

MINŐSÉGIRÁNYÍTÁS A PROTÉZISEK TERVEZÉSÉBEN

Szabó Ákos

Sanatmetal Kft.

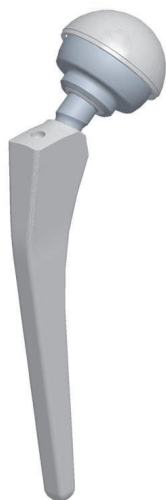
aszabo@sanatmetal.hu

Absztrakt

A tervezési folyamat alapvetően meghatározza a létrejövő termék minőségét. Különösen fontos ez protézis termékek esetén, amelyek ízületeket pótolva éveken át biztosítják a páciens megfelelő életminőségét. Az első termékötlet leírásától a termék forgalmazási engedélyének megszerzéséig hosszú út vezet. A fejlesztési folyamat rejtelseibe ad betekintést a cikk.

Bevezetés

Tervezőmérnökök, orvos-szakértők, minőségirányítási szakemberek, beszállítók (alapanyag, előgyártmány, csomagolóanyag, berendezések, szerszámok, mérőeszközök stb.), vizsgálólaboratóriumok (biomechanikai, mikrobiológiai), tanúsító testület – mindezen szakterületek legmagasabb szintű ismeretanyaga és folyamatos együttműködése szükséges ahhoz, hogy implantátumok esetén egy jó ötletből gyártásra kész tervdokumentáció szülessen. Az éveken át tartó fejlesztési folyamat alapvetően meghatározza a létrejövő termék sikerességét szakmai és gazdasági szempontból is.



Vállalatok minősítése

Ahhoz, hogy egy vállalkozás engedélyt kapjon implantátumok tervezésére, gyártására, értékesítésére, bizonyítani kell, hogy rendelkezik minden szükséges tudással és háttérrel. A tanúsító szervezet kiválasztása felelősségteljes döntés, az egységes vonatkozó szabványrendszer ellenére – amelynek alapja az ISO 13485 és 93/42/EGK – a különböző tanúsító testületek némiképp különböző követelményeket állítanak az általuk tanúsított cégekkel szemben. A Sanatmetal Kft. tanúsító testülete a BSI (British Standards Institution), hasonlóan, mint a legnagyobb világcégeké. A vállalkozás rendszeres beszámolási kötelezettséggel tartozik a tanúsító testület felé, ezenkívül a helyszíni félévenkénti auditon és kétévenként speciális műszaki és mikrobiológiai auditokon is meg kell felelnünk.



Az integrált irányítási rendszerünk jelenleg 156 különböző minőség- és környezetirányítási eljárást, utasítást tartalmaz a szabványoknak való megfelelés érdekében. Ehhez jön még a több mint 15 000-es termékválasztékhoz tartozó egyéb műszaki előírás (rajzdokumentáció, alapanyag-előírás, technológiai előírások és utasítások, ellenőrzési utasítás, csomagolásra vonatkozó előírások stb.).

A teljes ízületpótló protézisek területén a szabályozásban jelentős változás történt, ugyanis a 2008-tól az új fejlesztésű teljes ízületpótlást megvalósító csípő-, térd- és vállprotézisek a 2005/50/EK direktíva (36/2007 EüM-rendelet) alapján az eddigi II. csoport helyett az ún. III-as termékcsoporthoz tartoznak (ahová pl. a szívbillentyűk), amely sokkal magasabb, alaposabb követelményeket támaszt a fejlesztési

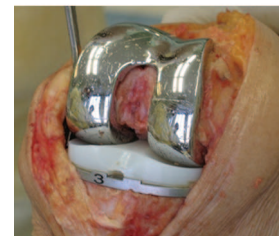
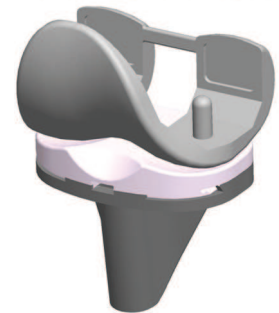
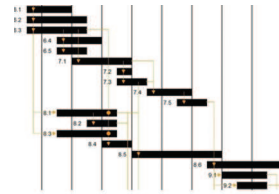
tevékenységben. A korábban fejlesztett termékek átsorolását pedig 2009. szeptember 1-ig kell elvégeznie minden gyártónak ahhoz, hogy a forgalmazást a továbbiakban is folytathassa.

Műszaki tervezés

A szigorúbb követelményeknek azok a cégek tudnak megfelelni, akik magas szintű minőségirányítási rendszerrel rendelkeznek, illetve a fejlesztési tevékenységet évek óta a harmonizált EU-szabványok szerint végzik.

A termékfejlesztés a termékötlet megfogalmazását követően a „tervezés tervezésével” kezdődik, amelynél a tervezés lépéseit, ütemezését, a szükséges kapacitásokat és a várható

- | | |
|--|---|
| <ol style="list-style-type: none"> 1. Termékötlet / megállapodás az ötletadóval 2. Tervcél megfogalmazása (a tervezés kimenő paramétereit) 3. Megoldási vázlatok elkészítése 4. Megoldási vázlat zsűrizése 5. Előtervek elkészítése 6. Alapkövetelményterv elkészítése 7. Előtervek zsűrizése 8. Szilárdsági méretezés 9. Kísérletek (konstrukciós és technológiai) 10. Prototípus konstrukciós dokumentáció 11. Prototípus kockázatelemzés 12. Prototípus technológiai terv 13. Prototípus ellenőrzési terv 14. Használati útmutató 15. Termékmértető 16. Klinikai ellenőrzési lista 17. Prototípus terv zsűri 18. Prototípus gyártás 19. Prototípus ellenőrzési terv végrehajtása 20. Száraz műtét 21. Prototípus verifikáció 22. Mikrobiológiai teszt | <ol style="list-style-type: none"> 23. Kémiai teszt 24. Átröntenezhetőségi teszt 25. Élettartam-vizsgálat 26. Biztonságtechnikai vizsgálatok 27. Végelemes szilárdsági analízis 28. Cadaver kísérlet 29. Preklinikai vizsgálat 30. Biomechanikai vizsgálat 31. A tervezés igazoló ellenőrzése (VALIDÁLÁS) 32. 0-széria konstrukciós dokumentáció 33. 0-széria technológiai dokumentáció 34. Engedélyezési eljárás megtervezése 35. Gyártó- és ellenőrző eszközök 36. 0-széria gyártás 37. 0-széria ellenőrzés, értékelés 38. Klinikai tesztek 39. Záró zsűri 40. Megfelelőségi nyilatkozat 41. Katalóguslap 42. Gyártási eljárás validálása 43. Termékcímke 44. Engedélyeztetési eljárás lefolytatása 45. Végleges konstrukciós dokumentáció 46. Végleges technológiai dokumentáció 47. Jogi védettség |
|--|---|



költségeket határozzuk meg. A Sanatmetal Kft. termékfejlesztési folyamata 47 lépésből áll, a folyamat közben az előírásoknak megfelelően különböző összetételű teamek vizsgálják át az adott fejlesztési lépést, és döntenek az elfogadásról, vagy más irányt jelölnek ki annak érdekében, hogy a terveclok teljesüljenek.

A fenti lépések végrehajtásához jól felkészült belső humán erőforrás (fejlesztőmérnökök, gyártástervező mérnökök, projektmenedzserek, logisztikusok, minőségirányítási szakemberek), kiterjedt külső kapcsolatok (orvosok, beszállító cégek, szakértők, hatóságok), megfelelő számítógépes tervezőrendszer (3D CAD+VEM+CAM), és nagyon sok szervezőmunka szükséges.

III. osztályba sorolás

A teljes ízületpótló protézisek szigorúbb besorolása a leendő páciens számára nagyobb biztonságot ad. A beteg ugyanis nem választhatja meg, melyik gyártót, melyik típusát kapja meg, és természetesen az ismerete sincs meg hozzá. Az alkalmazott protézis az adott kórház választásán múlik, és általában tendereken dől el.

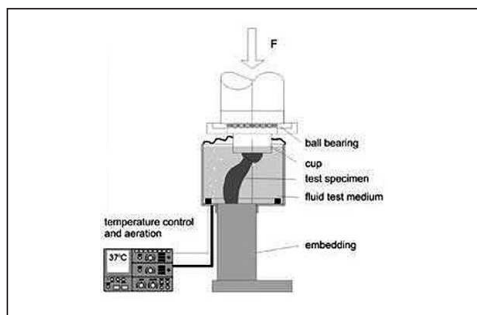
A szigorúbb besorolás a különböző gyártók számára – legyen az a legnagyobb amerikai világcég, vagy a legkisebb magyar gyártó – egységes követelményeket ír elő. A gyártótól

függetlenül már nem kérdés, hogy a termék valóban megfelelő alapanyagból készül-e, hogy a gyártó valóban elvégzett-e minden előírt biomechanikai vizsgálatot a megfelelő darabszámban, akkreditált vizsgálólaborban, hogy valóban megtörtént-e a klinikai értékelés, hogy minden szükséges dokumentum rendelkezésre áll-e, amely garantálja a protézis elvárt élettartamát.

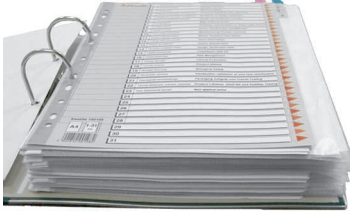
A fentiek bizonyítására a III. osztályba tartozó protézisek esetén már nem elegendő a helyszíni auditokon történő megfelelés, hanem ún. Design Dosszié összeállítása szükséges a termékről, amelyet a tanúsító testület részére kell elküldeni átvizsgálásra. Az átvizsgálást az erre a célra kiképzett, tapasztalt szakemberekből álló csoport végzi el, az átfutási ideje 4-6 hónap, költsége több millió forint (ami független a gyártó cég nagyságától). Sajnos a hosszú átvizsgálási idő a fejlesztési folyamatot megnyújtja, megdrágítja, és a termék piaci bevezetését lassítja.

A Design Dosszié a következő fő pontokat tartalmazza:

1. Megfelelőségi nyilatkozat
2. Javasolt felhasználás
3. A termékkör tömör leírása
4. Műszaki szabványok, szabályozások
5. A tervezés verifikálása
6. Tervezés és gyártás telephelyének bemutatása
7. Fő beszállítók és értékelésük
8. Európai képviselő megadása
9. Alapanyagok megadása
10. Technológia áttekintése
11. Eszköz műszaki leírása
12. Felhasználói információk
13. Eszközspecifikáció
14. Tervezésverifikálás adatai
15. Alapkövetelmények
16. Kockázatelemzés
17. Klinikai elemzés
18. Terméktörténet



19. Biológiai biztonság
20. Sterilizálás validálása
21. Csomagolás terhelhetősége
22. Termékélettartam, -stabilitás



A dossziéátvizsgáláskor a tanúsító szervezet további kérdéseket tesz fel a gyártónak, így pontos képet kap az elvégzett fejlesztési folyamatról, és közben mérlegeli, hogy a gyártó mindent megtett-e a kockázatok minimalizálása érdekében. A Design Dosszié elfogadása jelentős mérföldkő: a fejlesztés elfogadását és lezárását jelenti.

Regisztráció

A megfelelő minősítéssel rendelkező vállalatok által tervezett és gyártott CE jeles termék a forgalmazási engedély megszerzése után az

EU-országokba szállítható. Egyéb országokba történő forgalmazáshoz az adott ország előírásainak megfelelő termékregisztrációt kell elvégezni, amelyhez az engedélyezési eljárásban eddig szereplő dokumentumokon kívül egyéb kiegészítő dokumentumokat is biztosítani kell a regisztrálást végző szervezetnek. A Sanatmetal Kft. a világ közel 40 országába szállít terméket, ezeknek többsége (pl. USA, Oroszország, Japán, Kína, Brazília) ilyen termékregisztrációt igényel.

Mindezeket követően már nincs más hátra, „csak” a termékár meghatározása, szériagyártás elindítása, marketinganyagok elkészítése, tréningek szervezése, a termék piaci bevezetése...



Szabó Ákos

Sanatmetal Kft.

3300 Eger, Faiskola u. 5.

Tel.: (+36) 36 512-900

A HÁTSÓ FELTÁRÁSBÓL VÉGZETT SCOLIOSISMŰTÉTEK A KEZDETEKTŐL NAPJAINKIG

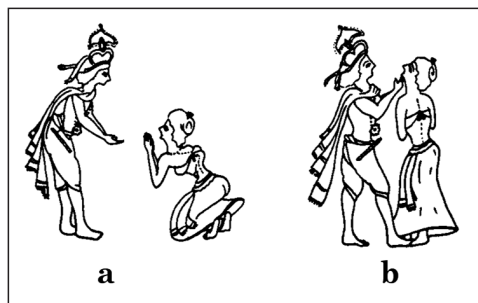
Csernátony Zoltán

Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

csz@med.unideb.hu

Bevezetés

Mint ez a betegségek nagy részére igaz, a scoliosis kezelésének története is egészen az ókorra nyúlik vissza. A Kr. e. 3500-ból, majd 1800-ból fennmaradt *Srimad Bhagwat Mahapuranam* vallásos indiai könyv hindu mitológiai már beszámolnak **Krishna**⁵⁶ gyógyításáról, amint egyik híve elferdült gerincét egyenesítette ki. Az ábra optimista magyarázatai szerint már itt tetten érhető az axiális húzás gondolata (1. ábra).



1. ábra.

a) Kubja könyörög Krishnának,

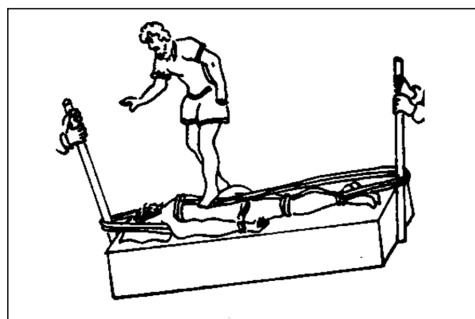
hogy egyenesítse ki a gerincét

b) Krishna rálép a lábára

és állánál fogva felfelé emeli Kubja testét

A betegség első leírása **Hippokratész** (Kr. e. 460–377), elnevezése **Galenus** (Kr. u. 129–99)⁵⁶ nevéhez fűződik és a *σχολιισ* (=kanyargós) görög szóra vezethető vissza. Nyilvánvaló, hogy ekkor még csak a legkirívóbb esetek felismeréséről és konzervatív kezelési kísérleteiről lehetett szó. Nagyon sok idő telt el, amíg az enyhébb deformitások is egyáltalán felismerésre kerültek.

