereket választottunk, és algoritmusokat dolgoztunk ki, hanem megírtuk a megfelelő számítógépes programokat is, sőt „belőttük”, azaz megbízhatóan kipróbáltuk és ellenőriztük, majd többféle adattal lefutattuk őket. A programokat kezdetben *gépi kódban* írtuk. Aki nem programozott gépi kódban, nem is tudja elképzelni, mekkora siker az, amikor egy többoldalas, kettes és nyolcas számrendszerben megírt program elsőre hibátlanul lefut. A gépi kódú programozás után nagy könnyebbséget jelentett a *félautokód*, majd az *autokód* programozási nyelvek megjelenése.

Akkoriban az olyan szerkezetek számítására, amelyek páros rendű parciális differenciálegyenletekkel jellemezhetők, a *differencia-módszert* alkalmaztuk, hiszen a *végeselem-módszer* még nem jutott el hozzánk. Az én feladatom a tetszőleges alakú és peremfeltételű ortotrop lemezek számítása volt. Ebből a témából írtam később az egyetemi doktori értekezésemet [2]. Közben lelkesen belevetettük magunkat a *mátrixaritmetikába* és *Rózsa Pál* tanításai nyomán a *lineáris algebrába*, hogy biztonsággal használhassuk a numerikus mechanika eszköztárából. Kitüntetés volt számomra, hogy *Szabó János* és *Roller Béla* rúdszerkezetekkel foglalkozó – a hazai numerikus mechanikát megalapozó – könyvébe [3] illusztratív példákat futtathattam.

A könnyűszerkezetes építési mód térhódítása során előtérbe kerültek a vékony falú, nyitott keresztmetszetű rúdszerkezetek, és célszerűnek látszott a rúdszerkezetek számítási algoritmusait ezekre is kiterjeszteni. Elvégeztem a tömör rudakra levezetett merevségi mátrix módosítását a vékony falú nyitott szelvények gátolt és részlegesen gátolt csavarása esetére a *Vlaszov*-elmélet szerint [4], amelyet a rúdszerkezeteket számító programba építettünk be.

Szerkezetek rugalmas-képlékeny állapotváltozás-vizsgálata kapcsán figyelmet fel az ún. *feltételes* kapcsolatokra. Ezek olyan egyirányban működő, más néven *egyoldalú* kapcsolatok, amelyeknek a viselkedését *egyenlőtlenségi* feltételek és *nemsima* függvények (lépcsős diagramok) írják le. Ezek a mindennapi

mérnöki gyakorlatban előfordulnak. A 3. ábrán sorrendben egy rugalmas-képlékeny-záródó-szilárduló (a), egy kotyogó-befeszülő (b) és egy szálerősítéses, laminált, ragasztott, károsodó kompozit anyag (vagy a betonból kihúzódó vasbetét) függvényét (c) látjuk. E függvények jellemezhetnek anyagi, de szerkezeti viselkedést is. Később *Kaliszky* egy cikke [5] nyomán a feltételes kapcsolatok dualitásával és a vonatkozó variációs elvek általánosításával foglalkoztam [6]. Akkor még nem sejtettem, hogy a biomechanikában ez a fajta jelenség ugyancsak nagyon gyakori.



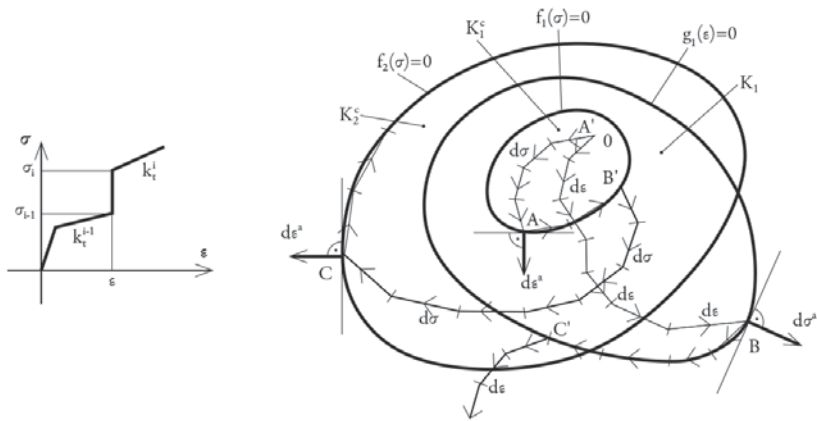
3. ábra

Általánosított feltételes kapcsolatról akkor beszélünk, ha a szilárd test vagy szerkezet egyazon pontjában adott szilárdsági és/vagy geometriai értelmű feltételtől függő viselkedést tapasztalunk. Szilárdsági feltételtől függő viselkedésként értelmezzük például a képlékennyé válás folyamatát vagy a támaszok megcsúszását, de a protézisek elcsúszása is ide sorolható. Geometriai jellegű feltételes kapcsolatként fogjuk fel az érintkező-elváló vagy a kotyogó-befeszülő kapcsolatokat, a kinyíló-záruló repedéseket, de a protézisek kilazulása vagy az inak lötyögése is ide sorolható. Tipikus általánosított feltételes kapcsolat lehet a szerkezet kinyíló, majd záruló repedése, amely mentén később képlékeny tartomány alakulhat ki.

A szerkezetekben jelen lévő feltételes kapcsolatok a terhelési folyamat során állapotukat változtatják, és emiatt a szerkezet merevségi mátrixa is megváltozik, amelynek lépésenkénti invertálása nagyon hosszú futási időt jelentett abban az időben. Ezért azután kidolgoztam az ún. kinematikai terhek módszerét, amelynek lényege az, hogy a szerkezet lépésenként változó merevségét kinematikai teherrel helyettesítjük, így a számítást minden lépésben az eredeti merevségi mátrix alapján végezhetjük [7]. Csak jóval később bizonyítottam be, hogy ez a módszer egy matematikai programozási eljárás fizikai interpretációja [8].

A feltételes kapcsolatok általánosítása, a képlékeny-záródó dualitás kidolgozása során kerültek kezembe egy görög kutató, *P. D. Panagiotopoulos* atheni habilitációs tézisei [9], amelyek teljesen új megvilágításba helyezték a kutatásaimat. A korábbi feltételes kapcsolataim egységesen kezelhetővé váltak a *nemsima analízis* eszközeivel. Megismerkedtem a *szubdifferenciállal*, a *szuperpotenciállal*, a *konvex analízissel* [10]. Az általánosított feltételes kapcsolatot szubdifferenciális anyagmodellként fogva fel, felírtam a kapcsolati operátorokat, a vonatkozó kapcsolati szuperpotenciált, annak konjugáltját, és leveztettem a vonatkozó növekményes variációs elveket. A *nemsima analízis* eszközeivel elvégeztem a klasszikus primál-duál variációs elvek, a *Hu-Washizu*-funkcionál és a származtatott variációs elvek általánosítását a szubdifferenciális kapcsolatok, azaz a *nemsima* anyagi viselkedés esetére. Végül a numerikus kezelés véges elemes összefüggéseit is leveztettem. Mindezeket a kandidátusi értekezésemben foglaltam össze [11]. Akkoriban azonban még nem sejtettem, hogy eredményeim szinte egy az egyben alkalmazhatók a biomechanikában is. Rövidesen személyesen is megismerkedtem *Panagiotopoulos* professzorral, aki örömmel fogadott a követői közé [12, 13]. Híressé vált könyvei megalapozták az ún. *nemsima mechanikát* [14, 15]. Korai halála nagy veszteséget jelentett a körülötte kialakult nemzetközi kutatógárdának. Megtiszteltetés volt számomra, hogy emlékére később több kötetben és folyóiratcikkekben is közreműködhettem [28, 29].

A szubdifferenciális kapcsolatok egyenlőtlenségi feltételei a három- és hatdimenziós függvénytérben egy-egy konvex halmazt jelölnek ki. Háromdimenziós erő- vagy elmozdulástérben értelmezhetők például az érintkező-elváló vagy a megcsúszó peremkapcsolatok, a hatdimenziós feszültség- vagy alakváltozástérben pedig a képlékeny-károsodó vagy a kotyogó-befeszülő anyagi jellegű kapcsolatok. Ez utóbbiak például a koaxiális feszültség- és alakváltozástérben egymásba ágyazott hatdimenziós hiperfelületekként ábrázolhatók. Egy rugalmas-képlékeny-befeszülő kapcsolat hiperfelületeit mutatja a 4. ábra. Az állapotváltozás során a feszültség- és alakváltozásnövekményvektorok – a normalitási törvényt betartva – egymást váltogatva lépnek ki a felületekből, egyidejűleg a következő felület belsejében találva magukat.



4. ábra

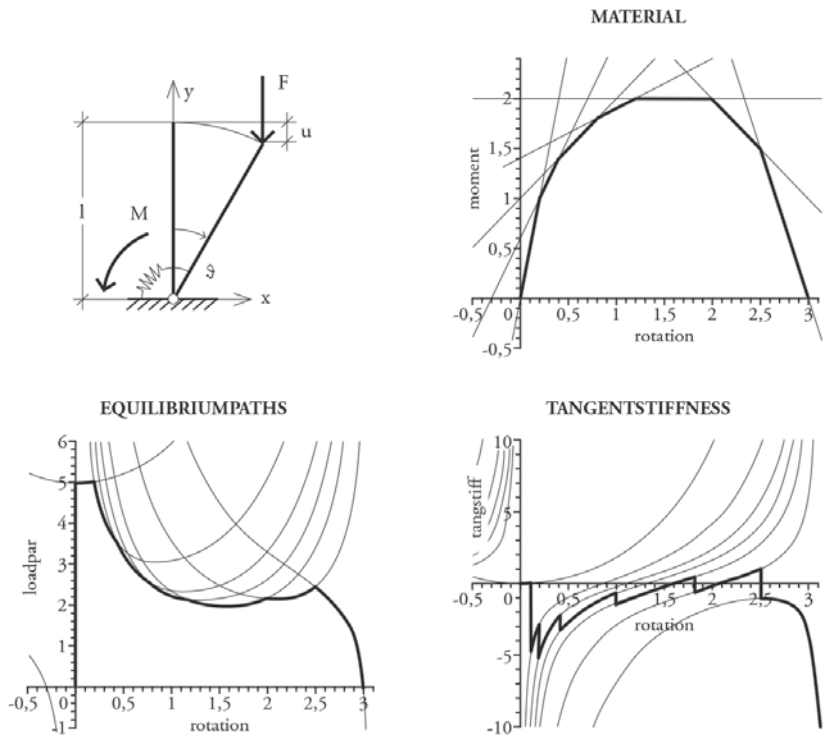
A konvex halmazokhoz indikátorfunkcionálok rendelhetők. Ezek a funkcionálok tulajdonképpen az egyenlőtlenségi mellékfeltételeknek megfelelő *Lagrange*-függvények a *Lagrange*-szorzók módszerének megfelelően, és itt is az ortogonalitási feltételt fejezik ki. Az indikátorok a problémát a konvex

halmazról kiterjesztik a teljes függvényterre. Az állapotváltozás-vizsgálat során az indikátorokkal kiegészített energiafunkcionál, az ún. szuperpotenciál stacionaritását vizsgáljuk, amelynek során az energiafunkcionált differenciáljuk. Mivel az indikátorok nemsima függvények, a klasszikus differenciálás általánosításaként szubdifferenciáljuk őket. Következésképpen az indikátorokkal kiegészített energiafunkcionálok stacionaritási feltételei variációs egyenlőtlenségre és többértékű leképzésre vezetnek. Ha az energiafunkcionált az előjelkorlátos változók függvényében fejezzük ki, a vonatkozó stacionaritási feltételek matematikai programozási feladatokhoz vezetnek.

Időközben hazánkban is megjelent a végeelem-módszer, amelynek oktatásában és népszerűsítésében tanszékünk a Miskolci Egyetem Mechanikai Tanszékével együtt úttörő szerepet vállalt. Megjelentettük azt a hézagpótló magyar nyelvű könyvsorozatot, amelyet akkoriban nagyon sokan forgattak hazánkban, akik a végeelem-módszerrel meg akartak ismerkedni. Ennek egyik kötetében én is közreműködtem [16]. Előbb a mérnök-matematikus szakmérnökképzés (a mai doktorképzés elődje), majd a nappali képzés tananyagába is bevezettük ezt a ma is népszerű numerikus módszert [17]. A szakkönyvek mellett természetesen egyetemi jegyzeteket és tankönyveket is írtunk. Szilárdságtan könyvünk rektori nívódíjban részesült [18], és szerte az országban használják ma is.

