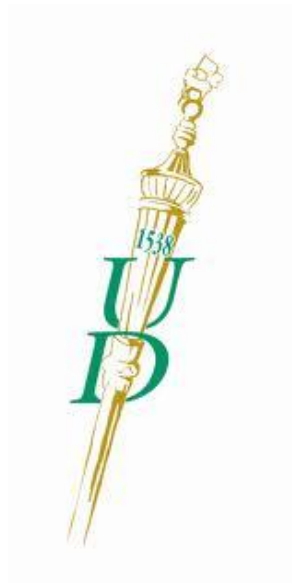


A SZKOLIÓZIS MŰTÉTI KEZELÉSÉNEK FEJLESZTÉSÉBEN ELÉRT EREDMÉNYEIM

DR. CSERNÁTONY ZOLTÁN



DEBRECENI EGYETEM KLINIKAI KÖZPONT

ORTOPÉDIAI KLINIKA ÉS BIOMECHANIKAI LABORATÓRIUM

DEBRECEN, 2014

dc_605_12

Bevezetés

A gerincsebészet feladatainak munkamegosztása országról országra, de még inkább intézményről intézményre változik. Nemzetközileg talán az egyetlen közös vonás, hogy ahol nincsenek külön erre a szakterületre dedikált szakemberek, ott a gerinc statikai problémáival és deformitásaival többnyire az ortopéd sebészek, míg a gerinccsatorna képleteinek problémáival az idegsebészek foglalkoznak. A szkoliózis tekintetében így van ez hazánkban is.

A deformitás-sebészet alapjaival fiatal szakorvosként sikerült megismerkednem, annak legújabb kori aranykorában. Ekkor zajlott az a forradalmi változás, amit **Yves Cotrel** és **Jean Dubousset** neve fémjelez, és mondhatjuk, 200 év sebészi útkeresése után végleg kiengedte a szellemet a palackból. Ugyanerre az időre esett a biomechanikai posztgraduális képzésem is. Minthogy mindez ennek a forradalomnak a bölcsőjében, Franciaországban történt velem, nehéz volt nem az újdonság varázsának hatása alá kerülnöm. Szerencsés módon mind a klinikum, mind a kutató-fejlesztő munka irányából foglalkozhattam a szkoliózissal. Annyira azonban nem volt erős ez a varázs, hogy ne láttam volna meg hamarosan az új módszer hátrányait: bonyolultságát, rendkívül költséges voltát, és ne éreztem volna rá bizonyos ellentmondásaira. Később sikerült megalapítanom a Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinikájának Biomechanikai Laboratóriumát, ahol kis munkacsoportot szervezve, irányításommal több megközelítésből tematikusan foglalkoztunk a szkoliózis problémakörével.

Többirányú megközelítésből végzett munkám mára egységes egésszé állt össze, ennek legfontosabb állomásait és vizsgált kérdéseit foglaltam össze disszertációmban.

Innen eredeztethetőek célkitűzéseim indíttatásai.

Célkitűzések

Célkitűzésem eredetileg egy volt: az akkorinál (és mivel ez 20 év múltán is helytáll: a jelenleginél) egyszerűbb, biztonságosabb és hatékonyabb sebészi módszert találni a szkoliózis műtéti kezelésére. Az ehhez vezető úton szükség volt a következők végrehajtására:

- I. Áttekinteni a szkoliózis műtéti kezelésének történetét, majd rendszerezni annak különböző vonulatait;
- II. Elmélyülni az egészséges gerinc biomechanikájában, de mivel ellentétes tételeket találtam már az alap-irodalom szintjén is, tisztázó kísérleteket végezni;
- III. Megismerni az idiopátiás gerincferdülés kialakulásának kurrens elméleteit, de mivel ellentmondást fedeztem fel azokban, megalkotni a magam elméletét;
- IV. Elsajátítani a legmodernebb sebészi technikákat, de mivel egy ideje már a szakma is ellentmondást sejtett ezen a téren, megkeresni és világosan megfogalmazni az ellentmondásosság mibenlétét;
- V. Előtanulmányaim alapján megtervezni az ezt az ellentmondást leghatékonyabban feloldó és leginkább hatékornak gondolt kétoldalt támaszkodó (*Crochet à Appui Bilatéral*, továbbiakban *CAB*) implantátumot, és elvégezni annak elsődleges mechanikai és kadáver műtéti vizsgálatait;
- VI. Az új implantátummal kapcsolatban a tervezési részletek pontosításához, illetve az implantátum rögzülési elvével kapcsolatban megfogalmazott kételyek kizárására további biomechanikai kísérleteket végezni;
- VII. Kialakítani az újjátervezett implantátummal és a hozzá elkészített beültető eszközökkel megvalósítható korrekció technikáját, kidolgozni a követendő műtéti stratégiát és adaptálni az implantátumot az artrodézis nélküli „gerincszabályozás” eseteire is, majd mindezt a klinikumban a napi gyakorlat szintjén bevezetni;
- VIII. Tudományosan feldolgozni az eddigi klinikai eredményeket;
- IX. Bemutatni folyamatban lévő további fejlesztéseim irányvonalait és kezdeti eredményeit;
- X. Végül összefoglalni munkásságom új megállapításait és eredményeit.

I. Történeti áttekintés

A szkoliózis műtéti kezelése immár több mint 200 évre visszatekintő történetének egyik legfőbb tanulsága, hogy a különböző műtéti megoldások mindig is feszegették az adott kor sebészei színvonalán elérhető lehetőségek határait. Igazán nagy fejlődésnek a XX. század második felében indult. Ehhez hozzájárult orvosi oldalról az aneszteziológia és a sebészet nagyobb biztonsága, az ipar oldaláról a magas színvonalat elért implantátum alapanyaggyártás és megmunkálás, marketing oldalról a kiélezett piaci konkurencia, és végül, de nem utolsósorban a gerincdeformitással élő betegek által támasztott elvárások az egyre hatékonyabb korrekció és a minél gyorsabb rehabilitáció igényével. A nehézkes fűzőkezelés sem hozta meg sok esetben a várt eredményt, ami további betegcsoportok műtéti igényét eredményezte.

Ahhoz, hogy az új módszerek és technikák szövevényes hálójában el tudjak igazodni, részletes történeti áttekintést végeztem a hátsó feltárásból végzett korrekciós műtétek viszonylatában (1,6,21). A történeti áttekintés szintéziseként elvégeztem a meghatározó műtétek csoportosítását és az alapján elkészítettem a fejlődés kronológiáját érzékeltető implantátum családfát (1. ábra).

Ezáltal sikerült megértenem, hogy mely megközelítési módok milyen új technikák kialakulásához vezettek a megelőző évtizedek során és mik a közös gyökereik. Így visszatekintve már a **Cotrel-Dubousset** (továbbiakban *CD*) módszer sem boszorkányosan újnak, hanem a fejlődés egy logikusan következő lépésének tűnt, amit aztán a nagyszámú követő sebész és továbbfejlesztő cég ékesen bizonyított is. Hamarosan azonban nyilvánvalóvá vált, hogy a *CD* módszerrel nem jött el a minden deformitásra alkalmazható végső megoldás, hanem „csak” elindult egy mondhatni forradalmi változás a gerincsebészetben.



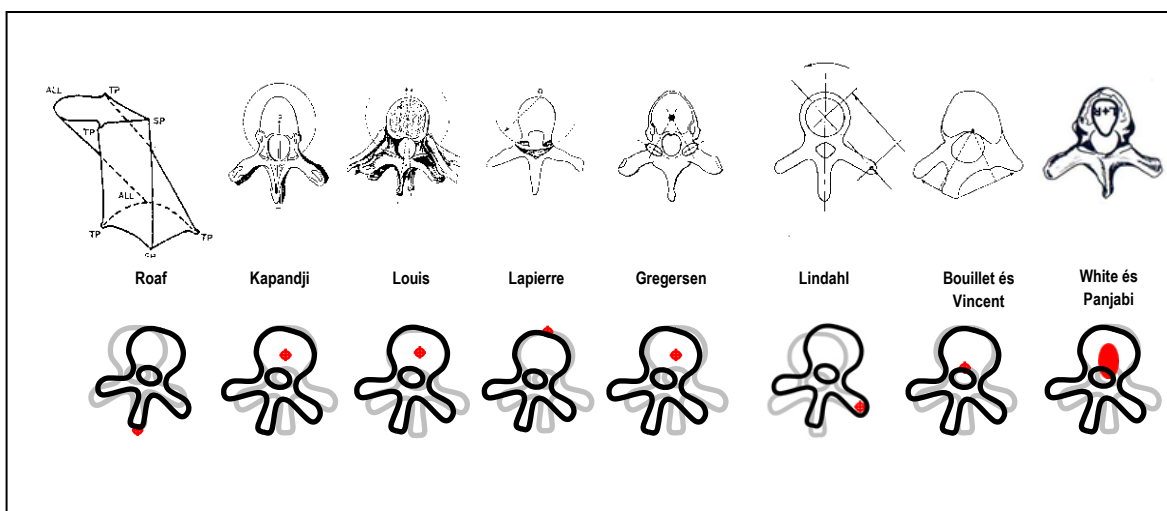
1. ábra

A stabilizáló/korrektív gerincimplantátumok családfája a kezdetektől a második generációs CD elvű implantátumokig. Mint jól érzékelhető, mindezen műtétek mélyen a különböző hátsó fúziós technikákban gyökereznek.

II. A torakális csigolyák axiális rotációs tengelye

Számomra is meglepő volt, hogy a *CD* módszer alaposabb megismerése során egyre jelentősebb kételyeim támadtak annak alapjait illetően. Mindez akkor történt, amikor még szentségtörésnek számított szakmai körökben bármit is vitatni a *CD* műtétek alapelveivel kapcsolatban.

Ezért kezdtem el – mintegy saját okulásomra – az alapoktól elindulva tanulmányozni az idiopátiás szkoliózis biomechanikájának részleteit. Már az idevágó alapismeretek szintjén is ellentmondásokat fedeztem fel. Szinte érthetetlennek tűnt, hogy még egy olyan látszólag egyszerű kérdés tekintetében is, mint a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének elhelyezkedése, az irodalom egymásnak teljesen ellentmondó eredményeket adjon meg, holott a kérdés egyik legfontosabb gyakorlati jelentőségét épp a szkoliózis rotációs komponenséből eredő púpképződés adja (2. ábra).



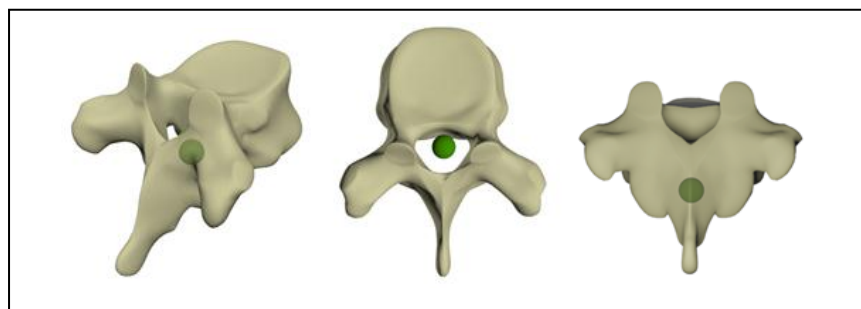
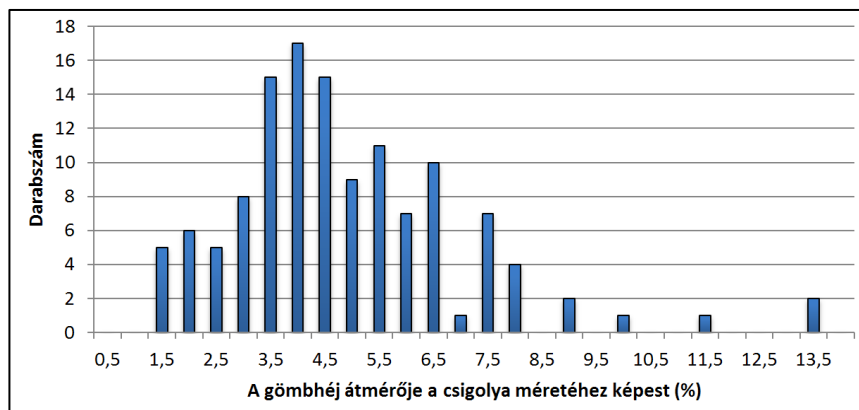
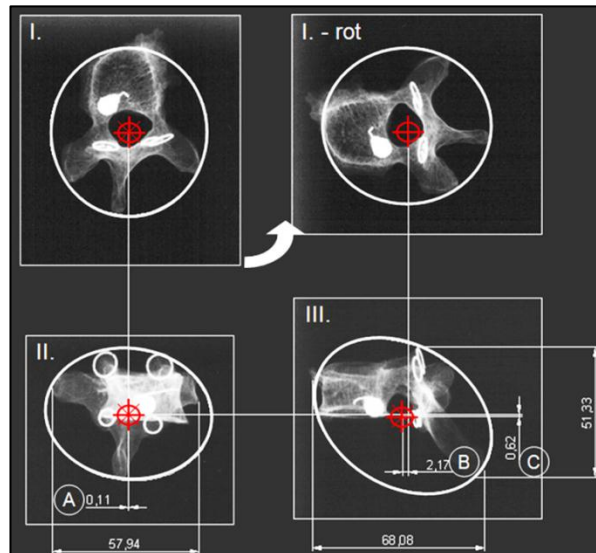
2. ábra

A különböző szerzők által meghatározott rotációs tengely elhelyezkedése eredeti ábrán és sematikusán (A fellelhető irodalomból azoknak a szerzőknek a neve lett feltüntetve, akik állításukat ábrán is bemutatták)

Ekkor kezdtem önálló kísérletekbe. Munkahipotézisem szerint az axiális rotáció tengelyének valahol a *canalis vertebralis* területén kell lennie, ha ugyanis a tengely azon kívül helyezkedne el, akkor két szomszédos csigolya rotációja során a távolság függvényében a *canalis vertebralis* egyre jelentősebb „szivarvágó” hatást fejthetne ki a gerincvelőre. A kérdést tisztázó kísérleteimben (1) síkgeometriai és térgeometriai módszereket alkalmaztam (20), majd (2) a különböző – az irodalomban közölt, a tengely helyzetére vonatkozó – hipotéziseket gerinccsatorna öntvényekkel modelleztem (17) és azok volumetriás eredményeit egymással összevettem, végül (3) friss kadáverekből származó háti gerincszakaszokon végeztem direkt méréseket, melyek során az izolált gerincszakasztól fokozatosan az összes mechanikai összeköttetést megtartó mellkasszeletig történtek vizsgálatok (19).

Ennek a munkának a legfőbb eredményei összefoglalva a következők:

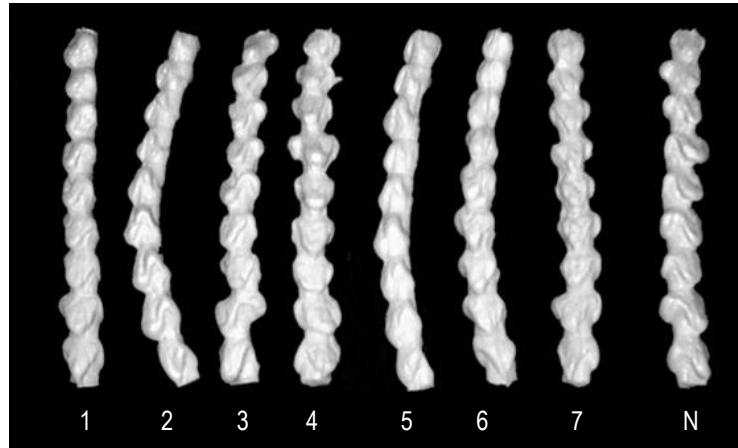
1. Az ízületek geometriája által meghatározott rotációs tengelynek a három fő síkban végzett szerkesztése alapján megállapítást nyert, hogy az egyes mérési eredmények szórásából következően a szóba jövő forgási középpontok a tér egy kis gömbnyi szegmentumában helyezkednek el. Ez a gömb a velőűr első részén, a középvonalban található (3. ábra).

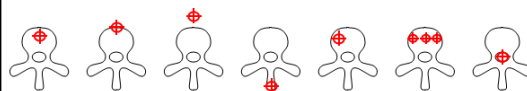


3. ábra

A geometriai csigolyaközéppont szerkesztési módja és annak eredményei

2. A háti gerinccsatornáról készült öntvények térfogatának a gerincszakasz axiális rotációja során bekövetkező változásának vizsgálata során az volt megfigyelhető, hogy a velőűrben, illetve a csigolyatest antero-laterális részén elhelyezkedő tengelyek mentén rotálódva csökkent a legkevésbé a velőűr térfogata (4. ábra).

