

Egyetemi doktori (Ph.D.) értekezés tézisei

**A SCOLIOSIS THORACALIS GÖRBÜLETÉNEK SZEGMENTÁLIS
DEROTÁCIÓJA – A CAB IMPLANTÁTUM ALKALMAZÁSÁNAK
BIOMECHANIKAI ALAPJAI**

Molnár Szabolcs Lajos

Témavezető: Dr. Csernátony Zoltán



DEBRECENI EGYETEM
Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola
Debrecen, 2012

A SCOLIOSIS THORACALIS GÖRBÜLETÉNEK SZEGMENTÁLIS DEROTÁCIÓJA – A CAB IMPLANTÁTUM ALKALMAZÁSÁNAK BIOMECHANIKAI ALAPJAI

Értekezés a doktori (Ph.D.) fokozat megszerzése érdekében
klinikai orvostudományok tudományágban

Írta: Molnár Szabolcs Lajos ortopéd-traumatológus szakorvos

Készült a Debreceni Egyetem Klinikai Orvostudományok Doktori Iskolája
(Mozgásszervi betegségek programja) keretében

Témavezető: Dr. Csernátory Zoltán, Ph.D.

A doktori szigorlati bizottság:

elnök: Prof. Dr. Berta András, az MTA doktora
tagok: Prof. Dr. Matesz Klára, MTA doktora
Dr. Sohár Gellért, Ph.D.

A doktori szigorlat időpontja:

2012. június 29, 11.00 óra,
Debreceni Egyetem OEC, Ortopédiai Klinika

Az értekezés bírálói:

Dr. Böröcz István, Ph.D.
Dr. Szabó Sándor, Ph.D.

A bírálóbizottság:

elnök: Prof. Dr. Berta András, az MTA doktora
tagok: Dr. Böröcz István, Ph.D.
Dr. Szabó Sándor, Ph.D.
Prof. Dr. Matesz Klára, az MTA doktora
Dr. Sohár Gellért, PhD

Az értekezés védésének időpontja:

2012. június 29. 13.00 óra,
Debreceni Egyetem OEC, I. Belgyógyászati Klinika

1. Bevezetés

A scoliosis a gerinc háromdimenziós (3D) deformitása, amelyet a csigolyák intra- és intervertebrális rotációjával kísért, 10° -nál nagyobb koronális síkú görbületével jellemezhetünk. Idiopátiás formája 0,5-1,6%-ban fordul elő a gyermek populációban.

A görbületek nagy része enyhe vagy mérsékelt, amelyek csak konzervatív kezelést igényelnek. A műtéti kezelést igénylő, 40° -nál nagyobb görbületek aránya 0,04%. Magyarországon évente 100-150 scoliosis műtetre kerül sor.

A szűrővizsgálatok elterjedése és a kezelés fejlődése ellenére, az etiológia és a természetes kórlefolyás alapvető kérdései megválaszolatlanok. Ezen szempontok tisztázása nélkül a jelenlegi módszerek (legyen akár konzervatív vagy sebészi) az oki kezelés minden aspektusát nélkülözik.

Munkacsoportunk az 1990-es évek elejétől foglalkozik a scoliosisos deformitások sajátosságaival, kiemelt figyelmet szentelve a thoracalis gerinc biomechanikájának. A téma aktuális jelentőségét a fent említettek mellett a műtéti kezelést igénylő esetekben alkalmazható implantátum rendszerek dinamikus fejlődése és sokfélesége adja. A különböző feltárásból (thoracotomia, thoracoscopia, illetve hátsó feltárás) végzett műtétek eltérő biomechanikai elvekre épülhetnek és az ezeknél alkalmazott implantátumok a csigolyák különböző részein rögzülhetnek.

Érdeklődésünk középpontjában a derotáció hatékonyságának javítása áll, amely még napjainkban is sok kérdést rejt magában.

A mai napig is golden standard az 1980-as évek közepén Cotrel és Dubousset által bevezetett, akkor forradalminak számító újítás, a derotációs koncepció, amelyet a róluk elnevezett (CD) implantátum használata során alkalmaztak. Ezt az elvet felhasználva hamarosan számos új

implantátum rendszer jelent meg, továbbfejlesztve ezzel a sebészi technikát és az implantátumgyártást.

Munkásságuk nyomán eleinte úgy tűnt, hogy megoldották a 3D korrekció problémáját. A műtéti eredmények értékelésekor azonban esetenként kiderült, hogy számottevő kóros rotáció marad vissza, amely annak a következménye, hogy a frontális és szagittális görbület csökkentése során a relatív rotáció növekszik.

A problémakör megértéséhez és vizsgálatához elengedhetlenné vált a gerinc anatómiájának és biomechanikájának az eddigieknél elmélyültebb megismerése, mivel bizonyos részletek a mai napig sem tisztáztak teljesen. Egyik ezek közül a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének elhelyezkedése. Az irodalmat áttekintve feltűnt, hogy egymásnak teljesen ellentmondó állítások kerültek leírásra, ráadásul – meglepő módon – ezek békésen megférnek egymás mellett. A tengely pontos meghatározását azért tartjuk elengedhetetlennek, mert a 3D deformitás minden komponensének, így a rotációnak a hatékony és lehetőleg arányos korrekciójára is szükség van a műtéti kezelés során.

A műtéti hatékonyság egyszerűsítése céljából Csernátony a CD elvű rendszerek kiegészítőjeként fejlesztette ki a csigolyák kétoldali processus transversusain egyidejűleg támaszkodó, ún. CAB implantátumot (Crochet à Appui Bilatéral), amely egyidejűleg ugyanazon háti csigolya mindkét processus transversusának tövéén rögzülve hoz létre derotációt.