A kutatási út tehát ki volt jelölve számomra a nemsima mechanika területén. A nemsima stabilitásvizsgálat területén kimutattam, hogy a poligonálisan rugalmas szerkezetek egyensúlyi útjai a komponens szakaszok egyedi útjainak burkológörbéi: lágyuló anyagnál alsó, szilárdulónál felső burkolók, és az érintő merevségben ugrásszerű változások vannak [19]. Példaként az *5. ábrán* a szimmetrikus elágazási probléma egyensúlyi útját és érintő merevségét látjuk nemsima lágyuló anyagú rugó esetén.

Képlékeny tulajdonsággal párosuló anyagoknál a tehermentesülés miatt az egyensúlyi utak felületekké válnak. Ilyenkor az is előfordulhat, hogy



5. ábra

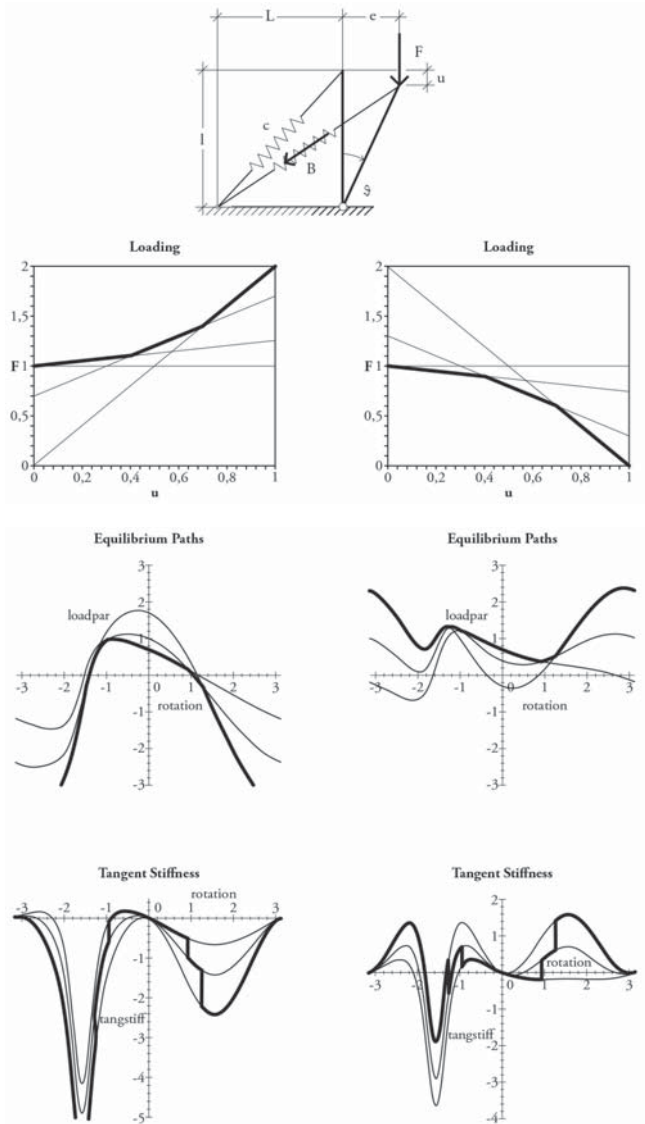
az érintő merevség végtelenné válik [20, 21]. Szilárdulást követő károsodásnál az anyagfüggvény elveszti monotonitását, az energiafukcionál pedig elveszti a konvexitását. A konvexitás elvesztése a szubdifferenciál további általánosítását igényli: ekkor az *általánosított gradiens* veszi át a szerepét. A károsodás kétféle lehet: *diffúz* és *lokalizált*. A diffúz károsodás a tartomány nagy részére kiterjed, míg lokalizáció esetén a tönkremenetel egyre kisebb tartószakaszra korlátozódik, miközben a környező szakaszokon tehermentesülés játszódik le, amelynek során energia szabadul fel, így a stabilitás az anyag tönkremeneteli szakaszában

is fennmaradhat [22, 23, 24]. Akadémiai doktori értekezésemben a fenti kérdésekkel foglalkoztam: nemsima és nemkonvex potenciálfüggvényű szerkezetek stabilitásvizsgálatát elemeztem [25], ám még ekkor sem láttam, hogy mindez a biomechanikában is felhasználható lehet.

A *konfigurációfüggő teher* fogalma akkor született, amikor észrevették, hogy a szerkezetek terhelési folyamatai során előfordul, hogy a szerkezeten keletkező elmozdulások visszahatnak a terhelő műszerre, például a hidraulikus sajtóra. Így született az elmozdulásfüggő teher fogalma, amely konzervatív, ha rendelhető hozzá megfelelő potenciálfüggvény. A nemlineáris konfigurációfüggő teher viselkedése hasonló a nemlineáris anyag viselkedéséhez, ahogy az anyagnak van érintő modulusa, úgy a tehernek is van tehermodulusa. A konfigurációfüggő teher jelenléte befolyásolja a szerkezeti érintő merevségi mátrixot [26], és természetesen befolyásolja a stabilitást. Hogy milyen irányban, az a tehermodulus előjelétől függ. A konfigurációfüggő teher – az anyaghoz hasonlóan – rendelkezhet sima és nemsima függvényvel. Így a vonatkozó egyensúlyi utak alsó vagy felső burkolók, az érintő merevségek pedig lefelé vagy felfelé irányuló ugrásfüggvények lehetnek, de itt éppen fordított előjellel: lágyuló tehernél felső, szilárduló tehernél alsó burkolók, amint azt az aszimmetrikus elágazási feladatra vonatkozó példa mutatja a 6. ábrán [27]. A teher tehát az anyaggal ellentétes irányban befolyásolja az érintő merevséget.

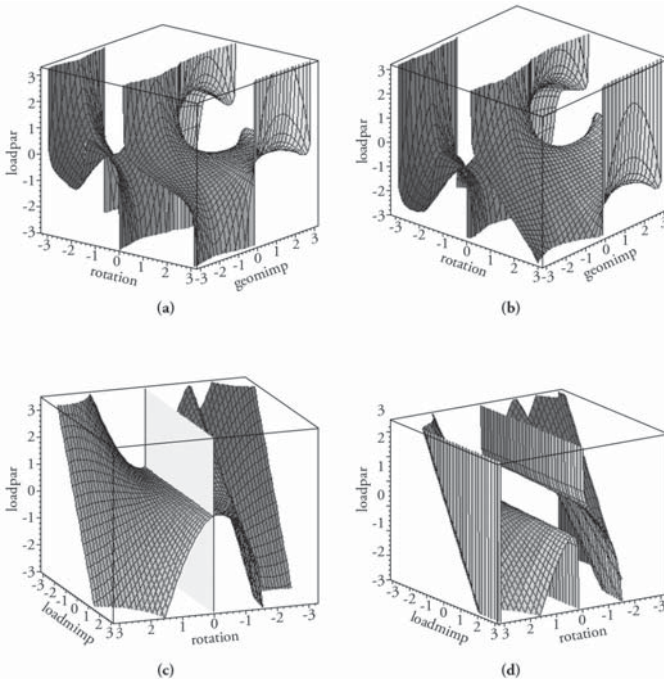
Mivel a konfigurációfüggő teher nem drasztikus hatás, és voltaképpen a klasszikus „dead load” típusú teher hibájaként is felfogható, szinte magától értetődött, hogy *tökéletlenségként* kezeljük. Kiegészítettem tehát a klasszikus geometriai tökéletlenséget a teher tökéletlenségének a fogalmával. Így azt is meg kellett vizsgálni, hogy miként befolyásolja a teher tökéletlensége a szerkezetek *tökéletlenségérzékenységét* és stabilitását.

Megvizsgáltam a stabilitásvizsgálat három klasszikus alapfeladatának a terhelési tökéletlenségérzékenységét, és hogy miként hat egymásra többféle



6. ábra

tökéletlenség egyidejűsége. Klasszikus analitikus úton, globális eljárás keretében azonban a nemlinearitások miatt nem tudjuk meghatározni a többváltozós és általában többértékű tökéletlenségérzékenységi függvényeket, amelyeket erősen ráncolt, bonyolult alakú felületek jelenítenek meg. Ehelyett be kellett érniünk a tökéletlenségérzékenységi felületek grafikus úton előállított metszeiteivel [30]. Ennek segítségével bemutattam, hogy kettős tökéletlenség esetén hogyan változnak, illetve miként esnek szét az egyféle tökéletlenséghez tartozó érzékenységi felületek és metszetgörbék. A 7. ábra az aszimmetrikus elágazási feladat esetén a geometriai tökéletlenségérzékenységi felületet (a), annak teher-tökéletlenség miatti módosulását (b), valamint a teher-tökéletlenségi felületet (c) és annak geometriai tökéletlenség miatti szétesését (d) mutatja.

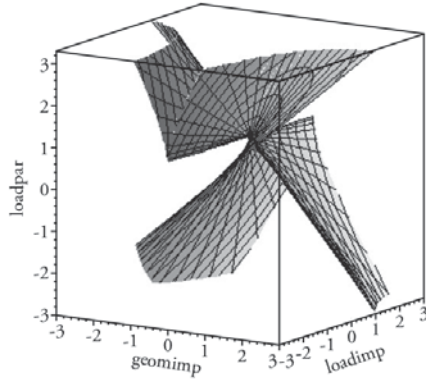


7. ábra

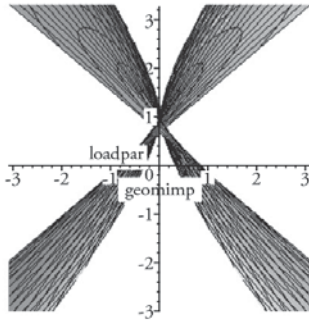
Ezen eredményeket látva, *Gáspár Zolt* javasolta, hogy a jelenséget *katasztrófaelmélettel* is vizsgáljuk meg. Megmutattuk, hogy ha a problémát egy magasabb rendű katasztrófa tökéletlen változatának tekintjük, a katasztrófaelmélet eszközeivel olyan topológiaiilag jó közelítő megoldás nyerhető, amely nemcsak a kritikus pont környezetében érvényes, hanem mintegy kváziglobális megoldásnak is tekinthető. Ezt a tökéletlenségérzékenységi felületek grafikus megoldással nyert pontos metszeteivel való összehasonlítása útján ellenőriztük. Sőt a katasztrófátípusok paraméteres leírásának köszönhetően még az adott kétváltozós tökéletlenségérzékenységi függvény egyenletét is fel tudtuk írni, és az erősen ráncolt felületet is ábrázolni tudtuk [31].

A stabilis-szimmetrikus elágazási feladat geometriai és tehertökéletlenség együttesére vonatkozó bifurkációs problémáját a hozzá tartozó csúcskatasztrófánál magasabb rendű katasztrófaként kezelve, pillangókatasztrófa-hoz jutottunk, és a *8.a ábrán* látható kétváltozós tökéletlenségérzékenységi felületet kaptuk, amelyet paraméteres alakban fel is tudtunk írni. E felület metszetei (*b*) és (*c*) a grafikus úton nyert metszetekkel topológiaiilag megegyeztek.

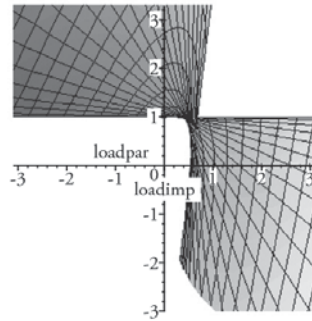
Ezt követően kívánczozott, hogy a szerkezeti nemlinearitásokat a konfigurációfüggő teher nemlinearitásával kiegészítsük, és azokkal kölcsönhatásban elemezzük. Így a növekményes *Hu-Washizu*-funkcionálban a klasszikus nemlinearitások mellett megjelentek a tehertagok is, a megfelelő teherhez tartozó potenciál-, illetve komplementer potenciálfüggvényekkel. Teljes körű nemlinearitás esetén egy adott konfigurációhoz tartozó *Hu-Washizu*-funkcionál *Hesse*-mátrixa tartalmazza az adott konfigurációban érvényes anyagi érintő modulust, a tehermodulusokat, az aktuális feszültségeket és az elmozdulásokat is. Ezekből épül fel a szerkezet adott konfigurációhoz tartozó érintő merevségi mátrixa, az ún. rendszergradiens-mátrix, az iterációs lépések alapja [32]. A *9. ábra* a klasszikus *Newton-Raphson*-iteráció (*a*) módosulását mutatja szilárduló (*b*) és lágyuló (*c*) konfigurációfüggő teher esetén.



