

Gerinc-szegmentumokban műtéti és konzervatív kezelés hatására lejátszódó mechanikai változások kísérleti és numerikus vizsgálata

1. A fúziós rögzítéssel szomszédos szegmentumokban kialakuló mechanikai funkcióváltozások vizsgálata

A fúziós műtéti technika során a tönkrement porckorong kiváltására az érintett gerinc-szakasz teljes elmerevítése történik. Ennek következtében a mozgásképeség a szomszédos szegmentumokra hárul, amely jelentős többletterheléssel jár, és a szomszédos porckorongok károsodásához, valamint a vonatkozó gerincszakaszon funkcionális diszharmónia kialakulásához vezet. Ez a jelenség az ún. szomszédos szegmentum szindróma (adjacent segment disease: ASD), amelynek a vizsgálatát tűztük ki célul. Egyrészt magának a jelenségnek a feltárását, és annak a kimutatását, hogy a jelenség mennyiben különbözik a merev és a mozgásmegtartó (nem merev) rögzítési rendszereknél, másrészt a műtétet követően átrendeződő mozgás- és erőviszonyok mechanikai elemzését terveztük. Az előző vizsgálatot műtött betegeken és egészséges kontrollcsoportokon végzett utánkövetéses mozgásanalízissel, az utóbbit végeselemes numerikus szimulációval végeztük.

1.1. A szomszédos szegmentum szindróma vizsgálata mozgásanalízissel

A szomszédos szegmentum szindróma kialakulásának összehasonlítására a merev és nem merev rögzítés két területén: a lumbális és a nyaki gerincszakaszon folytattunk kutatásokat az érintett szegmentumok mozgásának hosszútávú nyomonkövetésével.

1.1.1. Mozdásanalízis Spinal Mouse mérőeszközzel

A kutatás során a lumbális fúziós műtétekhez kapcsolódó szomszédos szegmentum szindrómával foglalkoztunk.

A kutatás kezdeti fázisában elővizsgálatokat végeztünk Spinal Mouse mérőeszközzel. Meghatároztuk a csigolyák egymáshoz viszonyított helyzetét, a súlyvonal helyzetét, a lordosis és khyphosis szögeit a fiziológiai mozgásfajták, vagyis az egyenes állás, az előre-hátrahajlás és az oldalirányú mozgások véghelyeiben.

Az első elővizsgálati csoportokat 120 fő műtött beteg és 20 fő egészséges kontrollcsoport alkotta. A vizsgálatot műtét előtt, műtét után 6 hónappal és 12 hónappal végeztük. Megállapítottuk, hogy a nem panaszos betegek esetén a műtét után 12 hónappal a gerinc mozgásképesége megegyezett a kontroll csoport értékeivel, míg a panaszos betegek esetén csökkent mozgásképeséget észleltünk.

A második elővizsgálati csoportot 13 fő alkotta, akiknél 3 évvel korábban az L5-S1 szegmentum műtéti merev fúziója történt, és állandó derékfájdalomra panaszkodtak. Morfológiai elváltozást és idegi érintettséget nem találtunk náluk. Megállapítottuk, hogy a műtött alatti és feletti szegmentumok mozgástartomány, a lordosis és kyphosis szögek mozgástartomány szignifikánsan nagyobb volt, mint az egészséges értékek. Az eltérések már olyan mértékűek voltak, amelyek a fájdalom előidézői lehettek. Megállapítottuk, hogy a Spinal Mouse mérőeszközzel végzett mozgásvizsgálattal a korai elváltozások jól felismerhetők.

A harmadik elővizsgálatban a merev és a nem merev rögzítés szomszédos szegmentumra gyakorolt hatásának összehasonlítására 23 fő merev és 25 fő mozgásmegtartó rögzítéssel stabilizált betegből álló csoportokat vizsgáltunk. Az eredmények a szomszédos szegmentum szindróma megjelenése mellett a gyógyulás fokaként definiálható ún. sagittalis balance (SB, oldalirányú harmonikus gerincgörbületek), és egy újonnan bevezetett, gyógyulást minősítő tényező, az ún. thoracalis korrekciós kapacitás (TCC, a háti gerincszakasz korrekciós tartománya) megjelenését bizonyították.

A fenti elővizsgálatok után 2011 júniusában széleskörű kutatást indítottunk el. Randomizáltan 49 monosegmentalisan operált, 24 merev és 25 nem merev rögzítéssel stabilizált beteget válogattunk

be. 3, 6, 12 és 24 hónapos kontrollt terveztünk, mivel a szomszédos szegmentum szindróma megjelenése a tapasztalatok szerint a műtét után 1,5 - 2 évre tehető. A kontroll során a gerinc mozgástartományát Spinal Mouse műszerrel és funkcionális rtg felvételekkel vizsgáltuk. A patológia és a mozgástartomány összevetésére kiegészítő MR és CT vizsgálatok is történtek. A betegek állapotát validált állapotfelmérőkkel rögzítettük.

2013 elején az egyéves kontrollok lezárultak, és a szomszédos szegmentumokban sem Spinal Mouse-szal, sem rtg, CT, MR képalkotókkal szignifikáns romlást nem találtunk a preoperatív állapothoz képest.

2014 elején a kétéves kontrollok is lezárultak. Ennek során a fúziós betegeknél a szomszédos szegmentum szindróma megjelenését diagnosztizáltuk, és a sagittalis balance és a thoracalis korrekciós kapacitás mellett az Spinal Mouse mérőeszköz egyéb paramétereit is feldolgoztuk (lumbalis lordosis változása, inklináció és medencebillenés).

Következtetések:

1. Merev fúziós műtét után az érintett szomszédos szegmentumok mozgástartománya szignifikánsan nagyobb az egészséges értékeknél, mozgásmegtartó műtét esetén kevésbé.
2. A merev fúzió biomechanikai kísérőjelensége a szomszédos szegmentumok túlmozgásának növekedése, ami a műtött szegmentum mozgáshiányát kompenzálja.
3. Lumbális fúziónál axiális nyomásra két alapvető kompenzációs mechanizmus alakul ki: a spinalis (gerinc) kompenzáció, azaz a thoraco-lumbalis (háti-ágyéki) balance kapacitás, és az alsóvégtagi kompenzáció, azaz a csípő-térd flexiós tartás. A kettő együttes jelenléte szignifikánsan minimális.
4. A mozgásmegtartó műtét a szomszédos szegmentum szindróma kialakulásának esélyét csökkenti.