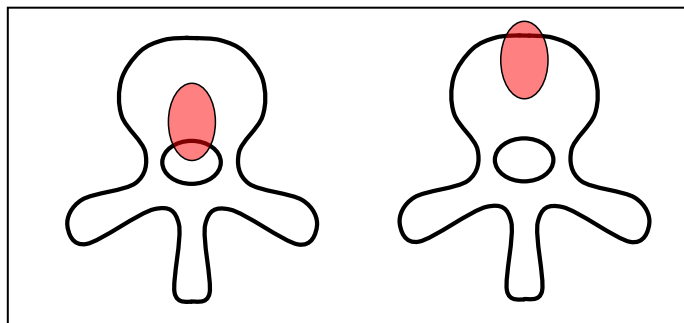


									
		1	2	3	4	5	6	7	Neutrális
1. mérési sorozat	1. öntvény	60	60	64	50	71	62	65	71
	2. öntvény	59	59	61	60	65	61	61	
	3. öntvény	60	65	60	55	68	61	62	
	4. öntvény	62	58	54	61	66	68	70	
2. mérési sorozat	1. öntvény	62	58	62	50	70	62	66	72
	2. öntvény	58	58	62	60	65	62	62	
	3. öntvény	60	64	60	56	68	62	64	
	4. öntvény	61	57	52	60	67	68	70	
3. mérési sorozat	1. öntvény	62	60	62	50	72	62	68	69
	2. öntvény	58	59	62	60	65	63	61	
	3. öntvény	60	64	60	56	68	62	65	
	4. öntvény	62	57	52	60	68	69	68	
4. mérési sorozat	1. öntvény	62	61	63	50	70	61	67	70
	2. öntvény	57	60	61	58	65	62	60	
	3. öntvény	59	65	60	56	68	62	65	
	4. öntvény	61	57	52	60	68	69	69	
Átlag		60,2	60,1	59,2	56,4	67,7	63,5	65,2	70,5
Átlag a neutrális-hoz képest (%)		85,4%	85,2%	84,0%	80,0%	96,0%	90,1%	92,5%	100,0%

4. ábra

A háti gerinccsatornáról készült öntvények módosulásai
a különböző imitált forgáspontok esetén

3. Bordacsonkkal rendelkező, majd a teljes bordakosárral eltávolított mellkasszeleteket tartalmazó gerincszakaszokkal végzett direkt rotációs kísérletek során a középpontok a csigolya szimmetriatengelyén legtöbbször ugyancsak a velőűr területére estek, de borda nélkül előrébb tolódtak a középpontok, a csigolyatest elülső felére (5. ábra).

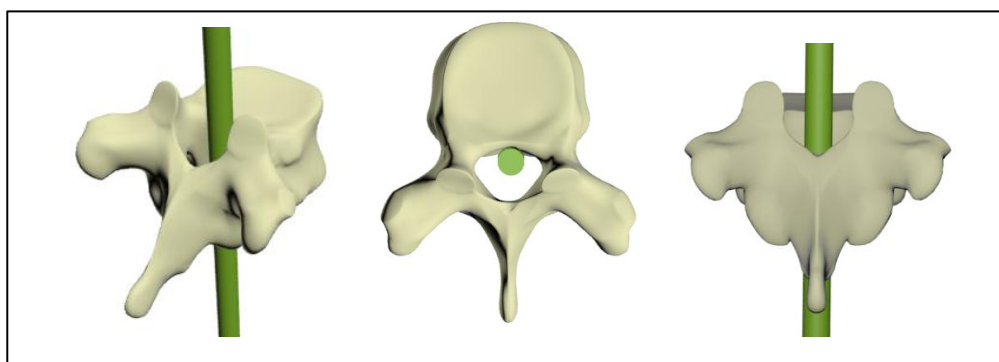


5. ábra

A rotációs tengely lokalizációja a bordacsonkkal rendelkező és nem rendelkező gerincszakaszokon végzett mérések eredményei alapján

Minthogy a fellelhető irodalomban az összeköttetéseitől megfosztott háti gerincszakaszokon végzett vizsgálatok eredményeivel találkozunk, saját méréseinket érzem a leginkább realisztikusnak és így módon egyben választ is adtak a többi szerzőktől eltérő eredmények okára.

Mindezek alapján végső következtetésként azt mondhatjuk, hogy a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének a legvalószínűbb helye a velőűr elülső falának medián-szagittális síkba eső szakasza (6. ábra).



6. ábra

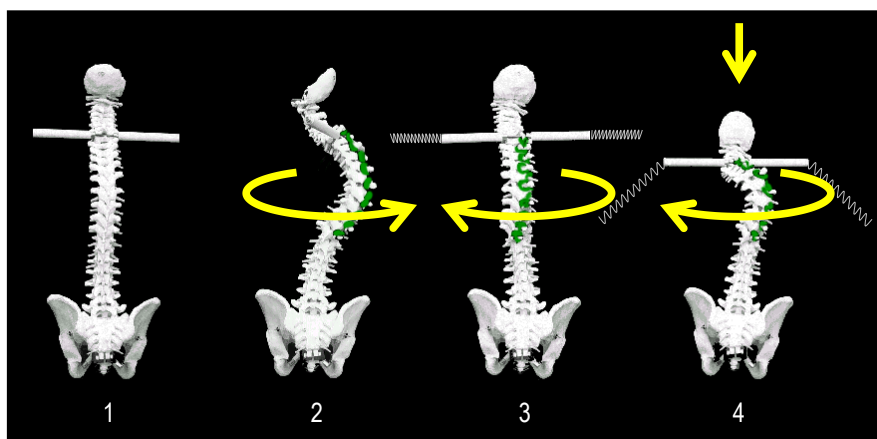
Vizsgálataim alapján az axiális rotációs tengely legvalószínűbb helye

A többféle megközelítéssel nyert egybecsengő eredmények az irodalom több idevágó megállapításának ellentmondanak.

III. Az idiopátiás szkoliózis mechanikai etiopatogenézise

A „Rotációs előfeszítettség” fogalmának bevezetése

Elmélyülve a szkoliózis etiológiájának szakirodalmában, újabb hiányérzetet keltett bennem, hogy a görbületek kialakulásának 70%-át mind a mai napig ismeretlen eredetűnek tartjuk. Mivel ezekben az esetekben az (ismeretlen) etiológiától függetlenül egy közel egységes mechanikai elváltozás és annak progressziója figyelhető meg, a deformitás hátterében lévő lehetséges történéseket keresve jutottam el egy olyan modellhez, ami viszonylag élethűen érzékelteti az ebbe a csoportba tartozó szkoliózisokat (7,14) (7. ábra).



7. ábra

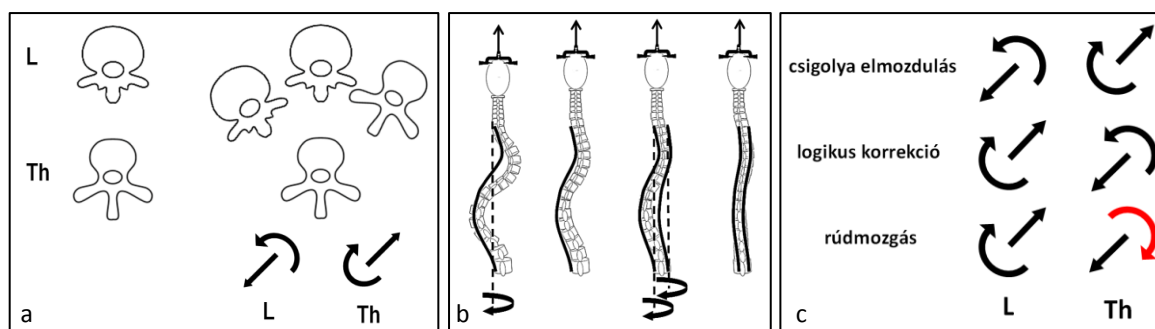
A Rotációs előfeszítettség modellje

1. A kiindulási modell a vállöv imitációjával
2. A jobboldali gumigyűrűk felhelyezésének hatására kialakuló torzió
3. A megszüntetett torzió után visszanyert látszólagos kiindulási állapot, valójában a rotációban előfeszített gerinc
4. A felsőtest imitált súlyából adódó terhelés hatására kialakuló szkoliózis

Az elmélet a háttérben a féloldali törzsizomzat – ami egyébként lehet az egész testfél izomzat – megnövekedett tónusát tételezi fel. Ez ugyancsak egy viszonylag könnyen feltételezhető élettani jelenség. A felsőtest súlyából származó vertikális terhelés, valamint a testbeállító-dásért felelős poszturális reflexek – melyek azt a törekvésünket szabályozzák, hogy a végtagok ízületeiből, a szemből és a félkörös ívjáratokból származó afferentáció alapján célszerűen állítsuk be testünket a térben – a féloldali izomtónus fokozódásból adódó csigolyák közötti feszüléssel szerepet játszhatna a szkoliózis kialakításában. Az etiopatogenézis ezen elméletének a *Rotációs előfeszítettség* nevet adtam. A teóriával ellentmondásban álló irodalmat áttanulmányozva pedig több szerző esetében saját kísérleteik eredményeinek önmaguk által végzett téves vagy elhamarkodott kiértékelését állapíthattam meg, azaz ugyanazok a kísérleti eredmények a *Rotációs előfeszítettség* elméletét – más interpretációban – akár támogatnák is.

IV. A derotáció kritikája a *Cotrel-Dubousset* szerint végzett műtéti korrekciók során

A fentebb bemutatott alapvető gerinc-biomechanikai ellentmondások és az új pathomechanikai elmélet birtokában a **Cotrel-Dubousset** műtét technikáját lépésről lépésre elemezve, sikerült rámutatnom arra az alapvető ellentmondásra, ami miatt a módszer legelhivatottabb hívei is kissé csalódottan álltak saját eredményeik előtt. Nevezetesen: a derotációs technika során a háti szakaszon a csigolyáktól elvárt korrekciós irányú elfordulás és a rudak forgása épp ellenkező irányú. Geometriaileg levezetéssel sikerült minden vitát kizáróan bizonyítanom ezt az állítást, ami trivialitása ellenére valahogy elkerülte a kérdéssel foglalkozó szakemberek figyelmét. Ugyanebben a levezetésben az is magyarázatot kapott, hogy ha nem is elégséges, de bizonyos mértékű háti derotáció az esetek jelentős részében mégis bekövetkezik (15) (8. ábra).



8. ábra

A CD korrekció elvi hibája

- a. Egy típusos torakolumbális görbület apikális csigolyáinak elmozdulásai
- b. A két rúddal megvalósított derotáció és korrekció
- c. A logikus és a valós korrekció ellentmondása a CD elv alkalmazása során

Mindezeket összefoglalva elmondható, hogy amíg globálisan elfogadható korrekciós eredmények érhetőek el a klasszikus CD elv alapján végzett korrekciókkal, addig részleteit tekintve a módszer számos hibát mutat, melyek közül a rotáció relatív növekedése az egyik leg súlyosabb. Ezért gondoltam úgy, hogy a „Rotációs egyensúly” fogalmát, mint pré- és posztoperatív deformitás-analízis kritériumot, érdemes lenne bevezetni a klinikumban. (Itt feltétlenül meg kell említeni, hogy az axiális rotáció rutinszerű klinikai mérése mind a mai napig megoldatlan. Így a rotációs egyensúly közvetlenül nem mérhető. Hiányára azonban többek között a korrekcióból kimaradt szegmentumokban szükségessé váló aktív derotációból és az esetlegesen ezzel járó diszkomfort érzésből következtethetünk.) A fentiekben ismertetett, geometriaileg levezetett ellentmondások magyarázatot adhatnak néhány nem kielégítő klinikai eredményekről beszámoló közleményre is.

V. A CAB horgok kifejlesztésének története és az implantátum jelenlegi formája

A *Rotációs előfeszítettség* elméletének birtokában és a *CD elv* alapvető ellentmondását feltárva erős volt a készítés egy logikusan működő, hatékonyabb és egyszerűbb technika kidolgozására. Így született meg a gerinc háti szakaszára a két oldalon támaszkodó horgok ötlete (4,5,8,11).

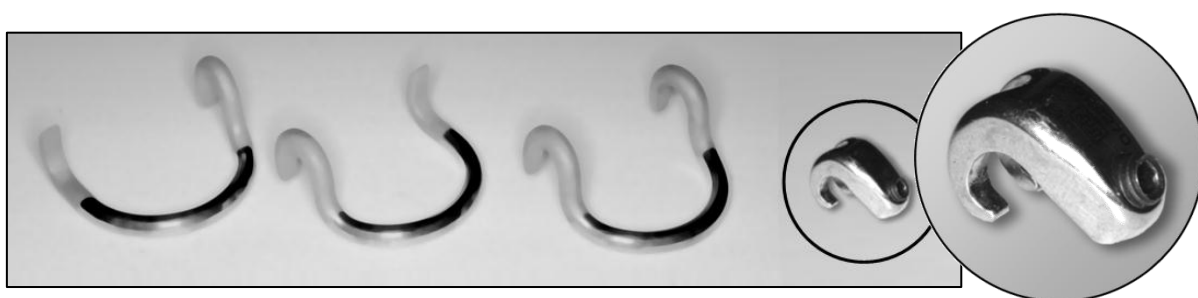
Önállóan kezdett fejlesztő munkám hamar eljutott arra a pontra, amikor már implantátumgyártó cég bevonására volt szükség (9. ábra).



9. ábra
Az első kísérleti CAB modellek

Az élet úgy hozta, hogy mindösszesen három céggel álltam kapcsolatban, mire a jelenleg használatban lévő implantátumig eljutottunk.

Az első gyártói együttműködésből (*JBS, Sainte-Savine, France*) a cég univerzális gerinckorrekciós rendszerének kiegészítő implantátumaként megszülettek az első beültethető modellek (10. ábra).



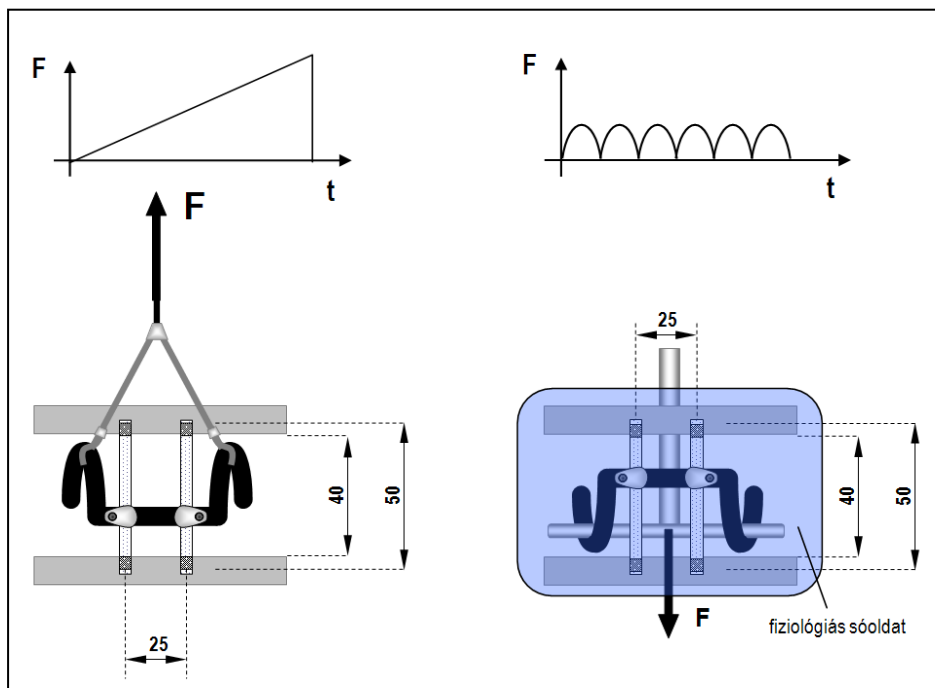
10. ábra
A JBS-CAB implantátumok

Fontos szempont volt, hogy a kóros görbületek korrekciója során minél kisebbek legyenek a helyi erőbehatások a csigolyákon. Így esett lehorgonyzási pontként a választás a *processus transversus* tövére (11. ábra).



11. ábra
A JBS-CAB horog illeszkedése egy háti csigolyán

A prototípusokat számos vizsgálatnak vetettük alá. A rúd-horog kapcsolat statikus vizsgálatát a londoni *Royal Veterinary College* Biomechanikai Laboratóriumában végeztük el. A dinamikus vizsgálatok a Francia Minőségvizsgáló Intézetben (*Laboratoire National d'Essais*, Paris, Trappes) történtek, 5×10^6 ciklussal. A mérési körülményeket a 12. ábra mutatja.



12. ábra
A JBS-CAB horog statikus és dinamikus mérésének elrendezése

Ezzel párhuzamosan boncolásos kísérleteket végeztem és kidolgoztam az implantátum beültetéséhez szükséges műszereket.

A *JBS-CAB* horgokkal három beteget operáltunk meg sikerrel (13. ábra), majd sajnálatos módon tulajdonosváltás miatt az együttműködés félbeszakadt.