(a)



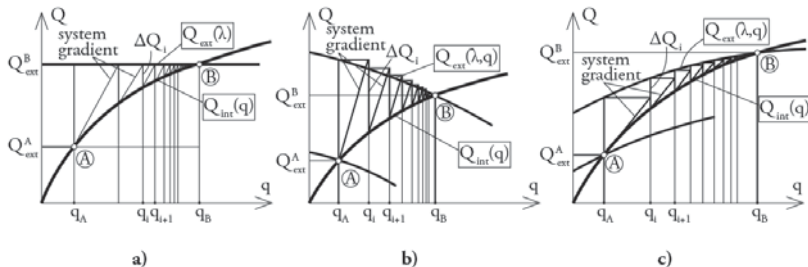
(b)



(c)

8. ábra

A nemlinearitások miatti iterációs eljárást kiegészítettem a nemsima viselkedéssel. Növekményes kezelésnél a konvex halmazok indikátorainak első- és másodrendű növekményeire van szükség. A növekmények mindig az iterációs folyamat egy adott konfigurációjához tartoznak. Az indikátorok növekményei megjelennek a növekményes *Hu-Washizu*-funkcionálban, amely-

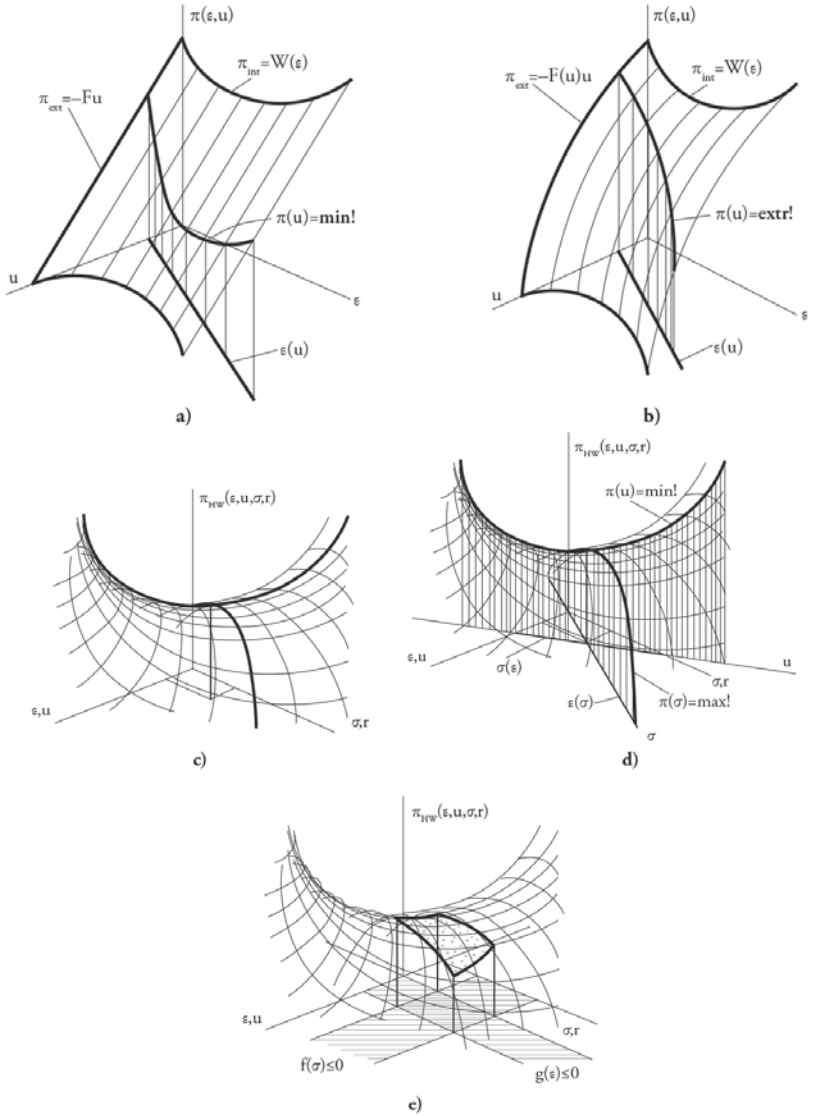


9. ábra

nek *Hesse*-mátrixa tartalmazza a konvex halmazok gradienseit és a nemsima, szubdifferenciális anyag adott konfigurációhoz tartozó anyagállandóit is. Ha a funkcionálból kiküszöböljük a nem előjelkorlátos változókat, akkor a tisztán előjelkorlátos változók függvényében kifejezett alak a vonatkozó matematikai programozási feladatot adja.

Mint egyetemi oktató, mindig nagy súly fektettem a szemléletes ábrázolásra, bonyolult jelenségek, függvényterekben lejátszódó folyamatok leegyszerűsített megjelenítésére. A variációs elvek szimbolikus megjelenítése jó példa erre (10. ábra).

A potenciális energia klasszikus tehernek megfelelő – kétdimenziós függvény térben megjelenített – hengerfelületét a lineáris geometriát megjelenítő síkkal csak úgy lehet el metszeni, hogy az a metszetben minimumot eredményezzen (10.a ábra). A konfigurációfüggő teher a potenciális energia hengerfelületét kettős görbületű felületté változtatja, amelyen lineáris geometria mellett is elképzelhető a maximum, azaz a stabilitásvesztés (10.b ábra). A négydimenziós függvény térben értelmezett *Hu-Washizu*-féle variációs elv hibrid elv, azaz a funkcionál statikai és kinematikai mezőket egyaránt tartalmaz, fizikai tény, hogy a funkcionál nyeregfelületet reprezentál (10.c ábra), amelynek a kompatibilis kinematikai mezők felett minimuma és az egyensúlyi statikai mezők



10. ábra

felett maximuma és az anyagegyenletet is kielégítő tényleges megoldásnál nyeregpontja van (10.d ábra). Az egyenlőtlenségi mellékfeltételekkel módosított *Hu-Washizu*-elvnél, amely kötött szélsőérték-problémának felel meg, a felület extrémumát a lehetséges megoldások tartományán keressük, amelyet a kinematikai és a statikai mezőkre vonatkozó egyenlőtlenségi feltételek határolnak le (10.e ábra). Szimbolikusan megjeleníthető tehát, hogy a variációs egyenlőtlenségi problémára vezető stacionaritási feltételek matematikai programozási feladatot jelentenek.

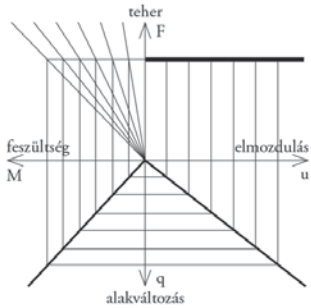
Már *Halász Ottó*, néhai professzorom is a kitűnő előadásaiban azon fáradozott, hogy a stabilitásvizsgálat feladatainál a nemlinearitások hatását szemléletesen magyarázza meg nekünk. Az ő nyomán indultam el, amikor a nemlinearitások kölcsönhatását kívántam szemléltetni (11. ábra).

Ekkoriban történt, hogy egy OTKA-kutatás során váratlanul kapcsolatba kerültem a biomechanikával.

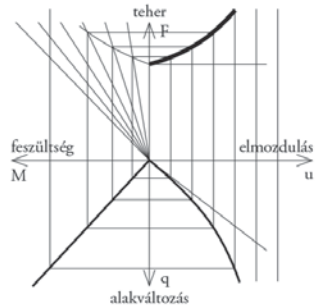
3. TALÁLKOZÁSAIM A BIOMECHANIKÁVAL

Az első találkozásra 1986-ban a *Csontdeformációk következtében kialakuló mechanikai változások vizsgálata* című OTKA-kutatás kapcsán került sor, amikor *Kaliszky Sándor* témavezető a combcsont és a protézis közötti együttműködés mechanikájának elméleti vizsgálatára kért fel. Minthogy a csont és a protézis érintkezése és együttműködése tipikusan szubdifferenciális kapcsolat, egyértelmű volt, hogy a feladatot a nemsima analízis alkalmazásával oldjam meg. Elkészítettem a modell véges elemes algoritmusát is.

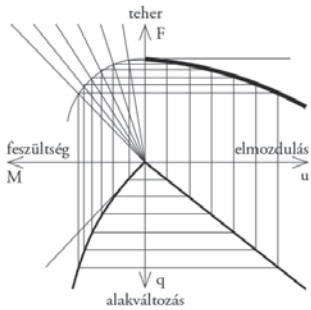
A második találkozás 1991-ben történt, amikor *Az emberi koponya és agy mechanikai sérüléseinek vizsgálata* című OTKA-kutatásban vettem részt ugyancsak *Kaliszky Sándor* vezetésével. A koponya véges elemes modelljét CT-rétegfelvételek alapján készítettük el, és az én feladatomban a baleseti sérüléseknek



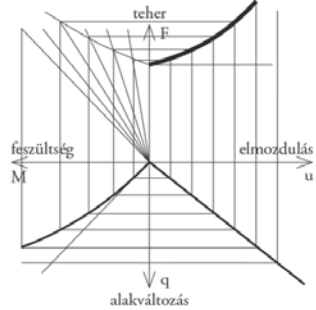
lineáris anyag, lineáris geometria



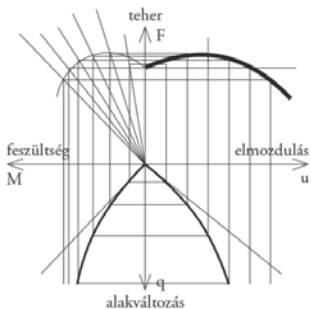
lineáris anyag, nemlineáris geometria



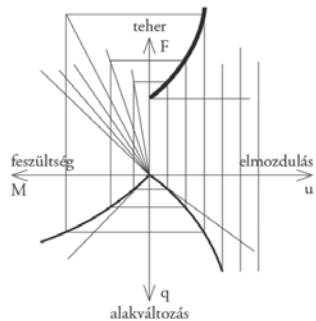
nemlineáris lágyuló anyag, lineáris geometria



nemlineáris szilárduló anyag, lineáris geometria



nemlineáris lágyuló anyag, nemlineáris geometria



nemlineáris szilárduló anyag, nemlineáris geometria

11. ábra

megfelelő terhek hatására a koponyacsontban lejátszódó mechanikai jelenségek dinamikai vizsgálata volt.

A harmadik találkozásra 1992-ben került sor, amikor *Bene Éva*, az ORFI reumatológus főorvosa arra kért, hogy a hazánkban igen népszerű súlyfürdőkezelés erőtanát megvizsgálva számítsam ki, milyen erők keletkeznek a vízben felfüggesztett betegek gerince mentén a kezelés során. Erre azért volt szükség, mert a súlyfürdőkezeléssel szemben egyes orvosok fenntartással viseltettek, mivel mindaddig semmiféle biomechanikai vizsgálat nem készült a mintegy fél évszázada sikerrel alkalmazott módszerre vonatkozóan. A számításokat elvégeztem, és az eredményekről az Orvosi Hetilapban számoltunk be [33].

Ezután, 1996-ban a negyedik találkozás már magától értetődő volt: ugyancsak *Bene Éva* főorvos javasolta, hogy mérjük meg a súlyfürdőkezelés során keletkező megnyúlásokat a lumbális porckorongokban, mert ez fontos információ lenne az ellenzők számára, sőt mi több, az eredmények birtokában nemzetközi szinten is megismertethető és elterjeszthető lenne ez a jelenleg csak hazánkban alkalmazott konzervatív kezelési eljárás. A feladatra örömmel vállalkoztam, mert időközben az emberi gerinc kísérleti húzásvizsgálatára vonatkozó nemzetközi szakirodalom széles körű tanulmányozása alapján az derült ki számomra, hogy élő emberen végzett húzókérdés alig van, és az is csak az ún. száraznyújtás során végzett feszültségmérés a porckorongokban. Ennek eredményei pedig azt igazolták, hogy a száraznyújtás során a porckorongokban nemhogy csökkenne, hanem inkább növekszik a nyomás, a gerincet körülvevő izmok nyújtással szembeni ösztönös összehúzódása következtében. Így tehát még inkább indokoltnak látszott, hogy a vízben történő nyújtás hatását tisztázzuk. A javaslatból egy sikeres OTKA-pályázat született a vezetésem alatt *Biomechanikai testmodell a súlyfürdő nyújtóhatásának vizsgálata alapján* címmel. Ennek során sikerült kidolgozni a mérési eljárást és megmérni a keletkező megnyúlásokat a lumbális

porckorongokban. Az eredményekről a hazai orvostársadalmat ugyancsak az Orvosi Hetilapban megjelent cikkben tájékoztattuk [34].