Az eredmények alapján jelenleg egy PhD értekezés készül. Ennek első fázisában eddig – az orvosoknál megszokott módon – az eredmények kongresszusokon való bemutatása történt meg, a külföldi folyóiratokban megjelenő cikkek készítése folyamatban van.

1.1.2. Radiológiai mozgásanalízis

A kutatás során a nyaki fúziós műtétekhez kapcsolódó szomszédos szegmentum szindrómával foglalkoztunk.

2011-ben adatbázist hoztunk létre a 2003 és 2011 között nyaki fúziós műtéten átesett betegek retro és prospektív vizsgálatára. A vizsgálat célja a szomszédos porckorongok magassága és a szegmentumok mozgásterjedelme (előre/hátra és oldalirányú hajlás) műtét utáni változásának a vizsgálata volt merev fúziós és mozgásmegtartó (porckorong protézis beültetése) stabilizálás esetén. A vizsgálatba 11 fúziós és 17 mozgásmegtartó műtéten átesett beteget vontunk be. A mérések Swisstray típusú digitális rtg készüléken történtek. A rtg felvételeken a műtöttel szomszédos porckorong magasságát és a szegmentum mozgástartományát mértük. A méréseket a műtét előtt, közvetlenül a műtét után, majd azt követően 3, 6, és 12 hónappal, azután évente végeztük.

Következtetések:

1. Műtét után a szomszédos szegmentumokban a porckorong magassága mind a két csoportban csökkent, a mozgásmegtartó műtétek esetén kevésbé.
2. A szomszédos szegmentum mozgásterjedelme nagyobb mértékben változik a merev fúziót követően, mint a mozgásmegtartó műtét után.
3. A szomszédos szegmentumban a degeneratív folyamatok kifejezettebbek a merev fúziót követően.
4. A mozgásmegtartó műtéti technika a szomszédos szegmentum szindróma kialakulásának gyakoriságát csökkenti.

1.2. A szomszédos szegmentum szindróma vizsgálata végeelem-módszerrel

A cél a merev fúzióval szomszédos porckorongok károsodási folyamatainak numerikus szimulációja volt. A modellt ANSYS rendszerben fejlesztették ki.

A kutatás első fázisában a károsodás modellezését a porckorong degenerációs folyamatainak modellezésére korábban kifejlesztett végeelemes szegmentum-modellünkön végeztük, amelyet tovább finomítottunk. A porckorong annulus rétegeinek a számát 3-ról 6-ra növeltük, a nucleust 2 rétegből építettük össze. Az annulus szálerősítésének modellezésénél a testelemekbe beágyazott osztott paraméterű szálerősítést vettünk figyelembe, amely megkívánta az annulus rétegek speciális hálózási technikáját. Numerikus kísérleteket végeztünk az annulus szálerősítésének osztott paraméterű modelljével. A nucleus és az annulus mátrix anyagmodelljeként kísérleti futtatásokat végeztünk 2 paraméteres Mooney-Rivlin típusú hiperelasztikus anyagmodellel. A számítások azt mutatták, hogy numerikusan stabil eredményeket akkor kapunk, ha az elmozdulásmező mellett az elemen belül a hidrosztatikus nyomást is approximáljuk, eggyel alacsonyabb rendben közelítve, mint az elmozdulásmezőt. A kisizületeknél a sík felületről áttértünk a görbült felületekre, és megoldottuk a kisizületi folyadék és a szalagok nemlineáris hatásának figyelembevételét is. Ez utóbbit törtkarakterisztikájú, csak húzás felvételére alkalmas rugóelemekkel vettük figyelembe. Összeállítottuk a multisegmentális modellt, amely három szegmentum összecsisztatásából áll: négy csigolya és három porckorong alkotja.

A finomított multisegmentális modell segítségével futtatásokat végeztünk egészséges és a fúzióval elmerévített középső porckorong esetén fiziológiai teher. 1000 N nyomóerő és 15 Nm sagittális hajlítónyomaték mellett. Azonos erőtehernél a merev fúzióval a teljes mozgástartomány mintegy 35%-kal csökkent, a szélső porckorongokban az összenyomódás és a nyomási alakváltozás ugyancsak csökkent, a külső annulus maximális szálfeszültségei mintegy 20%-kal csökkentek, miközben a porckorongban ébredő nyomófeszültségek alig változtak. Ha viszont az egészségeskel azonos mozgásmintát mint terhelést alkalmazzuk az elmerévített középső porckorong melletti gerincszakaszon, akkor 1000 N nyomás esetén a 15 Nm helyett 24 Nm hajlítónyomaték okoz az egészségeskel azonos teljes mozgástartományt, és ekkor a szélső porckorongok összenyomódása jelentősen megnő, nyomófeszültségei 25%-kal, az annulus szálerői 53%-kal nőnek, ami a szélső porckorongok degenerációjához vezet.

Következtetések:

1. Az egészségesnek megfelelő mozgásminta mint teher hatására műtött szegmentum mozgástartománya jelentősen csökken, míg az azzal szomszédos szegmentumoké jelentősen nő, ami a korábbiakhoz képest eltérő feszültségi állapotot és megnövekedett feszültségértékeket eredményez.
2. A szomszédos porckorongok merev fúziót követő degenerációját az okozza, hogy a műtött beteg a napi tevékenysége során a korábbi mozgásmintáit igyekszik követni, (pl. ugyanúgy lehajol egy leesett tárgyért), ami a szomszédos porckorongokban a korábbiaknál jóval nagyobb deformációt és feszültségeket idéz elő.

Az eredményekről készülő folyóiratcikk előkészítés alatt áll.

2. Csontcement távtartóval stabilizált szegmentum teherbírás-vizsgálata (PEEK távtartó és PMMA cement távtartó összehasonlító mechanikai vizsgálata)

A porckorong degenerációja legtöbbször a csigolyák csontritkulásával társul, ahol a hagyományos távtartók erősen besüllyednek a csontritkulásos csigolyákba, újabb panaszokat előidézve. A sikerrel alkalmazott új műtéti eljárás lényege, hogy a hagyományos PEEK távtartó helyett PMMA csontcement befecskendezésével alakítanak ki távtartót, amely nagyobb felületen és pontosabban fekszik fel a csontritkulás miatt szabálytalan alakúvá deformálódott véglemezre, csökkentve ezzel az

aránytalan feszültségeloszlást és a besüllyedést. A kutatás célja az új műtéti eljárás biomechanikai igazolása volt a két módszer összehasonlítása révén in vitro nyomókísérletekkel és végelem-módszerrel.