13. ábra

A *JBS-CAB* horgokkal megoperált első klinikai eset
(intraoperatív felvétel, préoperatív és posztoperatív a-p rtg felvételek,
közvetlenül a műtét után és 4 évvel később készült fényképek)

Ezt követően önerőből további fejlesztéseket hajtottam végre az implantátumon. Az új formai kialakításnál mind a gyártói, mind a felhasználói oldalon egyszerűsítésekre törekedtem. A gyártás tekintetében egy olyan alakzatot képzeltem el, amely egy síkra kiteríthető, azaz egy lemezből kivágható az implantátum, és ennek meghajlításaival nyeri el végleges formáját (14. ábra).

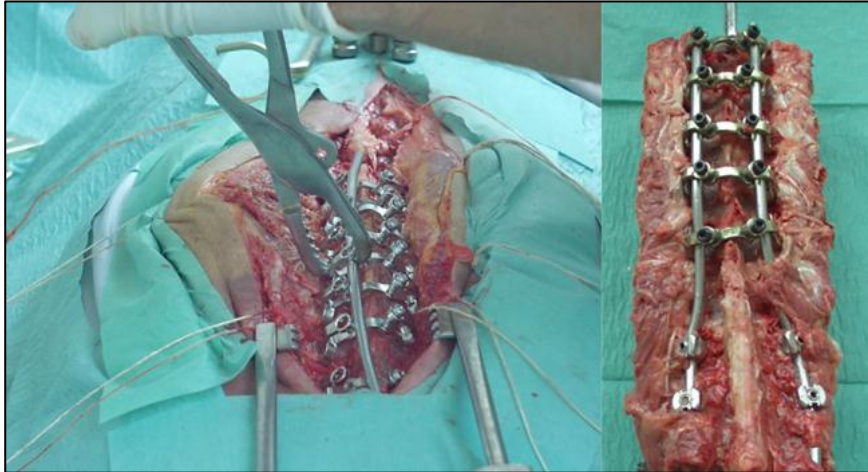


14. ábra

A módosított CAB

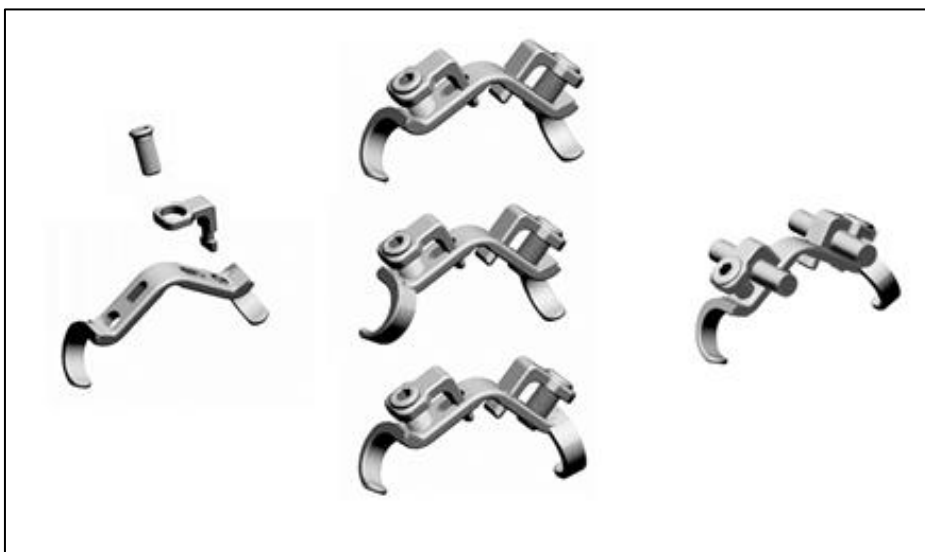
- prototípus előgyártmány vázlat
- prototípus előgyártmány
- balos CAB horog, a későbbi *Eurosurgical-CAB* saját készítésű prototípusa

Az új modell véglegesítését a *Eurosurgical* (Beaurains, France) végezte el. A kadáver kísérletek igen ígéretesek voltak (15. ábra), az implantátum termékké alakítása során azonban technikai nehézségek adódtak. Egyrészt a mérnökök nem tudtak megbirkózni a kis rádiuszú hajlítások nagyüzemi megvalósításával, másrészt nem találták meg a módját, hogy ezzel a formai kialakítással megfelelő szorítóerőt lehessen elérni a hosszanti rúd és a horog között. Így ez a kollaboráció a megvalósíthatatlanság okán abbamaradt.



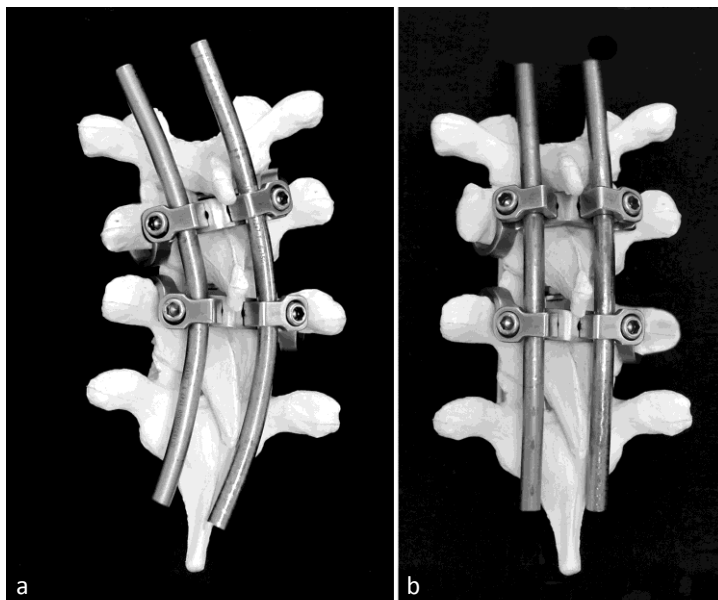
15. ábra
Eurosurgical-CAB kadáverbe történő beültetése

A koncepciót egy újabb gyártói együttműködés keretében sikerült tökéletesíteni. Végül egy sok részletében módosított implantátum született. A *Sanatmetal Kft.* (Eger) mérnökeivel a monoblokk implantátumot szerkezetileg megbontottuk és egy általunk kilincsnek nevezett segédimplantátummal megoldást találtunk a megfelelő horog-rúd kapcsolati szorítóerő problémájára. A kilincset a horogtestbe kis hosszanti nyíláson lehet beakasztani, majd 90° elforgatás után egy csavar behelyezésével a rúdra az mintegy ráhúzzható (16. ábra).



16. ábra
A Sanatmetal-CAB felépítése és formai variációi

A CAB horgok működési alapja végletekig leegyszerűsítve az, hogy a háti csigolyák identikus anatómiai pontjain rögzülő, egyidőben kétoldalon támaszkodó horgok – melyek egyidejűleg mind a három síkban képesek a csigolya térbeli elmozdítására – a megfelelő szimmetriájú implantátumok alkalmazása esetén egymás vetületébe hozva a csigolyákat, a gerincet szinte automatikusan kiegyenesítik (17. ábra).



17. ábra

A torakális apex instrumentálása szembeállított aszimmetrikus *Sanatmetal-CAB* horgokkal

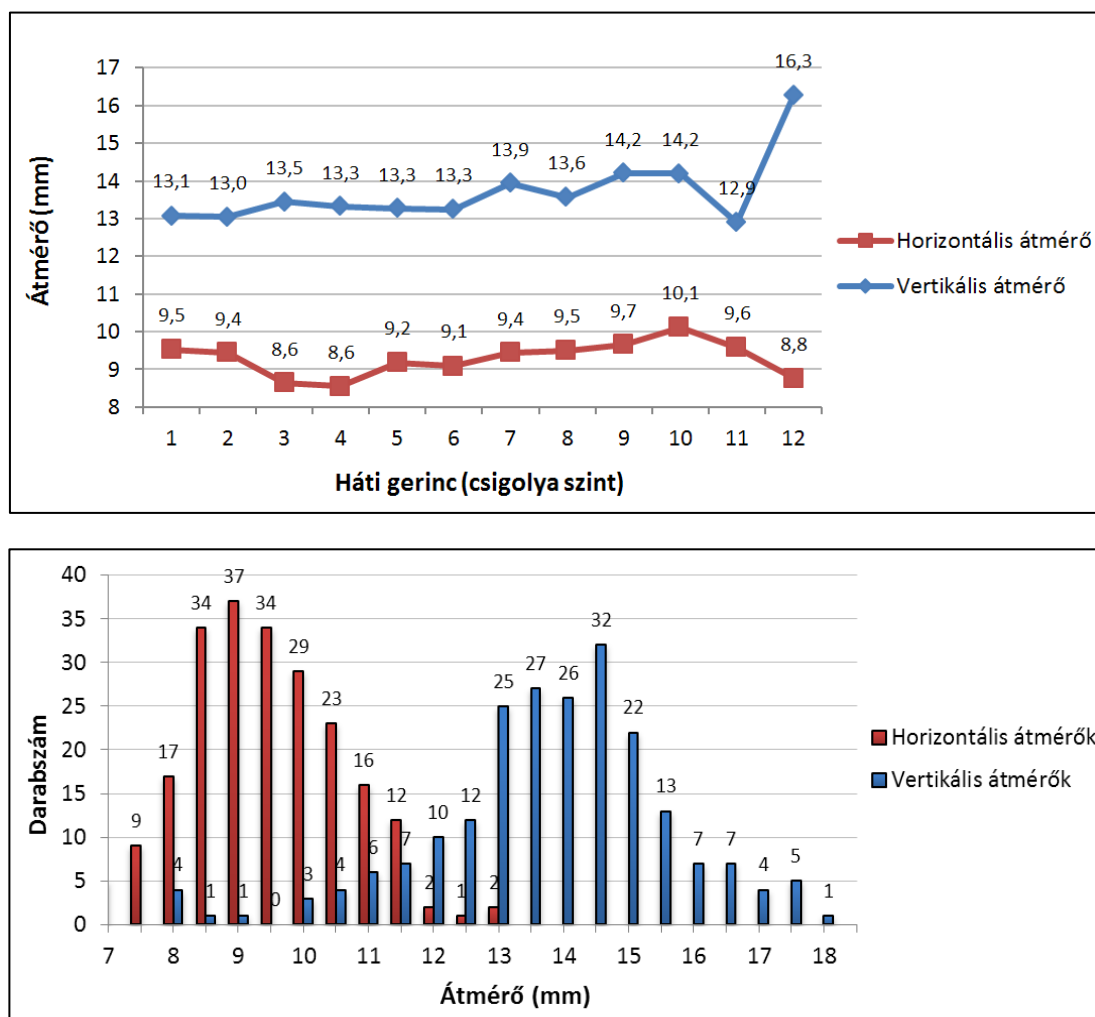
- a. a CAB horgok kirajzolják a görbületet
- b. az egymás vetületébe hozott CAB horgok – mivel identikus pontokon rögzülnek – automatikusan a csigolyákat is egy vonalba hozzák

Egy 2014-ben befejezett fejlesztés keretében a *Sanatmetal Kft.* egységes gerincsebészeti implantátumrendszert dolgozott ki, meglévő korábbi gerincimplantátumaira alapozva. Ezáltal megszűnt a CAB horog kiegészítő implantátum volta, ezentúl mint egyenrangú implantátum alternatíva szerepel a kínálatban. Az új rendszer $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ (ISO 5832-3) alapanyagból készül. Mivel azonban a *Sanatmetal-CAB* titán alapanyagból történő gyártása újabb technikai nehézségeket vetett fel, a készlet rozsdamentes acélból (ISO 5832-1) készült CAB implantátumait az úgynevezett *Physical Vapor Deposition (PVD)* eljárással 3-6 μm vastagságú *titánnitrid* (TiN) bevonattal látják el, megszüntetve így módon a különböző fémekből készült implantátumok közötti galvánáram képződést. Ez a technológia elfogadott és elterjedt az orthopédiai implantátumgyártás gyakorlatában.

VI. A *processus transversusok* vizsgálata

VI/1. Geometriai vizsgálatok

Az implantátum tervezése során szükséges volt a *processus transversusok* implantátummal csatlakozó bazális részének geometriáját jobban megismerni. Összesen 120, friss felnőtt kádáverből származó torakális csigolya állt rendelkezésünkre, melyeken 443 mérést tudtunk elvégezni a *processus transversusok* bázisának horizontális és vertikális átmérőjét illetően (18. ábra) (9).



18. ábra

A háti csigolyák *processus transversusai* horizontális és vertikális átmérőinek átlaga és a csigolyák számának eloszlása

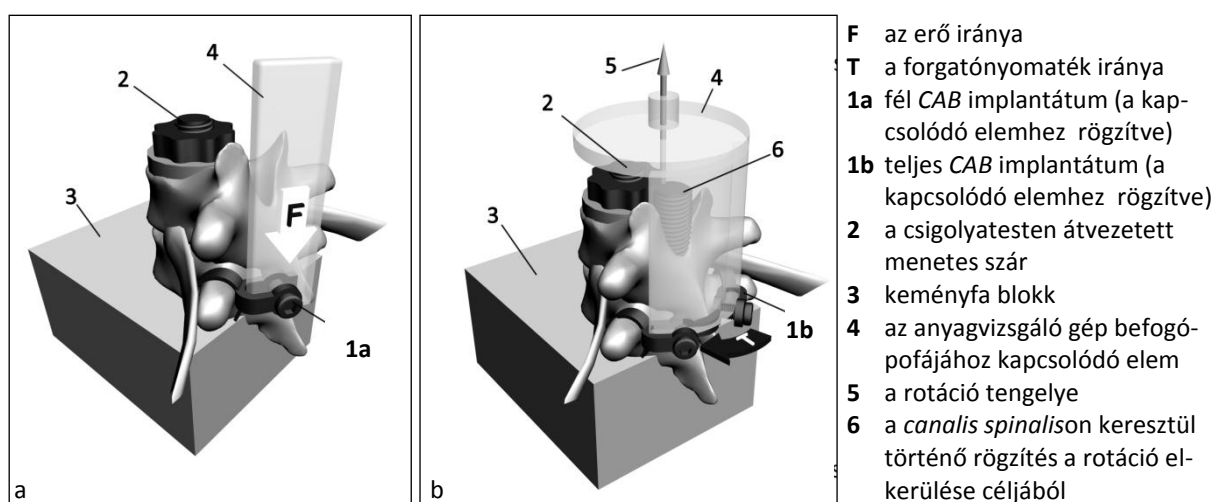
Az implantátum tervezés szempontjából a CAB esetében valójában a horizontális átmérő a fontosabb, ami meghatározza a horogvégek ideális nyílásszélességét, amit a mérési eredmények alapján 12 mm-ben határoztunk meg.

VI/2. Biomechanikai vizsgálatok

Annak ellenére, hogy a *processus transversus*ok terhelhetőségét már több évtizedes klinikai eredmények világszerte hitelesen bizonyították és már teljes meggyőződéssel dolgoztunk a Sanatmetal-CAB horgok klinikai bevezetésén, a szkeptikusok meggyőzésére és saját meggyőződésünk megerősítésére szükséges volt a *processus transversus*ok bázisának mechanikai terheléssel szembeni ellenállását mérnünk.

Mivel az aszimmetrikus CAB két végének horogpárjai egyidejűleg gyakorolnak forgatónyomatékot a koronális és a horizontális síkban, a mechanikai mérések során mindkét igénybevételt modelleztük. Méréseinket a *processus transversus*ok tönkremenetelig folytattuk.

A **vertikális terheléseket** egy oldalon támaszkodó, középen kettévágott implantátummal végeztük el, 0,5 mm/s sebességgel fokozatosan terhelve a *processus transversust*. A terhelhetőség maximuma 99 mérés kapcsán 337,56 N (92,85-620,41 N) volt (szórás 128,03 N). A bordacsonk megléte vagy hiánya nem okozott szignifikáns eltérést az eredményekben (19.a., 20.a. ábra).



19. ábra

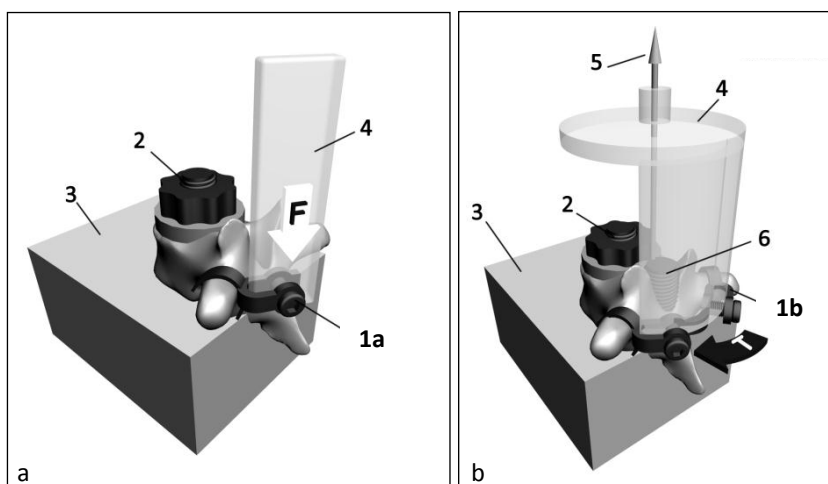
A mérések elrendezése bordacsonkkal rendelkező csigolyapár esetén

- a. vertikális nyomás
- b. axiális tengelyű rotáció

Ezután eltávolítottuk a csigolyapár alsó csigolyáját és a bordacsonkot, majd elvégeztük a bordacsonkkal nem rendelkező csigolya megmaradt felső csigolya *processus transversus*ának mérését is (20.a. ábra). Ha nem ebben a sorrendben jártunk volna el, a felső csigolyán való első mérésakor az alsó csigolya nagy valószínűséggel sérült volna. A horgokat minden esetben – a műtéti szituációt utánózva – a *processus transversus* tövére helyeztük fel.