Az ötödik találkozásra 2000-ben került sor, amikor *Fornet Béla*, az akkori HIETE Radiológiai Klinikájának igazgató főorvosa megkeresett, hogy egy ETT-pályázat keretén belül azt kellene megvizsgálni, hogy milyen összefüggés van a lumbális csigolyák mechanikai szilárdsága és csontszerkezete között a csonttrikulás szempontjából. A csigolyák nyomószilárdsági jellemzőit mechanikai szilárdságméréssel határoztuk meg, és a csontszerkezet morfológiáját a készült CT-képek elemzése útján vizsgáltuk.

A fenti találkozások elegendő alapot jelentettek ahhoz, hogy végleg a biomechanika bűvkörébe kerüljek, annál is inkább, mert a kilencvenes években tanszékünkön és egyetemünkön is egyre szélesebb körű biomechanikai kutatás vette kezdetét.

Tanszékünkön *Bojtár Imre* és kutatótársai először a combcsont és a protézis egyre pontosabb véges elemes szimulációját végezték el [35], majd a fogászati implantátumokat elemezték végeelem-módszerrel statikus és dinamikus terhelésre [36]. Jelenleg az érfalak és az agyi aneurizmák numerikus modelljén és véges elemes szimulációján dolgoznak [37, 38, 39]. *Tarnai Tibor* és *Gáspár Zsolt* fedési és elhelyezési problémákat, szimmetriatulajdonságokat vizsgál, amelyek segítségével vírusok viselkedése modellezhető [40, 41]. *Károlyi György* és munkatársai a kémiai-biológiai aktivitást, biológiai populációk keletkezését és a kaotikus sodródást vizsgálják nyílt áramlásokban [42, 43].

A tanszékünkön folyó biomechanikai kutatások mellett egyetemünk, a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem egyre több tanszékén jelentek meg a biomechanika szerteágazó területeihez sorolható kutatások. Gombamód szaporodtak az olyan témák, amelyek műegyetemi bázison, mérnöki eszközökkel, de orvosi területen kívántak eredményt szolgáltatni. Ezek

a kutatások egymástól elszigetelten folytak, csekély pályázati és nyilvánossági hatékonysággal. 2002-ben érkezett el az idő, hogy *Bojtár Imre* szervező munkájának köszönhetően megalakuljon a BME Biomechanikai Kutatóközpontja, amelyhez jelenleg az egyetem öt kara és 18 tanszéke csatlakozik [44]. E munkák bemutatására 2003-ban a BME kutatási folyóiratának egy különszámában került sor [45]. A kutatóközpont létrehozása jelentősen megnövelte a pályázati hatékonyságot, és jelentős előrelépés történt a kísérletekhez szükséges műszerezettség javításában. A BME hathatós támogatásának köszönhetően a kutatóközpont laboratóriumot kapott, amelyben megindulhatott a kísérleti munka.

A BME biomechanikai kutatásainak összpontosítása során felvettük a kapcsolatot a hazai biomechanikai kutatóhelyekkel, és 2004 júniusában megrendeztük a hazai biomechanikai kutatók első seregszemléjét, az I. Magyar Biomechanikai Konferenciát. A konferencián szinte minden hazai, a biomechanikában serénykedő kutató részt vett, és eredményeiről angol nyelvű cikkekben adott számot [46].

Hogy a biomechanika területén dolgozó hazai kutatókat szervezett kezek között továbbra is együtt tarthassuk, a konferencián megalakítottuk a Magyar Biomechanikai Társaságot, amelyet a cégbíróság 2004 októberében be is jegyzett. Ezt követően szándékozunk betagozódni a vonatkozó nemzetközi szervezetekbe, a Nemzetközi Biomechanikai Társaságba (ISB, International Society of Biomechanics), amely már 1973-ban [47], és az Európai Biomechanikai Társaságba (ESB, European Society of Biomechanics), amely 1976-ban [48] alakult. A cseh társaság 1981-ben, a lengyel társaság pedig már 1987-ben megalakult, így tehát legfőbb ideje volt, hogy a biomechanika magyar kutatói is összevonják erőiket.

4. A BIOMECHANIKA VONZÁSÁBAN

Amikor a lumbális gerincegységre és porckorongra vonatkozó kutatásokat elkezdtünk, széles körű szakirodalom-elemzést végeztünk arra nézve, hogy hogyan illeszthetők be a nemzetközi kutatásokba a lumbális gerincire vonatkozó nyúlásméréseink és numerikus szimulációink, és mennyiben jelentenek új eredményt a korábbi módszerekhez és eredményekhez képest.

A gerinc biomechanikájával foglalkozó kutatások célja egyrészt az *ép gerinc* fiziológias körülmények közötti vizsgálata, a különböző mozgásoknál, terheléseknél a gerincben ébredő erők, valamint a csigolyák és porckorongok elmozdulásainak meghatározása, továbbá az egyes szövetek sérülését okozó terhelés mértékének és irányának megállapítása. A már *károsodott gerinc* esetén a cél a gerincet alkotó egyes szövetek – csontok, porcok, szalagok, izmok – biomechanikai változásainak vizsgálata, valamint az egyes műtéti eljárások, implantátumok, stabilizáló eszközök és módszerek hatékonyságának biomechanikai tesztelése.

A gerinc biomechanikájával foglalkozó tanulmányok a vizsgálómódszer szempontjából alapvetően két csoportba sorolhatók: *kísérleti* és *numerikus* módszerek. A kísérleti vizsgálatok ugyancsak kétféleképpen lehetnek: halottakból nyert mintadarabokon végzett ún. *in vitro* és élő egyedeken végzett ún. *in vivo* vizsgálatok. További osztályozás történhet a kísérleti alany szempontjából: *emberi* vagy *állati* gerincen végzett vizsgálatokról beszélhetünk.

A *kísérleti vizsgálatok* fő célja az emberi gerinc és alkotórészei biomechanikai tulajdonságainak megállapítása: geometriai, merevségi, feszültségi és alakváltozási adatainak rögzítése, a különféle terhelési, tehermentesítési és terápiás hatásokra történő viselkedésének leírása, a gerincet stabilizáló műtéti eljárások és konzervatív kezelések hatékonyságának elemzése. Az így nyert adatokat a nu-

merikus vizsgálatok során használják fel a gerinc komplex viselkedésének minél pontosabb követésére.

Az *in vivo* kísérletek szakirodalma relatíve csekély számú, elsősorban azért, mert az élő egyedeken végzett vizsgálatok a legtöbb esetben invazív módon végezhetőek, és ezeknek etikai korlátok szabnak határt. Éppen ezért az ilyen vizsgálatok jelentősége rendkívül nagy, mert az anyagcserét folytató, regenerációra is képes élő szövet tulajdonságaiba enged bepillantást, amely mechanikai szempontból is másképp viselkedik, mint az élettelen anyag. Ezért az élő gerinc csak bizonyos fenntartásokkal modellezhető cadaver kísérleti mintadarabokkal.

A tanulmányok jelentős része *in vitro* kísérletekről, cadaver gerincen végzett vizsgálatokról számol be. Ezek legtöbbször ún. kinematikai vizsgálat, ahol a gerinc, illetve annak bizonyos szakasza, egyes szegmentumai elmozdulásait határozzák meg mérések alapján a gerincet érő fiziológiai terhek hatására. Az *in vitro* kísérletek legtöbbször az *in vivo* aktivitást szimuláló terhek figyelembevételével történik, így a gerincire ható kompressziós erő, nyíróerő, hajlítónyomaték és ezek kombinációjának mérésére vonatkozik. A gerincet leggyakrabban háromdimenziós rugalmas testnek tekintik, és erre készítenek teher-elmozdulás diagramokat. Az *in vitro* kísérletek másik része a porckorong és a csont szöveti szerkezetét, fizikai anyagtulajdonságait, valamint a szövetek degenerációjának hatását vizsgálják. Az implantátumok és stabilizátorok biomechanikai tesztelése is leginkább cadaver gerincen történik.

A *numerikus vagy számítási módszerek* a gerinc matematikai modellezését jelentik. A számítógépek megjelenése tette lehetővé a mechanikában és a kapcsolódó tudományágakban – így a biomechanikában is – elterjedt hatékony numerikus módszer, a végeelem-módszer kifejlődését. Ennek segítségével a kísérleti adatok alapján az élő szervezet viselkedése adott pontossággal számítható és szimulálható. A végeelem-módszer a kísérletek eredményeire támaszkodva a mért adatok alapján modellezi az egyébként élőben nem tesztelhető

vagy csak invazív, azaz károsító módon vizsgálható biomechanikai folyamatokat. A numerikus modellek segítségével számított eredményeket a legtöbb esetben a jelenségre, folyamatra vonatkozó mérési eredményekkel hasonlítják össze, így bizonyítva a modell helyességét és pontosságát. A különféle kutatói iskolákból kikerülő eredmények lehetővé teszik olyan széles körű biomechanikai adatbázis létrehozását, amely az optimális – konzervatív vagy sebészi – kezelés meghatározását segítheti elő.

A gerinc biomechanikai kutatásai széles interdiszciplináris területet ölelnek fel. Fontos szerepe van az orvosi és mérnöki ismereteknek, ugyanakkor a műszerezettség, a technológia, a számítástechnika kiépítettségi foka is jelentős tényezőként jön számításba. A számítógépek és az elektronikus mérés technika fejlődése a kísérleti orvostudományban, így a gerincvizsgálatokban is jelentős előrelépést eredményezett. A komputertechnika orvostudományban való alkalmazása eredményezte a képalkotó eljárásokból (MRI, CT, UH, EMG stb.) nyert kísérleti adatok digitalizálását, feldolgozásának automatizálását. Ezen eszközök egy része az *in vivo* biomechanikai vizsgálatokban is jelentős szerepet kapott, lehetővé téve a nem invazív kísérleti módszerek kifejlesztését és alkalmazását.

Tekintve, hogy a kutatásainkban *in vivo* vizsgálatokat és ezekre alapozott numerikus szimulációt végeztünk, elsősorban ezek előfordulási arányait keressük a szakirodalomban. A lumbális gerinc és a porckorong biomechanikájának szakirodalma az áttekintett anyagnál jóval szélesebb, ugyanakkor a vizsgált mintegy 225 publikáció alkalmasnak látszott arra, hogy alapul vegyünk egy olyan statisztikai értékeléshez, amelyből a megelőző 15–20 év vonatkozó kutatásainak fő irányait és vonulatait, tendenciáit és esetleges fehér foltjait megállapíthassuk.

Megállapítottuk, hogy a lumbális gerinc és porckorong biomechanikai szakirodalmának mintegy fele az *in vitro*, negyede az *in vivo* kísérletek, és fennmaradó negyede a numerikus modellezés körébe tartozik. Az *in vivo* vizsgálatok mintegy harmada ergonómiai, ötöde morfológiai és mozgásvizsgálat. Az *in vit-*

ro vizsgálatoknak mintegy harmadát teszik ki a morfológiai és mozgásvizsgálatok, negyedét a porckorong belső szerkezetének kutatása. Az összes kísérleti kutatás mintegy harmada a morfológia és a mozgások kutatása, amely érthető, mivel mozgásszervekről van szó.

A kísérletek mintegy kétharmadát a gerinc és a gerincszegmentumok elemzése tette ki, egyharmadát azonban közvetlenül a porckorong nagyon bonyolult és nagyon fontos mozgásszervi funkciójának a kutatása alkotja. Az *in vivo* kísérleteken belül is megközelítően ez az arány, az *in vitro* kísérleteknél azonban csökken a porckorongra vonatkozó kutatások aránya. Ez azzal magyarázható, hogy a cadaver preparátumok jelentős részét képezi a gerinc egybefüggő vagy szegmentált részeinek a mozgásanalízise, ugyanakkor a porckorong viselkedését alapvetően annak élő volta, vízháztartása, anyagcsere-folyamatai határozzák meg, amely elsősorban *in vivo* értelmezhető.