2.1. A kétféle műtéti eljárás összehasonlítása nyomókísérlettel

A kísérleti mintadarabok elkészítéséhez megfelelő számban be kellett szereznünk humán cadaver lumbális gerinceket. Megkerestük azt a céget, amely cadaver lumbális gerincek szakszerű elkülönítését, kivételét, preparálását, csomagolását, tárolását, folyamatos, kellő hőmérsékletű hűtését, és az általunk kért helyszínre való szállítását, a kísérlet befejeztével az elszállítását, valamint krematóriumban történő kegyeleti megsemmisítését és elhelyezését elvégzi a megfelelő adminisztrációval együtt.

Az így beszerzett 15 darab lumbális gerincből kinyertünk 30 darab, egyenként két csigolyából és a közöttük lévő porckorongból álló gerinc-szegmentumot.

Ezt megelőzően a laboratóriumi lehetőségek mérlegelésével megterveztük a kísérleti mintadarabok befogási viszonyait és peremfeltételeit, valamint a lehetséges mérési eljárásokat. Próbaméréseket végeztünk formalinozott csigolyákon cementes távtartó és transpediculáris csavaros rögzítés kialakítását követően. Megállapítottuk, hogy a törőgéphez való befogáshoz a meglévő rögzítő szerkezet csigolyákhoz nem alkalmas, továbbá, hogy a csigolyák csavaros rögzítése mellett nem tudjuk a cement-csont érintkezési felület mechanikai tulajdonságait elemezni. Ezért a mintadarabok műgyantába való ágyazása mellett döntöttünk, és a csavaros rögzítést elvetettük. Beszereztük a cementes távtartók kialakításához szükséges műgyantát és csontcementet, elkülönítettük a preparáláshoz szükséges laboratóriumi helyiséget, beszereztük az alkalmas műtéti eszközöket, valamint egy megfelelő tárolási kapacitással rendelkező mélyhűtőt.

A 30 darab lumbális gerinc-szegmentum egyik felét a hagyományos PEEK távtartóval, a másik felét az új műtéti eljárással PMMA csontcement távtartóval stabilizáltuk. A mintadarabokat a két csigolya külső véglemezénél alul és felül mintegy 10 mm vastag műgyanta ágyazatba rögzítettük. Az ágyazati síkok CT-képen való láthatósága érdekében azok alsó és felső síkjait síkonként 3-3 darab üvegyönggyel jeleztük.

A mintadarabokról háromszor, operáció előtt, operáció után, majd a laboratóriumi törésvizsgálat után QCT-rétegfelvételeket készítettünk (Quantitative Computed Tomography). A CT rétegfelvételek kalibrációs fantomja segítségével a szűrkeskála Hounsfield (HU) értékeit csontsűrűség (vBMD, volumetric Bone Mineral Density) értékekké konvertáltuk. Továbbá a pre-op, post-op és a törés utáni CT rétegfelvételek alapján lemértük a szegmentum alkotóelemeinek morfológiai paramétereit, valamint a törés utáni CT-felvételek alapján megállapítottuk a tönkrementeli látható jeleket, törésképeket. Próbatestenként mintegy 20 mérést végeztünk.

A mintadarabokat -20°C hőmérsékleten tároltuk, és a töréspróba előtt mintegy 6 órával kiolvasztottuk.

A törésvizsgálat során az ágyazati rétegek külső síkjain elmozdulás-vezérelt egytengelyű nyomóterhet alkalmaztunk 5 mm/perc sebességgel. A mintadarabok teher-elmozdulás görbéit rögzítettük, amelynek alapján megállapítottuk a törőterhet, a törési elmozdulást, a rugalmas merevséget, az arányossági terhet és elmozdulást. Az eredményeket statisztikailag értékeltük. E mechanikai jellemzők biomechanikai paramétereiktől való függőségét, azokkal fennálló korrelációját is megvizsgáltuk. Ennek során megállapítottuk a törőtehernek, a merevségnek és a besüllyedésnek nemmel, életkorral, regionális csontsűrűségekkel, centrális és subcorticalis csigolyaterületekkel, alsó, felső és középső

csigolyamagasságokkal, csigolyatérfogatokkal, továbbá a távtartók magasságával és érintkezési területeivel, végül a mintadarabok ágyazási vastagságával való összefüggését, valamennyit szembeállítva a kétféle műtéti megoldás szempontjából.

Következtetések:

- 1) A kétféle műtéti eljárás teher-elmozdulás görbájének alakja különböző. A cement távtartónál a görbe meredekebben indul, rövidebb lineáris szakasszal, és a tetőpont környezetében laposabb és terjedelmesebb, míg a PEEK távtartónál, amely laposabban indul, hosszabb lineáris szakasszal, és a tetőpont környezetében hegyes, és hirtelen levág. A tetőpont mindkét műtéti eljárásnál megközelítőleg azonos magasságban van.
- 2) A törőteher a kétféle műtétnél lényegében azonos, azonban a cementezett szegmentumok merevsége több mint a kétszerese, deformációja mintegy 60%-a a hagyományos PEEK távtartósokénak.
- 3) A PEEK távtartós modellek törőereje szignifikáns erős pozitív korrelációban áll a csigolyák csontminőségével, míg a cementezettéké nem.
- 4) A PEEK távtartós modellek törőereje szignifikáns erős pozitív korrelációban áll a szegmentum rugalmas merevségével, míg a cementezettéké nem.
- 5) A cement-távtartós modellek rugalmas merevsége szignifikáns erős negatív korrelációban áll a törési elmozdulásokkal, míg a PEEK távtartósoké nem.
- 6) Bebizonyítottuk, hogy a PEEK távtartó a csonttrikulációs csontba besüllyed, minél nagyobb a csigolya keresztmetszete, annál inkább. A cementezettéknél ez nem tapasztalható.
- 7) Kimutattuk, hogy a gyengébb csont nem hátrány, ha cement-távtartót alkalmazunk, sőt bizonyos csontsűrűségi érték alatt a cementezés magasabb nyomási teherbírást eredményez, mivel a cement behatol a porotikus csont üregeibe mintegy konglomerátumot képezve, ezáltal nagyobb és egyenletesebb teherátadási zóna alakul ki, elkerülve a feszültségcsúcsokat és az aránytalan besüllyedéseket.
- 8) Bevezettük az ún. kritikus csontsűrűség fogalmát, amely alatt a hagyományos PEEK távtartót nem ajánlatos alkalmazni.
- 9) A bármely CT denzitási értéknél tapasztalt kétszeres nyomási ellenállás egyértelműen a cementezés mellett szól.