Munkámban a szerteágazó és ellentmondásokkal teli irodalmi háttér kritikai feldolgozását követően a thoracalis gerinc egyes, eddig tisztázatlan biomechanikai összefüggéseit, majd a CAB implantátum klinikai alkalmasságának és korrekciós hatásának vizsgálatát mutatom be.

2. Célkitűzések

Tekintettel az irodalom ellentmondásaira és szerteágazó voltára, saját kísérleteinkre alapozva kívántuk meghatározni a thoracalis gerinc axiális rotációs tengelyét. A bízató kezdeti klinikai eredmények után vizsgáltuk a CAB implantátum által létrehozott szegmentális derotáció biomechanikai alapjait és korrekciós eredményeit.

A fentiek értelmében a célkitűzéseink tehát a következők voltak:

2.1. A háti csigolyák axiális rotációs tengelyének meghatározása

2.1.1. Spekulatív módszerekkel

2.1.2. Mérésen alapuló vizsgálatokkal

2.2. A CAB implantátum által megvalósított szegmentális derotáció biomechanikai alapjainak vizsgálata

2.2.1. A processus transversusok statikai terhelhetőségének vizsgálata

2.2.2. A CAB implantátum 3D korrekciós hatásának vizsgálata

3. Anyagok és módszerek

A háti csigolyák axiális rotációs tengelyének meghatározására részben spekulatív módszereket alkalmaztunk, részben egyszerűen kivitelezhető méréseket végeztünk.

A CAB implantátum által létrehozott szegmentális derotáció biomechanikai alapjainak vizsgálata során vizsgáltuk a processus transversus-ok vertikális nyomóerővel és axiális tengelyű forgatónyomatékkal szembeni rezisztenciáját. A CAB implantátum 3D korrekciós hatásának vizsgálata során a DE OEC Ortopédiai Klinikáján ezen horog felhasználásával végzett scoliosis műtéteket elemeztük.

3.1. A háti csigolyák axiális rotációs tengelyének meghatározása

3.1.1. Spekulatív módszerek

Geometriai megközelítésekkel mértani szabályosságokból próbáltuk meghatározni a csigolyák forgástengelyét. A vizsgálatokhoz 126 db – különböző korú és nemű tetemből származó – háti csigolya frontális, horizontális és szagittális irányú röntgenképét használtuk fel.

3.1.1.1. Felülnézeti képből szerkesztett rotációs tengely meghatározás – geometriai levezetés

Vizsgálataink során a csigolyák felülnézeti röntgenképére vektorgrafikusan a csigolya ízületei által meghatározott három ellipszist, egy trapézszerű négyszöget és a processus articularisok hosszanti tengelyére illeszkedő két pár egyenest rajzoltunk. A szerkesztések elvégzése után azt kerestük, hol helyezkedik el a három ellipszis és a négyszög középpontja, valamint hol metszi egymást a két pár egyenes.

3.1.1.2. Háromirányú nézetből szerkesztett rotációs tengely meghatározás

Ezen szerkesztés során a háti csigolyák geometriai középpontját határoztuk meg úgy, hogy a csigolyát három irányból magába foglaló három ellipszis alapú henger hossztengelyeinek he-

lyeit állapítottuk meg. Az alapot képező ellipszisek középpontját kijelöltük, majd a röntgenképeket egymás vetületébe helyeztük az azonos oldalak hossza alapján. A különböző vetületekben kijelölt csigolyaközéppontok egymástól mért távolságai közül a legnagyobb adja annak a gömbnek az átmérőjét, amely magába foglalja a három ellipszis-középpontot.

3.1.2. Mérésen alapuló vizsgálatok

3.1.2.1. A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálata

A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálatakor a canalis vertebralis térfogatát próbáltuk meghatározni annak függvényében, hogy hol helyezkedik el a rotációs tengely. A kísérletek során a szakirodalom által meghatározott négy, valamint ezeken kívül további három, általunk lehetségesnek tartott rotációs tengelyt imitáltunk. Előkészítettünk ezek alapján hét identikus, 12 csigolyából álló műanyag thoracalis gerincszakaszt, amelyeket az adott forgástengelyeknek megfelelően 85°-kal elforgattunk. A kívánt rotáció elérése után poliuretán habbal öntvényeket készítettünk a canalis vertebralisról. Az öntvények térfogatát vízkiszorításuk mérése alapján határoztuk meg.

3.1.2.2. Ex vivo - in vitro mérések

Ezen kísérletsorozatunkban cadaverekből kipreparált, 5-8 thoracalis csigolyát tartalmazó gerincszakaszokat használtunk. Kezdetben a kísérleteinkhez kb. 5 cm hosszú bordacsonkot tartalmazó háti gerincszakaszokat, a későbbiekben pedig a teljes bordakosarat is tartalmazó mellkas szeleteket használtunk.

3.1.2.2.1. Bordacsonkokkal eltávolított háti gerincszakaszon végzett mérések

A kísérletek során 24 preparátumot vizsgáltunk [14 férfi (átlagéletkoruk 72 év) és 10 nő (átlagéletkoruk 76 év)]. Méréseinkhez egy speciális henger formájú befogóeszközt készítettünk, amelynek segítségével valósítottuk meg a rotációt.