A **szagittális terhelhetőséget** a horizontális síkban 8,5°/sec szögsebességgel, axiális tengelyű forgatónyomaték alkalmazásával vizsgáltuk. Itt is végeztünk méréseket megtartott bordacsonkkal, illetve bordacsonk nélküli preparátumokon (19.b., 20.b. ábra). Globálisan 43 mérés alapján 40 esetben a szagittális síkban a hátrahúzó erőnek kitett oldalon tört el a *processus*

transversus, egy eset volt, amikor az előre nyomó erő oldalán tört el, és két esetben egyidejűleg mindkét oldalon (tehát a húzás és nyomás oldalán) egyidejűleg ment tönkre. A töréshez szükséges átlagos forgatónyomaték 14,38 Nm (5,4-24,69 Nm) volt, (szórás 4,52 Nm). Ezeknél a vizsgálatoknál a *processus transversus* ellenállóképességét már szignifikánsan javította a bordacsonk megtartása. 19 mérés eredménye alapján a bordacsonk nélküli esetekben a tönkremenetelhez szükséges forgatónyomaték 12,46 Nm (5,4-19,91 Nm) volt (szórás 4,4 Nm), míg 24 mérés eredménye alapján megtartott bordacsonk esetén a töréshez szükséges forgatónyomaték 15,9 Nm (9,01-24,69 Nm), tehát szignifikánsan ($p < 0,05$) nagyobb volt (szórás 4,08 Nm).

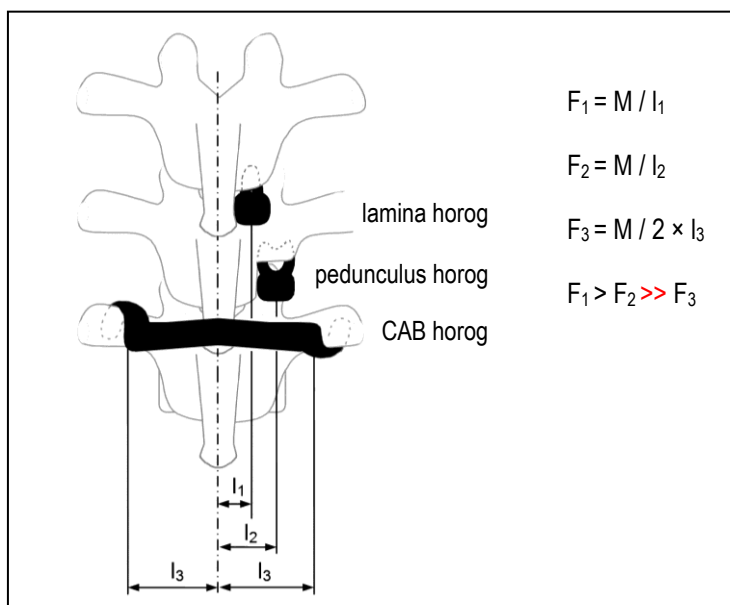


- F** az erő iránya
T a forgatónyomaték iránya
1a fél CAB implantátum (a kapcsolódó elemhez rögzítve)
1b teljes CAB implantátum (a kapcsolódó elemhez rögzítve)
2 a csigolyatesten átvezetett menetes szár
3 keményfa blokk
4 az anyagvizsgáló gép befogópofájához kapcsolódó elem
5 a rotáció tengelye
6 a *canalis spinalis*on keresztül történő rögzítés a rotáció elkerülése céljából

20. ábra

A mérések szemléltetése bordacsonk nélküli (szimpla) csigolyák esetén

- a. vertikális nyomás
 b. axiális tengelyű rotáció



21. ábra

Azonos forgatónyomaték kiváltásához szükséges erők
 a különböző típusú háti horgok esetében

dc_605_12

Az aszimmetrikus *CAB* horgok további előnye, hogy adott forgatónyomaték létrehozásához a *processus transversus* bázisán való feltámaszkodás miatt kisebb erőre van szükség, mint a rövidebb erőkart biztosító *lamina* és *pedunculus* horgok esetében, ráadásul az egyidejű kétoldali, egymással szembenálló megtámaszkodásnak köszönhetően ez a kisebb erő még feleződik is (21. ábra) (13).

VII. A CAB horgok klinikai alkalmazása a szkoliózis kezelésében

VII/1. Beültető műszerek

A CAB implantátumok alkalmazásához csak néhány speciális műszerre van szükség. Az alkalmazott műszerek leginkább aszerint csoportosíthatóak, hogy a műtét mely fázisában, melyik művelet végzésében játszanak szerepet. A gerinc feltárása az alap gerincsebészeti műszereken túl egyéb speciális műszer használatát nem igényli. A CAB-specifikus, de egyáltalán nem bonyolult műszerek a következők:

1. A *costotransversalis* rés megnyitásához jelenleg alapvetően három speciális *transversus* raspatóriumot használunk;
2. Az előkészített *costotransversalis* behatolási pontok közötti távolság mérésére a három féle alaki variációjú CAB horogvéget utánzó távolságmérő szolgál;
3. A CAB szélességének finom állítására hajlítóvasak szolgálnak, amelyek segítségével a méretsorozatból kiválasztott horog enyhe méretbeli szabályozása valósítható meg szükség esetén;
4. A CAB behelyezéséhez szükséges eszköz a horgot a haránt összekötő rész közepén, tulajdonképpen annak hajlatában kell, hogy megfogja;
5. A behelyezett CAB horgokat szükséges lehet a *processus transversusok* bázisán pontosan pozícionálni. Erre egy egyszerű, jelentős erőkart biztosító eszköz szolgál.

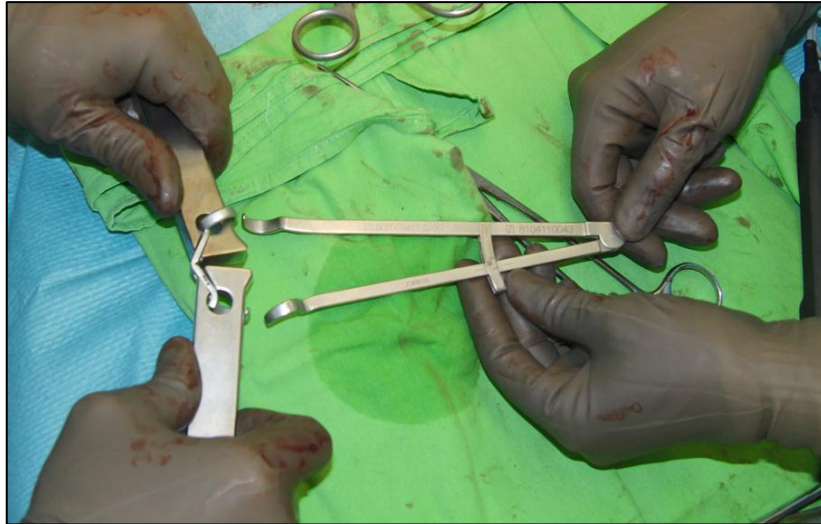
VII/2. Műtéti technika

(Előre szeretném bocsátani, hogy a műtéti indikáció fennállása esetén új értelmet nyer a gyógytornász feladata (2,3), az aszimmetrikus gyakorlatok helyett leginkább a gerinc mobilizálására és a paravertebrális izomtömeg növelésére szükséges összpontosítani.)

A gerincet hason fekvő helyzetben, a standard gerincsebészeti elveknek megfelelően tárjuk fel. A *processus spinosusok*at eltávolítjuk.

A szintek azonosítását követően a kiválasztott csigolyák *processus transversusainak* bázisát a *transversus* raspákkal feltárjuk. Megfelelő műtéti technikával nagy biztonsággal megelőzhetjük, hogy *pleura* sérülést okozzunk a horoghely előkészítése során, akár felülről, akár alulról bevezetett horogvégekkel dolgozunk. Az előkészítést követően már veszélytelenül beakasztható a horog a *processus transversus* mindkét széle felől (10).

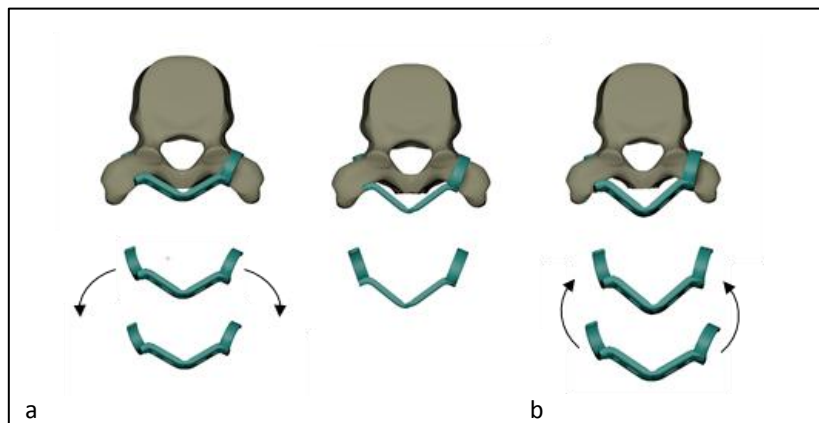
Miután előkészítettük a CAB horog két végének a helyét, lemérjük a két lehorgonyzási pont közötti távolságot az erre szolgáló műszerrel. Ha két horogméret közötti köztes értéket kapunk, két lehetőségünk adódik: a mérce szárvégeihez illesztve vagy a nagyobb méretű CAB szárait zárjuk, vagy a kisebb méretű CAB szárait nyitjuk a 22. ábrán bemutatott eszközökkel és módon.



22. ábra

A CAB horog méretének pontos beigazítása műtét közben, a *costotransversalis* rések távolságának lemérését követően

Nyitásnál a CAB ívelt része laposabb lesz, kisebb elállást adva a *laminához* képest, míg zárásnál épp ellenkezőleg, a CAB jobban el fog állni a *laminától* (23. ábra).



23. ábra

- Kisebb CAB-ot választva és azt a kellő mértékben megnyitva, a hátsó ív elállása kisebb
- Nagyobb CAB-ot választva és annak végeit közelítve, a hátsó ív elállása nagyobb lesz a csigolya laminájához képest

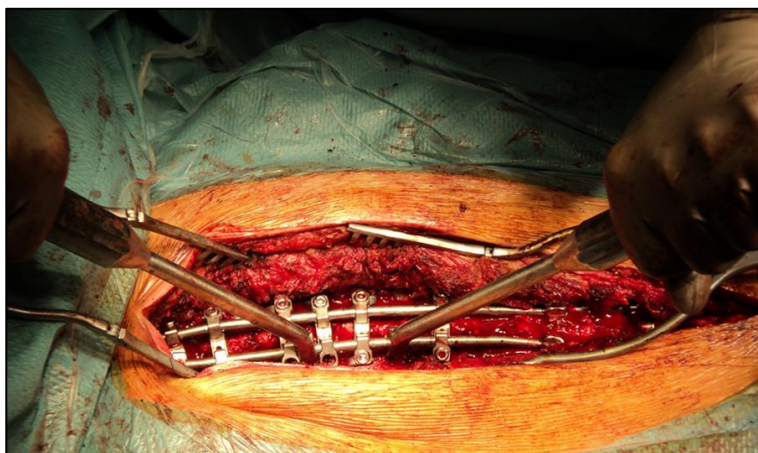
Fontos hangsúlyozni, hogy természetesen, amennyiben akármelyik csigolya *processus transversus* vagy *costarius* nem alkalmas a CAB horgok révén rákerülő terhelésnek ellenállni, akkor az a szint vagy nem instrumentálandó, vagy ott a megfelelő CD elvű implantátum alkalmazandó.

Mivel a CAB-ok minden szinten identikus anatómiai struktúrákon rögzülnek, ebben a stádiumban, behelyezést követően azok mintegy kirajzolják a görbületet (24. ábra).



24. ábra
A behelyezett CAB-ok kirajzolják a görbületet

A technika lényege innentől kezdve minden esetben alapvetően ugyanaz: miután behelyeztük az összes CAB horgot, a megfelelően modellált rudakra felfűzzük azokat, és részben derotációval, részben az ún. *In situ bending* technikával korrigáljuk a görbületet (25. ábra).

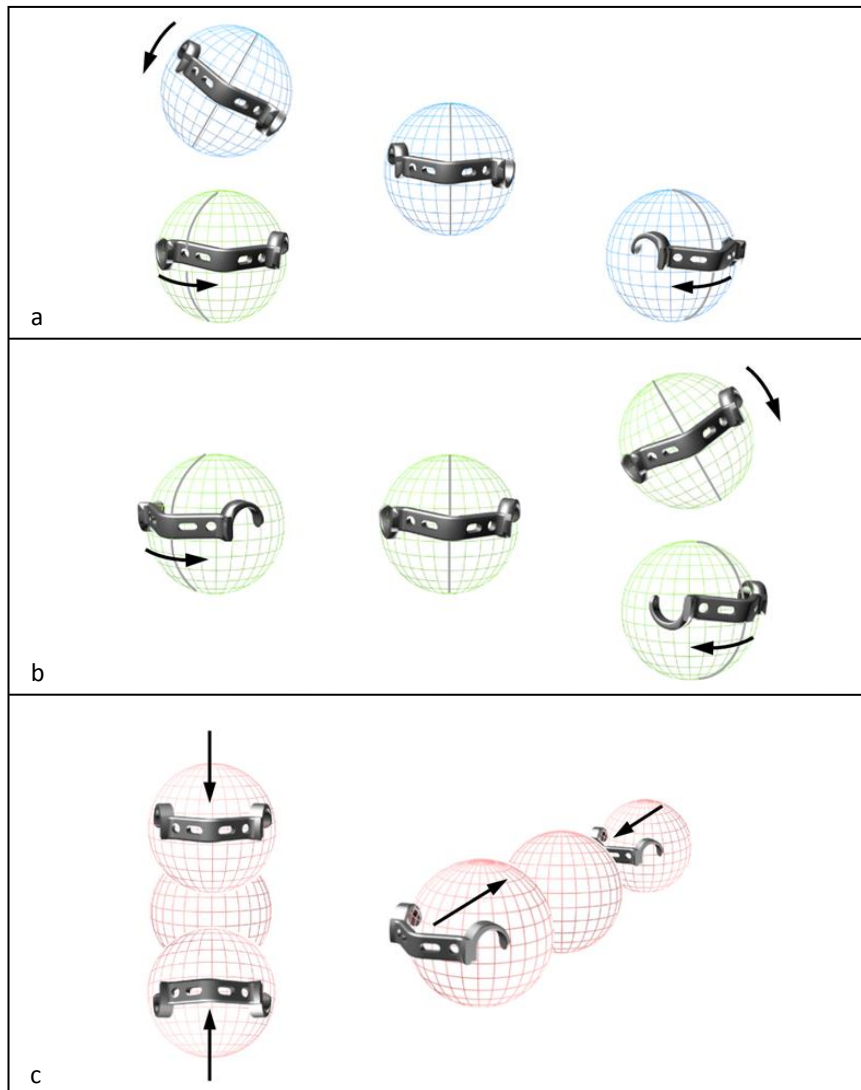


25. ábra
In situ bending technika alkalmazása a CAB horgokkal történő korrekció során

VII/3. Korrekciós mechanizmus

A korrekciós mechanizmus legalapvetőbb elve a kezdeti prototípusoktól a jelenleg használatos implantátumformáig nem változott: a CAB horgok a csigolyákat két oldalukon megfogva, azokat térben viszonylag nagy biztonsággal mozdítják el. A legújabb verziót jelentő *Sanatmetal-CAB* horgok mindegyike már az óramutató járásával azonos és ellentétes irányú elforgatásra is alkalmasak. Az aszimmetrikus CAB horgok ezen túlmenően a szagittális tengely körül billentik a csigolyát. A horgok elnevezése azon alapul, hogy hátulról nézve a jobbos jobb oldalon, a balos bal oldalon nyomja a *processus transversus/costarius* felülről lefelé.

A szimmetrikus CAB horgok pedig mindkét esetben egyidejűleg képesek a csigolya szagittális és vertikális tengely mentén történő lineáris elmozdítására (26. ábra).