Az eredmények alapján jelenleg egy PhD értekezés készül. Az eredmények kongresszusokon való bemutatása megtörtént, és hazai folyóiratcikk is készült. Az eredmények a szakma mértekadó nemzetközi folyóirataiban való megjelentetése jelenleg van folyamatban, egy cikk benyújtás előtt áll.

2.2. A kétféle műtéti eljárás összehasonlítása végeelem-módszerrel

Elkészítettük a hagyományos PEEK távtartóval és a PMMA cement távtartóval stabilizált szegmentumok legtöbbjének QCT kép alapú próbatest-specifikus végeelemes modelljét. A QCT kép alapú próbatest-specifikus végeelemes modellezés lépései az alábbiak voltak.

- 1) A pre-op CT kép feldolgozása. Képelemző szoftver segítségével az alábbi térfogatokat különítettük el: a felső csigolya, az alsó csigolya, a porckorong annulus és nucleus részei, a hátulsó nyúlványok közötti kisízületi porc réteg, végül a beágyazó műgyanta rétegek.
- 2) A post-op CT kép feldolgozása. A felvételt a pre-op kép koordináta rendszerébe transzformáltuk térbeli képregisztráció segítségével, a pre-op modellhez képest az alábbi módosításokkal: (a) a csigolyák hátulsó nyúlványiból a cementezés miatt eltávolított részek a modellben is törlésre ke-

rültek; (b) az előregyártott távtartókat és a porckorongba fecskendezett cement távtartók térfogatát definiáltuk, mely a kitöltött porckorong-részeket helyettesítette.

- 3) A végelelemes hálózat felvétele. Az egyes térfogatókat tetraéder elemekkel hálóztuk be.
- 4) Az anyag definiálása. Az egyes szöveteket képviselő térfogatókhoz anyagi tulajdonságokat rendeltünk az irodalomból vett és saját kísérletek alapján meghatározott adatok alapján. Próbaméréseket végeztünk az e célra készített cement és műgyanta henger mintadarabokon, és meghatároztuk azok rugalmassági modulusait. A távtartók, a porckorong és az ágyazat esetén izotrop, lineárisan rugalmas tulajdonságokat feltételeztünk. A kortikális és a szivacsos csont inhomogenitását a CT szűrkeskála alapján definiáltuk. A CT-képek kalibrációs fantomja segítségével a Hounsfield-féle denzitási értékeket (HU) csontsűrűség (volumetric Bone Mineral Density: vBMD) értékekké konvertáltuk és az egyes elemekhez a helyi vBMD értékek alapján rendeltünk anyagi paramétereket. A csont károsodásának szimulálására anizotrop rugalmas-képlékeny anyagmodellt használtunk, melyben a rugalmassági modulusot és a folyási határt egyaránt a HU-érték és a vBMD függvényében adtuk meg. Ily módon egy-egy csigolya inhomogén csontállományát mintegy 250-300 féle különböző anyaggal adtuk meg.
- 5) Peremfeltételek meghatározása. A befogási viszonyokat az ágyazási műgyanta rétegek külső felületén, a befogópofa által meghatározott szakaszokon a valóságnak megfelelően vettük fel.
- 6) A terhek megadása. A terheket a töréstesztnél alkalmazott terhelési körülményekkel azonosnak vettük, azaz az ágyazati rétegek külső síkjain elmozdulás-vezérelt egytengelyű nyomást definiáltunk.

A modellek validálására a numerikus szimuláció eredményit a szegmentumok valós töréstesztjeinek az eredményivel vetettük össze. Abacus és ANSYS szoftverrel végeztük a futtatásokat. Végelelemes animációval vizsgáltuk a tönkrementeli folyamat térbeli és időbeli lejátszódását.

Következtetések:

- 1) A numerikus szimuláció a kísérleti eredményeket igazolta.
- 2) A szimulációk a kvantitatív eredményeken túl rendkívül fontos kvalitatív eredményekkel szolgáltak a csontritkulásos csigolyák tönkrementeli mechanizmusára vonatkozóan a kétféle távtartó-típus esetén.
- 3) A PEEK spacernél a képlékeny károsodás a spacer érintkezési felülete környezetében alakul ki, ahol a spacer „mint kés vajba” besüllyed a véglemezbe és a szivacsos csontba. A cement távtartónál a képlékeny tönkrementel távolabb, a csigolyák középső síkjában terjedelmesebb eloszlással jelentkezik.
- 4) Kimondhatjuk, hogy a PEEK spaceres tönkrementel lokális nyírás jellegű, míg a cement távtartós tönkrementel globális nyomás jellegű károsodás.
- 5) Végelelemes numerikus szimulációval a károsodási folyamatok térben és időben is nyomon követhetők, és az egyes távtartó kialakítások előnyeinek és hátrányainak mélyrehatóbb vizsgálata végezhető el.

Az eredmények alapján jelenleg egy PhD értekezés készül. Az eredmények kongresszusokon való bemutatása megtörtént, és hazai folyóiratcikk is készült. Az eredmények a szakma mértékadó nemzetközi folyóirataiban való megjelentetése folyamatban van.

2.3. Az ágyazati peremfeltételek hatásának vizsgálata

A végelelemes szimulációk során felmerült a gyanú, hogy az ágyazat vastagsága befolyásolhatja az eredményeket. Erre vonatkozóan numerikus kísérleteket végeztünk az általunk bevezetett ún. szeletelő módszerrel. A szimulációhoz az eredeti, egységesen mintegy 10 mm-es ágyazati vastagságot fokozatosan leszeleteltük a modelltől egészen az ágyazat eltüntetéséig, és a vonatkozó állapotjellemzőket a szeletvastagságok függvényében ábrázoltuk. Ezen túlmenően a tönkrementeli mechanizmust a képlékeny alakváltozások térbeli és időbeli változásának animációjával is elemeztük.

Következtetések:

1. Az ágyazási rétegvastagságok fokozatos csökkentése a teherbírás és a merevség fokozatos csökkenését eredményezte minden terhelési fokozatban.
2. A képlékeny tönkremeneteli zóna az ágyazat vastagságától függően a helyzetét változtatta a cementes modellnél, ahol az alsó csigolyából a felsőbe vándorolt, míg a PEEK távtartónál változatlanul a spacer érintkezési felületeinél maradt.
3. Az ágyazat vastagságát nem szabad figyelmen kívül hagyni a laboratóriumi törésvizsgálatok eredményeinek értékelésénél, illetve ügyelni kell arra, hogy a vizsgálandó mintadaraboknál az ágyazat vastagsága állandó legyen.