A korabeli gyógymódokból az is kiderül, hogy kezdetben a jelentős bordapúpok eltüntetésének óhaja vezette mind a beteget, mind a kezelőorvost. **Galenus** módszere jól tükrözi ezt a mechanisztikus szemléletet⁵⁶ (2. ábra).



2. ábra. Galenus scoliosiskezelési módszere

Galenus tanításai csak számottevő késéssel, a XII. században kezdtek Európában terjedni. A középkori orvoslás ha nem is hozott gyakorlati előrelépést a scoliosis kezelésében, valami fejlődés azonban csak megindult: a púp mögött kezdtek látni magát a betegséget, felismerni a scoliosis fontosabb biomechanikai vonatkozásait. **Glisson**³⁶ 1650-ben megjelent monográfiájában elsőként adja máig is helytálló elemzését a scoliosisnak és a társuló mellkasi deformitásoknak. A scoliosis mint orvosi probléma megjelenése nagyjából erre az időszakra tehető.

A púp eltüntetésére való törekvés – mint kizárólagos beavatkozás – egészen a XIX. század második feléig jellemezte a „kezeléseket”, és a kor műszaki fejlettségét tükröző legrafináltabb szerkezetek születtek ebből a célból.

A legkülönbözőbb nyújtó- és préréskészülékek után a kötözési technikák, majd a gipsztechnika megjelenése, fektető és fűzők készítése már esetenként hatékonyabb kezelést tett lehetővé, de igazán elfogadható eredményekről még nem beszélhetünk. A későbbiekben kialakuló sebészi megoldásokhoz viszont nagyon hatékony kiegészítő módszereknek bizonyultak.

Az újkori sebészet fejlődésének minden fázisában újra és újra előkerült a scoliosis problémája. A konzervatív kezelés mellett tehát végérvényesen megjelent a műtéti kezelés gondolata is. Az orvostudomány egészének fejlődése, így az aszeptikus sebészi technika, az intratracheális narkózis, az antibiotikumok terjedése és a csont-üzleti betegségek szemléletében alapvető változást hozó röntgen-technika, majd a kontrollált hipotenzio, az autológ transfúzió egyre jobban kitágította az ortopéd sebészet lehetőségeit.

Ezzel párhuzamosan háborúk zajlottak, pusztított a tbc, poliomyelitis járványok voltak, egyre többen sérültek békeidőben is a fejlődő motorizáció miatt, és nem utolsósorban megváltozott az embereknek a betegséghez, illetve az egészséghez való viszonya is. Azaz: egyre több oldalról támasztott igényeket az ortopéd sebészet és így a gerincsebészet komolyabb fejlődése iránt.

A scoliosis műtétek fejlődésének tárgyalása a továbbiakban választás elé állítja az embert. Vagy a tényleges kialakulás menetét követve, regényszerűen tárgyalja az egyre újabb módszereket, vagy didaktikusan. Ez utóbbit választva csábító átvenni **Bouillet** és **Vincent**¹⁰ részletes monográfiájának tematikáját, amelyben különválasztják azokat a gyógymódokat, amelyek a különböző patogenézis elméletek alapján születtek, és azokat, amelyek a betegség lefolyását befolyásolhatatlannak ítélve, a korrekció és csontos konszolidáció módszerét

alkalmazzák. Jelen munkában mégsem ezt a „cél logikáját”, hanem a „módszer belső logikájának” fejlődését vettem alapul a scoliosis-műtétek kialakulásának áttekintéséhez.

Ebben a munkában csak a hátsó elemeken végzett műtéteket tárgyalom. Nem foglalkozom a bordarezekció-gibboplasztika módszerének fejlődésével, mivel ez részben átvetet a mellkasi feltárások problémakörébe, másrészt történetileg sem volt direkt előfutára a jelenlegi hátsó feltárásból végzett instrumentálásoknak. A lágyrész-, illetve csontműtétek különválasztásával és az implantátumok csoportosításával a fejlődés áttekintését szerettem volna megkönnyíteni.

Azt azért szem előtt kell tartani, hogy ezek a módszerek időben nagy szórással jelentek meg, egy részük ki sem állta az idő próbáját, viszont az egyes műtéti technikák kialakulásában igenis megvolt a meghatározó, előbbrevívó vagy épp elretentő szerepük. És még bizonyára mindig vannak közöttük olyanok, amelyek továbbgondolásra érdemesek lennének...

1. Lágyrészműtétek

Borbélymesterektől öröklött sebész mesterségünk kezdetben a sebellátás biztosítására korlátozódott. Igen sok időnek kellett eltelnie, mire a sebész maga is sebet mert ejteni betegen. Még az életveszélyes állapotokban fellépő sebésznek is ehhez már bizonyos fokú anatómiai ismeretekre és nagy-nagy bátorságra vagy felelőtlenségre volt szüksége. Mindenesetre valós vagy vélt kényszerítő körülmények kellettek.

Az újabb előrelépést bizonyos veszélytelenebb sebészi beavatkozások kitapasztalása hozta. Az 1800-as évek elején nagy divatja lett a különböző tenotómiáknak. A legkülönbözőbb mozgásszervi betegségek megoldását látták

a subcutan végzett, sokszor többszörös tenotomiákban. 1839-ben a *Gazette Médicale de Paris*-ban jelent meg **Jules Guérin**^{cit88} írása *Lettre sur le traitement des déviations latérales de l'épine par la section sous-cutanée des muscles du dos et de la colonne vertébrale* címen. Módszerével a hátizomzat konkáv oldali összehúzódásának a megszüntetését célozta meg. Feltehetően ez volt az első sebészi kísérlet a scoliosis műtéti kezelésére.

Az irodalom a továbbiakat illetően nagyon hézagos. **Schepelmann**^{cit88} a század első felében izomátültetéseket végzett, illetve bizonytalan utalás található arra vonatkozólag, hogy *postpoliomyelitis scoliosiban fascia abdominalis* transzplantációkat végeztek volna.

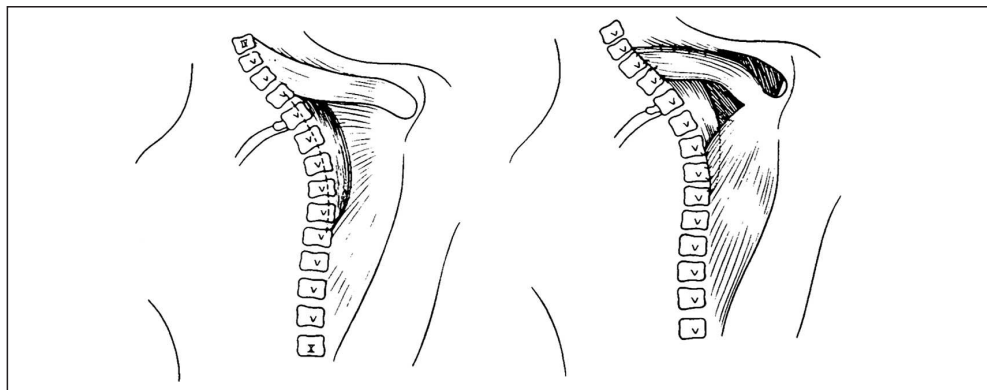
1954-től **Gruca**³⁸ behatóan foglalkozott a vázizmoknak a scoliosis kialakulásában feltételezhető szerepével. Az idiopathiás scoliosist mint megbomlott izomegyensúlyhoz társuló, másodlagos fejlődési zavart fogta fel. Ugyanakkor az elsők közé tartozott, akik vitatni merték az ekkor már nagymértékben elterjedt detizáló műtétek létjogosultságát. Így születettek meg korai módszerei: a *Dynamic bone bridge technique*, a különböző autológ myoplasticák és fasciodesisek. Ezek tehát izom, ín és fascia des- és reinsertiókat jelentő beavatkozások vol-

tak (3. ábra). Módszerével ebben a formában gyenge korrekciós eredményeket ért el. Az alapvetően továbbfejlesztve jutott el azonban az izomalloplastika módszeréhez, amit a *Korai implantátumok* című részben tárgyalok.

Langenskiöld (1961)^{cit98} kísérletes scoliosis modelleken nyert tapasztalatok alapján közelítette meg a problémát. Kísérletesen féloldali *ligamentum costotransversarium* átvágásokat követően sikerült scoliosist létrehozni. A kérdést megfordítva, scoliosisos esetekben a deformitáshoz vezető izomegyensúly-zavar ellenettjét létrehozva próbált beavatkozni. Módszere nem terjedt el.

Lindahl (1966)⁵⁹ ugyanebből a megfontolásból 13 gyereknel a konkavitás oldalán a *processus transversus*okat rezeálta és a progresszió csökkenését tapasztalta.

A későbbiekben a scoliosisműtétek között a kizárólagosan a lágyrészekre vonatkozó megoldások egyre inkább háttérbe szorultak. **Sulutko** és **Pavlovsky**^{cit10} az 1960-as évek elején a konkáv oldali kontraktúrás izomzat átvágását javasolták a korrekció megkönnyítésére. A módszer hatékonyságát azonban eleve megkérdőjelezi, hogy a műtétet végül is arthrodessissel fejezték be.

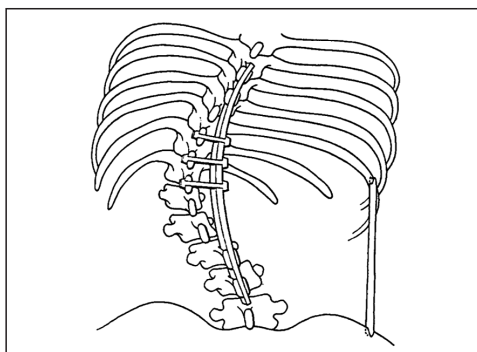


3. ábra. Gruca dorsalis myoplasticája
(A *The Journal of Bone and Joint Surgery* engedélyével)

Tudomásom szerint napjainkban ezeket a lágyrészműtéteket önálló műtétként scoliosisban már nem is végzik. A kísérletes scoliosis modellek tapasztalati alapján^{50,103} azonban ezeknek a műtéteknek a létjogosultságát mind a mai napig nem lehet teljesen kétségbe vonni. A probléma a hatékonyságukban van. Ugyanakkor látni kell, hogy végül is mindezek a beavatkozások akarva-akaratlanul jelenleg is részét képezik a hátsó feltárásból végzett scoliosis műtétek jelentős hányadának: az operált gerincszakasz alapos szkeletizálása ugyanis mi más, ha nem miotomiák, tenotomiák, desinsertiók, capsulotomiák és arthrotomiák sorozata?

2. Dézisek

Albee² 1908-ban végezte először a később róla elnevezett extraarticularis desis műtetet *spondylitis tuberculosás* betegeken. Ennek lényege a görbület alsó és felső végén a *processus spinosusok* hosszanti kettéhasítása és ezekbe fektetett *inlay* hosszanti tibia spánnal a gerinc megtartása, amit a *processus spinosusokra* és a hosszanti tibia spánra fektetett haránt spánnal is stabilizált. Ezt szükség esetén kiegészítette a mellkas „aládúcolásával” a csípőlapát és a konkáv oldali X. borda közé befejezett tibia spánnal (4. ábra). Úgy tűnik, **Kidner** és **Galloway**¹⁰ volt az első, aki **Albee** módszerét scoliosisban alkalmazta.



4. ábra. Albee extraarticularis gerincdesise

A műtetet gipszkorzetben végzett korrekciós kísérlet és rögzítés előzte meg. A korzetten ablakot vágtak és azon keresztül végezték el a műtetet. A technika idővel nagyon sokat fejlődött, a fűzők egyre hatékonyabbak és elviselhetőbbek lettek. A lényeg azonban – hogy a beteget az előre elkészített fűzőben operálták – évtizedeken át változatlan maradt.

Hibbs nevéhez fűződik a gerinc kisízületi arthrodesisek bevezetése. 1911-ben operált első három betege szintén *spondylitis tuberculosás* volt. Módszerét még abban az évben leközölte *An Operation for Progressive Spinal Deformities* címen⁴⁷, a címben is éreztetve, hogy az alkalmasnak ígérkezik scoliosisos betegek műtéti megoldására is. Az eljárás eredetileg még mindössze abból állt, hogy a töben meggyengített és így elhajlított *processus spinosusokkal* és a laminák félig leválasztott és elhajlított külső kortikálisával kapcsolta össze az elmerevítendő csigolyákat. Módszerét – újdonságának köszönhetően – sokan követték, kiforrotlansága miatt pedig sokan módosították. Európában – némi késéssel – az első világháború után **Leclerc** és **Lance**^{cit98} végeztek elsőként gerincarthrodesist.

Később **Hibbs** maga is sokat változtatott a detizálás módján, és műtéti technikájának 1924-ben közzétett változata⁴⁷ vált klasszikussá. Ebben a legfontosabb új elem a kisízületek



5. ábra. Hibbs csigolyadesise
(A *The Journal of Bone and Joint Surgery* engedélyével)

megszüntetése, a laminák kortikálisának felvése és desis a csontdarabkák egymásra hajlításával, illetve hozzáadott *onlay* autológ spongiosával (5. ábra).

Hamar felismerték, hogy a lokálisan elforgatott csontdarabkák nem elégségesek, és más helyről vett csontot is kezdtek alkalmazni, azaz megszületett a csontgraft fogalma. A csontgraftok alkalmazása önmagában is kalandos fejlődést ért meg. A szervezet több részéről vettek csontot, így az operált csigolyák hátsó elemei mellett többek között a beteg tibiájából vagy csípőlapátjából. Az egyre kiterjedtebb desisekhez azonban kevésnek tűnt ez a csont is. **Whitman** (1927)^{cit65} a beteg saját, rezekált bordáit is felhasználta, majd homológ és heterológ csontokat is kezdtek alkalmazni.