26. ábra

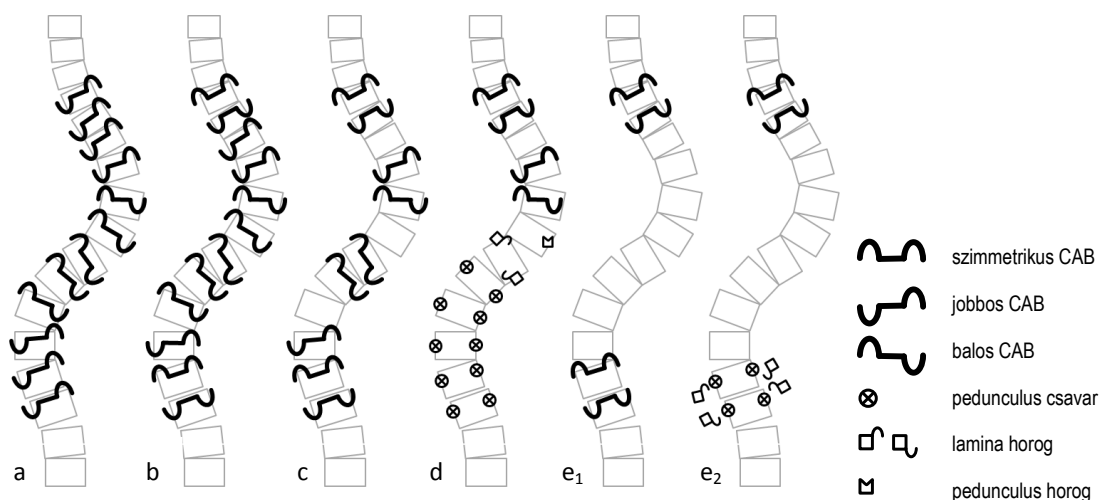
Az aszimmetrikus és a szimmetrikus CAB-okkal közvetíthető korrekciós erő elemei

- az aszimmetrikus balos *Sanatmetal-CAB* mozgásszabadsága
- az aszimmetrikus jobbos *Sanatmetal-CAB* mozgásszabadsága
- a szimmetrikus *Sanatmetal-CAB* mozgásszabadsága

VII/4. Műtéti stratégiák

A klinikai bevezetés során nyert tapasztalatok alapján többféle instrumentálási sémát dolgoztunk ki. Az alábbiakban ismertetésre kerülő sémák az összes elvi lehetőséget nem fedik le, csupán azok kerülnek itt bemutatásra, melyekkel már elegendő saját tapasztalatot is sikerült szerezni. Az instrumentálás lényege azonban mindig állandó: az apex alatt és fölött a koronális síkban ellentétesen billentő, de a horizontális síkban azonosan derotáló implantátumok behelyezése szükséges.

A példák alapjául egy **Lenke 3.** típusú, torakális főgörbületű kettős görbület sémáját vettem, ahol tehát két apikális régióval van dolgunk, és a lumbális görbület kevésbé rigid (27. ábra).



27. ábra

CAB horgokkal megvalósítható korrekciós sémák

- az apexek alatt és felett ellentétesen aszimmetrikus CAB-ok
- mint a., de a végcsigolyákon és a görbületen belül mellettük lévőkn szembe állított szimmetrikus CAB-pár
- mint b., de nincs minden egyes szint instrumentálva
- CAB horgok és CD elvű implantátumok egyidejű (tetszőleges) kombinálása
- a végcsigolyák és azok szomszédos csigolyáinak instrumentálása alul-felül CAB horgokkal (kizárólag gerincszabályozás korai eseténél)
- a végcsigolyák és azok szomszédos csigolyáinak instrumentálása felül CAB horgokkal, alul pedig *pedunculus* csavarokkal vagy egyéb, CD elvű implantátumhorgokkal (kizárólag gerincszabályozás korai eseténél)

VII/5. Gerincszabályozás

A növekedésben lévő gerinc idő előtti hátsó fúziója számos ok miatt kerülendő. Amennyiben ebben az életkorban műtetre kényszerülünk, lehetőség van a növekedést követő, nem detizáló műtét végzésére, amely műtét gondolata már korábban számos alkalommal felmerült.

Az általam gerincszabályozásnak elnevezett korai korrekciós műtétek instrumentálására a CAB horgok alkalmazásával több lehetőség is adódik, ami terjedhet a teljes gerinchossz implantátumokkal való ellátásától egészen a minimalista alsó és felső végponti megragadáson alapuló vertikális nyújtásig tisztán CAB vagy vegyes implantátumhasználatl.

Ez az első olyan implantátumrendszer, amely mind a gerincszabályozást, mind a definitív detizáló műtét elvégzését lehetővé teszi, ugyanakkor a hagyományos CD elvű horogimplantátumok és *pedunculus* csavarok beültetését a korábbi műtét vagy műtétek nem zavarják, tekintettel arra, hogy az ott használatos anatómiai struktúrákat érintetlenül hagyja.

VIII. A CAB horgokkal szerzett kezdeti klinikai eredmények

A dolgozat írásáig kiértékelt első sorozat eredményei alapján elmondhatjuk, hogy az implantátumokkal, a beültető műszerekkel és az elért eredményekkel elégedettek vagyunk, melyek minden tekintetben beváltották a kezelhetőség, egyszerűség, hatékonyság és sebészi biztonság tekintetében hozzájuk fűzött reményeinket.

2007 szeptember és 2013 szeptember között 62 olyan beteg szkoliózis műtéténél használtunk *Sanatmetal-CAB* implantátumokat, akik korábban gerinc korrekciós műtéten nem estek át.

5 esetben a hátsó feltárást ventrális felszabadítás és több hetes *halo* húzítás előzte meg.

4 esetben alkalmaztunk a CAB horgok mellett SCS horgokat, 9 esetben *pedunculus* csavarokat és 4 esetben egyidejűleg SCS horgokat és *pedunculus* csavarokat.

2009-től állnak rendelkezésre lumbális CAB horgok, így az utolsó 37 esetben 1 kivétellel kizárólag CAB horgokat alkalmaztunk.

26 esetben a fennálló nagy növekedési potenciál miatt gerincszabályozást végeztünk artrodézis nélkül vagy az apikális csigolyák konvex oldali detizálásával. Ezeknél a pácienseknél a növekedés befejezte után történt vagy fog történni detizálás.

A többi esetben primeren elvégeztük a posztero-laterális dézist autológ és/vagy heterológ csonttal.

A műtetre került betegeknél a nő/férfi arány 7,8:1 (55 nő:7 férfi) volt. A páciensek átlagéletkora a műtét idején 16,4 (11-45) év, az átlagos utánkövetési idő 32,8 (1-73) hónap volt.

Az átlagos préoperatív **Cobb** szög 63,4° (28°-118°), míg a radiológiai fekvő törzshajlításos (ún. *bending*) tesztek során a betegek konvex irányba dőlésekor az átlagérték 40,7° (4°-114°) volt. A görbületeket korábbi klinikai gyakorlatunkban a **King** által javasolt beosztás szerint osztályoztuk. Így érthető módon a kiértékelés eredetileg ennek megfelelően történt. Mivel az utóbbi időben áttértünk a **Lenke**-féle klasszifikáció használatára, utólag e szerint is osztályoztuk eseteinket. Ez magyarázza, hogy a VIII/I. táblázatban mindkét beosztás megtalálható. A klasszifikáció kérdése egyébként továbbra sem tekinthető lezártnak, a számítástechnikán alapuló adatbázisok létrehozása várhatóan új irányelvek kidolgozására fog lehetőséget biztosítani.

A mérvadó irodalom alapján kiszámoltuk a betegek *Cincinnati Korrekciós Indexét* (a továbbiakban *CCI = Cincinnati Correction Index*) az alábbiak szerint:

$$\text{Preoperative Flexibility (PF)(\%)} = \frac{\text{Preoperative Erect Cobb angle} - \text{Supine Bending Cobb angle}}{\text{Preoperative Erect Cobb angle}} \times 100$$

$$\text{Postoperative Correction (POC) (\%)} = \frac{\text{Preoperative Erect Cobb angle} - \text{Postoperative Erect Cobb angle}}{\text{Preoperative Erect Cobb angle}} \times 100$$

$$\text{Cincinnati Correction Index (CCI)} = \frac{\text{Postoperative Correction (POC) (\%)}}{\text{Preoperative Flexibility (PF) (\%)}} \times 100$$

Az axiális rotáció mérésének megbízható klinikai módszere továbbra sincs. Mivel a *CAB* horgok az instrumentált csigolyák *processus transversus*ainak, illetve *costarius*ainak bázisán, két oldalon, szimmetrikus helyen rögzülnek, a horgok vetüléséből minden egyes csigolya elbillenésére, illetve rotációjának mértékére nagy biztonsággal következtetni lehet. Ezeket azonban rutinszerűen nem számszerűsítettük, de megkezdtük a kérdés tudományos megközelítését, amint az a IX. fejezetben tárgyalásra kerül.

A görbületek típusát **King** és **Lenke** szerint osztályozva az I. táblázat mutatja.

Egyetlen betegünket sem veszítettük szem elől az utánkövetés számára. A feldolgozás idejéig minden beteg elégedett az eredménnyel, fájdalom, korrekciós veszteség, implantátum tönkremenetel vagy infekció nem fordult elő.

Az átlagos préoperatív **Cobb** szög 63,4° (28°-118°) átlagosan 28,4°-ra (4°-89°) csökkent.

Mindezen adatok alapján kiszámítottuk a *CCI*-t, aminek értéke 3,17 (0,63-54,00) lett.

Kizártuk a számításból azokat az eseteket, ahol a préoperatív flexibilitás 10%-nál kisebb volt ($PF < 0,1$). Ennek a szélsőséges rigiditási mérőszámnak két oka is lehetett: vagy valóban nagyon rigid volt a gerinc, vagy a beteg nem működött jól együtt a *bending* felvételek készítése során, aminek például pszichés oka is lehetett. Ezeknek az adatoknak a figyelmen kívül hagyásával kivédtük azt a megtévesztő helyzetet, hogy a statisztikai értékelés során pusztán egy-két irreleváns préoperatív vizsgálati lelet miatt kapjunk a módszer hatékonyságát túl- vagy alulértékelő arányszámokat.

Az így módosított *CCI* 1,52 (0,62-3,67), ami annyit jelent, hogy a korrekciós eredményeink a *bending* teszt során előre jelzett hajlékonyságot mintegy 52%-kal meghaladták. Az átlagos műtéti idő 355 perc volt, ami teljesen korrelál az irodalmi adatokkal. A páciensek deformitásával és korrekciójával kapcsolatos legfontosabb adatokat az I. táblázat tartalmazza.

A feldolgozott szériában ptx, htx, idegsérülés, hasi érsérülés nem fordult elő. Implantátum eltávolításra egy esetben került sor fertőzés gyanúja miatt, de a fellépett váladékozás végül is sterilnek bizonyult. A beteg kezelését az összes körülményt figyelembe véve konzervatív megoldást választottuk.

Az I. táblázat jól mutatja, hogy amint időben haladtunk előre az operációkkal, a műtéti eredmények egyre javultak és a műtéti idő egyre csökkent.

S.sz.	Nem	Életkor a műtét időpontjában (év)	Utánkövetési idő (hónap) 2013.10.01-ig	Dézis	King-Moe	Lenke	Műtét idő (perc)	Műtét típusa	Cobb szög			CCI (POC/PF)
									préop.	bending	posztóp.	
1	n	14,25	73	x	King II.	3CN	525	CAB+SCS	58	40	36	1,22
2	n	24,25	67	x	King III.	2BN	445	CAB+SCS	48	30	26	1,22
3	f	16	64	x	King III.	1AN	405	CAB+SCS	64	31	22	1,27
4	n	18	62	x	King I.	5C-	280	CAB+SCS	28	8	6	1,10
5	n	16	62	x	King I.	5C-	625	CAB+SCS	48	40	38	1,25
6	n	24,5	62	x	King V.	2B+	555	Ventrális release + CAB+SCS	90	78	60	2,50
7	n	12,75	59	0	King IV.	1AN	290	CAB+SCS	82	52	42	1,33
8	n	15	58	x	King III.	2AN	495	Ventrális release + CAB+SCS	84	65	46	2,00
9	n	14,75	56	0	King III.	1BN	370	CAB+SCS	72	67	48	4,80
10	n	23,25	54	x	King III.	1AN	380	CAB+SCS	34	20	12	1,57
11	f	25,75	53	x	King III.	1AN	335	CAB	48	29	20	1,47
12	n	46	52	x	King III.	2AN	510	CAB+SCS	82	46	32	1,39
13	n	17,5	51	x	King I.	5CN	350	CAB+SCS	38	12	4	1,31
14	n	14,5	51	x	King II.	3BN	555	CAB+SCS	62	46	30	2,00
15	n	17	51	x	King I.	5CN	445	CAB+SCS	50	30	20	1,50
16	n	19,25	47	x	King III.	1BN	440	CAB+SCS	38	24	26	0,85
17	n	14	47	0	King II.	1AN	310	CAB	50	20	20	1,00
18	n	18,5	47	x	King II.	1BN	435	CAB	42	18	12	1,25
19	n	14,5	45	x	King I.	1CN	385	CAB+SCS	56	30	14	1,61
20	n	16,25	42	x	King II.	1B-	480	CAB+SCS	58	4	24	0,63
21	n	13	42	0	King V.	2A-	370	CAB	88	54	42	1,35
22	n	14,5	42	0	King II.	1CN	300	CAB	56	36	22	1,70
23	n	12,75	41	0	King III.	2AN	405	Ventral release + CAB	76	75	22	54,00
24	n	16,25	41	x	King II.	1AN	320	CAB+SCS	32	6	8	0,92
25	n	14	40	x	King I.	3C-	335	CAB	68	50	20	2,67
26	n	18,75	39	x	King II.	1CN	355	CAB	58	20	10	1,26
27	n	12	39	0	King III.	1AN	285	CAB	70	34	14	1,56
28	n	11,5	36	0	King IV.	2AN	270	CAB	56	32	34	0,92
29	n	18,5	36	x	King III.	1B-	310	CAB	52	26	16	1,38
30	f	15,75	36	x	King III.	2A-	445	CAB	92	64	36	2,00
31	f	14,75	35	x	King II.	3C-	495	CAB	74	20	36	0,70
32	n	19,25	34	x	King III.	1AN	385	CAB	70	38	14	1,75
33	f	18,75	31	x	King III.	2AN	445	CAB	70	58	40	2,50
34	n	13,75	31	0	King II.	1BN	285	CAB	52	20	12	1,25
35	n	15,5	29	x	King III.	1A-	280	CAB	38	8	8	1,00
36	n	16	29	x	King IV.	1BN	320	CAB	70	28	10	1,43
37	n	18,25	27	x	King III.	5CN	219	CAB	40	8	8	1,00
38	n	19,75	27	x	King II.	1BN	360	CAB	52	34	30	1,22
39	n	12,25	24	AP	King II.	4B+	335	CAB	72	50	38	1,54
40	n	13,25	24	ap	King II.	1BN	310	CAB	70	52	26	2,44
41	n	13,25	24	ap	King II.	1BN	330	CAB	58	30	24	1,21
42	n	13,5	24	ap	King II.	1AN	295	CAB	46	45	30	16,00
43	n	14,25	18	0	King III.	1AN	400	CAB	50	20	12	1,27
44	n	13	18	0	King V.	2C+	455	CAB	102	60	64	0,90
45	n	12,75	16	ap	King IV.	2BN	380	Ventrális release+CAB	100	95	44	11,2
46	n	16,75	16	x	King I.	5CN	270	CAB	64	30	30	1,00
47	f	19,5	15	x	King II.	1B-	300	CAB	32	14	6	1,44
48	n	19,25	15	x	King II.	2BN	290	CAB	68	50	31	2,06
49	n	13	15	0	King III.	2AN	270	CAB szubkután	118	114	68	12,50
50	n	15,5	14	0	King V.	1BN	285	CAB	68	56	24	3,67
51	n	18,25	14	x	King III.	1AN	265	CAB	30	15	4	1,73
52	n	13,75	14	0	King II.	1BN	195	CAB szubkután	86	56	44	1,40
53	n	18,25	14	x	King II.	1AN	300	CAB	42	22	8	1,70
54	n	14,5	8	0	King V.	2AN	260	CAB	65	41	23	1,75
55	n	13,75	5	0	King II.	3C-	380	CAB	78	75	46	10,67
56	n	11,25	5	0	King III.	1A-	285	CAB	65	40	32	1,37
57	f	11,75	4	0	King II.	3CN	220	CAB	71	43	40	1,11
58	n	16,25	4	x	King V.	2A-	315	CAB	70	56	23	3,35
59	n	14,25	3	0	King III.	1AN	180	CAB szubkután	52	34	32	1,11
60	n	15,75	2	x	King V.	2C+	420	CAB+SCS	108	103	89	3,80
61	n	13	1	0	King III.	1A-	245	CAB szubkután	82	46	46	1,00
62	n	14,75	1	0	King III.	1BN	240	CAB szubkután	91	79	59	2,67
Átlag		16,40	32,83	-	-	-	355,23	-	63,45	40,76	28,44	3,17

I. táblázat

A feldolgozott első 62 klinikai eset legfontosabb paraméterei

dc_605_12

A *costotransversalis* részbe való beillesztésük súlyosan deformált gerincek esetén is könnyű, és alkalmazásuk nem igényel semmilyen radiológiai támogatást (röntgen képerősítő, CT). Implantátum specifikus műszerigénye csekély. Az elért korrekciós index több, mint kielégítő. Még ha saját gyakorlatunkban nem is találoztunk *processus transversus* töréssel, ilyen esetben, vagy nagyon csökevényes *processus transversus* esetén a CAB gond nélkül kombinálható egyéb két rudas rendszer horgaival vagy csavarjaival. Ennek két kritériuma az alapanyag és a rúdátmérő azonossága.