Az eredményekről már készült hazai folyóiratcikk, és egy további nemzetközi folyóiratba szánt cikk előkészítés alatt áll.

3. Csontritkulásban megroppant, új cementezési eljárással megerősített csigolyák teherbírás-vizsgálata **(vertebroplastica és kyphoplastica összehasonlító mechanikai vizsgálata)**

A csontritkulás miatt megroppant csigolyák hagyományos megerősítési módja a csigolyák cementtel történő feltöltése, az ún. vertebroplastica. Ennek káros mellékhatása, hogy a nyomás következtében a cement a környező szövetekbe is behatol. Az utóbbi időben kifejlesztett új cementezési technika, az ún. kyphoplastica során a megroppant csigolyába egy ballont helyeznek, azt felfújják, majd kihúzzák, és az így kialakított gömb-alakú üregbe a cementet benyomják. Így a cement a számára előkészített üregben marad. A kutatás célja a két módszer széleskörű biomechanikai összehasonlítása volt in vitro nyomókísérletekkel és végelem-módszerrel.

3.1. A kétféle műtéti eljárás összehasonlítása nyomókísérlettel

A kísérleti mintadarabok elkészítéséhez megfelelő számban be kellett szereznünk humán cadaver lumbális gerinceket. Megkerestük azt a céget, amely cadaver lumbális gerincek szakszerű elkülönítését, kivételét, preparálását, csomagolását, tárolását, folyamatos, kellő hőmérsékletű hűtését, és az általunk kért helyszínre való szállítását, a kísérlet befejeztével az elszállítását, valamint krematóriumban történő kegyeleti megsemmisítést és elhelyezést elvégzi a megfelelő adminisztrációval együtt.

Az így beszerzett 24 darab lumbális gerincből kinyertünk 101 darab kísérletre alkalmas lumbális csigolyát.

Ezt megelőzően a laboratóriumi lehetőségek mérlegelésével megterveztük a kísérleti mintadarabok befogási viszonyait és peremfeltételeit, valamint a lehetséges mérési eljárásokat. Próbaméréseket végeztünk formázott csigolyákon és megállapítottuk, hogy a törőgéphez való befogáshoz a meglévő rögzítő szerkezet csigolyákhoz nem alkalmas, ezért a mintadarabok műgyantába való ágyazása mellett döntöttünk. Beszereztük a cementes távtartók kialakításához szükséges műgyantát és csontcementet, és elkülönítettük a preparáláshoz szükséges laboratóriumi helyiséget, beszereztük az alkalmas műtéti eszközöket, valamint egy megfelelő tárolási kapacitással rendelkező mélyhűtőt.

A 101 darab lumbális csigolyát három részre osztottuk: 48 csigolyát vertebroplastica és 46 csigolyát kyphoplastica számára különítettünk el, továbbá 7 csigolyát meghagytunk operáció nélküli vizsgálatra. A mintadarabokat a két csigolya külső véglemezénél alul és felül átlagosan mintegy 4,5 mm vastag műgyanta ágyazatba rögzítettük. Az ágyazati síkokat a CT-képen való láthatóságuk érdeké-

ben síkonként 3-3 darab üvegyönggyel jeleztük. Mindkét műtétfajtánál ugyanannyi, azaz 3-3 ml PMMA csontcement került bipedikulárisan beinjektálásra.

Mivel az egyes gerincekből 4-6 darab csigolyát is ki tudunk nyerni, a kétféle műtetet célirányosan felváltva alkalmaztuk az adott gerincen, hogy a statisztikai összehasonlításnál a hatékonyság emelésére páros t-tesztet alkalmazhassunk. A töréspróba során a 94-ből 12 csigolyát az eredmények értékelhetetlensége miatt a további vizsgálatból ki kellett zárni, így végül 41-41 műtétpár, összesen 82 csigolya széleskörű összehasonlító elemzésére került sor.

A mintadarabokról háromszor, operáció előtt, operáció után, majd a laboratóriumi törésvizsgálat után QCT-rétegfelvételeket készítettünk (Quantitative Computed Tomography). A CT rétegfelvételek kalibrációs fantomja segítségével a szürkeskála Hounsfield (HU) értékeit csontsűrűség (volumetric Bone Mineral Density: vBMD) értékévé konvertáltuk. Továbbá a pre-op és post-op CT rétegfelvételek alapján lemértük a szegmentum alkotóelemeinek biomechanikai paramétereit, a post-op és a törés utáni CT-felvételek alapján megállapítottuk a maradandó morfometriai különbségeket és a törés utáni tönkremeneteli jeleket. Egy-egy mintadarabon mintegy 50 mérést végeztünk.

A mintadarabokat -20°C hőmérsékleten tároltuk, és a töréspróba előtt mintegy 6 órával kiolvasztottuk.

A törésvizsgálat során az ágyazati rétegek külső síkjain elmozdulás-vezérelt egytengelyű nyomóterhet alkalmaztunk 5 mm/perc sebességgel. A mintadarabok teher-elmozdulás görbéit rögzítettük, amelynek alapján megállapítottuk a törőterhet, a törési elmozdulást, a rugalmas merevséget és az arányossági terhet és elmozdulást.

Az eredményeket statisztikailag értékeltük, összehasonlítva a teljes állományt, majd elkülönítve a felső és az alsó lumbális gerincszakaszt, továbbá kétféle életkori szakaszt: 50-65 és 66-95 év közötti csoportokat. A teljes állományra vonatkozóan páros t-tesztet végeztünk, ami lehetőséget adott a pontosabb összehasonlításra. Az egyes mechanikai jellemzők biomechanikai paraméterekkel való korrelációját is megvizsgáltuk. Ennek során megállapítottuk a törőtehernek, a merevségnek és az összenyomódásnak a nemmel, életkorral, a regionális csontsűrűségekkel, a centrális és subcorticalis csigolyaterületekkel, a corticalis és sagittális szélső és középső csigolyamagasságokkal, az alsó, felső és középső csigolyaszélességekkel, a csigolyatérfogatokkal, továbbá a cement elhelyezkedésével, véglemezektől való távolságával, végül a mintadarabok ágyazási vastagságával való összefüggését, annak korrelációját és szignifikanciáját, valamennyit szembeállítva a kétféle műtéti megoldás szempontjából.