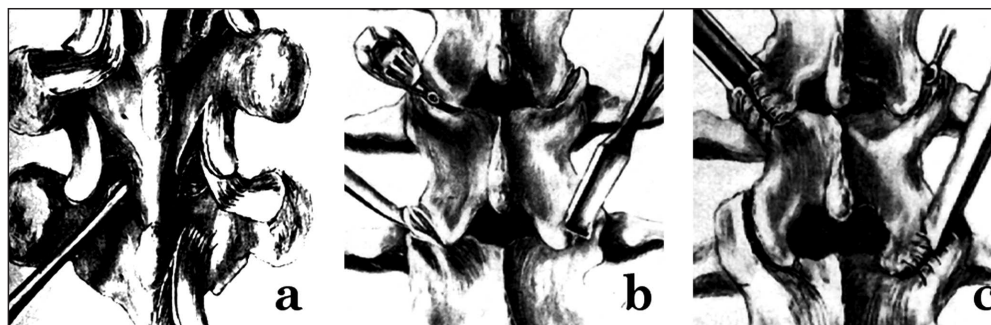
Kleinberg (1922)^{cit65} a Hibbs szerinti desishez masszív borjúcsontspánt is használt. **De Forest Smith** (1923)^{cit65} reoperációk során birkagraftok stabil beépülését tapasztalta. A másik, sokáig eldöntetlen kérdés az volt, hogy vajon az *inlay* vagy az *onlay* grafttechnika az előnyösebb. **Phemister** (1931)^{cit65} állatkísérleteken és klinikai megfigyeléseken keresztül bizonyítani tudta, hogy az *onlay* technika nem jelent a beépülésnél feltétlenül előnyt, viszont a feldarabolt spongiosának nagyobb az osteoinductor hatása. **Albee**¹⁶ az 1930-as évek végén kezdett saját fejlesztésű elektro-

mos fűrészt használni, ami a tibiagraftok kivételét nagyban megkönnyítette. Az elektromos fűrész terjedése valóságos divatot alakított ki a graftkivételben.

Moe^{70,71} technikai javításokkal 1948-tól alkalmazta kezdetben **Hibbs**, majd később a saját módszerét. Ez utóbbi *Gillett Hospital Technique* néven maradt fenn. Risser-féle *localiser* gipsszel való korrekció után a kisízületekbe csontblokkokat helyezett. Nagy gondot fordított arra, hogy a hátsó elemek felvése során nyelezett graftokat kapjon, amelyeket azután óvatosan fordított el az egymással való érintkezésre. Rendkívül modern szemléletét mutatja, hogy már ekkor felhívta a figyelmet az állízület korai felismerésének és korai műtéti revíziójának fontosságára.

Hibbs technikáját főleg az USA-ban sokan módosították többé-kevésbé jelentős mértékben (6. ábra). Az európai desisek ugyanakkor inkább **Albee** módszeréhez hasonlítottak.

Outland és **Corn** (1947)⁸³ párhuzamos többszörös autológ tibiaspánt használt, szükség szerint a gerinc egyik vagy mindkét oldalán. **Howorth** (1943)^{49,71}, **McBride** (1949)⁶⁶, **Chandler** (1957)^{cit71} további apró technikai módosításokkal, de alapjaiban a **Hibbs**-féle műtétet végezték. **Ponseti** (1950)⁸⁷ **Albee** és **Hibbs** módszerét kombinálta, amelyben tibia-



6. ábra. Módosított csigolyadesisek. a) Moe; b) Chandler; c) Risser
(A *The Journal of Bone and Joint Surgery* engedélyével)

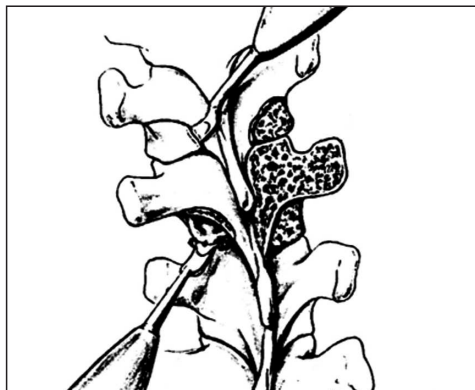
és csípőlapátgraftokat használt az eredeti **Hibbs** módszer kiegészítésére. **Cobb** (1953)^{17,cit71} a kisízületi curettage tekintetében sokkal felületesebb volt. **Risser** (1958)^{cit71} az ékalakban kivésett kisízület helyére mintegy bebillentette a tőben meggyengített *processus transversus*-t. Időnként tibiaspánnal egészítette ki a módszert. **Blount** (1958)^{cit71} a *processus transversus*-ok közé is tett be feszülés alatt graftokat. **Garrett** (1961)³² ún. *collapsing spine* eseteiben a **Hibbs** szerinti fúziót esetenként az *occiput*-ig, illetve a *sacrum*-ig is kiterjesztette. **Mastragostino** (1967)⁶³ a **Hibbs** szerint elvégzett desist általában a tibiából származó, gyufaszálszerűen elkészített graftok hozzáadásával egészítette ki.

Ezzel párhuzamosan újabb és újabb próbálkozások történtek a csont tartósítására és sterilizálására is, megalakultak az első csontbankok. **Turner** és **Bassett** (1956) katódsugarakkal sterilizált csontot^{cit23}. **Stagnara** (1950) csikó- és borjúgraftokat használt jó eredménnyel^{cit10}. A 60-as évektől aztán a liofolizálási technika alkalmazása a graftok konzerválásában lehetővé tette a heterológ csont megbízhatóbb használatát és további terjedését. A hirtelen felgyűlt nagyszámú tapasztalat alapján a heterológ csontgraft kevésbé vált be. Így még inkább terjedt tovább a homológ csont használata. **Herbert**^{cit10} már az 1960-as évek végén fagyasztott emberi csontgraftokat használt. A legjobb módszernek a csípőlapátból vett autológ csont hozzáadása bizonyult⁹⁸.

A nagy fejlődés ellenére egy dolog továbbra is változatlan volt: mindezen módszerek hosszú ideig tartó külső rögzítést, gipszkorzettet vagy -fektetést igényeltek. Idővel aztán a betegek csak műtét után kaptak fűzőt²³, ami a sebész számára sokkal kedvezőbb műtéti hozzáférést tett lehetővé. Mindenesetre a fűzőviselés kellemetlenségeinek felismerése is valószínűleg közrejátszott abban, hogy megpróbálták a csontgraftokkal egyre nagyobb stabilitást elérni.

Az **Albee** módszerét követő európai irányzatokban egy merev vagy rugalmas csontgraft hozzáadása az egyik legfontosabb lépése lett ezeknek a műtéteknek^{cit10}. Így pl. **del Torto** (1956)^{cit10} és **Novak** (1954)^{cit6} fémdróttal rögzített masszív tibiaspánt a gerinchez. **Cotrel** és **Cauchoix** (1964)^{cit10} az ún. *greffe encastrée* módszerével hosszanti húzathoz mellett az áthidalt szakasz két végén a *processus spinosus*-ok közé szorította be a végein fecskedefarok-szerűen felvágott spánt, és ezt kiegészítve autológ *iliaca* spongiosával gyors csontosodást ért el. **Pap** (1962)⁸⁵ *semilunaris desise* lényegében **Albee** és **Hibbs** módszerének további módosítása. Ennél a residualis görbületet figyelembe vevő, a *crista iliaca*-ból származó cortico-spongiosus grafftal végezték el a detizálást.

A beültetett graftoknak így a jó osteoinduktív hatásuk mellett a műtét előtti és alatti korrekció megtartása is fontos feladatukká vált¹⁰¹. **Goldstein** (1966)^{cit41} fogalmazta meg ismét a kiterjedt decorticálás szükségességét, és azt, hogy az autológ *crista* a legalkalmasabb graft a csontosodás indukálásához (7. ábra).



7. ábra. Egy háti csigolya korszerű hátsó desise
(Az Elsevier engedélyével)

Összefoglalva elmondhatjuk, hogy az önálló beavatkozásként végzett desisek egyre jobban visszaszorultak napjainkra az implantátum-technika fejlődésével, de a **Hibbs** alapos leírás-

sát pontosan végrehajtva végzett desis jelenleg is a legkomolyabb biztosíték a scoliosist operáló sebész céljainak eléréséhez: a görbület progressziójának megállításához, illetve újabban a műtét előtti és alatti korrekció fenntartásához^{51,101}.

3. Korai implantátumok

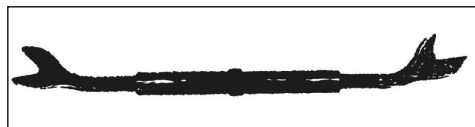
Hadracit⁵⁵ 1891-ben, majd **Chipault**^{cit10,cit55} 1897-ben elsőként ajánlották scoliosisban a *processus spinosus*ok ezüstdróttal való rögzítését.

Lange⁵⁷ 1902-ben *spondylitises* betegeknél 4 mm-es acéldrótot helyezett a *processus spinosus*ok két oldala mellé, amit alsó és felső végeinél ezüstdróttal rögzített a *transversus*okhoz. Első eseteiben a cerclage drótok magasságában *suppuratio* lépett fel. A későbbiekben ónnal bevont acéldrótot vastag selyemmel rögzített és hat hónapig gipszelte betegeit.

Valójában egészen az 1950-es évekig kellett várni, amíg komoly és megbízható implantátumok beültetésére kerülhetett sor.

Allan (1954)³ technikája volt az első, amely fém implantátummal a scoliosis preoperatív redukcióját valósította meg. A módszer lényege a főgörbület végcsigolyáinak *processus transversus*ain támaszkodó, villás végű eszköz

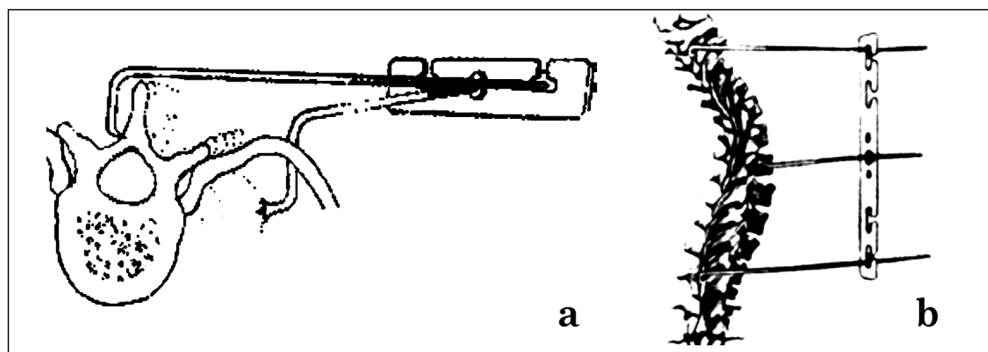
megspannolásával végzett korrekció³⁷. A műtét után már nem kellett feltétlenül külső rögzítőt alkalmazni. Bár még nem volt igazán hatékony, ez az implantátum mindenképp újabb mérföldkövet jelentett: ez volt tulajdonképpen az első gerinc mellé ültetett (és ki tudja, talán első emberbe ültetett) műszaki szerkezet és egyben az első, műtéti korrekcióra is alkalmas implantátum (8. ábra).



8. ábra. Allan implantátuma
(A The Journal of Bone and Joint Surgery engedélyével)

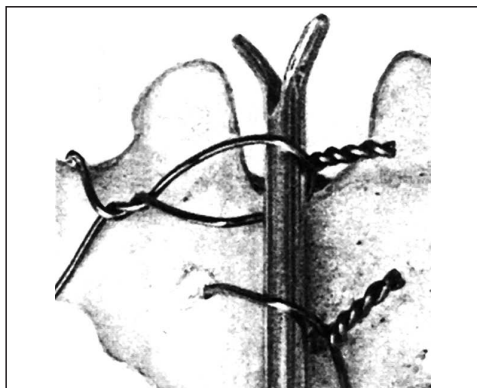
Marino-Zuco (1956)⁶² módszere gibbo-plasztikát és detizálást követően a konkáv oldali *transversus*okra helyezett *divaricator* és a konvex oldali bordákra vagy *transversus*okra helyezett ún. *contractor* beültetéséből állt. Illusztrációt sajnos nem közölt.

Lopez és Zuzuarregi (1964)^{cit23} egy speciális lemezt alkalmazott a gerinc dinamikus rögzítésére. A konvex oldalon azt hosszában a *processus spinosus*ok mellé fektetve, a nyílásain hurokban keresztülhúzott dróttal a *processus spinosus*okra fejtett ki kizárólag derotáló hatást. A szerkezet speciális csavarokkal in situ került megspannolásra (9. ábra).



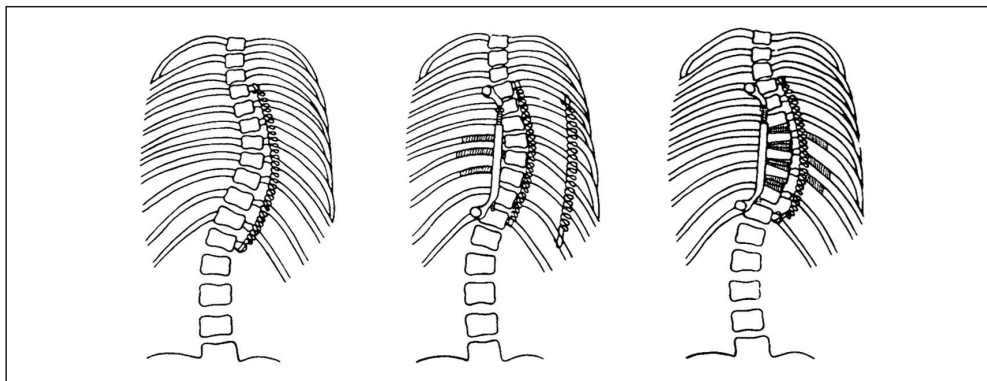
9. ábra. Lopez és Zuzuarregi módszere. a) felülnézet; b) szembenézet

Resina (1963)⁸⁹ egy sima felszínű hosszanti merev rúdhoz a *processus transversus* körülölelő, illetve a *processus spinosus*on átfúrt drótokkal rögzítette a deformált gerincet, és a drótokat megspannolva próbálta azt kiegyenesíteni (10. ábra).