A porckorongkísérletek jellegét tekintve széles a skála. Több mint felét *in vitro*, csaknem felét *in vivo* kísérletek teszik ki. A porckorong normál üze-
mi terhelésének döntően kompressziós jellegéből következően az összes kísérletek több mint harmada a porckorong belső nyomásának elemzését tűzi ki célul. A nyomásvizsgálatokon belül gyakorlatilag fele-fele az *in vivo* és *in vitro* elemzések aránya. Az összes kísérleteken belül jelentős, összesen mintegy egyharmados a napi változások (a napközbeni terhelés és az éjszakai ágynyugalmi tehermentesülés) és a folyadéktartalom változására vonatkozó vizsgálatok aránya. Ezek szétválasztása nem is nagyon indokolt, mivel a kutatások bebizonyították, hogy a napi változásokban elsősorban és döntően a víztartalom változása a felelős. Igen kevés kutatás vonatkozik a porckorong aktív nyújtása, húzása esetére. Az *in vitro* nyújtási kísérletek elsősorban a porckorong külső gyűrűjére vonatkoznak. Az *in vivo* nyújtási kísérletek nyújtóasztalon történnek, és azt igazolják, hogy aktív nyújtáskor az izmok kompenzálnak, vagyis összehúzódnak, és ahelyett, hogy a porckorongban húzás keletkezne, megdő a nyomás.

A jelentős számú dolgozat áttekintése nyomán megállapítottuk, hogy fehér foltot jelent a kutatásokban annak vizsgálata, hogy milyen anyagcserét serkentő lazító hatás érhető el a porckorongban, ha az izmok hatását kikapcsoljuk, és a gerincre jutó kompressziós terhelést teljesen megszüntetjük, sőt mi több, még aktív nyújtóerőt is adunk a porckorongra. Ezt a hatást a súlyfürdőben érhetjük el, ahol a beteg nyaki felfüggesztéskor az izmait elernyeszti, és szinte alvó helyzetben lebeg a langyos vízben. Mivel a súlyfürdő-terápia külföldön nem ismert, ezért nem is szerepel a külföldi szakirodalomban, sem a terápia, sem annak biomechanikai hatáselemzése. Ezért mindenfajta kísérleti és numerikus elemzés új eredményekkel járul hozzá a nemzetközi gerinckutatáshoz. Ennek széles körű vizsgálatát tűztük ki célul két egymást követő OTKA-kutatás során.

4.1. A lumbális gerinc *in vivo* megnyúlásai a súlyfürdőben, biomechanikai paraméter-analízis

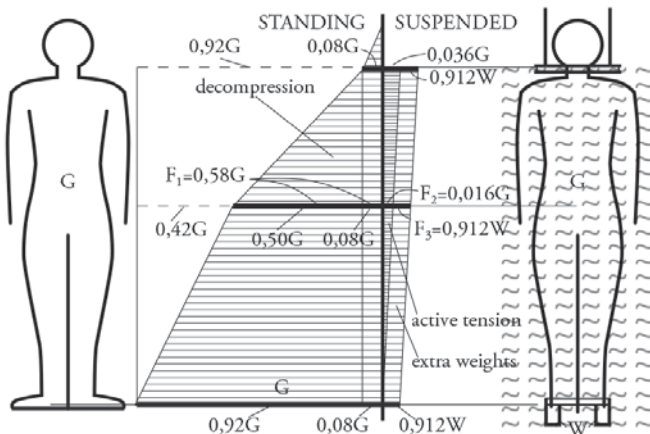
A súlyfürdő *Moll Károly* hévízi fürdőorvos találmánya, amelyet a szerző 1953-ban írt le [49], majd nemzetközileg 1956-tól ismertetett [50, 51, 52]. A súlyfürdő mint eredményes nyújtó kezelés hazánkban csaknem fél évszázada széles körben elterjedt, biomechanikai elemzésünk [33] megjelenéséig azonban kizárólag az empirián alapult. Bár számításaink alapján egyponyos nyaki felfüggesztésnél kellő pontossággal ismertté vált a gerinc bármely pontján ható aktív húzóerő nagysága, a legfontosabb információ, hogy a súlyfürdő hatására mekkora nyúlások keletkeznek a nyújtani kívánt porckorongokban, nem volt ismert. A kutatásban egyrészt az alsó lumbális gerincszegmentumok és porckorongok *in vivo* nyúlásméréséről adtunk számot, másrészt a lumbális szegmentumok nyújtási numerikus biomechanikai modelljét alkottuk meg. Kizárólag az egyponyos nyaki felfüggesztés esetét vizsgáltuk, mert számításaink azt igazolták, hogy a lumbális gerinc nyújtásának – a korábbi empirikus feltételezésekkel ellentétben – ez a leghatékonyabb módja, és ami legalább ilyen fontos: ekkor válnak az izmok teljesen inaktívvá. Vizsgáltuk továbbá a dekompresszió, azaz

a testsúlyból és az izomerőkből eredő nyomóerő vízben való megszűnésének és az alkalmazott többletsúlyoknak a hatását a nem, az életkor, a testsúly és a testmagasság függvényében. Méréseinket kizárólag olyan betegeken végeztük, akik számára az orvosi indikációnak megfelelően 20 perces egyponos nyaki felfüggesztéses súlyfürdőkezelés volt előírva. Megkülönböztettük a többletsúly nélkül és a bokájukon 20-20 N (2-2 kg) többletsúllyal kezelt betegek csoportját. A lumbális L3-4, L4-5 és L5-S1 gerincszegmentumok megnyúlását mértük.

A nyúlási deformáció a súlyfürdőben több erő együttes hatása nyomán jön létre. Az első erő a normális álló testhelyzetben a gerincet terhelő nyomóerőnek a vízben való hirtelen megszűnése, az ún. *dekompressziós erő*, más néven az *indirekt nyújtóerő*. Ez két részből áll, egyrészt a testsúly megszűnéséből, másrészt az izomerők ernyedéséből származó részből. A második erő a *direkt nyújtóerő*, amely ugyancsak két részből áll, egyrészt a testsúly és a felhajtóerő különbségéből eredő *aktív nyújtóerőből*, másrészt az alkalmazott ólomsúlyokból származó *többletsúlyerőből*, amely utóbbiról a terápia a nevét kapta.

A 12. ábra az ember gerince mentén keletkező erőket mutatja. Az ábra bal oldalán a szárazon álló ember gerincére ható nyomóerők, míg a jobb oldalon a vízben történő nyaki felfüggesztés esetén keletkező húzóerők láthatók (G az ember testsúlya, W az alkalmazott többletsúlyok nagysága). A súlyfürdőben fellépő megnyúlások tehát ezen erők: a dekompressziós erő (87–90%), az aktív húzóerő (2–3%) és a többletsúlyerő (9–10%) együttes hatására jönnek létre. A három erő közül a dekompressziós erő dominál.

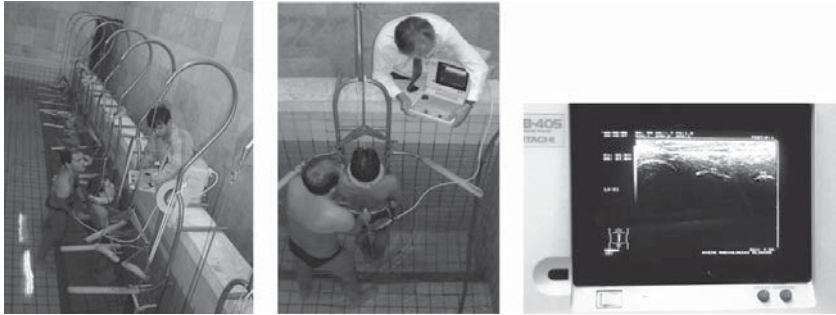
Meg kell jegyezni, hogy ez a rendkívül hasznos, gerincet tehermentesítő dekompressziós indirekt nyújtóerő úszás esetén is fellép, hiszen a vízben azonnal megszűnik a gerincet terhelő testsúlyerő. Ugyanakkor azonban az úszáshoz jelentős izommunka társul, amely a gerince erőteljes nyomást gyakorol, és amelytől nem lehet eltekinteni, kivéve a súlyfürdőben, ahol a beteg teljesen ellazulva függ a langyos vízben.



12. ábra

A porckorong megnyúlását, azaz a két csigolya közötti távolság megváltozását a kutatócsoport erre a célra kifejlesztett víz alatti, ultrahangos eljárásával határoztuk meg (13. ábra). A csigolyák tövisnyúlványai közötti távolság megváltozását mértük. Ez a megnyúlás a porckorong megnyúlásával azonosnak tekinthető, mivel a csigolyák megnyúlását a porckorongéhoz képest elhanyagolhatjuk. Megnyúlnak a vízbe merülés előtti tartósan összenyomott állapothoz képest a víz alatti felfüggesztés során keletkező relatív hosszváltozást tekintettük, és ezt mértük.

A *Biomechanikai testmodell a súlyfürdő extenziós effektusának vizsgálata alapján* című OTKA-kutatás keretein belül kidolgoztuk a mérési eljárást, és meghatároztuk a súlyfürdőkezelés során keletkező megnyúlásokat a lumbális emberi gerinccben. 155 felnőtt ember 409 szegmentumáról mintegy 3000 víz alatti ultrahangfelvételt készítettünk, amelyeket képelemző szoftver segítségével értékeltünk. Ennek alapján az alsó lumbális porckorongok, illetve szegmentumok megnyúlását a 20 perces súlyfürdőkezelés eredményeként a többletsúly



13. ábra

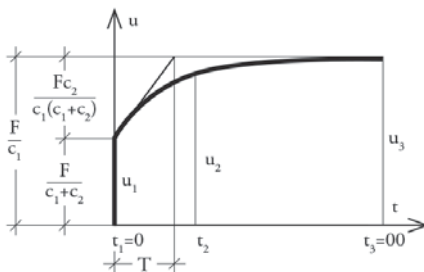
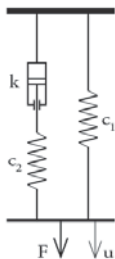
nélkül kezelt betegek mintegy 60%-ánál, míg a többletsúllyal kezelt betegek mintegy 75%-ánál tudtuk regisztrálni. Megállapítottuk, hogy az alsó lumbális porckorongok átlagos nyúlása a 20 perces kezelési idő után többletsúly nélkül 0,7–0,9 mm, többletsúllyal 0,8–1,4 mm. A súlyfürdőkezelés után visszamaradó nyúlás a legtöbb esetben az észlelési határ (0,2 mm) alatt marad. Kimutattuk, hogy a tehermentesüléshez képest a többletsúlyok húzóereje csekély, a húzásra azonban a kisebb rugalmassági modulus miatt hatásuk jelentős lehet, ezért a többletsúlyok megfontolt alkalmazására hívtuk fel a figyelmet. Eredményeinkkel a hazai orvostársadalmat régóta foglalkoztató kérdésre adtuk meg a választ [53, 54, 55]. Megállapítottuk, hogy miként befolyásolják a szegmensek nyúlásképességét a különféle biomechanikai paraméterek: kezelési idő, nem, életkor, testmagasság, testsúly, szegmensszint. Megállapítottuk, hogy az életkor növekedésével a porckorong alakváltozó képessége arányosan csökken. A testsúly hatásának elemzése viszkoelasztikus vizsgálat szükségességét jelezte. Azt tapasztaltuk, hogy a férfiak és a nők megnyúlásai között jelentős különbség mutatkozik azok időbeni lefolyásában: a férfiak deformációja hamarabb zajlik le, míg a nőké időben elhúzódó, de a végső nyújtóhatás közel azonos. Ezzel megszülettek a nemzetközileg teljesen ismeretlen eredmények: *in vivo* mértük az emberi lumbális gerincszegmensek megnyúlásait olyan nyújtási hidroterá-

piás kezelés alatt ismert erők hatására, amikor az izmok hatása nem érvényesül. Ezzel a nemzetközi gerinckutatáshoz addig nem ismert adatokkal járultunk hozzá [56, 57, 58].

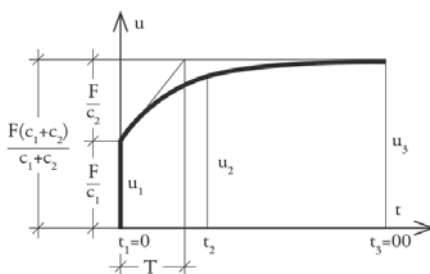
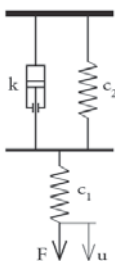
4.2. A lumbális gerincegység globális viszkoelasztikus numerikus modellje

A súlyfürdőben mért megnyúlások és erőtani számítások alapján lehetővé vált, hogy meghatározzuk a lumbális gerincszegmentumok globális anyagállandóit és numerikus nyújtási modelljét, amely a konzervatív nyújtási terápiák numerikus szimulálására alkalmas. Sőt mi több, a szegmentumok mért globális deformációi és anyagállandói alapján a szegmentumot alkotó szervek lokális tulajdonságainak paraméter-identifikációjára is lehetőség nyílt. A kutatásokat *A súlyfürdő-terápia kísérleti és numerikus biomechanikai elemzésének továbbfejlesztése* című OTKA-kutatás keretei között folytattuk.