Következtetések:

1. A kétféle műtéti eljárás teher-elmozdulás görbéjének alakja nem mutatott lényeges különbséget.
2. A törőteher 4%-kal kisebb, a rugalmas merevség 16%-kal kisebb, a deformáció pedig 11%-kal nagyobb a kyphoplasticánál, mint a vertebroplasticánál, a különbségek szignifikánsak.
3. A törőteher mindkét csigolyafeltöltési eljárásnál szignifikáns moderált vagy erős pozitív korrelációban állt a csigolyák morfometriai adataival, a területekkel, magasságokkal és a térfogattal.
4. A törőteher mindkét csigolyafeltöltési eljárásnál szignifikáns erős pozitív korrelációban állt a feltöltött csigolyák rugalmas merevségével.
5. A feltöltött csigolyák rugalmas merevsége mindkét műtéti eljárásnál szignifikáns negatív korrelációt mutatott az életkorral.

6. A feltöltött csigolyák rugalmas merevsége mindkét műtéti eljárásnál szignifikáns pozitív korrelációt mutatott a csigolyák morfometriai adataival.
7. A csigolyák mechanikai viselkedése, stabilitása szempontjából a vertebroplastica előnyösebbnek mondható, itt a cement egyenletesebben oszlik el a porotikus csontban, ami a nagyobb merevséget és a kisebb deformációkat okozza.

Az eredmények kongresszusokon való bemutatása megtörtént, és hazai folyóiratcikk is készült. Az eredmények a szakma mértékadó nemzetközi folyóirataiban való megjelentetése jelenleg van folyamatban, a vonatkozó cikk benyújtás előtt áll.

3.2. A kétféle műtéti eljárás összehasonlítása végeelem-módszerrel

Megtörtént a hagyományos vertebroplastica és az új kyphoplastica útján feltöltött csigolyák egy részének QCT kép alapú próbatest-specifikus végeelemes modelljének elkészítése. A QCT kép alapú próbatest-specifikus végeelemes modellezés lépései az alábbiak voltak.

- 1) A pre-op CT kép feldolgozása. Képelemző szoftver segítségével az alábbi térfogatokat különítettük el: a csigolya a nyúlványok nélkül és a beágyazó műgyanta réteg a beágyazott üveggyöngyök segítségével.
- 2) A post-op CT kép feldolgozása. A felvételt a pre-op kép koordináta rendszerébe transzformáltuk térbeli képregisztráció segítségével.
- 3) A végeelemes hálózat felvétele. Az egyes térfogatokat tetraéder elemekkel hálóztuk be.
- 4) Az anyag definiálása. Az egyes szöveteket képviselő térfogatokhoz anyagi tulajdonságokat rendeltünk az irodalomból vett és saját kísérletek alapján meghatározott adatok alapján. Próbaméréseket végeztünk az e célra készített cement és műgyanta mintadarabokon, és meghatároztuk azok rugalmassági modulusait. Az ágyazat esetén izotrop, lineárisan rugalmas tulajdonságokat feltételeztünk. A csigolyák kortikális és szivacsos csontja, továbbá a befecskendezett cement inhomogenitását a CT szürkeskála alapján definiáltuk, ahol a cement egyértelműen elkülöníthető volt. A CT-képek kalibrációs fantomja segítségével a csontanyag esetén a Hounsfield-féle denzitási értékeket (HU) csontsűrűség (vBMD) értékekké konvertáltuk és az egyes elemekhez a helyi vBMD értékek alapján rendeltünk anyagi paramétereket, míg a cement esetén az általunk kapott anyagállandókkal dolgoztunk. A csont károsodásának szimulálására anizotrop rugalmas-képlékeny anyagmodellt használtunk, melyben a rugalmassági modulust és a folyási határt egyaránt a HU-érték és a vBMD függvényében adtuk meg. Ily módon egy-egy csigolya csont-és cementállományát mintegy 250-300 féle különböző anyaggal adtuk meg.
- 5) Peremfeltételek meghatározása. A befogási viszonyokat az ágyazási műgyanta rétegek külső felületén, a befogópofa által meghatározott szakaszokon a valóságnak megfelelően vettük fel.
- 6) A terhek megadása. A terheket a töréskeresztnél alkalmazott terhelési körülményekkel azonosnak vettük, azaz az ágyazati rétegek külső síkjain elmozdulás-vezérelt egytengelyes nyomást definiáltunk.

A modellek futtatása, valamint az eredmények értékelése jelenleg még folyamatban van. A késedelem oka egyrészt a rendkívüli futási idő-igény, másrészt a munkát végző személy külföldi munkavállalása és egzisztenciális gondjai. A munka befejezése egy éven belül várható.

4. Konzervatív terápiaik biomechanikai vizsgálata

A műtéti beavatkozások megelőzésében igen fontos szerepe van a konzervatív terápiaiknak, amelyek célja a felborult izomegyensúly helyreállítása, a kóros mozgások mérséklése, a megfelelő tartás kialakítása és a fájdalom megszüntetése. Szükségessé vált annak biomechanikai elemzése, hogy van-e kimutatható előnye, vagy esetleges kockázata egy-egy konzervatív terápiaiknak.

4.1. A gyógytorna hatásának vizsgálata mozgásanalízissel

A mozgásanalízist alkalmazó vizsgálat célja annak kimutatása volt, hogy mennyire közelíthető meg az egészséges mozgásmintázat gyógytornával a beteg eredeti állapotát figyelembe véve. A mozgásvizsgálatot Zebris CMS-HS típusú egyedi érzékelős ultrahang-alapú mozgásvizsgáló rendszerrel végeztük.

4.1.1. A Zebris ultrahang-alapú gerincvizsgáló rendszer hitelesítése, alkalmazhatósága

A vizsgálat célja annak megállapítása volt, hogy milyen korreláció van az ultrahangos vizsgálat és a sugárterheléssel járó röntgen vizsgálatok eredményei között a mozgásminták vonatkozásában, hogy az invazív módszer kiváltható legyen a nem invazív módszerrel. A hitelesítés két lépésből, a megismétlési pontosság meghatározásából és a mérési eredmények más elfogadott rendszerrel kapott eredményekkel való összehasonlításából áll.

A Zebris CMS-HS típusú egyedi érzékelős ultrahang-alapú gerincvizsgáló módszer megismétlési pontosságát a vizsgálatba bevont egészséges gyermekekből véletlenszerűen kiválasztott 34 gyermek esetén határoztuk meg. Az első vizsgálatot 25 perc elteltével, majd egy hét múlva ismételtük meg. A hagyományos röntgennel és az ultrahang-alapú gerincvizsgáló módszerrel kapott eredmények összehasonlításához 34 kisfokú gerincferdülésben szenvedő gyermekeken végzett időszakos röntgenvizsgálat eredményeit használtuk. A gyermekeken Zebris CMS-HS műszerrel ugyanazokat a mozgásmintákat mértük, majd a rtg felvételeken a klasszikus Cobb módszerrel és a Zebris ultrahang-alapú mérési eszközzel meghatározott kyphosis és lordosis szögek közötti korrelációt vizsgáltuk.