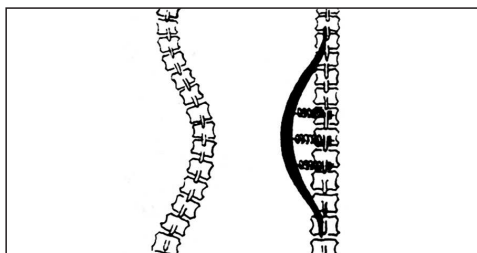


10. ábra. Resina módszere
(A *The Journal of Bone and Joint Surgery* engedélyével)

Gruca^{39,40} 1955-től alkalmazta és fejlesztette az ún. *muscular alloplasty* módszerét. Ennek lényege, hogy választott helyeken rugókat akasztva a csigolyák hátsó nyúlványaira próbált kedvező irányú és nagyságú korrekciós erőket ébresztetni a gerincben. Későbbi továbbfejlesztett változatában már a bordákra, sőt lumbalis görbületeknél az ilio-lumbalis szakaszra is – sokszor többszörös – rugókat helyezett be (11. ábra). 10 év alatt mintegy 500, 4–14 év közötti gyereket operált meg ezzel a módszerrel, és biztató korrekciós eredményt tapasztalt. Külső rögzítést nem alkalmazott. Esetenként a rugóba kötőszöveti be-növést észlelt, ami a rugóhatást csökkentette. A későbbiekben – ennek kivédésére – poli-tilén burkolattal látta el a rugóit. Módszere napjainkra kiment a divatból, de új szemléletével, a dinamikus és arthodesis nélküli rögzítés módszerével egy új, azóta is kiaknázatlan utat nyitott.



11. ábra. Gruca muscular alloplasty módszere



12. ábra. A Pap Károly-féle endolyra

Logikailag ehhez kapcsolódik **Pap** (1961)⁸⁵ *endolyra* módszere. Ennek lényege egy ív alakra hajlított acélrúd rögzítése a főgörbület végcsigolyáira. Az így képzett rugalmas lóra és a görbületben részt vevő csigolyák *processus spinosus*ai között kifeszített rugók hivatottak a dinamikus korrekcióra (12. ábra). Mindössze 12 esete volt, módszere nem terjedt el.

A Wenger- (1961)¹⁰⁰ féle *Spinal Jack* lényege a két végcsigolya testébe behelyezett egy-egy harántcsavar szétfeszítése volt menetes szár segítségével (13. ábra). Mivel hátsó paravertebralis thoracalis feltárásból került behelyezésre, tulajdonképpen átmenetet jelentett az elülső feltárásból végzett műtétek felé.



13. ábra. A Wenger-féle Spinal Jack

Cobb¹⁷ már 1958-ban felhívta a figyelmet, hogy a terjedőben lévő fémimplantátumok csak időlegesen alkalmasak a gerinc megtámasztására, és arra kell törekedni, hogy a megtámasztott szakaszt desis által egyetlen szegmentummá tegyék, különben óhatatlanul komplikációk lépnek fel.

4. A Harrington-módszer és derivátumai

1953-ban Harrington felismerte, milyen hatalmas igény lenne az USA-ban a *poliomyelitis* betegek *paralyticus scoliosis* gerincét hatékony műtéti módszerrel megtámasztani. Innentől kezdve indult el az a fejlesztőmunka, aminek 1962-ben történt első publikálása⁴⁴ újabb mérföldkövet jelentett a scoliosis sebészet fejlődésében.

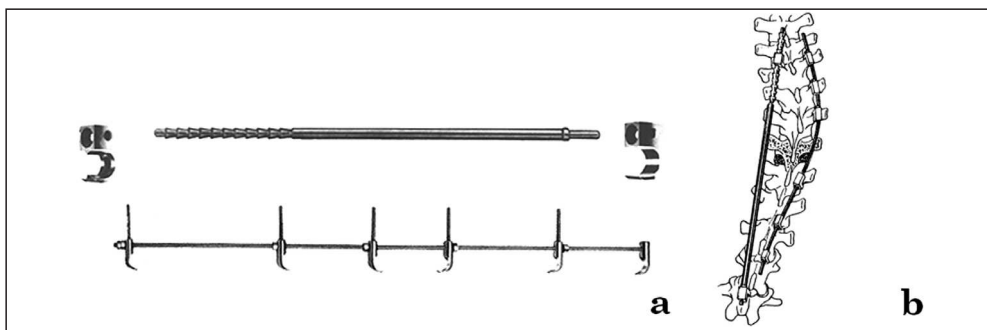
Az implantátum eredeti formájában rendkívül egyszerű volt. Allanéhoz hasonló elven, fémrudak végére szerelt horgok képezték az alapját. A módszer alapötlete a háti konkavi-

tás oldalán distractió, a konvexitás oldalán kompressziós erőt alkalmazni a görbület végcsigolyái között, és ezáltal korrigálni a scoliosist. Az ezzel elért műtéti eredmények minden addigi képzeletet felülmúltak^{42,43}. 1960–80 között világszerte ez lett az univerzális módszer^{41,97}.

A konkáv oldalra egy 6-7 mm vastag rúd került. Ennek egyik vége gyűrű alakú, élből végződő kiálló recékkel, másik vége vállban kissé beszűkülő kialakítással készült. A rúd recézett végére kissé tágabb furatú horg került, a másik végére szorosan illeszkedő furatú. Ezek a görbület végpontjainál a *laminára* vagy a *processus transversus*ra lettek akasztva, mégpedig a felső alulról felfelé, az alsó pedig felülről lefelé néző irányban. A horgokat a rúdon egymástól távolítva, azok nyomás alá kerültek és a recézett végen ülő horg megbillent, majd megakadt a recézet valamelyik kiálló élében. Ez biztosította a konkáv oldali disztrakciót.

A konvex oldalra 3-4 mm átmérőjű, finom menetemelkedésű menetes szár került. Erre a *processus transversus*okon támaszkodó és anyacsavarral a rúd hosszában tetszőleges irányba terelhető horgok kerültek: a horgok a görbület felső szakaszán felülről lefelé, alsó szakaszán pedig alulról felfelé néző irányban való behelyezése biztosította a konvex oldali kompressziót (14. ábra).

Maga Harrington az első öt évben mintegy 35 módosítást hajtott végre^{cit6}, és ezek a módosítások mind az implantátumot, mind a műtéti technikát illették. Időközben a technika kikristályosodásával egyre jobbak lettek a műtéti eredmények, bővült az indikációs kör. Már nemcsak a legtöbb scoliosis esetében volt jó eredménnyel használható, hanem gerinctörések és -instabilitások esetében is. Később aztán az implantátum számos, mások által továbbfejlesztett változata is megjelent.



14. ábra. A Harrington-módszer

a) Harrington eredeti implantátumai; b) a beültetett implantátum

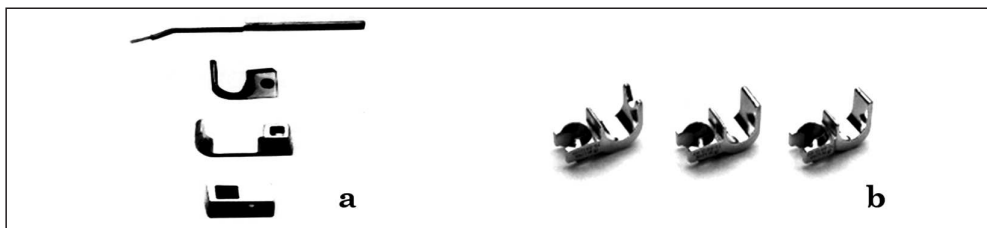
(Az Elsevier engedélyével)

Moe^{cit6} a Harrington-rúd distalis végét és az azt befogadó horognyílást négyzetesre alakította, ezáltal a rúd saját tengelye körüli elfordulását akadályozta meg (15/a ábra).

Zielke (1972)^{cit6} ún. bifid horgot készített, hogy ezáltal csökkentse a kisízületbe vezetett horog migrációjának veszélyét²⁸.

Guadagni és mtsai (1984)^{cit42} kifejlesztették az ún. Wisconsin-rendszert⁸⁶. Ez nyitott horgok bevezetésével egyszerűbb instrumentálást biztosított a konkavításban. Így már nemcsak a rúd két végére, hanem bármely részére lehetett horgokat akasztani (15/b ábra).

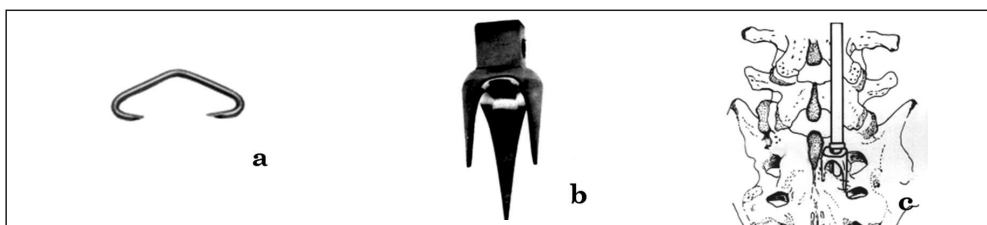
A Stone-féle kapocs és a Cotrel tripod (1966)^{cit6} a sacralis lehorgonyozást könnyítették meg (16. ábra).



15. ábra. Különböző módosítások a Harrington-féle implantátumokon

a) a Moe-féle négyzetes horog-rúd kapcsolat

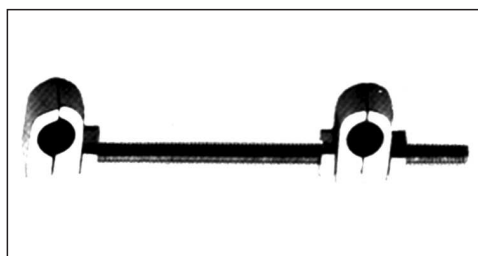
b) a Wisconsin-rendszer nyitott bifid, illetve hagyományos horgai



16. ábra. A sacralis lehorgonyozás eszközei

a) a Stone-féle kapocs; b) a Cotrel-tripod; c) a Cotrel-tripod behelyezése

Morscher (1972)^{cit6}, majd **Armstrong** (1975)¹⁸ megkezdte a két hosszanti rúd egymással való összekötését, jelentősen megnövelve ezzel a montage stabilitását. A harántösszekötő végleges formáját **Cotrel**^{cit6} 1978-as *Device for Transversal Tractionje* (DTT) jelentette (17. ábra).



17. ábra. A Cotrel-féle harántösszekötő idom, a DTT

Armstrong (1975)⁹¹ másik fontos módosítása magát a műteti technikát érintette. Középsúlyos görbületeknél mindkét oldalon disztrakciót alkalmazott, a konkáv oldalon a szokásos elhelyezésben, míg a konvex oldalon cranialisan egy csigolyával lejjebb és caudalisan egy csigolyával magasabban. Megfelelő indikációval figyelemre méltó korrekció és stabilitás érhető el ily módon³⁷.

A világszerte felgyülemlett nagyszámú kedvező tapasztalat mellett azonban gyűltek a kedvezőtlen tapasztalatok is²⁸. Így többek között a konkáv oldali rúddal – tekintettel annak durván recézett kialakítására – nem lehetett finoman és tetszőlegesen beállítani a disztrakciót. A rúd hornyai ugyanakkor – gyengítve azt – időnként az implantátum fáradásos töréséhez vezettek. Nem volt megfelelő a stabilitás sem, ami a hosszú posztoperatív immobilizálás ellenére gyakran okozott állízületet képződést¹². A görbületek korrekcióját csak a frontális síkban lehetett megvalósítani, nagyon gyakori problémává vált a törzs megbomlott egyensúlya, nyugalmi helyzetben való enyhe előredőlése.

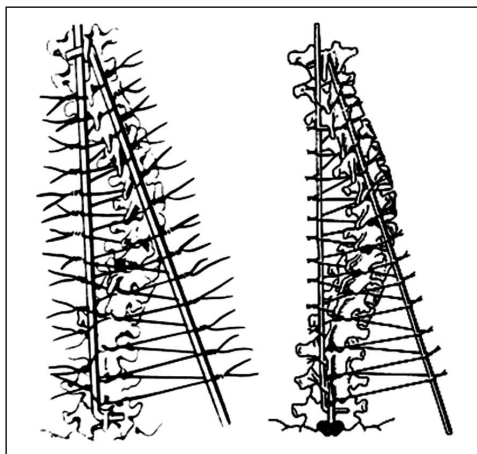
Jacobs (1979)¹³, a konkáv oldali rudat vastagabbra tervezte, és ezáltal a disztrakciót is alacsony emelkedésű menettel lehetett beállítani. További előnye és előremutató erénye volt módszerének, hogy a rudat a kívánt gerincprofilnak megfelelően már meg is lehetett hajlítani.

McNeill (1975)⁶⁷ a korrekciós erő biztonságosabb adagolására erőmérővel ellátott disztraktort alkalmazott a rudak behelyezése során.

A fenti néhány kiragadott példa csak a legfontosabb érdemi módosításokat igyekezett bemutatni. Később nagy választékban jelentek meg egyéb speciális alakú horgok, és világszerte számtalan variációban készültek mind a hagyományos, mind a módosított *Harrington-implantátumok*. Mindezen hatalmas fejlődés ellenére a *Harrington-műtét* befejező lépése azonban egy jól passzított korzett volt, amit legalább 9 hónapig kellett viselni⁴². A beteg felkelését pedig csak 2-4 hónappal a műtét után engedélyezték. A módszert eredeti formájában napjainkban már csak elvétve alkalmazzák.

5. A Luque módszer és derivátumai

Meleg éghajlati viszonyok között a gipszkorzett viselésének szükségessége, szegény viszonyok között pedig az implantátum drága volta mindig is gátolta a *Harrington-módszer* elterjedését. Mivel Mexico City mind a két problémával küszködött, **Luque**^{61,65} az 1970-es évek közepén új megoldást keresett. A megoldás pedig a *Segmental Spinal Instrumentation* vagy SSI volt. Ennek lényege abban állt, hogy 2 darab 5-6 mm átmérőjű, tetszőlegesen a gerinc kívánt kontúrjainak megfelelően meghajlítható sima felszínű hosszanti rúddal kötözte a gerincet a kóros szakasz minden csigolyájának laminája alatt átvezetett acél-



18. ábra. A Luque műtét vázlatja
(Az Elsevier engedélyével)

drótokkal. A gerinc ezáltal többé-kevésbé kiegyenesedett (18. ábra). Ideális esetben pedig nem volt posztoperatív fűzőviselésre szükség.

A módszer ugyan világszerte elterjedt, de csak mint célszerűen megválasztott kezelési alternatíva. Ugyanis megragadó egyszerűsége mellett bizonyos veszélyeket is rejt magában: a szublamináris drótok sérthetik a gerincvelőt vagy az idegyököket, elszakadhatnak, átvághatják a laminát, így komplikációval járhat mind a drótok behelyezése, mind a jelenléte, illetve kivétele is⁸¹. A desishez szükséges decorticálás csak nagyon óvatosan végezhető, mivel az gyengíti a laminát^{45,53}. Szerkezeténél fogva továbbá az egész montage meg is csavarodhat⁹⁹. Esetenként – ha instabilnak bizonyul – a betegeket mégiscsak korzettel kell ellátni. Vannak olyanok is, akik kifejezetten kézműves jellege miatt idegenkednek a módszertől.