A kivett gerincszakaszok középső három csigolyáját célzódróttal láttuk el. Ezek behelyezése után mindkét utolsó csigolyát centrálisan befogtuk és 1m-es csőtávolsággal axiális röntgenfelvételt készítettünk neutrális helyzetben, majd az óramutató járásával azonos, illetve ellentétes irányban elforgatva a gerincet.

Tekintettel arra, hogy a célzódrótok együtt mozdulnak el a csigolyával, ezek rotációs tengelyének helyét kiszkereshetjük a fent említett vetületek, valamint a befogó szerkezeten felvett fix pont segítségével. A rotációs középpontokat a csigolyákhoz való elhelyezkedésük alapján a következő kategóriákba soroltuk: a csigolyatest előtt, a csigolyatesten, a csigolyától oldalt, a canalis vertebralis területén vagy a canalis vertebralis mögött elhelyezkedő rotációs középpontok. A méréseket elvégeztük spondylophyták, majd egy, illetve három középső bordapár eltávolítása után is.

3.1.2.2.2. Komplet mellkasi szeleteken végzett mérések

Ezeknél a méréseknél az előző kísérlethez nagyon hasonlóan jártunk el. A legfontosabb különbség az volt, hogy itt a kísérlet során a teljes bordakosár hatásait is figyelembe vehettük. A törzs egy ferde szeletét távolítottuk el négy csigolyával és a hozzájuk tartozó négy pár bordával, valamint a sternum megfelelő szeletével. Ezúttal röntgenfelvételek helyett fényképekkel dolgoztunk és azokon rögzítettük a célzódrótok helyzetét.

A vizsgálathoz 12 teljes bordakosárral eltávolított mellkas szeletet használtunk [7 férfi (átlagéletkoruk 65 év) és 5 nő (átlagéletkoruk 68 év)].

A vizsgálat során ugyanazt a módszert követtük, mint a 3.1.2.2.1. kísérletsorozatban. A bordakosár jelenlétén kívül figyelembe vettük a forgásirány hatását, valamint azt is, hogy a bordakosár elmozdulhat-e rotáció közben. Vizsgáltuk azt is, hogy milyen az elfordulás mértéke a sternum rögzített vagy rögzítetlen volta esetén.

3.2. A CAB implantátum által megvalósított szegmentális derotáció biomechanikai alapjainak vizsgálata

3.2.1. A processus transversusok statikai terhelhetőségének vizsgálata

Kísérletsorozatunkban összesen 10 cadaverből eltávolított háti gerincszakaszt használtunk fel. A cadaverek átlagéletkora 67,5 év volt [8 nő (átlagéletkor 64,75 év) és 2 férfi (átlagéletkor 79,5 év)]. Az eltávolított thoracalis gerincet csigolyákra, illetve csigolyapárokra preparáltuk, majd a csigolyapárok alsó csigolyáihoz tartozó bordacsonkokat meghagytuk és az alsó bordapárt eltávolítottuk.

Összességében 107 csigolyát távolítottunk el, vagyis 214 processus transversus állt rendelkezésünkre. A mérésekhez Instron 8874-es (Instron Ltd., High Wycombe, UK) szervohidraulikus biaxiális anyagvizsgáló berendezést használtunk.

A mérések során a kipreparált csigolyapárt a hozzá kapcsolódó bordacsonkkal rögzítettük az anyagvizsgáló berendezésben a két csigolyatesten átvezetett menetes szár segítségével egy kemény falpra, amelyet aztán csavarokkal erősítettünk a vizsgáló berendezéshez. A forgatónyomaték mérésénél egy második rudat helyeztünk a canalis spinalisba a rotáció megelőzése céljából. A rögzítés után az alsó csigolya (későbbiekben bordacsonkkal rendelkező csigolya) processus transversusainak vizsgálatát végeztük el a rá illesztett CAB implantátummal. A horog illeszkedése a csigolya processus transversusa és a hozzá tartozó bordacsonk között történt. A vertikális mérések szimpla horoggal, egy processus transversuson történtek 0,5mm/s sebességgel. Az axiális tengelyű forgatónyomatékot 8,5°/sec szögsebességgel hoztuk létre. Ezeknél a méréseknél két azonos irányba néző (szimmetrikus), fémlapra rögzített horog segítségével hoztuk létre a forgatónyomatékot. A szimmetrikus horog mindkét oldali processus transversuson egyszerre támaszkodott fel. A forgástengely és az erőátadás helye közötti távolság 32mm volt.

A horgok segítségével folyamatosan növekvő erőt vagy forgatónyomatékokat gyakoroltunk a processus transversusra. A terhelést addig emeltük, amíg a csigolyanyúlvány törés vagy összeroppanás miatt elvesztette mechanikai ellenálló képességét. Az elégtelenné váláshoz szükséges erőt vagy forgatónyomatékokat az anyagvizsgáló gép által mért adatok alapján rajzolt grafikonról olvastuk le. Ezután eltávolítottuk az alsó csigolyát, illetve a bordacsonkot és elvégeztük a megmaradt felső csigolya (későbbiekben bordacsonkkal nem rendelkező csigolya) processus transversusának mérését.

Összesen 142 felhasználható mérési eredményt rögzítettünk, amelyek közül 99 vertikális nyomóerőre, 43 pedig horizontális csigolya rotációra létrejött forgatónyomaték volt. Vizsgáltuk a különbséget bordacsonkkal rendelkező, illetve anélküli csigolyák esetében is.

Az adatok statisztikai feldolgozásához khi négyzet próbát alkalmaztunk, 95%-os szignifikancia szint mellett.