Elvégeztük a nyúlási eredmények feldolgozását, meghatároztuk a lumbális emberi gerinc L3–S1 szakaszon érvényes általános lumbális L3–S1 numerikus modelljét, rugalmas anyagállandóit a szegmentum elhelyezkedése, az életkor, testsúly, testmagasság, testtömeg-index, a nemek és a többletsúly függvényében. Az idő függvényében regisztrált megnyúlások alapján meghatároztuk a gerincszegmentumok viszkoelasztikus anyagállandóit a háromparaméteres rúgós-dugattyús *Poynting–Thomson*-féle modelleket választva (14. ábra), és megalkottuk a szegmentumok globális viszkoelasztikus numerikus húzási modelljeit is. Megállapítottuk a rugalmassági modulusokat és csillapítási tényezőket a nemek és az életkor, valamint a szegmentum helye függvényében. A 3. táblázat a 14.b ábra modelljének anyagállandóit mutatja az életkor függvényében. A modell alapján kidolgoztuk a lumbális gerincszegmentum 2D és 3D véges elemes modelljeit is [59, 60].



a)



b)

14. ábra

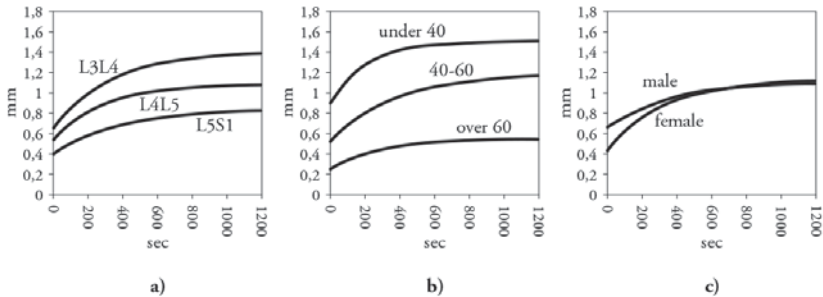
3. táblázat

Általános lumbális L3–S1 szegumentummodell				
Extra súllyal (20-20 N)	Mértékegység	40 év alattiak	40–60 év közöttiek	60 év felettek
szegmensek	<i>darab</i>	35	161	40
átlagos életkor	<i>years</i>	26,5	50,7	67,5
átlagos tstsúly	<i>N</i>	713	721	670

átlagos testmagasság	<i>cm</i>	176,7	169,0	160,3
átlagos testtömegindex	<i>kg/m²</i>	22,9	25,2	26,0
megnyúlás, t = 0 min, u ₁	<i>mm</i>	0,94	0,52	0,25
megnyúlás, t = 3 min, u ₂	<i>mm</i>	1,25	0,78	0,39
megnyúlás, t = 20min, u ₃	<i>mm</i>	1,51	1,19	0,55
Kúszási modulusok				
rúgóállandó c ₁	<i>N/mm</i>	492	899	1748
rúgóállandó c ₂	<i>N/mm</i>	812	698	1456
csillapítási állandó k	<i>Ns/mm</i>	186	256	417
időállandó T	<i>min</i>	3,82	6,11	4,77

4.3. A nyújtási terápia numerikus szimulációja, a lumbális gerincegység paraméter-identifikációja

A kísérletek alapján nyert anyagállandók birtokában meghatároztuk a lumbális szegmentumok kúszási görbéit a biomechanikai paraméterek függvényében. A *15.a ábrán* a szegmensszint hatását látjuk: a keresztcsont felé növekszik a szegmentumok merevsége és csillapítási tényezője, ezért kisebb a rugalmas és a kúszási alakváltozás. Hasonló viselkedést tapasztaltunk az életkor előrehaladtával a *15.b ábrán*: időskorban nagyobb a merevség és a csillapítás, kisebb a nyúlásképesség, akár hirtelen, akár időben elhúzódó nyúlásokról van szó. A *15.c ábra* a nemek időben eltérő viselkedését mutatja. A kúszásvizsgálat adta meg a választ a korábban tett megfigyeléseinkre, miszerint nőknél kisebb a hirtelen megnyúlás, de a kezelés végére a férfiakéval azonos megnyúlások keletkeznek. Ezt a nők kisebb csillapítási tényezői magyarázzák.



15. ábra

Kísérletek alapján tehát meghatároztuk a gerincszegmentumok viszkoelasztikus paramétereit. Ezek a szegmentumok *globális* jellemzői. A szegmentum degenerációja azonban az egyes alkotóelemeinek *lokális* instabilitása miatt indul meg, így a nyújtási terápia hatásának lokális elemzése látszott kívánatosnak, mert ez célirányosabbá teheti a gyógykezelést. A mozgásszegmentumok globális mechanikai paramétereinek birtokában elindítottuk a nyújtási terápiának, valamint a szegmentum viselkedésének numerikus szimulációját és paraméter-identifikációját, amelynek segítségével a szegmentumot alkotó egyes szervek (csigolyatest, porckorong, szalagok) lokális mechanikai viselkedését kívánjuk meghatározni. A paraméter-identifikáció során a szegmentumok *in vivo* méréssel nyert globális elmozdulásait használjuk kontrollparaméterként. Ez a paraméter-identifikáció lehetővé teszi bizonyos szervek anyagállandóinak meghatározását olyan körülmények között, amilyenre a nemzetközi szakirodalomban nem találni példát [61, 62]

A természetes mozgásszegmentum mechanikai értelemben rendkívül bonyolult szerkezetegyüttes. Halmozottan nemsima viselkedésű, a nemsima jelleg anyagi és kapcsolati megnyilvánulási formáival, ugyanakkor jelentős az anizotrópia és az inhomogenitás szerepe is. Nemsima anyagú a szegmentumot alkotó szervek legtöbbször, a csak húzásra dolgozó szalagok, a húzásra és nyomás-

ra eltérő rugalmassági modulusú porckorong, de nemsima a csigolyatest szivacsos csontállományánál jelentkező mikrorepedések utáni befezülés jelensége is. Ugyanakkor jelentős a nemsima kapcsolati jelleg is a szegmentumot alkotó szervek érintkezési felületei mentén. Ilyen a szalagok részleges kapcsolódása a csigolyákhoz és a porckoronghoz vagy a kisézők bizonyos irányú mozgást meggátló befezülése a nyúlványok mentén. Kifejezetten anizotrop anyagú a porckorongok külső gyűrűje, a csigolyatest csontállománya vagy a szalagok szálas szerkezete. Az inhomogenitás a szegmentum szinte minden fő alkotóelemére jellemző: a porckorong és a csigolyatest egyaránt az. A fentiek mellett a szegmentumszerkezet összetett jellegét támasztja alá az is, hogy az anyagi és kapcsolati jellemzői a rövid és hosszú távú időtől egyaránt függenek, azaz vizkókus tulajdonsággal is bírnak, de az öregedéssel is jelentősen változnak.

4.4. Lumbális csigolyák kísérleti nyomószilárdsága és morфомetriája közötti összefüggések csontritkulásban

A kutatást a *Csontszilárdság in vitro meghatározása mechanikai és képpalkotó módszerekkel* című ETT-pályázat keretében végeztük, *Fornet Béla* radiológus főorvos vezetésével. A kutatási program célja annak vizsgálata volt, hogy a csontritkulásos csigolyák mechanikai nyomószilárdsági jellemzői (határfeszültsége, rugalmassági modulusa, alakváltozó képessége, duktilitása, energiaelnyelő képessége) milyen összefüggésbe hozhatók a csontszerkezet architektúrájával, annak morфомetriai jellemzőivel, valamint egyéb paraméterekkel (nem, életkor, ásványianyag-tartalom stb.).

Az emberi lumbális csigolyák öregedéssel járó csontszerkezeti átalakulása miatti mechanikai szilárdságvesztést elemeztük a csontszerkezeti paraméterekkel való kölcsönhatásban. Cadaver lumbális csigolyák ásványianyag-tartalom mérése, CT- és MR-rétegvizsgálata után a csigolyatesteket törésig terheltük, mechanikai szilárdságmérést végeztünk, és az eredményeket összehasonlító vizsgálattal értékeltük. A csigolyák nyomószilárdsági paraméterei és a csontszerkezeti architek-

túra között összefüggéseket állítottunk fel az életkor és a nemek függvényében. A csontszerkezeti architektúrát CT-felvételek elemzése útján végeztük.

A mérések alapján meghatározott átlagos nyomószilárdsági jellemzőket a 4. táblázat mutatja. Megállapítottuk, hogy a női csigolyák teherbírása mintegy 30%-kal, rugalmassági modulusa mintegy 26%-kal kisebb a férfiakénál. A duktilitásban nincs számottevő különbség a nemek szerint, de a női csigolyák energiaelnyelő képessége mintegy 40%-kal kisebb a férfiakénál. Ez a férfiak nagyobb határfeszültsége, arányossági határa következményeként adódik. Az L1 és L2 csigolyák nyomószilárdsági jellemzőinek különbsége nem számottevő.

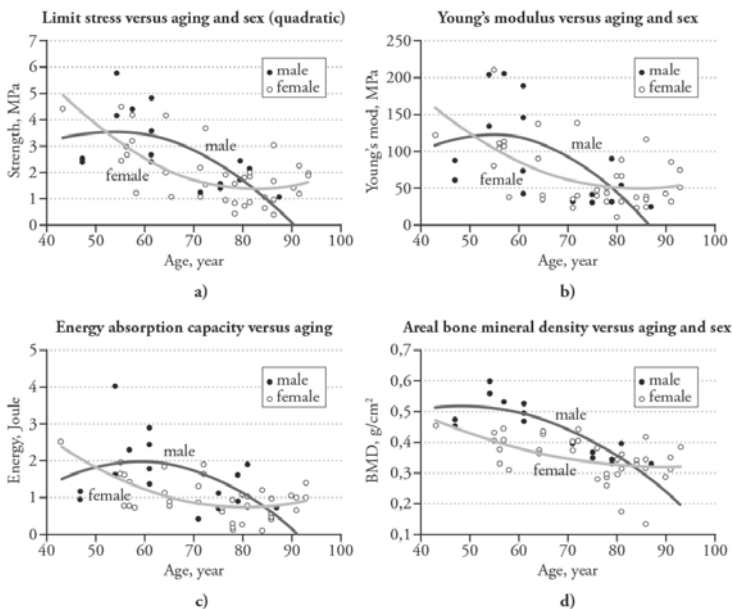
4. táblázat

A lumbális L1 és L2 csigolyák Átlagos nyomószilárdsági jellemzői		Férfiak n = 16	Nők n = 38	Együtt n = 54
Rugalmassági (arányossági) határ	MPa	2,0	1,3	1,5
Alakváltozás a rugalmassági határnál	%	3,3	2,9	3,0
Rugalmassági modulus	MPa	91	67	74
Határfeszültség	MPa	2,7	1,9	2,1
Törési alakváltozás	%	5,0	4,9	4,9
Energiaelnyelő képesség	Joule	1,63	0,97	1,18

Megállapítottuk, hogy a csigolyák határfeszültsége és rugalmassági modulusa csökken az életkor előrehaladtával. A rugalmassági modulus életkor szerinti korrelációja alacsonyabb, mint a határfeszültségé. Megállapítottuk, hogy a csigolyák törési alakváltozása nem függ az életkortól, korreláció alig mutatható ki. Férfiaknál a határfeszültség erősebben függ a kortól, mint nőknél. A rugalmassági modulus csaknem azonosan függ a kortól férfiak és nők esetén. Meg-

állapítottuk, hogy a csigolyák energiaelnyelő képessége is csökken az életkor előrehaladtával. Ez a korreláció nőknél erősebb, mint férfiaknál.

Megállapítottuk, hogy a nyomószilárdsági jellemzők életkor szerinti csökkenésének időbeni lejátszódása nemlineáris, és szignifikánsan különbözik a nemeknél (16.a–c ábra), amelyért elsősorban a csontállományt reprezentáló ásványianyag-tartalom a felelős (16.d ábra). A csökkenés nők esetében 45–75 év között okoz jelentős esést a határ feszültségben ($-0,09$ MPa/év), a rugalmassági modulusban ($-3,6$ MPa/év) és az energiaelnyelő képességben ($-0,04$ Joule/év). Férfiaknál a szilárdságcsökkenés időben kitolódik, 60–75 év között indul meg, de intenzívebb ($-0,13$ MPa/év, $-6,6$ MPa/év, illetve $-0,09$ Joule/év). 75–80 év körül és a felett már nincs lényeges változás a szilárdsági jellemzőkben egyik nemnél sem [63, 64].