Legelfogadottabb indikációja napjainkban a neuromuscularis betegségekhez társuló scoliosis⁸. A módszer vitathatalan előnye a korrekciós mechanizmusa, ugyanis minden szegmentumot külön-külön szabályozható

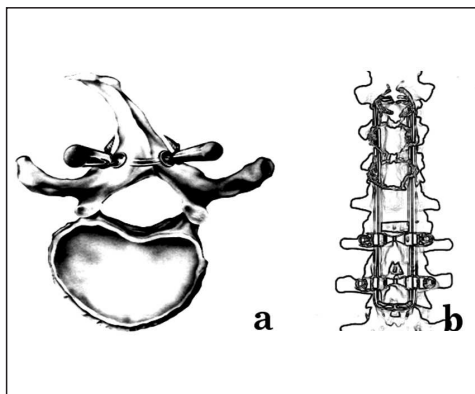
erővel derotál⁸³. Ez az implantátum is számos módosítást élt meg és még napjainkban is széles körben alkalmazzák.

A Galveston módszer (1978)⁴ L alakban meghajlított és a rövid visszahajló végével a *crista iliaca posterior superior*ba fűrt lukon átvezetett rudakkal végzett Luque típusú műtétet jelent.

Gaines (1980)³¹ a szublamináris drótokat Mersilene-szalaggal, O'Brien (1985)⁸⁰ nejlonszalaggal, Songer (1989)⁹⁵ acélbowdennel helyettesítette, csökkentve ezzel a szövődmények kockázatát.

Drummond (1981)²⁵ nem szublaminárisan, hanem a *processus spinosus* tövén keresztül vezetett intraosseális drótokkal végezte el a szegmentális rögzítést.

Dove (1984)^{24,76} az eredeti Luque-rudakat téglalap alakúra hajlítva és összehegesztve alkalmazta. Később a rövidebb élüknek megfelelően 100°-ban háztetőszerűen meg is hajlította ezeket, így javítva a gerincen való feltámaszkodás és magának a keretnek a stabilitását is. Módszere Hartshill *rectangle* néven terjedt el (19. ábra).

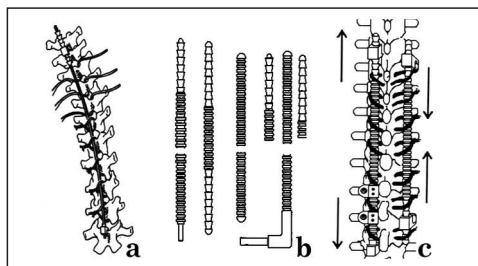


19. ábra. A Luque-módszer módosításai
a) Drummond intralaminárisan vezetett drójtja
b) a Hartshill-keret

Lea Plaza (1989)^{cit6} létraszerűre módosította a *Hartshill rectangle* keretet.

Harri–Luque néven terjedt el a *Harrington*- és a *Luque*-módszerek kombinálása. Gyakorlati szempontból ez tulajdonképpen mindössze annyit jelent, hogy egy alapvetően *Harrington-eltű* műtét során – ahol lehet és szükségesnek tűnik – egy-egy szegmentumban szublamináris drótokkal is javítják a korrekciós eredményt. Biomechanikai szempontból pedig a két módszer együttes alkalmazása azt jelenti, hogy a gyakorlatilag csak haránterőket alkalmazó *Luque-rendszert* kombináljuk a gyakorlatilag csak hosszanti erőket kifejtő *Harrington-rendszerrel*⁶.

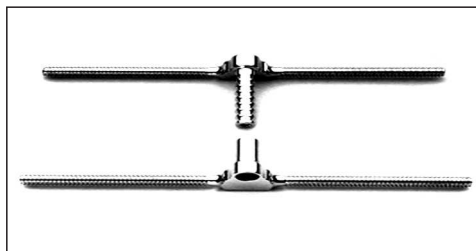
Beguiristain (1986)^{6,7} ún. *Ringed rod* módszerével számos figyelemreméltó módosítást eszközölt, és azt a *Harri–Luque-eltűre* fejlesztette ki. Átvette az L alakban meghajlított *Galveston-rúd* elvét is, ugyanakkor teljes hosszában haránthornyokkal ellátott rudakat alkalmazott, lumbalisan pedig már pediculus csavarokkal is kombinálhatóvá tette a rudakat, és harántösszekötőt is készített (20. ábra).



20. ábra. A Harri–Luque-módszer

- hagyományos Harrington-implantátummal
- a Beguiristain-féle Ringed rod készlet
- Harri–Luque-műtét a Ringed rod-dal

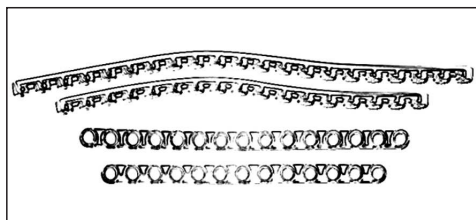
*H-frame*⁴⁸ néven két hosszanti és azokon tet-szőlegesen elcsúsztatható, erős harántössze-kötő rúdból álló keretet dolgoztak ki, amellyel szintén *Harri–Luque* műtét végezhető (21. ábra).



21. ábra. A H-frame

6. A pedicularis csavarozás

*Roy-Camille*⁹² 1963-ban kidolgozta a lumbalis csavarozás módszerét, amit aztán hamarosan Th I-től S II-ig bevezetett. A módszert a scoliosis sebészetében is alkalmazta, ehhez készített hosszú, hajlítható lemezzel (22. ábra). A módszer *Mille pattes* (százlábú) néven vált ismertté, széles körben azonban sohasem terjedt el. Követői sokáig inkább csak a lumbalis szakasz lemezes szintézisében akadtak^{11,58,73}. A *pediculus* csavarozás ugyanis a lumbalis szakaszon megbízható²⁷, míg a háti szakaszon a szűk anatómiai viszonyok miatt több veszélyt rejtő módszer a hagyományos műtéti technikákkal⁶⁹. A különböző navigációs rendszerek azonban elterjedté tették, és számos szerző szinte kizárólagos implantátumként alkalmazza a teljes thoraco-lumbalis szakaszon⁵⁴. A pediculus csavarozás tehát alapvető gerincsebészeti beavatkozássá vált, a pediculus csavarok számos későbbi implantátumrendszernek is részét képezik. A lemezen keresztül történő csavarozás azonban nem terjedt el.



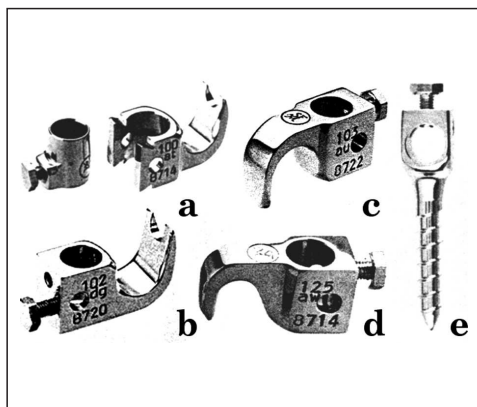
22. ábra. Roy-Camille lemeze

7. A Cotrel–Dubousset-módszer és derivátumai

Mint Clavel^{cit68} mondta: „Egy-egy ötlet már ott van a levegőben hónapokon, éveken, néha évszázadokon keresztül ..., míg jön egy zseniális ember, aki ezt látványosan felismeri ... és az ötlet közhellyé, a találmány evidenciává válik.”

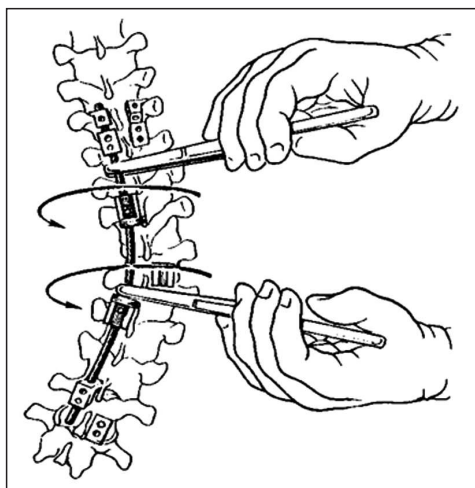
Az eddigiekből talán érződik, mennyire így volt ez az 1980-as évek elején a scoliosis-implantátumokkal is.

1984-ben Cotrel és Dubousset^{19,20} a scoliosisos deformitások 3 dimenziós jellegének fontosságát felismerve új implantátumot szerkesztettek. Az ún. *CD-rendszer* alapvetően két hosszanti, érdesített felszíni rúdra akasztott és azon hosszirányban elcsúsztatható, illetve tetszés szerint elforgatható, háromféle horogból (*lamina, pediculus, processus transversus*), pediculus csavarokból és harántösszekötőkből (DTT) áll. A csavarok és horgok feje hosszanti furattal, illetve hátrafelé néző nyílással készített formában is létezik (23. ábra).



23. ábra. A CD-rendszer főbb implantátumai
 a) nyitott pediculus horog
 b) zárt pediculus horog
 c) processus transversus horog
 d) lamina horog
 e) pediculus csavar

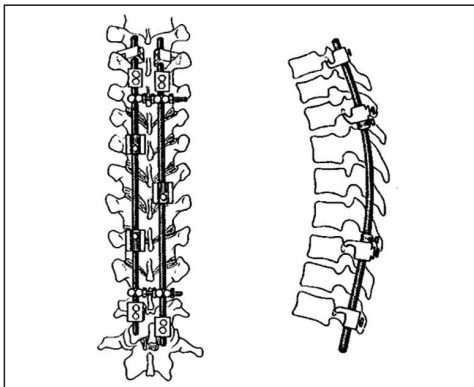
A hozzávaló műtéti technika^{19,20,29}, amely a hatékony derotálást és stabil rögzítést célozza meg, nagy vonalakban a következő: a rudakat nagyjából a scoliosisos görbületnek megfelelően hajlítjuk meg. Először a háti konkavitás oldalán a gerinc mellé fektetve, a stratégiai pontokon behelyezett horgokkal és csavarokkal csatlakoztatjuk. A rudat mintegy 90°-ban elforgatva a háti görbületből fiziológias kyphosis, a lumbalis görbületből fiziológias lordosis lesz (24. ábra). A második rúddal a residualis görbületet korrigáljuk, nagyjából hasonló elv alapján.



24. ábra. A műtéti derotálás a CD-technikával
 (Az Elsevier engedélyével)

A korrekciós manőverek végeztével a montage minden alkatrészét csavarral rögzítjük és a hosszanti rudakat egymással több harántösszekötővel stabil keretté alakítjuk (25. ábra). Az így elért stabilitás olyan mértékű, hogy a betegek műtét után 2-3 nappal felkelhetnek, és korzett viselése sem szükséges.

Ezek alapján érthető a *CD-rendszert* körülvéő lelkesedés. Soha nem látott fejlesztés indult meg, és a *CD elvén* alapuló számos implantátumkészlet került és van jelenleg is forgalomban.



25. ábra. A CD technika
a) a frontális síkú korrekció
b) a szagittális síkú korrekció
(Az Elsevier engedélyével)

8. Az *In situ bending* technika

Túlzás nélkül állítható, hogy a CD-elv forradalmi változást hozott a scoliosis műtéti korrekciójában. Valószínűleg azért, mivel a szakma oly régen várt a korábbi technikák megújulására, a módszer sem kerülhette el az ún. *Gold effektus*⁹⁴ csapdáját: jó darabig csak méltató és alátámasztó közlemények jelentek meg a derotációs technikáról, és sokáig kellett várni, amíg az időközben egyre szaporodó kétségek és negatív tapasztalatok egyáltalán teret kaptak a szakmai fórumokon^{33,46,22}. Steib⁹⁶ 1995-ben vezette be az ún. *Spinal contouring* korrekció fogalmát, ami alapvetően a derotáció nehézségének, sokszor kivitelezhetlenségének beismerésén alapul. A módszer lényege, hogy a deformitásnak megfelelően meghajlított rúddal az előzetesen behelyezett implantátumokat mintegy felfűzzük, majd a rudakat nagy erőkart biztosító hajlítóeszközökkel egyenesítgetjük, fokozatosan korrigálva a kóros és visszaadva a fiziologias görbuleteket a gerincnek. Az erre a célra szolgáló eszköz, az ún. *Jackson-féle rúdhajlító* már a kezdet kezdetén ott volt a műszerkészletekben, de ez volt az első technika, ami annak

használatát „legalizálta” és szisztematikussá tette. Mivel a görbület korrekciójára a beültetett rúd hajlítgatása révén került sor, a módszer *In situ bending* technika néven vált ismertté.

9. Az alig átlátható jelen és az alig sejthető jövő

Az ortopédia fejlődését mindig is nagymértékben befolyásolta a háttérpar fejlettsége. A XX. század második felére azonban a kettő viszonyában alapvető változás ment végbe. A műszaki lehetőségek kínálatával az ipar sokszor elébe ment a megfogalmazott sebészi igényeknek, mivel a technikai fejlesztésben a gyártók is komolyan megtalálták számításukat. A gerincsebészet is új korszakába lépett, a kitágult indikációs körök pedig hatalmas beteganyagot biztosítottak.