3.2.2. A CAB implantátum 3D korrekciós hatásának vizsgálata

A vizsgálatunkban feldolgozott műtétek során SCS implantátum és CAB horgok segítségével történtek a műtétek.

A betegekről műtét előtt és a műtét utáni 6. napon álló helyzetű, kétirányú röntgenfelvétel készült, a görbület mobilitását pedig a preoperatív, ún. „bending” felvételeken értékeltük.

A bending felvétel háton fekvő helyzetben készült műtét előtt, a görbület konvex oldala felé hajlás során vizsgáltuk a fiziológiás flexibilitást. Az így elkészített felvételekről Cobb szerint határoztuk meg a görbület nagyságát. Az oldalirányú röntgenfelvételeken a kyphosist mindig a Th5-12-es csigolya zárólemezei között mértük.

A műtét előtti flexibilitás ismeretében a beavatkozás által létrehozott 3D korrekció hatékonyságát a CCI (Cincinnati Correction Index) és a KC (Kyphosis Correction) százalékos mértékével jellemeztük Vora szerint.

4. Eredmények

4.1. A háti csigolyák axiális rotációs tengelyének meghatározása

4.1.1. Spekulatív módszerek

4.1.1.1. Felülnézeti képből szerkesztett rotációs tengely meghatározása - geometriai levezetés

Az ellipszisek és a négyszög középpontjai minden esetben a canalis vertebralis területén, a szagittális szimmetriatengely körül helyezkedtek el. A processus articularisok vetületi képére szerkesztett egyenesek metszéspontjai a csigolyatest elülső szélére estek.

4.1.1.2. Háromirányú nézetből szerkesztett rotációs tengely meghatározás

Az ellipszisek középpontjai 97,62%-ban egy olyan gömbfelületen belül helyezkednek el, amelynek átmérője a csigolya méretének 10%-a. Az is megállapítható továbbá, hogy a csigolyák többségénél (60%) ez a bizonyos gömbhéj a csigolya méretének csupán 3-6%-a volt. Az átlagos térfogat 5,37%, a standard deviáció 2,16%.

4.1.2. Mérésen alapuló vizsgálatok

4.1.2.1. A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálata

Megállapítottuk, hogy a csigolyatest elülső-oldalsó részén, valamint a ligamentum longitudinale posteriusnak megfelelő tengely mentén csökkent a legkevésbé a gerinccsatorna térfogata.

4.1.2.2. Ex vivo - in vitro mérések

4.1.2.2.1. Bordacsonkokkal eltávolított háti gerincszakaszon végzett mérések

A kapott eredmények alapján a következő megállapításokat tettük:

- A kapott forgásközéppontok legnagyobb része a csigolyatesten, illetve kissé előtte, kisebb része a canalis vertebralis területén helyezkedik el.

- A rotációs centrum lokalizációja hasonló eloszlást mutat az „intakt” gerincszakasz, illetve a spondylophyták eltávolítása után.
- A bordacsonkok számának csökkenésével előrébb tolódtak a középpontok.

A bordacsonkokkal eltávolított háti gerincszakaszok vizsgálatsorozata alapján a rotációs tengely helyét a csigolyatest ventrális részén valószínűsítjük.

4.1.2.2.2. Komplet mellkasi szeleteken végzett mérések

Az eredmények feldolgozása során a forgásközéppontokat a 3.1.2.2.1. fejezetben részletezett protokoll szerint csoportosítottuk.

A szerkesztések eredményei alapján a következő megállapításokat tehetjük:

- A középpontok legtöbbször a csigolyatestre, a canalis vertebralis területére vagy mögé estek, a csigolya szimmetriatengelyére.
- Ha két bordapár el van távolítva, akkor a tengely előretolódik a csigolya testére vagy a canalis vertebralis területére.
- A sternum rögzítése is a forgástengely hátritolódását idézte elő.

Adataink alapján összehasonlítottuk a két mérési módszer során kapott pontok elhelyezkedését (4.1.2.2.1. és 4.1.2.2.2. fejezetek), amelyek közötti különbség szignifikánsnak bizonyult ($p < 0,001$; Pearson khi-négyzet = 143,476). Ezen eredmények alapján megállapíthatjuk, hogy a bordakosár szignifikáns hatással van a rotációs tengely helyére.

4.2. A CAB implantátum által megvalósított szegmentális derotáció biomechanikai alapjainak vizsgálata

4.2.1. A processus transversusok statikai terhelhetőségének vizsgálata

A mérések során a terheléskor fellépő maximális erőt, vagy forgatónyomatékokat, azaz a terhelhetőség határát az anyagvizsgáló gép által rajzolt grafikon egyértelműen mutatta.

4.2.1.1. Vertikális nyomás

A vertikális irányú mérések során minden esetben a vizsgált processus transversus vált elégtelenné. Az elégtelenné váláshoz szükséges átlagos vertikális nyomóerő 338N (92,85-620,41) volt, szórása pedig 128N. A bordacsonk nélküli esetekben ezen érték 353N (92,85-618,34), szórása 138N, a bordacsonkkal rendelkező esetekben pedig 316N (111,54-620,41), szórása 110N volt.

4.2.1.2. Axiális tengelyű csavarás

A mérések során a csigolya axiális tengelyű rotációjakor létrejött maximális forgatónyomatékokat határoztuk meg. A végrehajtott 43 rotációból 40 esetben csak a vizsgált (szagittális irányban hátrafelé rotált) processus transversus vált elégtelenné, egy esetben az ellenoldali, két esetben pedig mindkét oldali processus transversus sérülését észleltük.