IX. A kutató-fejlesztő munka tervezett folytatásának körvonalai

IX/1. Műtéti előkészítés

Mind a mai napig nincs valódi egyetértés a gyógytornászok és gerincsebészek, de sokszor még a gerincsebészek körében egymás között sem az idiopátiás szkoliózis konzervatív kezelését illetően.

A munkacsoportunk által képviselt elv a már egyértelműen műtétre kerülő betegek műtét előtti tornájával és fűzőviselésével kapcsolatos nézetei tekintetében áll szemben számos intézmény gyakorlatával. Mihelyt a műtét indikációja fennáll – hacsak nem paralitikus *collapsing spine* esetéről van szó –, még a nem idiopátiás szkoliózisok esetében is a fűző viselését elhagyjuk, vagy legalábbis nagymértékben liberalizáljuk. A **Cotrel**-féle elongáció-derotáció-flexió megvalósítására szolgáló eszköz, az ún. **Cotrel**-keret nem mindenki számára hozzáférhető, ezért ennek pótlására egy saját módszert dolgoztunk ki.

Műtét előtt egy hétre hospitalizáljuk a betegeket, naponta 2×30-45 percre végzünk húzatást, a nyaki szakasz felől az áll és a tarkó alatt vezetett bőrszíjból készült **Glisson**-féle extenzióval, míg a medence irányából egy bőr hevederrel biztosítjuk a gerinc hosszirányú nyújtását háton fekvő helyzetben. A derotációt a hagyományosan sebkötözésre használt, nagy tapadóképeségű, széles ragasztócsíkokkal érjük el. Azokat a páciens hátára a bordapúptól kiindulva ragasztjuk fel, majd a mellkasfalán átvezetve 3-5 kg-os súllyal húzzuk, ezáltal derotáljuk az adott szakaszt. Egyidejűleg – az arányos ellentartás végett – az ágyéki szakaszra is felhelyezünk egy hasonló mértékű, de ellentétes irányú húzatást. A medence hevederre általában 20-25 kg-os súly kerül, természetesen mindig figyelembe véve a beteg alkatát és tűrőképességét (28. ábra).



28. ábra

A műtéti előkezelésként alkalmazott húzási technikánk

Emellett intenzív hát- és hasizomerősítést végeztetünk, amit a betegek már korábban, ott-hon elkezdene. Ebben a helyzetben már nem az aszimmetrikus gyakorlatoktól remélünk

javulást, hanem jó hátizomtömeg képzésével az implantátum jobb fedettségét, az izomzat jobb vérellátását, és így gyorsabb és biztosabb sebgyógyulást és dézis esetén biztosabb csontos konszolidációt remélünk. A hasizomzat erősítése az izomantagonizmus miatt, mint komplexen gyakorlat fontos (2,3).

IX/2. Kerekesszékes *halo*-húzatás

A nagyon rigid görbületek esetén szükségessé váló préoepratív *halo* kezelés esetén – akár torakotómiát követően, akár a nélkül alkalmazzuk – azért, hogy a húzatás ülő pozícióban is megvalósulhasson, klinikánkon saját terveim alapján módosítottunk egy, a gyógyászati segédeszköz kereskedelemben beszerezhető kerekesszéket (29. ábra).



29. ábra
A *halo* húzáshoz módosított kerekesszék

A módosítás lényege abban áll, hogy egy, a kerekesszék hátsó részén rögzülő daru-szerű szerkezet nyúlik a beteg feje fölé kellő magasságban, ami egy tetszőlegesen beállítható súlyozással felszerelhető csúszkán keresztül biztosít dinamikus ellenhúzást. A módszer valódi jelentősége, hogy a beteg fiatalok, miközben közlekednek a kerekesszékekkel, a kézi hajtásnak köszönhetően minden egyes kerekét lendítő mozdulat során akarva-akaratlanul tovább mobilizálják a háti gerincszakaszt, a hosszanti húzást törzs rotációval és oldalirányú elhajlásokkal kombinálva. Így pusztán a mehetnékükből kifolyólag célirányos aktív tornával töltik a mindennapokat (16).

IX/3. Saját tervezésű gerinc műtőasztal

A műtőasztal két végén egy-egy magasságában egymástól függetlenül állítható tönkön áll, és a kvázi térd-könyök helyzetben fekvő beteg tetszőlegesen a hossz tengelye körül forgatható is rajta. A hosszirányú húzást ennél a függőleges comb kaudális irányban történő elmozdításával valósítottuk meg (18). Az asztalnak valós méretű prototípusát is elkészítettük

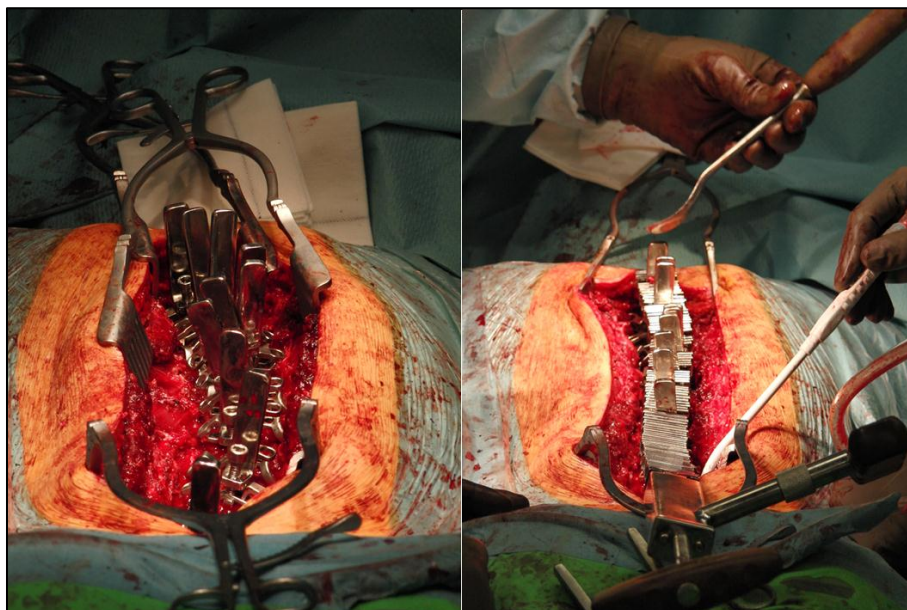
(30. ábra). Jelenleg éber állapotú szkoliózisos betegek műtéti előkezelését végezzük rajta jó eredménnyel, ami lehetőséget ad az esetlegesen nyomási tüneteket okozó részletek felismerésére és kiküszöbölésére.



30. ábra
A saját tervezésű műtőasztal prototípusa

IX/4. A *Spine Knows Better* (SKB) korrekciós technika

Akármelyik korábban vagy jelenleg használatos szkoliózis műtéti korrekciót tekintjük, elmondható, hogy végeredményben mindig a sebész dönti el, hogy épp melyik szakaszon és milyen erővel és mértékben korrigál. A *Spine Knows Better* technika (12), mint a neve is utal rá, azt veszi alapul, hogy a feszülés alá helyezett gerinc mindig ott enged a korrekciós erőnek, ahol épp a legkisebb az ellenállás, azaz „a gerinc jobban tudja, hogy milyen módon egyenesedjen” (31. ábra). Ehhez speciális műszereket terveztem, melyek klinikai kipróbálása megkezdődött.



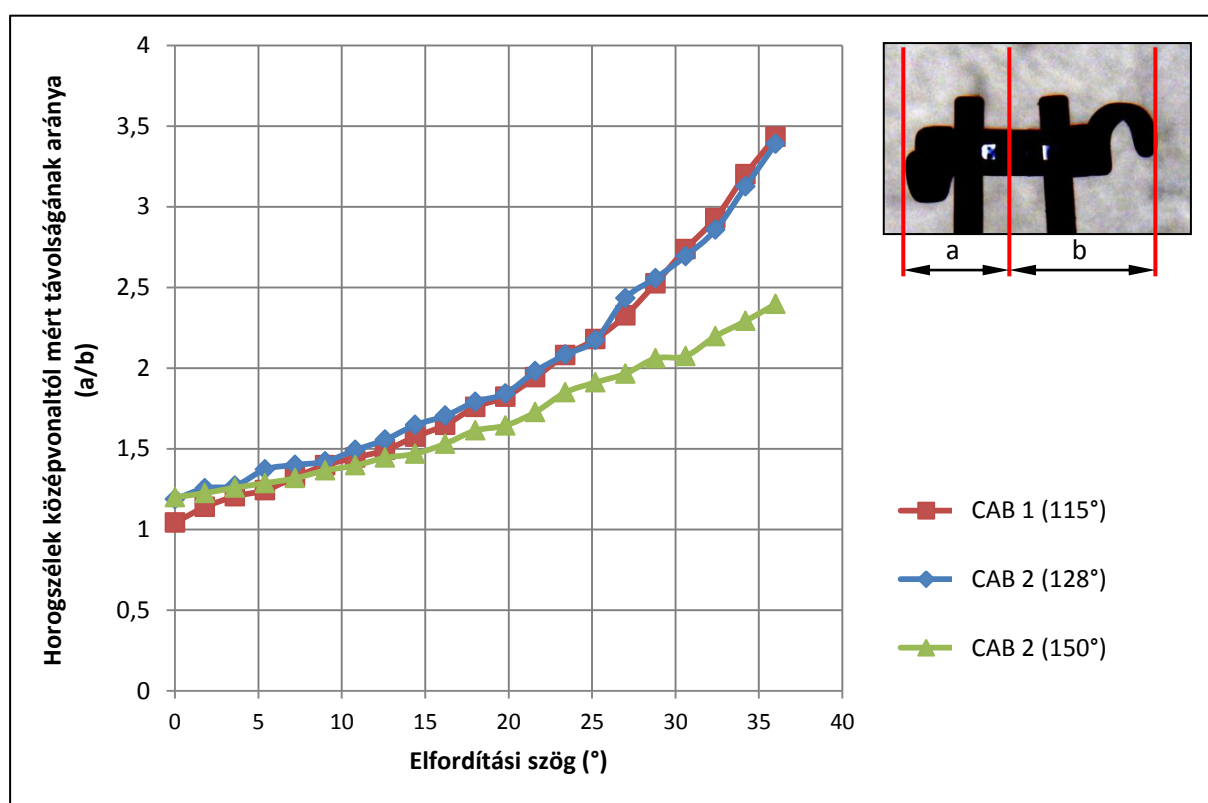
31. ábra
A *Spine Knows Better* műtéti technika alkalmazása a klinikai gyakorlatban

IX/5. A szkoliózis rotációs komponensének mérése

A szkoliózis rotációs komponensének mérésére és annak skálázására vannak ugyan ajánlások, de alapvetően a szkoliózis diagnosztika megoldatlan kérdése maradt. A beteget vég-eredményben nem is annyira a rotáció, hanem az annak esztétikumban leképződő bordapúp csökkenése vagy eltűnése izgatja, azonban a háti szakaszon ezek összefüggése egyértelmű. Mondhatnánk ugyan, hogy a rotáció csökkenését a bordapúp csökkenésével vagy eltűnésével mérhetjük, a CAB horog azonban egy akkurátusabb mérésre is lehetőséget biztosít.

Ha a CAB horgok beültetése után, de a korrekció megkezdése előtt készítünk egy a-p rtg felvételt, akkor ezt a posztoperatív felvétellel összevetve, a horog vetületének módosulásából számszerűleg megállapítható a derotáció mértéke.

A módszer validálásához és gyakorlati megvalósíthatóságához műanyag gerinc csigolyáira helyeztünk CAB horgokat különböző rotációs helyzetekben és fényképfelvételeket készítettünk. A horog középvonala és két széle között mért távolságok arányai alapján készítettünk egy skálát arról, hogy milyen arány milyen mértékű rotációhoz társul (32. ábra).



32. ábra

A két CAB horogfél szélei középvonaltól mért távolságának aránya és a csigolyarotáció összefüggése

A fenti mérés igen kifejezett csigolyarotáció esetén is 1-2°-os pontossággal megadja a rotáció mértékét.

A CAB implantátumrendszer szkoliózis sebészetben való használatának előnyei a következők:

- logikus műtéttervezést tesz lehetővé;
- 12 szabadsági fokú rendszert alkot a konvencionális hátsó két rudas instrumentálás során;
- a műtéti kockázat kisebb, mint az egyéb ismert eljárásoknál;
- alkalmazásához nincs szükség képerősítőre vagy navigációs rendszerre;
- mindössze háromféle alaki variációjú implantátumra van szükség, ugyanakkor széles méretválasztékban állnak az egyes elemek rendelkezésre;
- kevés és egyszerű implantátum specifikus műszert igényel;
- gyors a betanulási folyamat, ezáltal „meredek a *learning curve*”;
- alkalmas gerincszabályozásra és definitív műtétre is;
- minden esetben helyettesíthető implantátumokból áll, így ha akár a primer, akár a definitív műtétet csavarozással vagy *lamina/pedunculus* horgokkal akarjuk bizonyos szinteken végezni, azok bevezetési helye érintetlenül marad;
- illeszkedik az elterjedt kétrudas rendszerekhez;
- egyéb kétrudas rendszereknél is alkalmazható a hagyományos implantátumok sikertelen használata esetén (pl. a csavar nem tart, a *pedunculus* vagy *lamina* horog kiszakad stb.);
- a csigolya vízszintes síkú rotációját az axiális rotációs tengellyel koncentrikusan irányítja;
- adott forgatónyomaték létrehozásához a kétoldali egyidejű megtámaszkodásból eredően fele akkora erőre van szükség, mint egyéb implantátumok esetén, ráadásul ez az erő a laterális feltámaszkodásból eredő nagyobb erőkar miatt eleve kisebb;
- az implantátumok helyet biztosítanak a folyamatos dézis kialakulására.

Új megállapításaim, eredményeim

- I. Rendszerező történeti áttekintést készítettem a hátsó feltárásból végzett szkoliózis műtétek kezdeti kialakulásától napjainkig, amelynek során az egyes módszerek belső logikájának fejlődését vettem alapul.
- II. Több oldalról megközelítve: sík- és térgeometriai szerkesztésekkel és számításokkal, fizikai mérésekkel, valamint *in vitro* kadáver kísérletekkel próbáltam meg tisztázni a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének elhelyezkedését, miután áttekintettem az ezzel foglalkozó irodalmat, amely, mint kiderült, egymásnak gyökeresen ellentmondó tanokat hirdet ebben a kérdésben. Bizonyítottam, hogy a bordakosár jelentős hatással van a rotációs tengely elhelyezkedésére. A rotációs tengely dőfpontja legtöbbször a csigolyatest hátsó felére, vagy a velőűr területére esik a csigolya szimmetriatengelye környezetében, ugyanakkor két pár borda eltávolítása után a tengely kissé előretolódik.
- III. Áttekintettem az idiopátiás gerincferdülés kialakulásának kurrens elméleteit, amelyek zöme a szkoliózisos görbület kialakulását a konkáv oldali izmok túlműködésével igyekszik magyarázni. Modellkísérletben bizonyítottam ennek az ellenkezőjét, ami alapján megalkottam a magam ún. *Rotációs előfeszítettség* elméletét, majd bebizonyítottam, hogy számos korábbi kísérlet feltételezhetően csak interpretációs hiba miatt jutott az általam feltételezett épp ellentétes következtetésre.
- IV. Geometriailag levezettem a **Cotrel-Dubousset**-féle szkoliózis korrekciós elv alapvető inherens ellentmondását akkor, amikor még aranykorát élte a módszer és annak egyetlen részletének kritikáját sem tolerálta a szakma.
- V. A **Cotrel-Dubousset** módszer ellentmondásosságát feloldó új, kiegészítő implantátumot, a CAB horgot terveztem a korrekció hatékonyságának növelésére. Kezdeti önálló fejlesztésem több fázisban gyártói együttműködések keretében folytatódott, és az implantátum mindegyik változatával kapcsolatban boncolásos kísérleteket végeztem, amelyek során kidolgoztam az alkalmazandó műtéti technikát.
- VI. A CAB horog lehorgonyzási pontja a *processus transversusok* bázisa. Újabb *in vitro* kísérleteket végeztem egyrészt az implantátum geometriájának validálására, másrészt mechanikai mérésekkel sikerült bizonyítanom a *processus transversusok* elégséges mechanikai ellenállását a CAB horgokkal történő korrekciós manőverek során.
- VII. Megterveztem a CAB horgokkal végzett műtéthez szükséges beültető eszközöket, kialakítottam a műtét tervezési stratégiáját annak többféle alternatívájával, lépésről-lépésre kidolgoztam az új implantátummal végzett műtét tech-

nikáját, és adaptáltam a módszert az artrodézis nélküli esetekre is, melyeket *Gerincszabályozásnak* neveztem el.