Következtetések:

- 1) Mind a 25 perc, mind az egy hét elteltével megismételt mérések eredményekből számított szögértékek között szignifikáns eltérés nem volt, az eredmények korrelációja erős volt. A kétféle vizsgálat eredményei alapján kimondtuk, hogy az ultrahang-alapú gerincvizsgáló módszer megismétlési pontossága megfelelő.
- 2) A Zebris ultrahang-alapú rendszerrel mért eredményből számított szögértékek erős korrelációt mutattak a RTG felvételeken mért értékekkel. Ennek alapján kimondtuk, hogy a Zebris CMS-HS ultrahang-alapú gerincvizsgáló eszköz a sugárterheléssel járó röntgenfelvételeket helyettesítheti.

4.1.2. A gyógytorna hatásának vizsgálata kisiskolás gyermekeken mozgásanalízissel

A gyermekek fejlődése során három olyan időszak van, amelyekben kifejezetten gyors növekedés tapasztalható (6-24 hó, 5-8 év, 11-14 év). Ezekben az időszakokban a gerinc deformitások kialakulásának fokozott kockázata van, amikor a növekedés folyamatát, és a gerinc alakjának változását szűrővizsgálattal ajánlott figyelemmel kísérni. Gyermekek szűrővizsgálatainál és bármilyen ellenjavallat esetén a sugárterheléssel járó röntgenfelvétel szóba sem jöhet, ekkor nem-invazív vizsgálati lehetőségek közül kell választani. Erre alkalmas a Spinal Mouse mellett az ultrahang-alapú ZEBRIS gerincvizsgáló eszköz.

Az ötéves kutatás célja iskoláskorú gyermekek három betegcsoportjánál – a hanyagtartású, a lúdtalpas és kisfokú gerincferdülésben szenvedő gyermekeknél – a gerinc görbületeinek meghatározása és a gyógytorna hatásának vizsgálata volt, egészséges betegcsoporttal való összehasonlításban.

Az utánkövetéses vizsgálat 4 éven át, 2009-2013 között zajlott. A vizsgálatokat félévente végeztük. A vizsgálatba bevont 182 6-15 év közötti gyermek minden alkalommal ortopédiai elővizsgálaton vett részt, amelynek alapján történt a csoportok besorolása. A tövisnyúlványok térbeli koordinátáit természetes egyenes állás közben Zebris CMS-HS ultrahang-alapú mozgásvizsgáló rendszerrel határoztuk meg, amelyből a következő jellemzőket számítottuk:

- a háti kyphosis szögértéke, amely a T1 és T2, valamint a T11 és T12 háti csigolyák tövisnyúlványai által meghatározott egyenesek kiegészítő szöge a sagittalis síkban;
- a lumbális lordosis szögértéke, amely az L1 és L2, valamint az L4 és L5 lumbális csigolyák tövisnyúlványai által meghatározott egyenesek kiegészítő szöge a sagittalis síkban;
- a sagittalis és frontális síkú (oldalirányú) törzsdőlés, amely a C7 nyaki csigolya és az L5 lumbális csigolya tövisnyúlványai által meghatározott egyenes és a függőleges tengely által bezárt szög a sagittalis és frontális síkban.

A vizsgálatsorozat végére egészségeseknél 529, hanyag tartásúaknál 394, lúdtalpasoknál 332 és gerincferdüléssel betegeknek 239 vizsgálati eredmény állt rendelkezésünkre.

Következtetések:

- 1) Mindhárom betegcsoportnál, a hanyagtartású, lúdtalpas és gerincferdüléssel gyermekeknek mind a négy szögérték szignifikánsan eltért az egészséges csoport értékeitől.
- 2) A hanyagtartású és a lúdtalpas betegcsoport között a háti kyphosis és a lumbális lordosis szögeinél szignifikáns különbséget nem tudtunk kimutatni. A gerincferdüléssel gyermekeknek mind a négy szögérték szignifikánsan eltért a lúdtalpas csoport értékeitől, míg a hanyagtartású gyermekek eredményeihez viszonyítva szignifikáns eltérést csak az oldalirányú törzsdőlés szögében találtunk.
- 3) A hanyagtartású gyermekek gerincalakja sok esetben hasonlít a kisfokú scoliosisban szenvedő gyermekek gerincalakjára. Ez numerikusan is igazolja azt a feltételezést, hogy hanyagtartás súlyosbodása gerincferdülés kialakulásához vezethet.
- 4) A hanyagtartású és a gerincferdüléssel gyermekek esetén az éveken át végzett gyógytorna hatásának elemzése azt mutatta, hogy az intenzív, naponta végzett gyógytorna hatása 3-5 hónap után jelentkezik, és körülbelül 2 év után már nem mutatható ki szignifikáns eltérés az egészséges csoport eredményeitől.
- 5) Hanyagtartás és lúdtalp esetén fizikális vizsgálatokkal nem, de ultrahang-alapú mozgásvizsgálattal már kismértékű, de szignifikáns gerincgörbületi elváltozások mutathatók ki. Az intenzív (mindennapi) gyógytorna hatása 3-5 hónap múlva detektálható, míg az egészséges gerincalak eléréséhez általában 2 év szükséges.

4.1.3. Adatbank létrehozása kisiskolás gyermekek mozgásanalízise útján

Az ötéves kutatás célja iskoláskorú gyermekek esetén a gyógytornával való gyógyítás mellett a gerinc görbületeire vonatkozó adatbank létrehozása volt. Ezt az előző pontban ismertetett vizsgálatok alapján hoztuk létre.