Az elégtelenné váláshoz szükséges átlagos forgatónyomaték 14,4Nm (5,4-24,69) volt, szórása 4,5Nm-re adódott. A bordacsonk nélküli esetekben ezen érték 12,5Nm (5,4-19,91), szórása 4,4Nm; a bordacsonkkal rendelkező esetekben pedig 15,9Nm (9,01-24,69), szórása 4,1Nm volt.

4.2.2. A CAB implantátum 3D korrekciós hatásának vizsgálata

2007 szeptembere és 2011 októbere között a DE OEC Ortopédiai Klinikán összesen 23 scoliosis műtét történt csak CAB implantátum felhasználásával. A nemek aránya 4,75:1 (19 nő:4 ffi), átlagéletkoruk a műtét időpontjában 15,85 év (11,5-25,75 év) volt. Átlagos utánkövetési idő 12,74 hónap.

A gerincnövekedés későbbi potenciálja alapján 10 esetben ún. gerincszabályozás történt, ami azt jelenti, hogy artrodézis nélküli instrumentálást végeztek, tekintettel a növekedésben lévő gerincre. Azon 13 beteg esetén, ahol a gerincnövekedés közel befejezettnek volt tekinthető, a korrekciós műtét végén artrodézis történt.

A 10 gerincszabályozást kivétel nélkül női betegeken végezték, átlagéletkoruk 13,1 év (11,5-14,5 év). A 13 artrodézissel befejezett eset közül kilenc nő és négy férfi volt, átlagéletkoruk 17,96 év (14,75-25,75 év).

A műtét előtt átlag $60,5^\circ$ (38° - 92°) volt a görbületek mértéke. A bending szögérték átlag $33,7^\circ$ -nak (8° - 64°) bizonyult, amely 46%-os preoperatív hajlékonyságot jelent. A beavatkozások után $22,7^\circ$ -ra (8° - 42°) sikerült korigálni a görbületeket, ami 63%-os átlag posztoperatív korrekciót jelent. Az előzőekből meghatározott korigált CCI átlag értéke 1,66 volt, vagyis 66%-kal hatékonyabb korrekciót értek el a természetes hajlékonyságnál.

Kyphosis esetén a 10° - 40° közötti érték volt az elérendő cél. A műtét előtti kyphosis átlag $18,69^\circ$ (2° - 56°), posztoperatív értéke $14,34^\circ$ (-14° - 30°) volt. A műtét során célként azt tűzték ki, hogy 10° - 40° közötti tartományon belül található szögértékek ne haladják meg a tartomány szélső határait, hypokyphosisnál a növelés, hyperkyphosisnál pedig a csökkentés volt a cél. 12 esetben a kívánt normál tartományon belüliek voltak a kiinduló értékek és két eset kivételével sikerült is megtartani a fiziológiás kyphosist. Kilenc esetben hypokyphosisból indultak, amelyek közül hat alkalommal normokyphosist sikerült létrehozni. Két esetben pedig hyperkyphosisból normokyphosis jött létre. Összességében a 23 esetből 18 alkalommal (78,26%) a kívánt tartományon belül maradt a beteganyag vagy a kívánt tartományba történt a korrekció.

5. Megbeszélés

Napjainkban már meglehetősen sokat tudunk az ép és kóros gerinc anatómiájáról és biomechanikájáról. Ezért szinte érthetetlen, hogy egy olyan látszólag egyszerű kérdés tekintetében, mint a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének helye, az irodalom egymásnak teljesen ellentmondó eredményeket ad meg. A kérdés jelentőségét azonban nem lehet vitatni.

Tisztázni kívántuk a kérdést, ezért több megközelítésből is vizsgáltuk a háti gerincet.

A kiindulási hipotézisünk az volt, hogy a tengelynek a canalis vertebralisban kell elhelyezkednie, ugyanis ha a tengely máshol helyezkedne el, akkor két szomszédos csigolya rotációja során a canalis vertebralis „szivarvágó” hatás révén számottevően csökkentené a gerinccsatorna keresztmetszetét, és eleve szűk viszonyok esetén akár nyíró hatást is kifejthetne a gerinccsatorna bennéjére. Más szavakkal, a canalis vertebralistól távol elhelyezkedő rotációs tengely veszélyeztethetné a kritikus gerinccsatorna térfogatot a keresztmetszete jelentős szűkítése révén.

Munkánk során különböző módszerekkel próbáltuk megközelíteni a kérdést:

A spekulatív megközelítési módszerek (3.1.1. fejezet) alkalmazásakor megpróbáltunk geometriai szabályosságokat keresni a csigolyákat illetően. A háti csigolya felülnézeti képéből szerkesztett rotációs tengely meghatározásakor (3.1.1.1. fejezet) azt kerestük, hol helyezkednek el a súlypontok (ellipszis és négyszög), valamint hol metszik egymást az egyenes párok.

A háti csigolyák háromirányú nézetéből szerkesztett rotációs tengely meghatározása (3.1.1.2. fejezet) esetén feltételezésünk szerint a csigolya háromirányú rotációs tengelye egy pontban, a csigolya geometriai középpontjában metszi egymást. Megpróbáltuk ezt a középpontot meghatározni úgy, hogy a csigolyát három irányból magába foglaló három ellipszis alapú hasáb hossz tengelyeinek helyeit állapítottuk meg.

A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálatokor a canalis vertebralis térfogatát próbáltuk meghatározni annak függvényében, hogy hol helyezkedik el a rotációs tengely (3.1.2.1. feje-

zet). Különböző tengelyek mentén rögzítettük a háti gerincszakaszt, majd elforgattuk azt. Az elforgatott helyzetben poliuretán habbal öntvényeket készítettünk a gerinccsatornában és megmértük az öntvények térfogatát.