- VIII. Tudományosan feldolgoztam az első 62 beteggel elért klinikai eredményeket, melyek alapján elmondható, hogy a torzításoktól megtisztított adatok alapján a *CCI* 1,52 (0,62-3,67), ami annyit jelent, hogy a korrekciós eredményeink a *bending* teszt során előre jelzett hajlékonyságot mintegy 52%-kal meghaladták. Az átlagos műtési idő 355 perc volt. Mindezen értékek teljesen korrelálnak az irodalmi adatokkal.
- IX. Felvázoltam a szkoliózis komplex kezelésével kapcsolatos saját szemléletű technikámat és ezzel összefüggésben a további fejlesztési irányokat. Ez érinti a konzervatív kezelés és a műtét előtti előkészítés egyes lépéseit, az esetenként szükségessé váló kraniális *halo* húzathoz módosított kerekesszék prototípusával szerzett tapasztalatokat, egy új elven működő, a műtési korrekciót nagymértékben elősegítő gerincsebészeti műtőasztal fejlesztésével elért előzetes megállapításokat, a *CAB* implantátum filozófiájához illeszthető új korrekciós elv, az ún. *Spine Knows Better (SKB)* technika kidolgozása irányába tett lépéseket, valamint a *CAB* horgok röntgenfelvételen látható képéből megszerkeszthető korrekció előtti és reziduális csigolya rotáció pontos mérését.

Az értekezést megalapozó *in extenso* közlemények

(tematikus sorrendben)

1. Csernátony Z. A hátsó feltárásból végzett scoliosisműtétek a kezdetektől napjainkig. Biomech Hung 2009;II(1): 59-79.
2. Csernátony Z. A scoliosis-csapda – tévedések, tévhitok és tévutak. Biomechanika, terápia, prognosztika és egy kis pszichológia. Gyermekgyógyászat 2005;56(6): 641-648.
3. Csernátony Z. A sematikus gyógytorna hátrányai a scoliosis kezelésében. Fizioterápia 2008;XVII(4): 21.
Független idéző:1 Függő idéző:0 Összesen:1
4. Csernátony Z, Fekete Z, Soós P, Nyulasi T, Gáspár L. A háti szakasz scoliosisának módosított instrumentálása. Első klinikai tapasztalatok a CAB horgok alkalmazásával. Magyar Traumat Ortop 1999;42: 42-46.
Független idéző:0 Függő idéző:4 Összesen:4
5. Csernátony Z, Gáspár L, Benkő K, Fekete Z, Soos P, Nyulasi T, et al. Experimental studies for the surgical correction and fixation of dorsal spine deformities. Acta Chir Hung 1997;36(1-4): 51-53.
Független idéző:1 Függő idéző:6 Összesen:7
6. Csernátony Z, Gáspár L, Jónás Z, Szepesi K. Modified unit rod technique in scoliosis surgery. Acta Orthop Scand 2002;73(4): 481-482.
IF:1,169
Független idéző:1 Függő idéző:3 Összesen:4
7. Csernátony Z, Gáspár L, Molnár S, Fooladi S. The „rotational preconstraint” as a possible etiopathology of scoliosis In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 69-76.

8. Csernátóny Z, Goodship A, Szepesi K, Jónás Z, Gáspár L, Benkő K, et al. A complementary thoracic implant for the surgical correction of the scoliotic curve. A preliminary report. Eur J Orthop Traumatol 2001;11: 85-89.
Független idéző:0 Függő idéző:7 Összesen:7

9. Csernátóny Z, Hunya Z, Sikula J, Kollár J. A thoracalis gerinc processus transversusainak geometriai vizsgálata. Biomech Hung 2008;I(1): 57-62.

10. Csernátóny Z, Kiss L, Manó S, Hunya Z. Our experience and early results with a complementary implant for the correction of major thoracic curves. Eur Spine J 2013 Jun;22(6): 1286-1291.
IF:2,133
Független idéző:1 Függő idéző:0 Összesen:1

11. Csernátóny Z, Manó S, Pálincás J. CAB: a new implant for the correction of the dorsal part of the scoliotic spine In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics; 2004. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 77-84.
Független idéző:0 Függő idéző:1 Összesen:1

12. Csernátóny Z, Manó S, Pálincás J, Kovács Á. Our results so far with the „Spine Knows Better” surgical technique In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics; 2004. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 85-89.

13. Csernátóny 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 2011 Dec;29(12): 1904-1909.
IF:2,811
Független idéző:1 Függő idéző:1 Összesen:2

14. Csernátóny Z, Szepesi K, Gáspár L, Dezső Z, Jónás Z. "The Rotational Preconstraint". A kinetic model of a possible new mechanism in the ethiopathogenesis of scoliosis. Med Hyp 2000;54(2): 203-206.
IF:0,760
Független idéző:3 Függő idéző:2 Összesen:5

15. Csernátóy Z, Szepesi K, Gáspár L, Kiss L. Contradictions of derotation in scoliosis surgery using the CD principle. Med Hyp 2002 Jun;58(6): 498-502.
IF:0,725
Független idéző:0 Függő idéző:7 Összesen:7

16. Gyórfi Gy, Kósa V, Manó S, Csernátóy Z. Kerekesszéssel kombinált halo kezeléssel szerzett tapasztalataink Klinikánkon. Fizioterápia 2014 (közlésre elfogadva).

17. Manó S, Molnár S, Csernátóy Z. The volumetric examination of the thoracic spinal canal changes in relation to movement In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 275-281.

18. Manó S, Nagy N, Csernátóy Z. Operating table design for the „Spine knows better” surgical technique In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics; 2004. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 282-289.

19. Molnár S, Manó S, Kiss L, Csernátóy Z. Ex vivo and in vitro determination of the axial rotational axis of the human thoracic spine. Spine (Phila Pa 1976) 2006 Dec 15;31(26): E984-991.
IF:2,351
Független idéző:6 Függő idéző:3 Összesen:9

20. Molnár S, Manó S, Kiss L, Csernátóy Z. In vitro determination of the axial rotational axis of the thoracic spine In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 290-294.

21. Molnár S, Skapinyecz J, Csernátóy Z. A gerincdeformitás kezelése Nicolas Andry előtt. Biomech Hung 2011;IV(1): 61-66.
Független idéző:0 Függő idéző:1 Összesen:1

Egyéb szakmai közlemények

1. Abd-el Wahab M, Szepesi K, Szűcs G, Farkas Cs, Csernátó Z. Functional improvement after knee arthroplasty without resurfacing of patella. *Acta Chir Hung* 1998;37(1-2): 57-66.
Független idéző:4 Függő idéző:0 Összesen:4

2. Bazsó A, Csernátó Z, Szekanecz Z, Maródi L. Krónikus multifocalis osteomyelitis. *Gyermekegyógyászat* 2005;56(2): 182-186.

3. Bazsó T, Kiss L, Szeverényi Cs, Csernátó Z. Kristálycukor helye és szerepe a sebkezelésben. *Sebkez Sebgyógyulás* 2009;XII(2): 5-14.

4. Bodzay T, Szita J, Manó S, Kiss L, Jónás Z, Frenyó S, Csernátó Z. Biomechanical comparison of two stabilization techniques for unstable sacral fractures. *J Orthop Sci* 2012;17(5): 574-579.
IF:0,960
Független idéző:1 Függő idéző:2 Összesen:3

5. Cseri J, Szappanos H, Szigeti GP, Csernátó Z, Kovács L, Csernoch L. A purinergic signal transduction pathway on mammalian skeletal muscle cells in culture. *Pflügers Arch Eur J of Physiol* 2002;443: 731-738.
IF:1,695
Független idéző:17 Függő idéző:11 Összesen:28

6. Csernátó Z. A medencetáji decubitusok sebészeti kezelése. *Háziorv Továbbk Szle* 2011;16: 388-389.

7. Csernátó Z. Az orvosi biomechanika története. *Biomech Hung* 2008;I(1): 63-75.
Független idéző:1 Függő idéző:0 Összesen:1

8. Csernátó Z. Introduction of the biomechanics research laboratory of University of Debrecen: History and fields of interest. In: Bojtár I, editor. *First Hungarian Conference on Biomechanics*. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 64-68.

9. Csernátó Z, Dezső Zs, Gáspár L. Csípőprotézisek rotációs stabilitása a femur proximalis metaphysisében. *Biomechanikai modellkísérlet. Magyar Traumat Ortop* 2007;50(2): 107-116.
Független idéző:1 Függő idéző:0 Összesen:1

10. Csernátóny Z, Gáspár L, Mándi B, Székely Gy. Elektrofiziológiai és MRI vizsgálattal igazolt és sikeresen operált piriformis alagútszindróma esete. Magyar Traumat Ortop 2002;45: 319-321.

11. Csernátóny Z, Gáspár L, Mórocz I. Térdízületi synovialis chondromatosis. Magyar Traumat Ortop 1991;34: 53-56.
 Független idéző:1 Függő idéző:0 Összesen:1

12. Csernátóny Z, Kiss L, Füleki M, Jónás Z. The useful-harmful collar in cemented THR – Do we really do what we are going to do? Biomech Hung 2009;II(1): 47-49.

13. Csernátóny Z, Kiss L, Manó S. A new technique of wedge osteotomy to diminish undesirable fractures. Eur J Orthop Surg Traumatol 2008;18: 485-488.
 Független idéző:1 Függő idéző:1 Összesen:2

14. Csernátóny Z, Kiss L, Manó S, Gáspár L, Szepesi K. Multilevel callus distraction. A novel idea to shorten the lengthening time... Med Hyp 2003 Apr;60(4): 494-497.
 IF:0,684
 Független idéző:1 Függő idéző:2 Összesen:3

15. Csernátóny Z, Kiss L, Szücs G, Jónás Z. Strukturális, szegmentális, proximalis, femoralis allograft alkalmazása kiterjedt periprotetikus csonthiány esetén. Magyar Traumat Ortop 2010;53(1): 67-71.
 Független idéző:1 Függő idéző:1 Összesen:2

16. Csernátóny Z, Manó S, Kiss L. The geometry of the proximal femur. Biomech Hung 2009;II(2): 31-36.

17. Csernátóny Z, Novák L, Bognár L, Ruzshti P, Manó S. Számítógépes tervezésű cranioplastica. Első hazai eredmények a térbeli nyomtatás orvosi alkalmazásával. Magyar Traumat Ortop 2007;50(3): 238-243.
 Független idéző:2 Függő idéző:1 Összesen:3

18. Csernátóny Z, Pálincás J, Kiss L, Manó S. The injury of the replaced hip in motor vehicle accidents. Literature review. Biomech Hung 2011;IV(1): 41-45.

19. Farkas Cs, Hargitai Z, Gáspár L, Kuki A, Csernátany Z, Szepesi K. Histological changes in the symptomatic mediopatellar plica. The Knee 2004;11(2): 103-108.
IF:0,783
Független idéző:10 Függő idéző:0 Összesen:10

20. Fooladi S, Szabó S, Szűcs G, Daróczi L, Deák Gy, Csernátany Z. Effect of blood and operation conditions on structural and mechanical properties of bone cement. In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 128-134.
Független idéző:1 Függő idéző:0 Összesen:1

21. Gáspár L, Dezső B, Csernátany Z, Gáspár L Jr., Szabó J, Szekanecz Z, Szepesi K, Matesz K. Capsular neuronal elements and their relation to pain reduction and functional improvement following total hip replacement. Int Orthop (SICOT) 2004;28: 142-145.
IF:0,584
Független idéző:1 Függő idéző:0 Összesen:1

22. Gáspár L, Farkas Cs, Csernátany Z. Acut arthroscopy. Acta Chir Hung 1997;36(1-4): 100-103.
Független idéző:6 Függő idéző:0 Összesen:6

23. Gáspár L, Farkas Cs, Csernátany Z. Menisectomy után kialakuló radiológiai elváltozások és ezek összefüggése a térdfunkció romlásával. Késői eredmények. Magyar Traumat Ortop 1999;42: 5-12.

24. Gáspár L, Farkas Cs, Szepesi K, Csernátany Z. Therapeutic value of continuous passiv motion after anterior cruciate replacement. Acta Chir Hung 1997;36(1-4): 104-105.
Független idéző:7 Függő idéző:2 Összesen:9

25. Gáspár L, Jónás Z, Kiss L, Vereb Gy, Csernátany Z. Coccygectomy has a favorable effect on the intensity, manifestation, and characteristics of pain caused by coccygodynia: a retrospective evaluation of 34 patients followed for 3–18 years. Eur J Orthop Surg Traumatol 2009;19: 403-407.
IF:0,105
Független idéző:5 Függő idéző:0 Összesen:5

26. Gáspár L, Szekanecz Z, Dezső B, Szegedi G, Csernátony Z, Szepesi K. Technique of synovial biopsy of metacarpophalangeal joints with needle arthroscope. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2003 Jan;11(1): 50-52.
IF:1,083
Független idéző:3 Függő idéző:0 Összesen:3
27. Hajdú A, Manó S, Zörgő Z, Csernátony Z. The „Spiral Cut” technique for leg lengthening. In: Bojtár I, editor. *First Hungarian Conference on Biomechanics*. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 151-160.
28. Jónás Z, Csernátony Z. Malignus primer csonttumoros betegeink késői eredményei 15 éves anyagunkban. *Magyar Traumat Ortop* 1999;42: 55-60.
29. Jónás Z, Kiss L, ifj. Noviczki M, Noviczki M, Csernátony Z. Totál térdízületi endoprotézis késői szeptikus szövődményének megoldása az implantátumok megtartásával - Esetismertetés. *Magyar Traumat Ortop* 2007;50(4): 366-370.
30. Jónás Z, Kiss L, Szabó J, Soltész I, Gáspár L, Csernátony Z. Our experiences with the surgical treatment of plantar fasciitis. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2010;20: 225-227.
IF:0,146
31. Karácsonyi Z, Gáspár L, Csernátony Z. Protézisnyak törésének különleges megoldása. *Magyar Traumat Ortop* 2010;53(4): 343-346.
32. Kiss L, Manó S, Molnár Sz, Csernátony Z. The salvage technique of unsuccessful total ankle replacement: the Ankle Ball Spacer – preliminary in vitro biomechanical experimentation. In: Bojtár I, editor. *First Hungarian Conference on Biomechanics*. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 198-204.
Független idéző:1 Függő idéző:0 Összesen:1
33. Klára T, Csöngé L, Janositz G, Csernátony Z, Lacza Zs. Albumin-coated structural lyophilized bone allografts: a clinical report of 10 cases. *Cell Tissue Bank* 2013;14(1): 1-9.
IF:1,171
Független idéző:1 Függő idéző:0 Összesen:1

34. Klára T, Janositz G, Kovács Gy, Csöngé L, Csernátó Z, Lacza Zs. Humán albuminnal kezelt liofilizált strukturális allograftokkal szerzett sebészi tapasztalatok. Magyar Traumat Ortop 2012;55(4): 251-258.

35. Lázár I, Bereczki FH, Manó S, Daróczy L, Deák Gy, Fábián I, Csernátó Z. Synthesis and study of new functionalized silica aerogel poly(methylmethacrylate) composites for biomedical use. Polymer Composites. Published online: 25 Feb 2014. DOI: 10.1002/pc.22949.
IF:1,482

36. Lázár I, Kiss L, Manó S, Fábián I, Csernátó Z. New nanostructured materials for experimental bone replacement. In Borbás L, editor. Third Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest Research Center for Biomechanics; 2008: 177-182.
Független idéző:0 Függő idéző:1 Összesen:1

37. Lázár I, Manó S, Jónás Z, Kiss L, Fábián I, Csernátó Z. Mesoporous silica-calcium phosphate composites for experimental bone substitution. Biomech Hung 2010; III(1): 151-158.
Független idéző:0 Függő idéző:1 Összesen:1

38. Manó S, Ferencz Gy, Lázár I, Fábián I, Csernátó Z. A Slooff-technika nanokompozit csontpótló anyaggal történő alkalmazhatóságának meghatározása biomechanikai vizsgálatokkal. Biomech Hung 2013;VI(2): 64-72.

39. Manó S, Hunya Zs, Kósa V, Posgay Gy, Molnár P, Vekerdy-Nagy Zs, Harsányi Zs, Csernátó Z. Angel Heel rendszer: új mérési technika a részleges alsóvégtag-tehermentesítés tanításában és ellenőrzésében. Biomech Hung 2013;VI(2): 42-51.