16. ábra

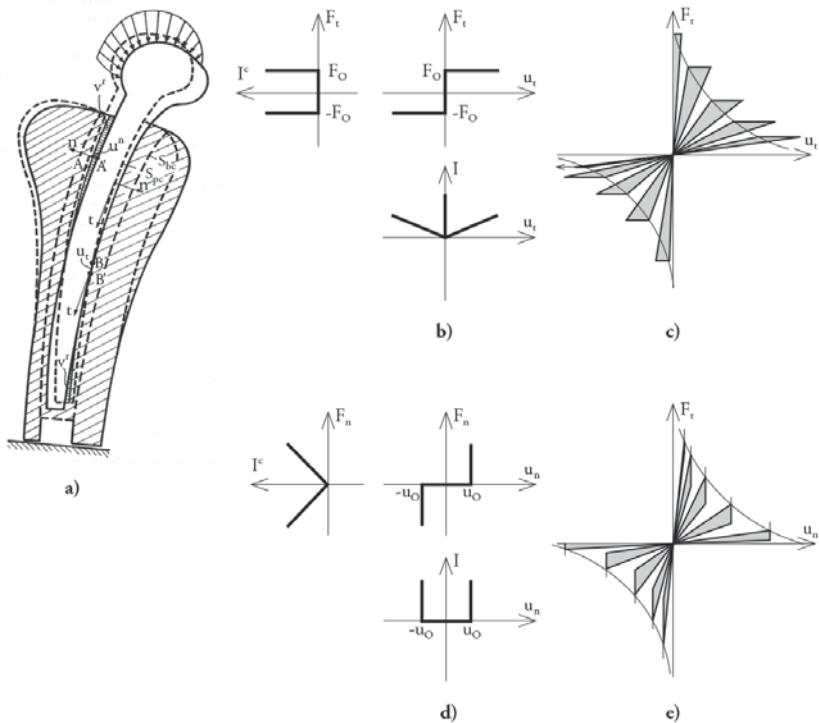
4.5. A csont-protézis kapcsolat károsodási folyamatainak numerikus modellezése

A csont-protézis kapcsolat tipikus szubdifferenciális kapcsolat: az együttműködés különböző fázisaiban más-más kapcsolati feltételek érvényesülnek. Az évek során a tartós ciklikus terhelés következtében lassabb vagy gyorsabb tönkremeneteli folyamatnak lehetünk tanúi. A modellezés során tehát a nemsima mechanika mellett a károsodáselmélet eredményeit is felhasználtuk.

A csont-protézis kapcsolat megcsúszási és kilazulási folyamatát modelleztük (17. ábra). Miután definiáltuk a geometriai tartományokat, a függvényterben értelmezett megcsúszási és kilazulási kapcsolati feltételeket írtuk fel, amelyek kijelölik a függvényterbeli konvex halmazokat és az ortogonalitási feltételeket (17.b és 17.c ábrák). Ezután felírtuk a konvex halmazokhoz rendelhető indikátorfunkcionálokat és a kapcsolati szuperpotenciált. A stacionaritási feltétel a normalitási törvény teljesülését garantálja. A ciklikus terhelés során az anyagban szerkezeti átrendeződés, károsodás történik, és a tehermentesülés egyre gyengébb rugalmassági modulus mellett játszódik le, így a súrlódási és az érintkezési ellenállás fokozatosan csökken. A rugalmas-képlékeny izotróp károsodási folyamat csökkenő érintő és szelő modulus, valamint csökkenő folyási feszültség mellett játszódik le, míg a rugalmas-kilazulási károsodási folyamat csökkenő érintő és szelő modulus, valamint növekvő kotyogási alakváltozás mellett történik (17.c és 17.d ábrák). Lineáris károsodási modellt alkalmaztunk, és felírtuk a megcsúszási és kilazulási folyamat iterációs lépéseit.

5. HOGYAN TOVÁBB?

A jövőt egyértelműen a doktoranduszok jelentik: három mérnök és három orvos, akik mindannyian az emberi gerincet kutatják, más-más szempontból. A mérnökök közül *Szabadszállási Tibor* az emberi gerincszegmentum bonyolult numerikus modelljének a pontosításával foglalkozik. *Oroszvály László*



17. ábra

az emberi gerincoszlop végeelem-modelljét használja a porckorongszérv miatti stabilitásvesztés elemzésére. *Varga Péter* a csontszerkezet szövetorientációs vizsgálatát végzi orvosi képalkotó eljárásokkal nyert felvételek alapján. Az orvosok mindhárman gerincsebészek, így az ő kutatási témáik a műtéti eljárásokkal kapcsolatosak. *Hoffer Zoltán* a lumbális gerincszakaszokon alkalmazott csigolyaközi távtartók biomechanikai változásait vizsgálja kísérletek alapján. Számos publikációban számolt már be a kutatási eredményeiről [65–70]. *Szirtes Balázs* a törzsi és ágyéki gerinc kisízületeinek orientációja és degeneratív gerincbetegségek előfordulása közötti összefüggéseket kutatja. *Berey Szilárd* a csigolyaiv

csavározott kapcsolatainak a biomechanikájával foglalkozik [71], és a terhelés megoszlásának és funkcióváltozásának a biomechanikáját vizsgálja a gerinc fejlődési és öregedési folyamata során.

Jövőbeni kutatási munkánkat – akárcsak eddig is – OTKA-pályázat segíti. Az ebben az évben indult *A lumbális gerinc kísérleti és numerikus biomechanikai vizsgálata* című kutatás jelentős terveket fed. A gerincszegmentum numerikus vizsgálata témakörben a gerincszegmentum numerikus modelljét terjesztjük ki az inhomogén, anizotróp, nemsima és nemlineáris tulajdonságok figyelembevételére. A gerincszegmentumok 3D véges elemes szimulációját e finomított modellek alapján fejlesztjük tovább. Lényeges eredményre számítunk az orvosi képalkotó eljárással nyert (CT, UH, MRI) felvételek digitális képfeldolgozási módszerei terén a szövetorientációs analízisben. A végeelem-modellhez nemcsak automatikus geometriagenerálást, hanem anyagszerkezeti információkat is szeretnénk nyerni ebből. Ugyanakkor alkalmasnak kell lennie az eljárásnak arra is, hogy a csontszerkezet morfometriai jellemzőit is szolgáltatassa. A gerincsebészeti témákhoz kapcsolódva egy széles körű rehabilitációs analízist terveziünk lebonyolítani. A távtartóval stabilizált betegek műtét utáni rehabilitációs folyamatát szeretnénk követni a BME mozgáselemző laboratóriumában kifejlesztett mozgásmérő módszerekkel. Valamennyi doktorandusz hallgató részt vesz az OTKA-kutatásban.

Kutatásainkat egy OMFB Görög–Magyar TÉT-együttműködés is segíti. *Mérenői és biomechanikai anyagok és kapcsolatok termomechanikai modellezése a nemsima és nemkonvex mechanika eszközeivel* című, ugyancsak idén indult együttműködésünk régi alapokra épül: a nemsima mechanika terén végzett korábbi kutatásainkra.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Szakmai előadásom végén szeretnék köszönetet mondani mindazoknak, akik nélkül nem lehetnék az MTA levelező tagja. Meggyőződésem, hogy ez az elismerés nemcsak nekem szól, hanem a tudományterületnek és a kutatóműhelynek is, amelyben dolgozom.

Köszönettel tartozom néhai professzoromnak, tanszékvezető elődömnek, *Cholnoky Tibornak*, aki a pontos és kitartó munkára tanított. Hálás vagyok a BME Tartószerkezetek Mechanikája Tanszéken uralkodó ösztönző kutatói légkörnek és mesteremnek, *Szabó Jánosnak*, akitől nagyon sokat tanultam, és mindig segített a pályafutásom során. Köszönöm *Roller Béla*, *Gáspár Zsolt*, *Kaliszky Sándor* és *Popper György* szakmai segítségét is.

Külön köszönöm az OTKA támogatását, amely nélkül biztosan nem állhatnék most itt az akadémiai székfoglaló előadásomon. Köszönettel tartozom az alábbi projektek támogatásáért: OTKA-I/2/140, OTKA-I/3/201, OTKA-I/3/683, OTKA T-015851, OTKA T-022622, OTKA T-023929, OTKA T-025256, OTKA M-27469, OTKA T-033020, FKFP 0371/97, FKFP 0397/97, FKFP 0309/99, FKFP 0308/2000; ETT 257/2000.

Meghatározó volt számomra a balatonfüredi szülői ház, a zord időkben is mindig biztos családi légkör, szüleim 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 mindennél több, életre szóló indítást adott. Tanárain, *Szilvássy Zoltán*, *Must Gyula*, *Ján László* és a többiek erkölcsi útmutatása máig él bennem.

Végül szólnom kell férjem és három fiam megértő szeretetéről, amely biztos alapot nyújtott számomra a családi feladataim és a kutatói munka helyes arányainak megtalálásában.

IRODALOMJEGYZÉK

1. Bojtár I.: Biomechanika: a mérnöki és orvosi tudományok együttműködése. IX. Magyar Mechanikai Konferencia, 2003. augusztus 27–29., Miskolc.
2. Kurutz M.: Tetszőleges peremű ortotrop lemezek számítása differencia módszerrel. *Egyetemi doktori értekezés*. Budapest, 1972.
3. Szabó J., Roller B.: *Rúdszerkezetek elmélete és számítása*. Műszaki Könyvkiadó, Budapest, 1971.
4. Kurutz, M.: Computer calculation of frameworks composed of thinwalled open sections. *Acta Technica, Acad. Sci. Hung.* 84(3–4), 269–279, 1977.
5. Kaliszky, S.: The analysis of structures with conditional joints. *Journal of Structural Mechanics* Vol. 6. 195–210, 1975.
6. Kurutz, M.: State change analysis of elastic-plastic structures with generalized conditional joints. *Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Mechanik* 3(4), T185–T186, 1983.
7. Kurutz, M.: Analysis of plastic load capacity of plane frameworks by kinematic loading. *Periodica Polytechnica, Civ. Eng.* 18(1–2), 71–82, 1974.
8. Kurutz, M.: Mathematical programming formulation of state change analysis of finite element models with general unilateral connections. *Periodica Polytechnica, Civ. Eng.* 33(3–4), 131–147, 1989.
9. Panagiotopoulos, P. D.: Ungleichungsprobleme in der Mechanik. *Habilitationsschrift*. Technische Hochschule, Aachen, 288, 1977.
10. Rockafellar, R. T.: *Convex Analysis*. Princeton Univ. Press, Princeton, 1970.
11. Kurutz M.: Feltételes kapcsolatú, szubdifferenciális anyagtörvényű szerkezetek állapotváltozás-vizsgálata. *Kandidátusi értekezés*. Budapest, 1984.
12. Kurutz, M.: Generalized conditional joints as subdifferential constitutive models. *Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Mechanik* 65(5), T347–8, 1985.
13. Kurutz, M.: Analysis of generalized conditional joints as subdifferential constitutive models. *J. of Mechanics of Structures and Machines* 15(2), 123–151, 1987.
14. Panagiotopoulos, P. D.: *Inequality Problems in Mechanics and Applications. Convex and Nonconvex Energy Functions*. Birkhauser, Basel, 1985.
15. Moreau, M. M., Panagiotopoulos, P. D.: *Nonsmooth Mechanics and Applications*. CISM Lecture Notes, No. 302, 462, 1988.
16. Kurutz M., Scharle P.: *A végeelem-módszer egyszerű elemei és elemcsaládjai*. Műszaki Könyvkiadó, Budapest, 1985.
17. Popper Gy., Kurutzné Kovács M: Számítástechnika. A végeelem-módszer matematikai alapjai. *Szakmérnöki jegyzet*. Mérnöktovbábképző Intézet, Budapest, 1982.
18. Kaliszky S., Kurutz M., Szilágyi Gy.: *Mechanika II. Szilárdságtan*. Egyetemi tankönyv, Tankönyvkiadó, Budapest, 1990.
19. Kurutz, M.: On the nonsmooth stability analysis. *Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Mechanik* 72(4), T114–T117, 1991.