Az ex vivo és in vitro háti gerincszakaszokon végzett mérések során cadaverekből preparáltunk ki gerincszakaszokat (3.1.2.2. fejezet). Kezdetben bordacsonkkal rendelkező gerincszakaszokat (3.1.2.2.1. fejezet), majd komplett mellkas szeleteket vizsgáltunk (3.1.2.2.2. fejezet). Az eltávolított háti gerinc szegmentumokat rögzítettük és a szakasz közepére eső három szomszédos csigolyát jelződróttal láttuk el. Axiális irányú röntgenfelvételt készítettünk a kiindulási helyzetben, majd a befogáshoz képest megcsavartuk a gerincszakaszt az óramutató járásával azonos, illetve ellentétes irányban. Ezt követően a vizsgált csigolyákat összekötő bordákat, illetve különböző hátsó elemeket eltávolítva, a csavarásokat megismételtük és azt röntgenfelvételekkel – a későbbiekben pedig a teljes bordakosárral eltávolított mellkas szeletek esetén fényképekkel – dokumentáltuk. A jelződrótok segítségével geometriai módszerekkel megszerkesztettük az axiális forgástengely helyzetét az egyes vizsgálati körülmények között.

Ha az eredményeket összegezzük és a különböző módszerek által valószínűsíthető rotációs tengelyterületeket egy csigolyára tesszük, elmondhatjuk, hogy vizsgálataink alapján a rotációs tengely nagy valószínűséggel

- a mediánszagittális síkban van,
- a csigolyatestre, a csigolyatest elé, vagy a gerinccsatorna területére esik.

A bordacsonkkal rendelkező gerincszakaszokon, illetve a teljes bordakosárral eltávolított mellkas szeleteken végzett mérések eredményei alapján megállapíthatjuk, hogy a bordák jelenléte befolyásolja a tengely helyét és figyelembe kell venni a hatásukat. Ezen a ponton vált számunkra világossá, hogy az idevágó szakirodalom ellentmondásai abból a tényből követ-

keznek, hogy a gerincszakaszokat bordák nélkül és/vagy nem megfelelő módszerrel vizsgálták. Mindkét kísérletből egyértelműen kiderült, hogy a bordák hatásának figyelmen kívül hagyásával a kapott rotációs tengely előrébb tolódik. Tehát a cadaver gerincszakasz-vizsgálatok közül csak a teljes bordakosárral eltávolított mellkas szeleteken végzett mérések eredményeit tekinthetjük helyesnek.

Ha ezt a gondolatmenetet követjük, akkor revideálnunk kell eredményeinket és csak azon kísérleteinket értékelhetjük, amelyek figyelembe veszik ezt a szempontot.

Ezeket összegezve, a háti csigolyák fiziológias axiális rotációs tengelyének legvalószínűbb helye a canalis spinalis elülső falának mediánszagittális síkba eső szakasza.

Az elvi, majd laboratóriumi ex vivo és in vitro kísérletek eredményei után vizsgáltuk a CAB implantátum által létrehozott szegmentális derotáció biomechanikai alapjait.

Az egyidejűleg mindkét oldali processus transversusokon támaszkodó CAB implantátum előnye egyrészt az, hogy adott forgatónyomaték létrehozásához fele akkora erőre van szükség, másrészt, hogy egy anatómiailag veszélytelen helyen történik az implantátum lehorgonyzása, valamint annak az ívnek, ami mentén elmozdul, a középpontja nagyjából a gerinccsatorna területére esik.

A CAB horgok alkalmazása biomechanikai alapjainak vizsgálata során megállapíthattuk, hogy a processus transversusok vertikális és szagittális (axiális tengelyű rotáció) terhelhetősége meglehetősen nagy (4.2.1. fejezet). Egyetlen processus transversus esetén a mechanikai ellenállás elvesztéséhez szükséges átlagos vertikális erő 338N. Tekintettel arra, hogy a CAB implantátum felhelyezése a kétoldali processus transversusra egyszerre történik, ezért a két processus transversus kalkulált ellenálló képessége $2 \times 338\text{N} = 676\text{N}$, ami jóval nagyobb, mint a Nachemson és munkatársai által leírt intraoperatív terhelés (412N). Mivel vizsgálataink idős betegekből eltávolított specimenekre terjedtek ki (átlagéletkoruk 67,5 év), valószínűsíthetjük,

hogy a műtéti célcsoport betegeinél még nagyobb erővel szemben is képesek ellenállni a processus transversusok.

A thoracalis csigolyák kétoldali processus transversusára felhelyezett CAB implantátum esetén az átlagos axiális tengelyű maximális forgatónyomaték 14,4Nm volt, amely másfélszerese Arregui-Dalmases és munkatársai által a lumbális csigolyák processus transversusainak rotációs ellenállására mért eredményeinek.

A processus transversusok különböző erőhatásokkal szembeni ellenálló képességére végzett szignifikancia számítások során a vertikális erőhatás esetén nem kaptunk szignifikáns különbséget ($p=0,1548$) a bordacsonk nélküli, illetve bordacsonkkal rendelkező csigolyák esetén. Ugyanakkor a horizontális csigolya rotációra létrejött forgatónyomaték tekintetében a bordacsonkkal rendelkező csigolyáknál a törés létrehozásához szükséges forgatónyomaték – kétmintás t próbával ellenőrizve – szignifikánsan nagyobb volt, mint a bordacsonk nélkülieknél ($p=0,0113$).