Következtetések:

- 1) Mind a négy csoport (egészséges, lúdtalpas, hanyagtartású és gerincferdüléssel) esetén a statisztikai vizsgálatok azt mutatták, hogy életkortól és testmagasságtól függetlenül a fiúk és lányok négy vizsgált görbületének átlaga szignifikánsan eltér. Ennek alapján megállapítottuk, hogy külön adatbankot kell létrehozni a nemek szerint.
- 2) Az életkor hatásának vizsgálata esetén a nemek szerint eltérő eredményeket kaptunk. Egészséges lányok esetén az életkor a háti kyphosis és a lumbális lordosis szögértékeit szignifikánsan, míg a sagittális és oldalirányú törzsdőlés szögértékeit szignifikánsan nem befolyásolta, ugyanakkor egészséges fiúk esetén ez pont ellentétes volt. A három betegcsoport esetén az életkor egyik szög értékét sem befolyásolta szignifikánsan.
- 3) A testmagasság hatásának vizsgálata azt mutatta, hogy csak a háti kyphosis szögértéke esetén kaptunk ellentétes eredményt egészséges fiúk és lányok között. A testmagasság befolyásoló hatása azonban mindhárom betegcsoport esetén kimutatható volt, ezért a nemenkénti bontás mellett mind a négy szög értékének normáltartományát mind a négy csoport esetén (egészséges,

lúdtalpas, hanyagtartású és kisméretű gerincferdüléses) testmagasság szerinti csoportokban célszerű megadni.

Az eredmények kongresszusokon való bemutatása megtörtént, és két hazai folyóiratcikk is készült. Egy újabb cikk nemzetközi mértékadó folyóirathoz való benyújtása is megtörtént.

4.2. A súlyfürdő és a csonttrikulálás mechanikai kölcsönhatásának vizsgálata végelem-módszerrel

A csonttrikulálás hatásának elemzésére a kidolgozott végelemes szegmentum-modell felhasználásával numerikus paraméteranalízist végeztünk az anyagállandók változtatásával, öt életkori degenerációs fokozatban, továbbá az oszteoporózis figyelembevételével részletesen elemeztük a gerincszegmentum deformációs és feszültségi állapotát a tipikus súlyfürdőbeli terhelés, 1000 N indirekt és 50 N direkt súlyfürdős nyújtás hatására.

Következtetések:

- 1) Valamennyi vizsgált állapotváltozót figyelembe véve a szivacsos csont állapota a meghatározó. Ha a szivacsos csont egészséges marad, az öt életkori fokozatban a nucleusban 0, 1, 5, 17, 45%-kal, a belső annulusban 1-20%-kal nagyobb, míg a külső annulusban 1-30%-kal kisebb feszültségek keletkeznek, továbbá a porckorong centrális deformációja 2-40%-kal nagyobb, a külső pedig ugyanennyivel kisebb, mint az egyenletesen öregedő, csonttrikulálással járó modellben. Az annulus szálak hatása a fentiek terén bármely életkori fokozatban csupán 1-2%, míg a véglemező még ennél is kisebb.
- 2) Egészséges szivacsos csont esetén a porckorong és a véglemezek kötött egyenletes a teherátadás és a feszültségeloszlás. Csonttrikulálás esetén a teherviselő zóna a porckorong széle felé tolódik, ezért ekkor a véglemez szélein feszültségkoncentráció jelenik meg. A véglemezben keletkező maximális feszültség osteoporotikus esetben 3-5-szöröse az egészséges esethez tartozónak, amelynek nyilvánvaló oka, hogy a porotikus csont támasztó hatása lényegesen kisebb.
- 3) Egészséges csigolyacsont esetén a porckorong közepe nyúlik meg jobban, csonttrikulálásnál a széle. Egészséges csigolyacsont esetén a teljes gerinc-szegmentum megnyúlását a porckorong közepének megnyúlása határozza meg, azzal közel azonos értékű, mintegy 0.07 mm, csonttrikulálás esetén a gerinc-szegmentum megnyúlását a porckorong szélének a megnyúlása határozza meg, azzal közel azonos értékű, mintegy 0.1 mm. Ez több mint háromszorososa a porckorongközép csonttrikulálás esetén bekövetkező megnyúlásának, amely ekkor csupán mintegy 0.03 mm. Ezt tükrözi a porckorong megnyúlása az elülső és hátulsó hosszanti szalagoknál mérve: ezek teljes mértékben követik a gerincszegmentum egészének megnyúlását porotikus esetben;
- 4) A porckorong kontrakciójában nem mutatkozik szignifikáns különbség, de csonttrikulációs esetekben az mindig nagyobb, mint egészséges esetben.

Figyelembe véve, hogy a súlyfürdőben korábban végzett nagyszámú in vivo mérésünk szerint a 20 perces kezelés alatt a 60 év feletti többnyire csonttrikulációs betegek kezdeti rugalmas megnyúlásai 2x20 N extra súllyal átlagosan 0,23 mm-ről 0,55 mm-re növekedtek, kimondtuk, hogy a csonttrikulálás önmagában nem lehet akadály a súlyfürdő-kezelésnek. Azonban az extra súlyok alkalmazásával vigyázni kell, mert idős korban kis testsúly mellett a megnyúlások jelentős aránya származhat az extra súlyokból.

Az eredmények kongresszusokon való bemutatása megtörtént, és hazai folyóiratcikk is készült.

Kiegészítő megjegyzések

Tekintettel a szerteágazó, széles területet felölelő, nagy volumenű interdiszciplináris kutatásra, amelynek több altémájában

- több évig tartó utánkövetéses vizsgálatot végeztünk,
- minden előzmény nélkül cadaverekből magunk állítottunk ekő több mint 130 kísérleti mintadarabot, beszereztük az ehhez szükséges infrastruktúrát, eszközöket, és kikísérleteztük, majd kidolgoztuk az optimális módszereket,
- elvégeztünk csaknem 400 CT-vizsgálatot,
- megmértünk a CT-felvételeken mintegy 6000 adatot,
- elvégeztünk számos laboratóriumi mechanikai törésvizsgálatot, ezeket statisztikailag értékeltük,
- létrehoztuk mindenegybes mintadarab inhomogén, anizotrop, nemlineáris, rugalmas-képlékeny CT-specifikus egyedi végeelem-modelljét,
- numerikus szimulációkat végeztünk mintadarabonként mintegy 12-16 órás futási idővel, jelentős számítástechnikai háttér-igénnyel,

továbbá figyelembe véve a gerincsebész orvosok körében különösen népszerű külföldi munkavállalást és ennek következtében az itthonmaradottak túlterheltségét, továbbá a futamidő alatt a számítástechnikai beszerzések zárolását, a kutatás eredményeinek publikálása egyes résztemákban a kétszeres hosszabbítás ellenére csak a kutatás hivatalos lezárása után történik meg.

Ez úton kérjük ennek lehetővé tételét.

Ugyanakkor, mivel a kutatás számos új, fontos és érdekes szempontot vetett fel, a munka több altémában a projekt hivatalos lezárása után is megszakítás nélkül folytatódik.