20. Kurutz, M.: Stability of structures with nonsmooth nonconvex energy functionals. *European Journal of Mechanics, A/Solids* 12(3), 347–385, 1993.
21. Kurutz, M.: Equilibrium paths of polygonally elastic structures. *Journal of Mechanics of Structures and Machines* 22(2), 181–210, 1994.
22. Kurutz, M.: Equilibrium paths of polygonally damaging structures. The nonsmooth nonconvex stability problem. *Int. J. of Damage Mechanics* 5(1), 16–41, 1996.
23. Kurutz, M.: Equilibrium paths of polygonally damaging structures. One dimensional example for nonsmooth damage and localization. *Int. J. of Damage Mechanics* 5(1), 42–67, 1996.
24. Kurutz, M.: A survey of structural tangent stiffness in fully nonlinear and nonconvex cases including material softening. *Journal of Mechanics of Structures and Machines* 27(1), 37–63, 1999.
25. Kurutz M.: Nemsima nemkonvex energiafüggvényű szerkezetek stabilitásvizsgálata. *Akadémiai doktori értekezés*. Budapest, 1993.
26. Kurutz, M.: Modification of the structural tangent stiffness due to nonlinear configuration-dependent conservative loading. *Computer Assisted Mechanics and Engineering Sciences* 3(4), 367–388, 1996.
27. Kurutz, M.: Postbifurcation equilibrium paths due to nonlinear configuration-dependent conservative loading by using nonsmooth analysis. *Journal of Mechanics of Structures and Machines* 25(4), 445–476, 1997.
28. Kurutz, M.: Effect of nonlinearity in nonsmooth and nonconvex structural behaviour. Chapter 9. In: *Nonsmooth/ Nonconvex Mechanics: Modelling, Analysis and Numerical Methods, A volume dedicated to the memory of Professor P.D. Panagiotopoulos*. Eds: D. Y. Gao, R. W. Ogden, G. E. Stavroulakis, Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, Boston, London, 189–230, 2001.
29. Kurutz, M., Nédli, P., Tornóyos, Á.: Interdisciplinary application of nonsmooth mechanics. In: *Nonsmooth /Nonconvex Mechanics with Applications in Engineering, A volume dedicated to the memory of Professor P.D. Panagiotopoulos*. Ed: C. C. Baniotopoulos, Editions ZITI, Thessaloniki, 159–166, 2002.
30. Kurutz, M.: Imperfection-sensitivity of the classical bifurcation models loaded by configuration-dependent devices. *Journal of Mechanics of Structures and Machines* 28(1), 1–48, 2000.
31. Kurutz, M., Gáspár, Zs.: Imperfection sensitivity analysis of the stable-symmetric bifurcation model by using classical and catastrophe theory methods. *Computer Assisted Mechanics and Engineering Sciences* 8(4), 567–577, 2001.
32. Kurutz, M.: Structural analysis in cross-fire of nonlinearities. *Nonlinear Analysis* 47, 5089–5100, 2001.
33. Bene É., Kurutz M.: A súlyfürdő alkalmazása és annak biomechanikája. *Orvosi Hetilap* 134(21), 1123–1129, 1993.
34. Kurutz M., Bene É., Lovas A., Molnár P., Monori E.: A lumbális gerinc nyúlásának meghatározása súlyfürdőben biomechanikai kísérletek alapján. *Orvosi Hetilap* 143(13), 673–684, 2002.

35. Bojtár, I., Kirchner, I., Tornóyos, Á.: Biomechanical analysis of human femur. *Seminarium on "Computers and Future of Structural Mechanics"*. Cracow, 14–17 May, 1995.
36. Polgár, K., Bojtár, I., Divinyi, T., Szűcs, A.: Finite element analysis of screw-type dental implants. *Acta Technica, Acad. Sci. Hung.* 108(3–4), 530–553, 1999.
37. Nasztanovics, F., Füstös, A., Bojtár, I.: Strength analysis of brain aneurysms. *Proc. of the First Hungarian Conference on Biomechanics*. Budapest, June 11–12, 2004, Ed. by I. Bojtár, 303–312, 2004.
38. Paál, Gy., Bojtár, I., Szikora, I.: Simulation of unsteady flows in brain aneurysms. *Proc. of the First Hungarian Conference on Biomechanics*. Budapest, June 11–12, 2004, Ed. by I. Bojtár, 322–328, 2004.
39. Tóth, B., Bojtár, I., Raffai, G.: A 3D finite element model for inhomogeneous non-linear elastic behaviour of human arterial walls. *Proc. of the First Hungarian Conference on Biomechanics*. Budapest, June 11–12, 2004, Ed. by I. Bojtár, 494–502, 2004.
40. Tarnai, T., Gáspár, Zs.: Optimum packings and coverings. *Research News*. Technical University of Budapest, 2000/1, 21–27. Reprinted: *HyperSpace* 9 No.1, 70–76, 2000.
41. Tarnai, T., Gáspár, Zs.: Packing of equal regular pentagons on a sphere. *Proc. Roy. Soc. Lond.* A 457, 1043–1058, 2001.
42. Scheuring, I., Károlyi, G., Péntek, Á., Tél, T., Toroczkai Z.: A model for resolving the plankton paradox: coexistence in open flows. *Freshwater Biology* 45, 123–132, 2000.
43. Scheuring, I., Károlyi, G., Toroczkai, Z., Tél, T., Péntek Á.: Competing populations in flows with chaotic mixing. *Theoretical Population Biology* 63, 77–90, 2003.
44. //www.biomech.bme.hu/.
45. Különszám. *Research News*. Budapest University of Technology and Economics, No. 1., 2003.
46. *Proceedings of the First Hungarian Conference on Biomechanics*. Budapest, June 11–12, 2004, Research Centre for Biomechanics, Budapest University of Technology and Economics, Ed. by I. Bojtár, 2004.
47. //www.isbweb.org/.
48. //www.esbiomech.org/.
49. Moll K.: A discusherniák gyógykezelése az ún. „súlyfürdővel”. *Orvosi Hetilap* 94, 226–230, 1953.
50. Moll, K.: Die Behandlung der Discushernien mit den sogenannten „Gewichtsbadern”. *Contempl. Rheum.* 326–329, 1956.
51. Moll K.: A discusherniák új, egyszerű nyújtásos kezeléséről, az ún. „mankós” nyújtásról. *Orvosi Hetilap* 98, 531–532, 1957.
52. Moll K.: A trakciós kezelés szerepe a discopathiás betegek rehabilitációjában. *Rheum. Balneol. Allerg.* 3, 174–177, 1963.
53. Bene É., Kurutz M., Lovas A., Molnár P., Monori E.: A degeneratív gerinc-megbetegedések súlyfürdőkezelésének kísérletes biomechanikai igazolása. *Magyar Gerincgyógyászati Társaság kongresszusa*. Bükfürdő, december 1–3. 2000.

54. Kurutz M., Bene É., Lovas A., Molnár P., Monori E.: A lumbális gerinc nyúlásának meghatározása súlyfürdőben biomechanikai kísérletek alapján. *Orvosi Hetilap* 143(13), 673–684, 2002.
55. Bene, É., Kurutz, M., Mészáros, Gy. Lovas, A., Molnár, P., Monori, E.: Experimental biomechanical analysis of the traction-effect in the weight-bath. *34th World Congress of International Society of Medical Hydrology and Climatology*. Budapest, Oct. 14–19., 2002.
56. Kurutz, M., Bene, É., Lovas, A.: 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, 2003.
57. Kurutz, M., Bene, É., Lovas, A., Monori, E., Molnár, P.: In vivo experimental biomechanical analysis of human lumbar discs in tension. *Journal of Biomechanics* 34(Suppl.1), S62–S63, 2001.
58. Kurutz, M.: Age-sensitivity of time-related in vivo deformability of human lumbar motion segments in pure centric tension. *Journal of Biomechanics* (in press), 2004.
59. Kurutz, M.: In vivo age- and sex-related creep of human lumbar motion segments in pure centric tension. *Journal of Biomechanics* (in press), 2004.
60. Kurutz, M.: Viscoelastic numerical tensile models of human lumbar spine segments. *Proc. of the First Hungarian Conference on Biomechanics*. Budapest, Hungary, June 10–11, Ed: I. Bojtár, 235–244, 2004.
61. Kurutz, M., Tornnyos, Á.: Experimental numerical models and numerical simulation with identification of human lumbar FSUs in traction. *Proc. of the 6th International Symposium on Computer Methods in Biomechanical and Biomedical Engineering*, 1–6, February 25–28, Madrid, Spain, 2004.
62. Kurutz, M., Tornnyos, Á.: Numerical simulation and parameter identification of human lumbar spine segments in traction. *Proc. of the First Hungarian Conference on Biomechanics*. Ed: I. Bojtár, 254–263, Budapest, Hungary, June 10–11, 2004.
63. Kurutz, M., Fornet, B., Gálos, M.: Compressive strength of human lumbar vertebrae by mechanical tests and bone architecture. *Proc. of the First Hungarian Conference on Biomechanics*. Ed: I. Bojtár, 245–253, Budapest, Hungary, June 10–11, 2004.
64. Kurutz, M., Fornet, B., Gálos, M.: Age- and sex-related compressive strength and morphometry of lumbar vertebrae in osteoporosis. *Proc. of Congress on Biomechanics of Man*. Plzen, Czech Republik, 1–8, 2004.
65. Hoffer Z., Oxland T. R., Nydegger T., Rathonyi G. C., Nolte L. P.: Eltűlő intervertebrális cage-k biomechanikai vizsgálata: centrális és bilaterális beültetés. *Ideggyógyászati Szemle* 51(9–10), 317–324, 1998.
66. Hoffer Z.: Eltűlő intervertebrális cage-ek összehasonlító biomechanikai vizsgálata. Centrális és bilaterális beültetés. *Modern gerincgyógyászat. 1. A magyar gerincgyógyászat története*. Szerk.: Varga Péter Pál, 1998.
67. Oxland, T. R., Hoffer, Z., Nydegger, T., Rathonyi, G. C., Nolte, L. P.: Comparative Biomechanical Investigation of Anterior Lumbar Interbody Cages: Central and Bilateral Approaches. *Four Bone and Joint Surg.* 82A (No3), 383–393, 2000.

68. Nydegger, T., Oxland, T. R., Hoffer, Z., Nolte, L. P.: Does anterolateral cage insertion enhance immediate stabilization of the functional spinal unit? A biomechanical investigation. *Spine* 26(22), 2491–2497, 2001.
69. Varga, P. P., Hoffer, Z., Bors, I.: Computer-assisted Percutaneous Transiliac Approach to the Tumorous Malformation of the Sacrum. *Computer Aided Surgery* 6(4), 212–216, 2001.
70. Varga, P. P., Hoffer, Z.: Percutaneous Computer-assisted Transiliac Approach to Sacral Tumors. *Submitted to Techniques in Orthopaedics*, 2003.
71. Morgenstern, W., Ferguson, S. J., Berey, S., Orr, T. E., Nolte, L. P.: Posterior thoracic extrapedicular fixation: a biomechanical study. *Spine* 15; 28(16), 1829–1835, 2003.

Erdy János
Bochtovich Ruffózsé

Wenzel Gusztáv

Jábiar Gabon

Nagy János

Terintetes Nagygyűlés! Arany János

Minia felemelő szabályainak 32. §-a egy szót:
Mindem sijnomán 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 gátolhatatlan a határidőt megtartani: de hallga
tag elvérsni e szabály meg nem tartatását, amlyet
tesz, mint örves szabályzatunkat erőlköndé terintetes
át söröségteleu.
Judithányba koratit tehát, hogy egyelőre a
határidőt s sörfoglalás által meg nem
határidőltessék, az 186

Terintetes...
...mállo szabalyainak 32. §-a egy szot:
...ajonnan választott tag, a hűtlősé kivétel
...tályába tartozó dolgotat felolvasásábat,
...elyes meg nem jelenhetés esetén behitelté.
...felelt egy év alatt szét foglalt; hitetlen meg
...a meg nem misistoon.
...Lehetett esetek, melyekben hívott vidéken la
...toltatnak a határidőt megtartani: de hallgat
...vésni a szabály meg nem tartatását, amíg
...mint önszel szabályzatokat erőlfondu, terintés
...szabályzatokra figyelemre kenna J. Aladon
...sérsegtelen.
...Indokölénybe hozakir tehát, hogy egyelőre a
...igt választott s szét foglaltás által meg nem
...^{rendis} tagok nevacia hivatalból hitörökességek, az 1861
...ésig választottak a szabályokra emeltekességek, jó
...re pedig a hitörökeli hivatal oda utasítottak, hogy
...videntiaában tartás végett az újdon választottakat,
...míg szét nem foglaltak, a sorozatba fel ne vegye.
853
1865
Kemény László
Wörthner László
Jolly Frank stg
György Antal

jan. 26. 1865.
Zalaj Mór
Loyauy János
Hollán Ernő