Ezen értékek alapján kijelenthetjük, hogy a CAB horgok felhelyezése során biztonsággal alkalmazhatunk jelentős korrekciós erőket. Ezen eredményekből az a következtetés is levonható, hogy a borda processus transversust stabilizáló funkciója csak szagittális erőhatás (axiális tengelyű csigolya rotáció) során érvényesül.

Figyelembe véve azt a tényt, hogy műtét során több processus transversusra helyezünk horgot, vagyis processus transversusonként szorozható az érték, ha ezzel szembeállítjuk a műtét utáni fiziológiás terhelést, azt mondhatjuk, hogy a CAB horgok felhelyezése során biztonsággal manipulálhatjuk a montage-t, amely stabil körülményeket teremt a posztoperatív időszakban is.

A CAB implantátum korrekciós hatásának vizsgálata során a DE OEC Ortopédiai Klinikán 2007 szeptembere és 2011 októbere között a csak CAB implantátum felhasználásával elvégzett 23 scoliosis műtéti korrekció feldolgozását végeztük el. Az eredmények értékeléséhez a

CCI és a KC indexet alkalmaztuk. A posztoperatív korrekció 66%-kal haladta meg a gerinc preoperatív flexibilitását, vagyis 66%-kal hatékonyabb korrekciót értek el a természetes hajlékonyságnál. A kyphosis vizsgálata során 23 esetből 18 alkalommal (78,26%) a kívánt tartományon belül maradt a beteganyag vagy a kívánt tartományban történt a korrekció. Ezek az eredmények korrelálnak az idevágó szakirodalommal.

Nagyon fontos szempont a posztoperatív eredmények értékelésekor a CAB horog által létrehozott derotáció vizsgálata, amely azonban számos nehézségbe ütközik.

A röntgenfelvételek értékelésében nem létezik összevethető mérési módszer a preoperatív és posztoperatív rotációt illetően. A Nash és Moe által alkalmazott osztályozás – ami a kétoldali pediculus vetülésének aszimmetriáján alapul – a posztoperatív felvételeken nem alkalmazható, mert sokszor zavaró az implantátum és a csigolya egymásra vetülése.

A bordapúp mérése egy gyakran használt indirekt metódus, amely azonban a rigid eseteknél félrevezető.

Az egyetlen objektív módszer a CT készítése lenne. Ennek az ismeretnek a megszerzése céljából CT felvételt készíteni azonban a betegek sugárterhelése miatt nem etikus. Ugyanakkor technikailag sem oldható meg, ugyanis a fém implantátum környezetében a CT felvételen zavaró, a kiértékelést esetleg lehetetlenné tevő artefactumok jelennének meg.

A derotáció vizsgálatát azonban szeretnénk a jövőben megoldani úgy, hogy műtét során, amikor behelyezésre kerül az összes CAB horog, és mielőtt a rudak behelyezésre kerülnének, készítenénk egy újabb a-p röntgen felvételt, majd utána ezt hasonlítanánk össze a korrekció utáni helyzettel. Így a CAB horog dokumentálhatóan is kirajzolja a görbületet mind korrekció előtt, mind korrekció után.

6. Új eredmények

- 6.1. Kísérleteink során tisztáztuk, hogy a bordacsonkok és a teljes mellkas szegmentum szignifikánsan befolyásolja az axiális rotációs tengely meghatározását, vagyis csak azon vizsgálatok eredményeit vehetjük figyelembe, amelyek számolnak ezzel a hatással.
- 6.2. Méréseink alapján a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének a helye a canalis spinalis elülső falán helyezkedik el.
- 6.3. A CAB implantátum által megvalósított szegmentális derotáció biomechanikai alapjainak vizsgálata során megállapítottuk, hogy a processus transversusok vertikális nyomóerővel szembeni ellenállása az általunk vizsgált idős beteganyagban (átlagéletkor 67,5 év) átlag 338N.
- 6.4. A processus transversusok axiális irányú forgatónyomatékkal (derotáció) szembeni ellenállása az általunk vizsgált idős beteganyagban (átlagéletkor 67,5 év) átlag 14,4Nm.
- 6.5. Figyelembe véve a fenti eredményeket és azt, hogy a CAB horog egyszerre két oldalon támaszkodik fel, valamint azt, hogy több szinten helyezzük fel a műtét során, illetve a szakirodalomból ismert maximális vertikális nyomóerővel (412N) és axiális rotációs forgatónyomatékkal (9,6Nm) számolva állíthatjuk, hogy a montage biztonsággal manipulálható a műtét során.
- 6.6. Elvégeztük a szakirodalomban leginkább használt Vora index-szel történő összehasonlítást.
- 6.7. A CAB implantátum 3D korrekciós hatásának vizsgálata során megállapítottuk, hogy már műtét előtt rigid szakaszokon (vagyis, ahol nem számolhatunk flexibilitással) nem értelmezhető a Vora index.

- 6.8.** A CCI és KC indexek a Debreceni Ortopédiai Klinika gyakorlatában korrelálnak a szakirodalmi adatokkal.
- 6.9.** A csigolyák derotációjának vizsgálatára meghatároztunk egy új munkamódszert, amelyet a klinikai gyakorlatban fogunk alkalmazni.

7. Összefoglalás

A scoliosisos deformitás korrekciója során napjainkig az egyik legnehezebb feladat a háti csigolyák derotációja. Amikor pedig a dinamikusan fejlődő implantátum rendszerekkel minél hatékonyabban próbáljuk leküzdeni a kóros rotációt, a fiziológias rotációval kapcsolatos ismeretek hiánya nagy ellentmondás és megengedhetetlen luxus.