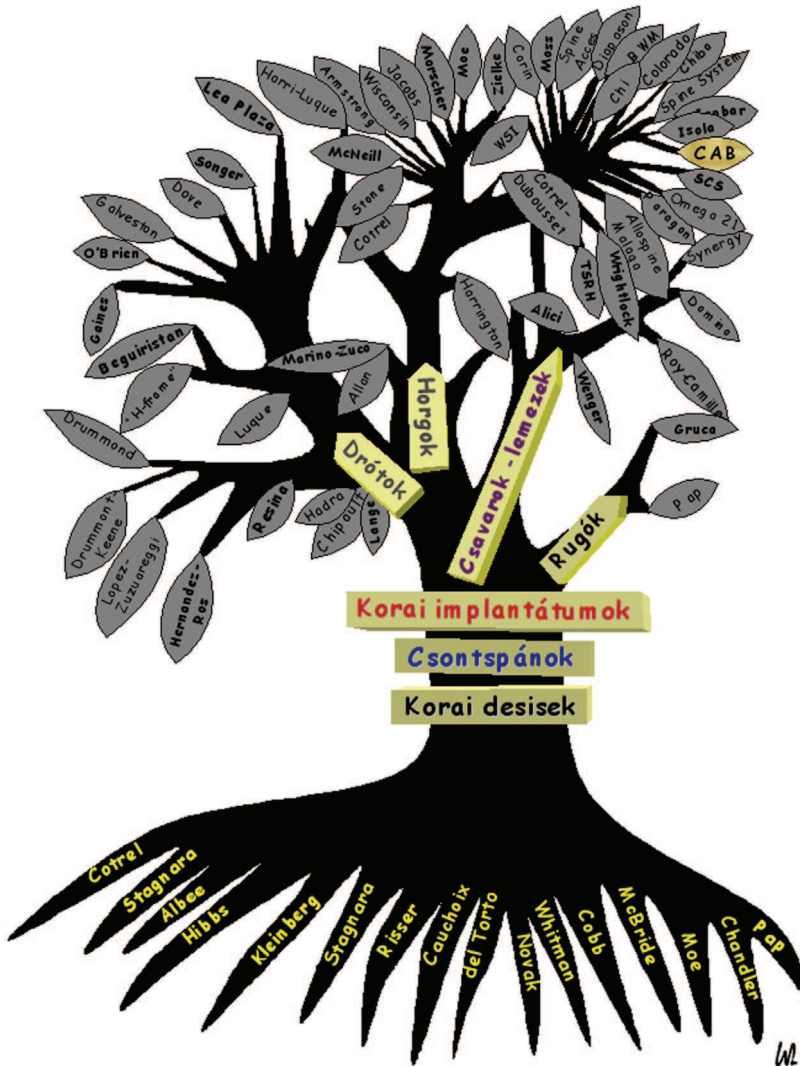
Mindezek alapján érthető, hogy a *CD-elv* és az *In situ bending* technika számtalan új implantátumkészletben jelen van. Az új implantátumok sok apró technikai részletben különböznek, és bizony néha nehéz megmondani, hogy egy-egy módosítás vitte-e valójában előre a sebészetet, vagy csak az új szabaddalmi igénypontok megfogalmazhatósága inspirálta-e azokat. Nagy részükről még irodalmi hivatkozást sem lehet találni, viszont a klinikai gyakorlatban egyre terjednek.

Talán egyetlen valódi újítást az ún. CAB horgok (*Crochet à Appui Bilatéral*) alkalmazása jelentette, amelyek a háti gerincszakasz instrumentálást a kétoldali costo-transversalis résben lehorgonyozva, a csigolyák egyidejű kétoldali megragadásával biztosítják. Így határozottabb derotáció és frontális síkú korrekció érhető el^{21,22}.

A továbbiakban csak a felsorolás szintjén foglalkozom ezekkel az újításokkal, és azt is a teljesség igénye nélkül teszem:

Alici (Hippokrat), *Allospine Malaga* (Allopro), *BWM* (Howmedica), *Chi* (kínai)¹⁵, *Chiba* (japán)⁷², *Colorado* (Colorado France), *Colorado* (Danek)⁷⁷, *Corin Spinal Systems* (Corin)⁷⁸, *Diapason* (Stryker)⁷⁵, *Isobar* (Scient’x), *Isola* (AcroMed)⁷³, *Moss Miami* (DePuyMotech), *Omega 21* (Biomet), *Paragon* (Danek), *SCS* (EuroSurgical)⁵², *Spine Acces* (Endotec), *Spine System* (JBS)⁵², *Synergy* (Cross Medical Products)^{74,79}, *TSRH* (Danek)⁶⁴, *Wrightlock*

(Wright), *WSI Titanium* (Peter Brehm), *CAB* (JBS, Sanatmetal), *Monarch* (DePuy)⁸⁴, *Zimmer ST360*⁰¹, *Optima* (UNI Kyunggi-do)⁵, *Pivot Link Universal System PLUS* (<http://www.spinevision.net>)⁶⁰, *EBI Spine-Link-II* (EBI, Parsippany NJ)⁹⁰, *BacFix* (Spinal Concepts, Austin, TX)⁹³, *Universal Spinal System USS* (<http://us.synthes.com>)¹⁴ (26. ábra).



26. ábra. A hátsó gerincimplantátumok családfája

Ami a jövőt illeti, a jelenlegi kutatási és piaci irányzatokat figyelembe véve valami képet alkothatunk arról is.

A bioanyagok választékának bővülése, a számítógép vezérlésű sebészeti navigációs rendszerek^{31,103}, a speciális célzású technikák⁹, a memóriával rendelkező fémek, a reszorbeálódó implantátumok, a távirányítható implantátummotorok, csak néhány a nagy változásokat ígérő új technológiák közül. De ezek a változások még mind a hagyományos értelemben vett sebészet keretében várhatóak.

Forradalmi átalakulások ígérkeznek azonban a csontosodási és a csontgyógyulási mechanizmusok és a csontanyagcsere jól kontrollált kedvező irányú befolyásolásában, bizonyos gerincdeformitások hormonkezelésében, illetve prevenciójában, a laparoscopos-thoracoscopos-medulloscopos technikák széles körű térhódításában, ami egy kicsit a jó értelemben vett sebészi agresszivitás visszaszorulását is jelentheti hamarosan^{26,33,35,37,68,82}.

IRODALOM

1. *Abram LJ, Zimmer ST360° Spinal Fixation System.* In: Kim DH, Vaccaro AR, Fessler RG. Spinal Instrumentation. Surgical Techniques. New York, Stuttgart: Thieme 2005. Chapter 88.
2. *Albee FH, Kushner A.* The Albee spine fusion operation in the treatment of scoliosis. Surg Gyn Obst 1938;66:797-803.
3. *Allan FG.* Scoliosis: Operative Correction of Fixed Curves. J Bone Joint Surg 1955;37-B(1): 92-6.
4. *Allen BL, Ferguson RL.* The Galveston experience with L-rod instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. Clin Orthop 1998;229: 59-69.
5. *An HS, Fayyazi AH.* Optima Spinal Fixation System. In: Kim DH, Vaccaro AR, Fessler RG. Spinal Instrumentation. Surgical Techniques. New York, Stuttgart: Thieme 2005. Chapter 89.
6. *Beguiristain JL, Cañadell J.* Historic evolution of the surgical instrumentation of scoliosis. In: Cañadell J, Forriol F y, Cara JA, editors. Idiopathic scoliosis update. Basic research and clinical concepts. Pamplona: University of Navarra Medical School, 1988. p. 507-31.
7. *Beguiristain JL, Villas C.* Ringed rod with sub-laminar or interspinous wiring. In: Cañadell J, Forriol F y, Cara JA, editors. Idiopathic scoliosis update. Basic research and clinical concepts. Pamplona: University of Navarra Medical School, 1988:553-67.
8. *Bentley G.* Személyes közlés.
9. *Betz RR, Samdani AF, Djurasovic M, Bailey SI, Brown C, Asghar J, D'Andrea LP, Dimar J, Shufflerberger HL, Gaughan J.* PediGuard™: A solution for the challenges of pedicle screw placement. Temple Univ J Orthop Surg Sports Med 2008;3:18-22.
10. *Bouillet R, Vincent A.* La scoliose idiopathique. Acta Orthop Belg 1967;33(2):95-388.
11. *Böstman O, Myllynen P, Riska EB.* Posterior spinal fusion using internal fixation with the Daab plate. Acta Orthop Scand 1984;55:310-4.
12. *Bradford DS.* Adult scoliosis. Current concepts of treatment. Clin Orthop 1988;229:70-87.
13. *Cerabona FP, Montesano PX.* Jacobs locking hook spinal rod instrumentation. In: AN SH, Cotler JM, editors. Spinal instrumentation. Baltimore: Wilkins&Wilkins 1992. p. 83-91.
14. *Chapman JR, Shaffrey CI.* The universal Spinal System: Posterior Thoracic and Thoracolumbar Junction. In: Kim DH, Vaccaro AR, Fessler

- RG. Spinal Instrumentation. Surgical Techniques. New York, Stuttgart: Thieme 2005. Chapter 95.
15. *Chi YL, Hong RK, Xu HZ.* A new design of internal fixation and its preliminary clinical application. *Chin Med J* 1992;105(5):433–7.
 16. *Cholmeley JA.* History of the Royal National Orthopaedic Hospital. London: Chapman & Hall 1985:97.
 17. *Cobb JR.* Scoliosis – Quo vadis? *J Bone Joint Surg* 1958;40-A(3):507–10.
 18. *Connock S, Armstrong GW.* A Transverse Loading System Applied to a Modified Harrington Instrumentation. *J Bone Joint Surg* 1971;53-A(1):194.
 19. *Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M.* New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop* 1988;227:10–23.
 20. *Cotrel Y, Dubousset J.* Nouvelle technique d'ostéosynthèse rachidienne segmentaire par voie postérieure. *Rev Chir Orthop* 1984;70:489–94.
 21. *Csernátóy Z, Goodship A, Szepesi K, Jónás Z, Gáspár L, Benkő K, Lawes T.* A complementary thoracic implant for the surgical correction of the scoliotic curve. A preliminary report. *Eur J Orthop Traumatol* 2001;11:85–9.
 22. *Csernátóy Z, Szepesi K, Gáspár L, Kiss L.* Contradictions of Derotation in Scoliosis Surgery Using the CD Principle. *Medical Hypotheses* 2002;58(6):498–502.
 23. *de Forest Smith A.* Scoliose. *J Bone Joint Surg* 1990;72-B(4):670–4.
 24. *Dove J.* Internal fixation of the lumbar spine. The Hartshill rectangle. *Clin Orthop* 1986;203:135–40.
 25. *Drummond DS, Keene J, Breed A.* Segmental spinal instrumentation without sublaminar wires. *Arch Orthop Trauma Surg* 1985;103:378–84.
 26. *Eisenstein S.* Spine surgery: State of the Art. *Orthop Product News* 1997;6:35–6.
 27. *Faraj AA, Webb JK.* Early complications of spinal pedicle screw. *Eur Spine* 1997;6:324–6.
 28. *Freedman LS, Houghton GR, Evans M.* Cadaveric study comparing the stability of upper disrt-racción hooks used in Harrington instrumentation. *Spine* 1986;11(6):579–82.
 29. *Freeman, B.L.* III. Scoliosis and Kyphosis. In: Canale ST, editor. *Campbell's Operative Orthopaedics*, St. Louis: Mosby, 1998. p. 2874–90.
 30. *Fu TS, Wong CB, Tsai TT, LiangYC, Chen LH, Chen WJ.* Pedicle screw insertion: computed tomography versus fluoroscopic image guidance. *Int Orthop (SICOT)* 2008;32:517–21.
 31. *Gaines RW, Abernathie DL.* Mersilene tapes as a substitute for wire in segmental spinal instrumentation for children. *Spine* 1986;11(9):907–13.
 32. *Garrett AL, Perry J, Nickel VL.* Stabilization of Collapsing Spine. *J Bone Joint Surg* 1961;43-A(4):474–84.
 33. *Ghanem IB, Hagnere F, Dubousset JF, Watier B, Skalli W, Lavaste F.* Intraoperative optoelectronic analysis of three-dimensional vertebral displacement after Cotrel-Dubousset rod rotation. A Preliminary Report. *Spine* 1997;22(16):1913–21.
 34. *Glisson F.* De Rachitide Sive Marbo Puerili, Qui Vulgo The Rickets Dicitur. London, 1st ed. du Guardi, 1650. In: *The Classic*. *Clin Orthop* 1973;93:4–9.
 35. *Glossop N, Hu R.* Assessment of vertebral body motion during spine surgery. *Spine* 1997;22(8):903–9.
 36. *Goel VK, Lim TH, Gwon J, Chen JY, Winterbottom JM, Park JB, Weinstein JN, Ahn JY.* Effects of rigidity of an internal fixation device. A comprehensive biomechanical investigation. *Spine* 1991;16(3S):155–61.

37. *Goodwin RR, James KS, Daniels AU, Dunn HK.* Disztrakción and compression loads enhance spine torsional stiffness. *J Biomech* 1994;27(8):1049–57.
38. *Gruca A.* Les résultats à 3 ans de distance et la technique de l'aloplastie des muscles dans la scoliose. *Rev Chir Orthop* 1962;48(3):285–99.
39. *Gruca A.* Surgical Treatment of Scoliosis in Children. In: *Chapchal G*, editor. *Operative Treatment of Scoliosis*. Stuttgart: Georg Thieme; 1973. p. 108–17.
40. *Gruca A.* The Pathogenesis and Treatment of Idiopathic Scoliosis. A Preliminary Report. *J Bone Joint Surg* 1958;40-A(3):570–84.
41. *Guillaumat M, Lebard JP, Khouri JP, Tassin JL.* Traitement de la scoliose idiopathique en période de croissance. Méthodes et résultats. In: *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*. Editions techniques. Appareil locomoteur. Paris: EMC 1991;A10:1–18.
42. *Harrington P.* An eleven-year clinical investigation of Harrington instrumentation. A preliminary report on 578 cases. *Clin Orthop* 1973; 93:113–30.
43. *Harrington P.* The history and development of Harrington instrumentation. *Clin Orthop* 1988;227:3–5.
44. *Harrington P.* Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spine instrumentation. *J Bone Joint Surg* 1962;44-A(4):591–610.
45. *Heller KD, Prescher A, Schneider T, Block FR, Forst R.* Stability of different wiring techniques in segmental spinal instrumentation. An experimental study. *Arch Orthop Trauma Surg* 1998; (117):96–9.
46. *Herndon WA, Sullivan JA, Gruel CR, Yngve DA.* A comparison of Wisconsin instrumentation and Cotrel-Dubousset instrumentation. *J Ped Orthop* 1993;13:615–21.
47. *Hibbs RA.* A Report of Fifty-Nine Cases of Scoliosis Treated by the Fusion Operation. In: *The Classic*. *Clin Orthop* 1988;229:4–19.
48. *Hosman AJF, Slot GH, Beijneveld WJ, van Limbeek J, Kooijman MAP.* Correction of idiopathic scoliosis using the H-frame system. *Eur Spine* 1996;(5):172–7.
49. *Howorth MB.* Evaluation of spinal fusion. *Ann Surg* 1943;117:278–89.
50. *Jarvis JG, Ashman RB, Johnston CE, Herring JA.* The posterior tether in scoliosis. *Clin Orthop* 1988;227:126–34.
51. *Jones ET, Pickett JC.* Editorial comment. *Clin Orthop* 1988;229:2–3.
52. *Karger C, Steib JP, Roussouly P, Chopin D, Roy-Camille R, Dimnet J, Mazel C, Marnay T, Diméglio A.* Les “nouveaux” systèmes d’instrumentation rachidienne postérieure. In: *Duparc J*, editor. *Instrumentation rachidienne*. Cahiers d’Enseignements de la SOFCOT. Paris: Expansion Scientifique Française, 1995;53: 121–35.
53. *Kerboul B.* L’ostéosynthèse segmentaire du rachis est-elle légitime chez l’adulte? Technique de Luque-Dove. *Acta Orthop Belgica* 1988;54(1):53–8.
54. *Kim YJ, Lenke LG.* Posterior Surgery for thoracic Scoliosis. In: *Heary RF, Albert TJ.* *Spinal Deformities. The Essentials*. New York, Stuttgart: Thieme 2006. Chapter 16.
55. *Kohler R.* A tribute to P. Stagnara. An historical survey of treatment of scoliosis. In: *Proceedings of the European Spinal Deformities Society*. Lyon, Montpellier: Sauramps Médical; 1992.
56. *Kumar K.* Historical perspective. Spinal deformity and axial traction. *Spine* 1996;5:653–5.
57. *Lange F.* Support for the Spondylitic Spine by Means of Buried Steel Bars, Attached to the Vertebrae. *Am J Orthop Surg* 8:344, 1910. In: *The Classic*. *Clin Orthop* 1986;203:3–6.
58. *Lascombes, P.* Tiges et plaques vertébrales. Eléments de connexion. In: *Duparc J*, editor. *Instrumentation rachidienne*. Cahiers d’Enseignements de la SOFCOT. Paris: Expansion Scientifique Française, 1995;53:60–6.