40. Manó S, Novák L, Csernátó Z. A 3D nyomtatás technológiájának alkalmazása a cranioplasticában. Biomech Hung 2008;I(1): 15-20.
Független idéző:1 Függő idéző:1 Összesen:2

41. Manó S, Pálkás J, Kiss L, Csernátó Z. The influence of lateral knee X-ray positioning on the accuracy of full extension level measurements: an in vitro study. Eur J Orthop Surg Traumatol 2012;22(3): 245-250.
IF:0,181
Független idéző:0 Függő idéző:2 Összesen:2

42. Manó S, Pálincás J, Szabó J, Nagy J, Bakó K, Csernátany Z. Application of a vibrating device for the prevention of flexion contracture after total knee arthroplasty. Eur J Orthop Surg Traumatol Published online 2014. DOI: 10.1007/s00590-014-1466-4.
IF:0,181

43. Mándi A, Csernátany Z, Szepesi K. Miacalcic kezeléssel elért eredményeink a csontmetastasisos betegek fájdalomcsillapításában. Magyar Traumat Ortop 1989;32: 145-150.

44. Molnár Sz, Recarte A, Villafañe O, Lecumberri P, Csernátany Z.
Morel-Lavallée syndrome of the tibia. BMJ Case Rep Published online 2011. DOI: 10.1136/bcr.05.2011.4227.
Független idéző:2 Függő idéző:0 Összesen:2

45. Papp M, Csernátany Z, Kazai S, Károlyi Z, Róde L. The patella and tibial condyle position after combined and after closing wedge high tibial osteotomy. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2007 June;15(6): 769-780.
IF:1,626
Független idéző:2 Függő idéző:2 Összesen:4

46. Pálincás J, Daróczy L, Pék Gy, Manó S, Csernátany Z. Electronic device for the training and control of partial weight bearing. In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 342-347.

47. Pálincás J, Szabó I, Harasztosi L, Soha F, Manó S, Csernátany Z. Development and characterization of a new measurement technique for monitoring changes in acceleration during hippotherapy. Int Rev Appl Sci Eng 2013;4(1): 21-26.

48. Pálincás J, Szabó I, Harasztosi L, Vass Sz, Soha F, Csernátany Z. Különböző egyensúlyvizsgáló rendszerek összehasonlítása – Előtanulmány a lovasterápia egyensúlyfejlesztő hatásának vizsgálatára. Biomech Hung 2009;II(1): 51-58.
Független idéző:1 Függő idéző:1 Összesen:2

49. Pálincás J, Szabó I, Soha F, Bagi Á, Csernátany Z. Terápiás célra használt lovak mozgásértékeinek műszeres vizsgálati lehetősége. Magyar Állatorv Lapja 2011 április; 133: 200-206.
IF: 0,201

50. Pósán E, Szepesi K, Gáspár L, Csernátó Z, Hársfalvi J, Ajzner É, Tóth A, Udvardy M.
Thrombotic and fibrinolytic alterations in the aseptic necrosis of femoral head. *Blood Coagul and Fibrinolysis* 2003 Apr;14(3): 243-248.
IF: 1,319
Független idéző:20 Függő idéző:0 Összesen:20

51. Póti L, Csernátó Z, Soltész I, Kiss Á. A csípőízületre frontális síkban ható erők biomechanikai analízise avascularis necrosis esetén. *Magyar Traumat Ortop* 1999;42: 34-41.
Független idéző:1 Függő idéző:0 Összesen:1

52. Soha F, Szabó I, Harasztosi L, Pálincás J, Csernátó Z. Development of a balance measurement system for biomechanical applications. *Acta Physica Debrecina* 2011; XLV: 186-196.

53. Soha F, Szabó I, Harasztosi L, Pálincás J, Csernátó Z. Development of an accelerometer based motion analysis system for biomedical applications. *Acta Physica Debrecina* 2009;XLIII(23): 23-30.
Független idéző:1 Függő idéző:1 Összesen:2

54. Szabó BA, Kiss L, Manó S, Jónás Z, Lázár I, Fábián I, Dezső B, Csernátó Z.
Szuperkritikus körülmények között előállított csontpótló aerogél kompozitok vizsgálata állatkísérleti modelleken. *Biomech Hung* 2013;VI(2): 52-63.

55. Szabó J, Bakó K, Manó S, Csernátó Z. A fájdalomingerület-vezetés spinális gátlásának elvét felhasználó térdmozgató készülék bemutatása. *Biomech Hung* 2012;V(1): 39-43.
Független idéző:0 Függő idéző:1 Összesen:1

56. Szabó J, Manó S, Kiss L, Jónás Z, Csernátó Z. Intraosseous structural graft technique: a new surgical concept in the treatment of superolateral defects in case of dysplastic acetabulum, during hip replacement surgery biomechanical and cadaver experimentations. *Eur J Orthop Surg Traumatol* Published online 2013. DOI: 10.1007/s00590-013-1321-z.
IF: 0,181

57. Szabó J, Manó S, Lőrincz Á, Győrfi Gy, Kiss L, Csernátó Z. The biological and biomechanical comparison of two bulk bone graft techniques used in case of dysplastic acetabulum. Eur J Orthop Surg Traumatol 2014 Jul;24(5): 679-84.
IF:0,181
Független idéző:0 Függő idéző:1 Összesen:1

58. Szabó J, Szabó S, Jónás Z, Kiss L, Csernátó Z. Modellkísérlet a csípőízületi endoprotézisfejek lehetséges intraoperatív sérülésének vizsgálatára. Magyar Traumat Ortop 2006;49(2): 147-152.

59. Szabó J, Szabó S, Szűcs G, Csernátó Z. The accidental reasons of the early loosening of total endoprotheses. Rheological research. In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 423-431.

60. Szakál Z, Zsoldos I, Csernátó Z. An application of the rapid prototyping method in the human medicine. In: Bojtár I, editor. First Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2004: 432-437.

61. Szakál Z, Zsoldos I, Csernátó Z. Design and manufacturing process of skull prothesys. Materials Science Forum 2005;480-481: 641-644.
IF: 0,399
Független idéző:1 Függő idéző:0 Összesen:1

62. Szepesi K, Pósn E, Hársfalvi J, Ajzner É, Szűcs G, Gáspár L, Csernátó Z, Udvardy M. The most severe forms of Perthes' disease associated with the homozygous Factor V Leiden mutation. J Bone Joint Surg Br 2004;86-B: 426-429.
IF:1,330
Független idéző:23 Függő idéző:0 Összesen:23

63. Szepesi K, Rigó J, Csernátó Z. Tapasztalataink porosus bevonatú csípőprothesis beültetési technikájával és a beültetés primer stabilitásával. Magyar Traumat Ortop 1993;36: 253-259.
Független idéző:1 Függő idéző:0 Összesen:1

64. Szepesi K, Szűcs G, Szeverényi Cs, Csernátó Z. Long-term follow-up of DDH patients who underwent open reduction without a postoperative cast. J Pediatr Orthop B 2013;22(2): 85-90.
IF:0,532

65. Szeverényi Cs, Csernátó Z. Kümmel-Verneuil szindróma áttekintése egy eset kapcsán. *Magy Reumatol* 2006;47: 106-109.
66. Szeverényi Cs, Csernátó Z, Balogh Á, Varga K. Examples of positive suggestions given to patients undergoing orthopaedic surgeries. *Interv Med Appl Sci* 2013;5(3): 112-115.
67. Szeverényi Cs, Dezső B, Deményi T, Csernátó Z. Vertebral brown tumor in childhood (case report). *Surg Science* 2011;2(6): 344-347.
68. Szűcs G, Szabó S, Seyawash F, Deák Gy, Daróczi L, Csernátó Z. Műtétekből származó, vérrel kevert csontcement szerkezeti és mechanikai tulajdonságai. *Magyar Traumat Ortop* 2009;52(3): 253-257.
69. Tiba Zs, Husi G, Manó S, Kiss L, Jónás Z, Nádházi L, Csernátó Z. An easy to use device for lubricity examination. *Biomech Hung* 2009;II(2): 27-30.
70. Tóth K, Sisák K, Nagy J, Manó S, Csernátó Z. Retrograde stem removal in revision hip surgery: removing a loose or broken femoral component with a retrograde nail. *Arch Orthop Trauma Surg* 2010;130: 813-818.
IF:1,196
Független idéző:1 Függő idéző:4 Összesen:5
71. Tóth K, Sisák K, Wellinger K, Manó S, Horváth Gy, Szendrői M, Csernátó Z. Biomechanical comparison of three cemented stem removal techniques in revision hip surgery. *Arch Orthop Trauma Surg* 2011;131: 1007–1012.
IF:1,369
Független idéző:1 Függő idéző:1 Összesen:2

Könyvfejezetek

1. Csernátó Z. A mozgásszervek biomechanikája. In: Damjanovich S, Fidi J, Szöllősi J szerk.: *Orvosi biofizika. Egyetemi tankönyv* 2. kiadás. Medicina 2006. ISBN: 963 226 024 4 359-367
Független idéző:1 Függő idéző:0 Összesen:1

2. Csernátony Z. Az ízületek biomechanikája. In: Damjanovich S, Fidy J, Szöllősi J szerk.: Orvosi biofizika 2. kiadás. Medicina 2006. ISBN 963 226 024 4 371-374
3. Csernátony Z. A csontok felépítése, fejlődése. In: Szendrői M szerk.: Ortopédia. Semmelweis 2006. ISBN 963 9214 65 5
4. Csernátony Z. Konzervatív gyógyító eljárások. In: Szendrői M szerk.: Ortopédia. Semmelweis 2006. ISBN 963 9214 65 5
5. Csernátony Z. Alagútszindrómák. In: Szendrői M szerk.: Ortopédia. Semmelweis 2006. ISBN 963 9214 65 5
Független idéző:2 Független idéző:0 Összesen:2
6. Csernátony Z. Az inak, ínhüvelyek, bursák, fasciák és szalagok betegségei. In: Szendrői M szerk.: Ortopédia. Semmelweis 2006. ISBN 963 9214 65 5
7. Csernátony Z. Az ízületek betegségei/Az ízületek fejlődése, felépítése. Az ízületek biomechanikája. In: Szendrői M szerk.: Ortopédia. Semmelweis 2006. ISBN 963 9214 65 5
Független idéző:1 Független idéző:0 Összesen:1
8. Csernátony Z. Sudeck-szindróma (felső vagy alsó végtag reflexdystrophiája). In: Szendrői M szerk.: Ortopédia. Semmelweis 2006. ISBN 963 9214 65 5
9. Csernátony Z. Structure and development of bones. In: M Szendrői: Orthopedics. Semmelweis 2008. ISBN 978 963 9656 93 2
10. Csernátony Z. Conservative treatment procedures. In: M Szendrői: Orthopedics. Semmelweis 2008. ISBN 978 963 9656 93 2
11. Csernátony Z. Tunnel syndromes. In: M Szendrői: Orthopedics. Semmelweis 2008. ISBN 978 963 9656 93 2
12. Csernátony Z. Disorders of tendons, tendon sheaths, bursae, fasciae and ligaments. In: M Szendrői: Orthopedics. Semmelweis 2008. ISBN 978 963 9656 93 2

13. Csernátony Z. Diseases of joints/The structure of the joints. The biomechanical aspects of joints. In: M Szendrői: Orthopedics. Semmelweis 2008. ISBN 978 963 9656 93 2
14. Csernátony Z. Reflex dystrophy (Sudeck's syndrome). In: M Szendrői: Orthopedics. Semmelweis 2008. ISBN 978 963 9656 93 2
15. Csernátony Z. Biomechanik. In: S Damjanovich, J Fidy, J Szöllősi: Biophysik für mediziner. Medicina 2008. ISBN 978 963 226 140 9
16. Csernátony Z. Biomechanics. In: S Damjanovich, J Fidy, J Szöllősi: Medical Biophysics. Medicina 2009. ISBN 978 963 226 127 0
17. Csernátony Z. A gerinc elváltozásai. In: Vekerdy-Nagy Zs szerk.: Rehabilitációs orvoslás. Medicina 2010. ISBN 978 963 226 276 5
18. Csernátony Z, Manó S, Kiss L. Aiming accuracy and reliable opposite site cortical sparing wedge osteotomy technique – A surgical trick. In: The role of osteotomy in the correction of congenital and acquired disorders of the skeleton. Edited by James P. Waddell, 2012. ISBN 978 953 51 0495 7
19. Szántó J, Csernátony Z, Dezső B, Horváth Á. Rosszindulatú támasztószöveti dagánatok. In: Szántó J szerk.: Klinikai onkológia a gyakorlatban. Medicina 2005. ISBN 963 242 973 7

Témába vágó szabadalmi beadványok

1. Csernátony Z, Farkas J. Eszközkészlet csigolyák helyzetének rögzítésére. Lajstromszám: 227650, ügyszám: P0800040. Közzététel éve: 2009, benyújtás helye: Magyarország.
2. Csernátony Z, Jeanson FJ. Spinal Osteosynthesis device. Lajstromszám: US5514132 (A). Közzététel éve: 1996, benyújtás helye: Amerikai Egyesült Államok.
Független idéző:47 Fügő idéző:0 Összesen:47

Szakmapolitikai írások

1. Csernátony Z. Hippokratész és Jusztícia. Asztallap. A Mensa Hungarica folyóirata. 2003;11(99): 4-5.
2. Csernátony Z. A biztonságos gyógyítás – a biztonságban gyógyulás joga. Látélet. Egészségügyi Kommunikációs Szaklap 2006;50(3): 1.
3. Csernátony Z, Pataki É. Törvénytisztelt és működőképes. Kórház. A Magyar Kórházszövetség hivatalos lapja 2008; 15(3): 65.
4. Csernátony Z. Harminc forint. Magy Radiol online 2011; 2(3): 1.
5. Csernátony Z. Plágiumokról másként, más célból. Magy Tud 2013; 2: 218
6. Csernátony Z. Traumatizált ortopédia. Szerelemházasság? Névházasság? Érdekházasság? Magyar Traumat Ortop 2009;52(3): 282-285.
Független idéző:1 Független idéző:0 Összesen:1
7. Rybaltovszki H, Mező R, Csernátony Z. A protézis várólista árnyoldalai. Népegészségügy 2012;90(1): 53-58.

Egyéb írások

1. Csernátony Z. Eurépa. Asztallap. A Mensa Hungarica folyóirata. 1999;7(65): 5.
2. Csernátony Z, Horváth R, Szepesi K. Biomechanika: a felzárkózás kezdete. Gép. 1999;10: 10-12.
Független idéző:0 Független idéző:1 Összesen:1
3. Csernátony Z. Pap Károly élete és munkássága. A debreceni orvostudomány nagy alakjai. 2006; 22. füzet
4. Csernátony Z. Fractura bordae. Magyar Orvosi Nyelv. 2011;1: 5-6.
5. Csernátony Z. Lábfej. Magyar Orvosi Nyelv. 2012;1: 39.

Szcientometriai adatok

Összes <i>in extenso</i> közlemény száma	95 (59 angol, 36 magyar)
Elsőszerzős közlemények száma	31 (17 angol, 14 magyar)
Utolsó szerzős közlemények száma	45 (27 angol, 18 magyar)
Könyvfejezetek száma	19
<i>In extenso</i> közlemények impakt faktora	27,3
Idézettsége: független (összes)	134 (207)
Impakt faktor a PhD megszerzése előtt	0,760
Impakt faktor a PhD megszerzése után	26,54
Első és utolsó szerzős közlemények száma	76 (44 angol, 32 magyar)
Impakt faktora	17,566
Idézettsége: független (összes)	44 (97)

Köszönetnyilvánítás

Mindenekelőtt régi barátomnak, Jean-François Jeansonnak, a *JBS* volt tulajdonosának szeretnék köszönetet mondani, hogy eredeti ötletemet egyből meggyőződéssel, nagylelkűen és hatékonyan támogatta. A sorban itt következnek a további közreműködő cégek, amelyek támogatását megszerezni nem volt könnyű, de végső soron érdemesnek bizonyult.

A kísérleti munkákban leghűségesebb munkatársamnak Manó Sándor, a *Biomechanikai Laboratórium* mérnöke bizonyult, de meg kell említeni Krakovits Gábor, Fekete Zsolt, Soós Pál, Allen Goodship, Jónás Zoltán, Kiss László, Molnár Szabolcs, Hunya Zsolt, Győrfi Gyula és Nagy Norbert nevét is, akik a kutató-fejlesztő munka, illetve a klinikai bevezetés egyes stádiumaiban hatékony segítőknek bizonyultak. Az aprólékos háttérmunka egy ilyen mű összeállításakor nélkülözhetetlen, ezért az ebben nyújtott segítségükért köszönettel tartozom Manó Sándornak, Pallagi Mónikának és Varga Juditnak.

Köszönöm közvetlen munkatársaimnak, korábbi mestereimnek és az ötlet mellé állt további cégeknek, hogy a legkülönbözőbb támogatási módokban részesítettek, amelyek mind szükségesek voltak ahhoz, hogy az itt bemutatott munkák megvalósulhassanak.

Végül, de nem utolsó sorban családomat illeti köszönet a munkához elengedhetetlen távollétek megértő fogadásáért, valamint köszönöm gyermekeimnek a tőlük kapott inspirációt.