Az irodalomban felismert ellentmondások és előkísérleti eredményeink nyomán elméleti modellt kerestünk a háti csigolyák rotációjának magyarázatára. Munkánk során különböző módszerekkel próbáltuk megközelíteni a kérdést: spekulatív módon, illetve direkt és indirekt mérésekkel. Az axiális tengely meghatározására vonatkozó eredményeinket összegeztük, majd a még mindig túl általános következtetéseket az alkalmazott módszerek átértékelésével konkretizáltuk. Ezek alapján a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének legvalószínűbb helye a velőür elülső falának mediánszagittális síkba eső szakasza. Eredményünk cáfolja az irodalom legtöbb idevágó megállapítását. A CAB implantátum alkalmazásának biomechanikai alapjait vizsgálva megállapíthattuk, hogy a horgok felhelyezése során biztonsággal alkalmazhatunk jelentős korrekciós erőket. További következtetésünk volt, hogy a borda processus transversust stabilizáló funkciója csak szagittális erőhatás során érvényesül. Mivel a CAB implantátum egyszerre támaszkodik egy csigolya kétoldali processus transversusán, valamint a műtét során több csigolyára helyezünk horgokat, ezért processus transversusonként összeadhatóak az alkalmazott, egyébként is jelentős korrekciós erők. Összevetve a műtét utáni fiziológias terhelést az előzőekkel, azt mondhatjuk, hogy a CAB horgok felhelyezése során biztonsággal manipulálhatjuk a montage-t, amely stabil körülményeket teremt a posztoperatív időszakban is. A DE OEC Ortopédiai Klinikán idáig CAB horoggal megoperált betegek korrekciós eredményei is ezt támasztják alá.

Iktatószám: DEENKÉTK /10/2012.
Tételszám:
Tárgy: Ph.D. publikációs lista

Jelölt: Molnár Szabolcs

Neptun kód: BLAULD

Doktori Iskola: Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola

A PhD értekezés alapjául szolgáló közlemények

1. Csemátóy, Z., **Molnár, S.**, Hunya, Z., Manó, S., Kiss, L.: Biomechanical examination of the thoracic spine: The axial rotation moment and vertical loading capacity of the transverse process.
J. Orthop. Res. 29 (12), 1904-1909, 2011.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jor.21478>
IF:2.976 (2010)
2. **Molnár S.**, Skapinyecz J., Csemátóy Z.: A gerincdeformitás kezelése Nicolas Andry előtt.
Biomech. Hung. 4 (1), 61-66, 2011.
3. **Molnár S.L.**, Szabó F.J., Skapinyecz J., Skapinyecz R.: Gerincdeformitás és biomechanika: Történeti áttekintés Leonardótól a "da Vinci szoftverig".
Biomech. Hung. 4 (2), 11p., 2011.
4. Csemátóy Z., Hunya Z., Sikula J., Kollár J., **Molnár S.**: A thoracalis gerinc processus transversusainak geometriai vizsgálata.
Biomech. Hung. 1 (1), 57-62, 2008.
5. **Molnár, S.**, Manó, S., Kiss, L., Csemátóy, Z.: Ex Vivo and In Vitro Determination of the Axial Rotational Axis of the Human Thoracic Spine.
Spine. 31 (26), E984-E991, 2006.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/01.brs.0000250183.97746.51>
IF:2.351



További Közlemények

6. **Molnár, S.**, Recarte, A., Villafane, O., Lecumberri, P., Csernátony, Z.: Morel-Lavallée syndrome of the tibia.
BMJ Case Rep. Epub ahead of print (2011)
DOI: <http://dx.doi.org/10.1136/bcr.05.2011.4227>
7. **Molnár, S.L.**, Lang, P., Skapinyecz, J., Shadgan, B.: Dislocation of the ulnar nerve at the elbow in an elite wrestler.
BMJ Case Rep. Epub ahead of print (2011)
DOI: <http://dx.doi.org/10.1136/bcr.02.2011.3806>
8. Rögler G., **Molnár S.L.**, Berkes I., Bama T.: Élvonalbeli birkózók elülső keresztszalag-sérülése: Epidemiológia, megelőzési lehetőségek, kezelés.
Magyar Sporttud. Szle. "közlésre elfogadva", 2011.
9. **Molnár, S.**, Szappanos, L., Körmendi, Z., Veres, R.: Occipitoatlantoaxial Instability and Congenital Thoracic Vertebral Deformity in Pierre Robin Sequence.
Spine. 32 (17), E501-504, 2007.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/BRS.0b013e31811ea310>
IF:2.499
10. Zörgő, Z., Hajdu, A., Manó, S., Csernátony, Z., **Molnár, S.**: Analyzis of a new femur lengthening surgery.
In: Proceedings of the IASTED International Conference on Biomechanics : June 30 - July 2, 2003, Rhodes, Greece (BioMech 2003). ACTA Press, Greece, 34-38, 2003.

Összesített impakt faktor: 7.826

Összesített impakt faktor: (értekezés alapján szolgáló közlemények esetén): 5.327

A DEENK Kenézy Élettudományi Könyvtár a Jelölt által a Publikációs Adatbázisba feltöltött adatok bibliográfiai és tudományometriai ellenőrzését a tudományos adatbázisok és a Journal Citation Reports Impact Factor lista alapján elvégezte.

Debrecen, 2012.02.28