59. *Lindahl O.* Resection of vertebral transverse processes in idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand* 1966;37:342–7.
60. *Linville II DA.* Pivot Link Universal System. In: Kim DH, Vaccaro AR, Fessler RG. *Spinal Instrumentation. Surgical Techniques.* New York, Stuttgart: Thieme 2005. Chapter 90.
61. *Luque ER.* Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis. *Clin Orthop* 1982; 163:192–8.
62. *Marino-Zuco C.* The Surgical Treatment of Scoliosis. Proceedings and Reports of Councils and Assotiations. *J Bone Joint Surg* 1956; 38-B(4):936.
63. *Mastragostino S.* La scoliose idiopathique. Discussion du rapport sur la scoliose. *Acta Orthop Belg Tome* 1967;33(4-5):710–2.
64. *Mathews HM.* Texas Scottish Rite Hospital (TSRH) Three-Dimensional Spinal System Fixation. In: Kim DH, Vaccaro AR, Fessler RG. *Spinal Instrumentation. Surgical Techniques.* New York, Stuttgart: Thieme 2005. Chapter 82.
65. *Mayer L.* Orthopaedic surgery in the United States of America. *J Bone Joint Surg* 1950; 32-B(4):461–563.
66. *McBride ED.* Amortised transfacet bone block lumbosacral fusion. *J Bone Joint Surg* 1949; 31-A(3):385–93.
67. *McNeill TW, Tyłkowskī CM, Taddonio R, Donaldson D, Ray RD.* Force-measuring distractor for Harrington rod placement in scoliosis surgery. *Spine* 1977;2(1):57–9.
68. *Michel CR.* Philosophie de l'orthopédie. *Acta Orthop Belgica* 1997;63(2):59–66.
69. *Mirza SK, Wiggins GC, Kuntz IV C, York JE, Bellabarba C, Knonodi MA, Chapman JR, Shaffrey CI.* Accuracy of the Thoracic Vertebral Body Screw Placement Using Standard Fluoroscopy, Fluoroscopic Image Guidance, and Computed Tomographic Image Guidance. A Cadaver Study. *Spine* 2003;28(4):402–13.
70. *Moe J, Kharrat K, Winter RB, Cummine JL.* Harrington Instrumentation Without Fusion Plus External Orthotic Support for the Treatment of Difficult Curvature Problems in Young Children. *Clin Orthop* 1984;185:35–45.
71. *Moe J.* Critical evaluation of methods of fusion for scoliosis. An evaluation in two hundred and sixty-six patients. *J Bone Joint Surg* 1958; 40-A(3):529–54.
72. *Nakata Y, Moriya H, Kitahara H, Minami S, Takahashi K, Ohtsuka Y.* Chiba spinal System in the operative management of scoliosis. *Spine* 1992;17(10):1166–73.
73. No author given. AcroMed Corporation (editorial). *Orthop Product News* 1997;4:28–9.
74. No author given. AcroMed Corporation (editorial). *Orthop Product News* 1999;3:23.
75. No author given. Diapason spinal system (editorial). *Orthop Product News* 1996;3:42.
76. No author given. Dove frame (editorial). *Orthop Product News* 1997;4:41.
77. No author given. Sofamor Danek spinal range (editorial). *Orthop Product News* 1997; 4:42.
78. No author given. Spinal system range (editorial). *Orthop Product News* 1997;5:33.
79. No author given. Synergy™ spinal system (editorial). *Orthop Product News* 1996;3:41.
80. *O'Brien JP, Stephens MM, Prickett CF, Wilcox A, Evans JH.* Nylon sublaminar straps in segmental instrumentation for spinal disorders. *Clin Orthop* 1986;203:168–76.
81. *Olson SA, Lepkowskī H, Gaines RW.* Magnetic resonance imaging evaluation of the spinal canal following removal of sublaminar wires. *Spine* 1991;16(8S):339–42.

82. *Osebold WR, Yamamoto SK, Hurley JH.* The variability of response of scoliotic spines to segmental spinal instrumentation. *Spine* 1992; 17(10):1174–9.
83. *Outland T, Corn O.* The use of parallel grafts and of two-stage and three-stage interlocking grafts in the treatment of idiopathic scoliosis. End results in forty-one cases. *J Bone Joint Surg* 1947;29(1):163–70.
84. *Pahl MA, Lebowitz NH, Vaccaro AR.* MONARCH Spine System: Posterior Thoracic Spine. In: Kim DH, Vaccaro AR, Fessler RG. *Spinal Instrumentation. Surgical Techniques.* New York, Stuttgart: Thieme 2005. Chapter 85.
85. *Pap K, Barcsa Cs.* Operative Treatment of Scoliosis. In: Chapchal G, editor. *Operative Treatment of Scoliosis.* Stuttgart: Georg Thieme, 1973. p. 147–50.
86. *Phillips WA, Hensinger RN.* Wisconsin and other instrumentation for posterior spinal fusion. *Clin Orthop* 1988;229:44–51.
87. *Ponseti IV, Friedman B.* Changes in the scoliotic spine after fusion. *J Bone Joint Surg* 1950; 32-A(4):751–66.
88. *Proust R, Souppault R.* Malformations et déviations du rachis. In: *Précis de Pathologie chirurgicale.* Paris; Masson 1938. p. 283.
89. *Resina J, Ferreira Alves A.* A technique of correction and internal fixation for scoliosis. *J Bone Joint Surg* 1977;59-B(2):159–65.
90. *Rogozinski A, Rogozinski Ch.* EBI SpineLink II Spinal Fixation In: Kim DH, Vaccaro AR, Fessler RG. *Spinal Instrumentation. Surgical Techniques.* New York, Stuttgart: Thieme 2005. Chapter 91.
91. *Michel CR, Romaña C, Dimnet J, Bérard J, Caton J.* Le montage de Armstrong dans la chirurgie de la scoliose. Étude clinique, biomécanique et tridimensionnelle. *Rev Chir Orthop* 1985;71:111–8.
92. *Roy-Camille R.* Historique de la vis pédiculaire: l'expérience européenne. *Rachis* 1990; 2(6):429–32.
93. *Simmons ED, Yinggang Z.* BacFix Thoracolumbar System. In: Kim DH, Vaccaro AR, Fessler RG. *Spinal Instrumentation. Surgical Techniques.* New York, Stuttgart: Thieme 2005. Chapter 93.
94. *Skrabaneq P, McCormick J.* Idées folles, idées fosses en médecine. Ed. Odile Jacob, Paris, 1992.
95. *Songer MN, Spencer DL, Meyer PR, Jayaraman G.* The use of sublaminar cables to replace Luque wires. *Spine* 1991;16(8S):418–21.
96. *Steib JP, Mitulescu A.* Surgical treatment of idiopathic scoliosis. In: *Encyclopédie Médico-Chirurgicale;* 2002. p. 44–194.
97. *Uthoff HK, Armstrong G.* Editorial comment. *Clin Orthop* 1977;126:2.
98. *Vincent A.* La scoliose idiopathique. Le traitement actuel de la scoliose. *Acta Orthop Belg* 1967;33(4-5):601–9.
99. *Weiler PJ, McNeice GM, Medley JB.* An experimental study of the buckling behavior of L-rod implants used in the surgical treatment of scoliosis. *Spine* 1986;11(10):992–8.
100. *Wenger HL.* Spine Jack operation in the correction of scoliotic deformity. *Arch Surg* 1961;83:123–32.
101. *Winter RB, Moe JH, Lonstein JE.* Posterior spinal arthrodesis for congenital scoliosis. An analysis of the cases of two hundred and ninety patients, five to nineteen years old. *J Bone Joint Surg* 1984;66-A(8):1188–97.
102. *Youkylis AS, Quint DJ, McGillicuddy JE, Papadopoulos SM.* Stereotactic Navigation for Placement of Pedicle Screws in the Thoracic Spine. *Neurosurgery* 2001;48(4):771–9.
103. *Zuq T.* The role of Spinal and Abdominal Muscles in the Pathogenesis of Scoliosis. *J Bone Joint Surg* 1962;44-B(1):102–5.

From latex gloves to medical tubing to nitinol wire. From tissues to bones to prosthetics. Instron® systems test a multitude of materials and components in the biomedical industry. Even needles and syringes....and the packaging that keeps them sterile.

When Material Performance is Critical...

TRUST Instron



The difference is measurable™

www.instron.co.hu

European Headquarters ▪ Coronation Road ▪ High Wycombe, Bucks ▪ HP12 3SY UK ▪ Tel: +44 1494 464646
Inteszt KFT ▪ Tel: (1) 468 3798 ▪ www.inteszt.hu

THE CURRENT STATE OF CARTILAGE TRANSPLANTATION IN THE KNEE

Shibu Krishnan, George Bentley

Royal National Orthopaedic Hospital

shibupkrishnan@hotmail.com

Abstract

Articular hyaline cartilage damage is difficult to repair since the chondrocytes often fail to multiply in vivo. Despite many centuries of advances in medical science the repair of damaged articular cartilage tissue remains controversial. This article presents a comprehensive review of the current state of articular cartilage implantation in the knee.

Introduction

Articular hyaline cartilage damage is difficult to repair since the chondrocytes often fail to multiply in vivo. William Hunter (1743)¹ famously noted that “From Hippocrates down to the present age, we shall find that an ulcerated cartilage is universally allowed to be a very troublesome disease; that it admits of a cure with more difficulty than a carious bone; and that when destroyed, it is never recovered”. Despite two centuries of advances in medical science this statement unfortunately remains true till date.

The incidence of osteo-chondral injury among patients with acute haemarthrosis with a normal clinical and radiographic examination has been estimated to be 20%². However, small cartilage injuries seen at the time of anterior cruciate ligament reconstruction are recorded as remaining asymptomatic at a mean of 8.7 years³.

The natural history of isolated asymptomatic cartilage defects still remain poorly understood. It appears definite that partial thickness cartilage defects will never undergo spontaneous repair whereas full thickness defects can produce fibro-cartilage or fibrous tissue repair which is deficient in type II collagen, has inferior biomechanical characteristics

which result in inferior load bearing capacity and predictably short term symptom relief. It still remains unclear as to why some of these full thickness cartilage defects remain asymptomatic for a significant time and it is often thought that the involvement of sub-chondral bone is the source of pain.

The aim of any cartilage repair technique is to produce durable symptomatic and functional benefit¹, and prevent osteoarthritis in patients with symptomatic chondral/osteo-chondral defects. A logical solution to achieve durable benefit in patients is to produce hyaline cartilage repair tissue with comparable macroscopic, microscopic and biomechanical characteristics to that of the adjacent native cartilage. Most of the newer treatment modalities aimed at repairing hyaline cartilage defect appear promising in the short term. However, they often fail to result in long-term symptom relief. Autologous chondrocyte implantation technique appears to be a promising scientific advance in the right direction to cause regeneration of hyaline articular cartilage.

Development of Clinical Autologous Chondrocyte Implantation (ACI)

Chondrocytes, like most mesenchymal cells fail to multiply in vivo. Attempts currently focus on making them multiply under labora-

tory conditions and to implant the chondrocytes/chondrocyte-precursor cells into the cartilage defects to affect hyaline cartilage repair. For cartilage implantation to be successful, the chondrocytes must survive preservation and retain their capacity to produce normal matrix components: proteoglycans and Type II collagen.

Audrey Smith (1965)⁴ reported the first successful isolation and freezing of living chondrocytes. It was noted that the frozen-thawed chondrocytes retained viability *ex vivo*. Bentley and Greer (1971)⁵ reported the first successful chondrocyte allografts (homotransplantation) in rabbits. Kimura et al. (1984)⁶ reported that chondrocytes embedded in collagen gels maintain cartilage phenotype during prolonged culture. It was demonstrated that, under specific culture conditions, chondrocytes assumed a rounded morphology, accumulated metachromatic matrix, and took on the cytological characteristics of the *in vivo* cartilage cells. Aston and Bentley (1986)⁷ reported on successful cultured chondrocyte allografts without bony components for the repair of chondral defects in rabbits.

Brittberg et al (1994)⁸ reported the first successful regeneration of human osteochondral defects using cultured chondrocytes – the autologous chondrocyte implantation technique. Since then, this technique has been evolving with the later development of various matrices and covering membranes.

Autologous chondrocyte implantation procedure: This is done in two stages. The first stage involves a diagnostic arthroscopy when the presence of a chondral defect is confirmed and the suitability of the patient for the procedure is assessed. A small piece of full thickness cartilage is then harvested from a non-

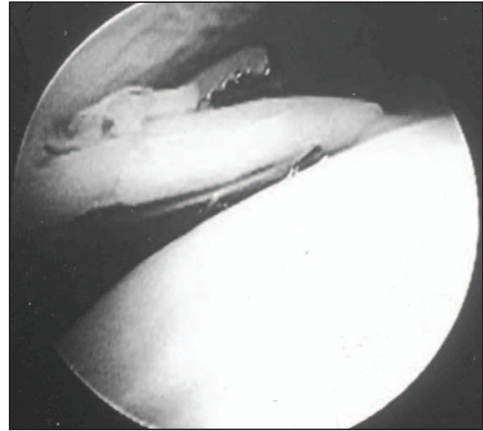


Figure 1. First stage ACI procedure: arthroscopic appearance of harvesting of a full thickness piece of cartilage from the edge of trochlea. (By kind permission of the Journal of Bone and Joint Surgery [Br])

significant part of the knee joint (usually the medial or lateral edges of the trochlea) and the tissue is sent to the laboratory for isolation and culture of chondrocytes.

The second stage involves an open procedure when the cultured chondrocytes are implanted into the defect. The chondrocytes are either injected into the defect after covering the defect with a piece of periosteum (ACI-P)

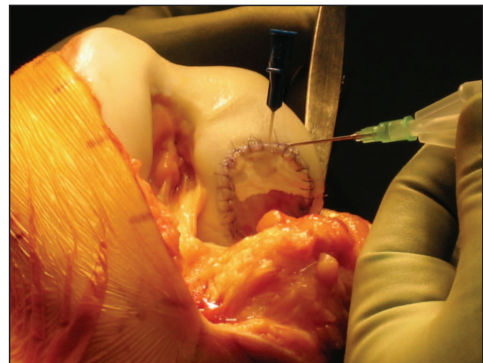


Figure 2. Second stage ACI-C: the collagen membrane is sutured to the edges of the defect and chondrocytes are seen injected beneath the membrane

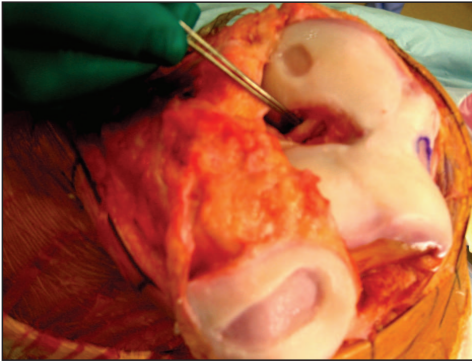


Figure 3. Combined MACI (for three discrete chondral defects) and PCL reconstruction in a patient with multiple post-traumatic chondral defects and PCL deficiency

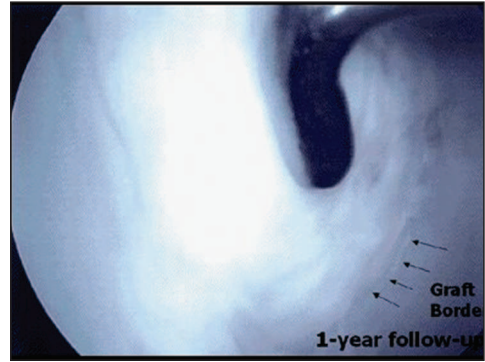


Figure 4. Appearance of repair tissue at 1 year following ACI – the defect is completely filled with cartilage

or type I/III collagen membrane (ACI-C) (Figure 2) which is sutured in position. Alternatively, the cells are stuck down on to the defect using a tissue glue after impregnating them in a bio-synthetic membrane (MACI) (Figure 3).

Our rehabilitation regime includes full weight-bearing mobilisation in a cylinder cast which is removed at the 10th post-operative day. Patients are then allowed to bend their knees and outpatient physiotherapy is instituted for the first two weeks in order to ensure a full range of motion. All patients are advised to avoid impact loading and twisting movements of the knee.

Stanmore experience of autologous chondrocyte implantation

We began performing ACI in Stanmore in 1998 and since then have performed this procedure in more than one thousand cases. All these patients are reviewed prospectively at 6 weeks, 6 months, and one year and then on a yearly basis. A check arthroscopy and needle biopsy of the repair tissue is performed at one year, when ever possible.

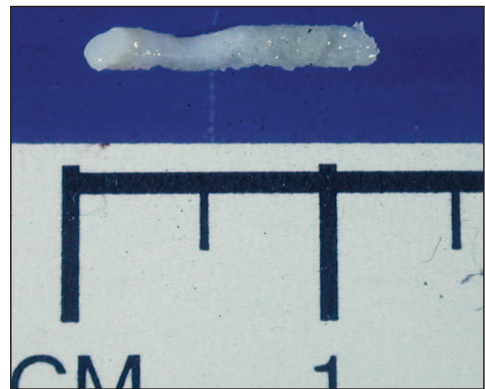


Figure 5. Tissue obtained by needle biopsy from the middle of the repair site

We used initially periosteum as covering membrane (ACI-P) and later used a porcine-derived type I/III collagen covering membrane (ACI-C) since it was found to reduce the morbidity of periosteum harvest site without compromising the clinical outcome⁹.

Currently a nationwide multi-centre RCCT comparing ACI-C technique with the MACI (Matrix carried ACI) technique of ACI is underway. In the MACI technique, the cultured chondrocytes are seeded in a bilayered type I/III collagen membrane which has two surfaces: (1) a smooth surface comprising of high density collagen fibres which faces the

joint and (2) a rough surface where the spaces between the collagen fibres are seeded with chondrocytes. The matrix of MACI remodels after few months and is replaced by the extracellular matrix regenerate. The advantages of MACI technique include a quicker procedure that can be done through a smaller incision and the membrane can cover larger and inaccessible defects with indiscrete margins. There is less damage to surrounding normal cartilage since there is no need for suturing to secure the membrane. There is also no risk of leakage of cells or uneven distribution of cells, unlike in ACI-C. The disadvantages of MACI include a lower number of chondrocytes and the potential for displacement of the graft.

Patients who benefited most with ACI were younger patients (15 to 40 years old) with higher pre-operative modified Cincinnati scores, a less than two-year history of symptoms, those with a single defect, a defect on the trochlea or lateral femoral condyle and patients with fewer than two previous procedures on the index knee¹⁰. Revision ACI-C in patients with previous ACI and mosaicplasties, which had failed, produced significantly inferior clinical results.

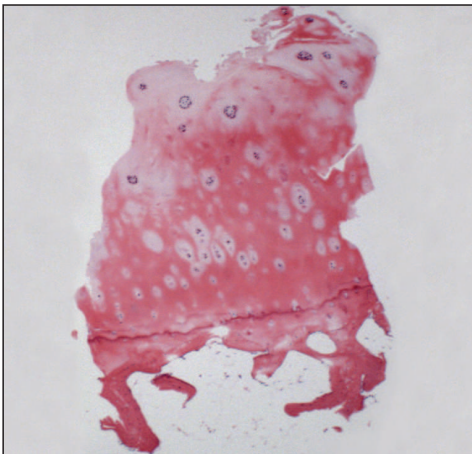


Figure 6. Hyaline-like cartilage repair tissue following ACI: Needle biopsy at 1 year

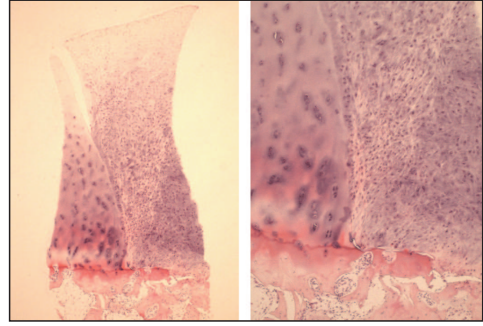


Figure 7. Fibro-cartilage repair tissue with normal adjacent hyaline cartilage: Biopsy at 1 year showing good integration along the rim of repair

RCCT* comparing ACI and mosaicplasty (2003)¹¹: A total of 100 patients with a mean age of 31.3 years (16 to 49) and with a symptomatic lesion of the articular cartilage in the knee that was suitable for cartilage repair were randomised to undergo either ACI or mosaicplasty; 58 patients had ACI and 42 mosaicplasty. The mean follow-up was 19 months (12 to 26). Functional assessment using the modified Cincinnati and Stanmore scores and objective clinical assessment showed that 88% had excellent or good results after ACI compared with 69% after mosaicplasty. Arthroscopy at one year demonstrated excellent or good repairs in 82% after ACI and in 34% after mosaicplasty. This study concluded that the continued use of mosaicplasty in treating chondral defects was of dubious value.

Experience of ACI in patients with osteochondritis dissecans¹²: Of the 37 patients who had ACI for osteochondritis dissecans, excellent and good clinical outcomes were seen in 82.1% with juvenile-onset disease whereas only 44.4% of those with adult-onset disease had a similar result at a mean follow-up of 4.08 years. The age at the time of ACI-C determined the clinical outcome for juve-

* Randomized Controlled Clinical Trial (*note of the chief editor*)

nile-onset disease ($p = 0.05$), whereas the size of the defect was the major determinant of outcome in adult-onset disease ($p = 0.01$).

Early results of ACI-C versus MACI technique – prospective RCCT¹³: 44 patients underwent ACI-C and 47 patients underwent MACI in this prospective RCT. Both treatments resulted in improvement of the clinical score after one year. The mean modified Cincinnati knee score increased by 17.6 in the ACI-C group and 19.6 in the MACI group ($p = 0.32$). Arthroscopic assessments performed after one year showed a good to excellent International Cartilage Repair Society score in 79.2% of ACI-C and 66.6% of MACI grafts. Hyaline-like cartilage or hyaline-like cartilage with fibrocartilage was found in the biopsies of 43.9% of the ACI-C and 36.4% of the MACI grafts after one year. We concluded that the clinical, arthroscopic and histological outcomes are comparable at one year for both ACI-C and MACI.

The three year results of this trial showed that the proportion of patients with excellent and good mean modified Cincinnati knee score were 63.5% among the ACI-C group ($n = 44$) and 60.2% among the MACI group ($n = 58$). These results appear less successful than others reported in the literature. This is due to the strict criteria used for this study and also due to patients of all categories has been accepted and many of these patients have had unsuccessful previous surgery. Long-term results of this trial are currently being evaluated.

Worldwide experience of autologous chondrocyte implantation

Peterson et al (2000)¹⁴ reported the clinical, arthroscopic, and histological results from the first 101 patients who underwent ACI in Sweden since 1987 for the treatment of large

(1.5-12.0 cm²) full thickness chondral defects of the knee at 2 to 9 year follow-up. Good or excellent clinical results were seen in individual groups as follows: Isolated femoral condyle (92%), multiple lesions (67%), osteochondritis dissecans (89%), patella (65%), and femoral condyle with anterior cruciate ligament repair (75%). Arthroscopic findings in 53 evaluated patients showed good repair tissue fill, good adherence to underlying bone, seamless integration with adjacent cartilage, and hardness close to that of the adjacent tissue. However, hypertrophic response of the periosteum or graft or both was identified in 26 arthroscopies (49%); seven were symptomatic and resolved after arthroscopic trimming. Graft failure occurred in seven (four of the first 23 and three of the next 78) patients. Histological analysis of 37 biopsy specimens showed a correlation between hyaline-like tissue (hyaline matrix staining positive for Type II collagen and lacking a fibrous component) and good or excellent clinical results.

Knutzen et al (2007)¹⁵ in a prospective RCCT of 80 patients, compared micro-fracture with the autologous chondrocyte implantation technique and reported significant improvement in clinical results among both groups at two and five years and found no significant advantage of one technique over the other at five years from the primary procedure. Further long-term follow-up was recommended to determine if one method is better than the other. They also found no significant difference in the histological features of regenerate tissue in either group.

Saris et al (2008)¹⁶ reported the results of a multi-centre RCT at one year where they compared the clinical and histological outcome of 57 patients who underwent “characterised” chondrocyte implantation against 61 patients who underwent micro-fracture. In “characterised” chondrocyte implantation,

they used an autologous cartilage cell therapy product that has been optimised for its biological potency to form stable cartilage tissue *in vivo*. At one-year evaluation they found that the chondrocyte phenotype and tissue structure were superior in the “characterised” chondrocyte implantation group compared with the micro-fracture group. However, there was no significant difference in the clinical outcome between the groups. They concluded that the superior structural outcome might result in improved long-term clinical benefit with “characterised” chondrocyte implantation.

Cost-effectiveness of ACI

Clar C et al (2005)¹⁷ conducted a systematic review and economic evaluation of the cost-effectiveness of ACI and concluded that ACI could be cost-effective when compared to microfracture technique only if it could be shown that ACI is more likely to produce hyaline cartilage which would in turn be more likely to be durable and to prevent osteoarthritis in the longer term (e.g. 20 years). There is at present insufficient data to conclude that ACI is cost-effective compared with microfracture or mosaicplasty.

Reported complications

Niemeyer P et al (2008)¹⁸ in a case series of 309 patients with 349 ACI procedures of the knee identified four major complications which comprised 88.5% of reasons for revision surgery among 52 patients at a mean follow up of 4.5 years (standard deviation, ± 1.5). They were 1. graft hypertrophy 2. integration insufficiency 3. insufficient regenerate and 4. graft delamination. The overall complication rate was highest in the group of patients treated with periosteum-covered ACI as opposed to those who had Chondrograde or membrane-covered ACI as covering membrane. The incidence of complications in this series was 14.9%.

Wood et al (2006)¹⁹ reviewed the adverse events with the “Carticel” implantation that were reported to the Food and Drug Administration agency (FDA) in the United States between 1996 and 2003. A total of 497 adverse events among 294 patients receiving Carticel were reported. The median interval from Carticel implantation to the diagnosis of an adverse event was 240 days (range, one to 2105 days). The most commonly reported adverse events were graft failure (25%), delamination (22%), and tissue hypertrophy (18%). However, based on the manufacturer's reported distribution of 7500 Carticel lots between 1995 and 2002, only 285 patients (3.8%) had an adverse event that was reported to the Food and Drug Administration.

Recent advances in cartilage repair strategy

Current cartilage repair strategies fail to produce reproducible levels of long-lasting hyaline cartilage tissue that meets the functional demands placed upon this tissue *in vivo* in all cases. The reasons for this can be attributed to matrix degradation, differentiation or integration insufficiencies, or loss of the transplanted cells and tissues.

Current techniques include the transplantation of a fully “*in vitro*” differentiated construct or a graft containing a homogeneous population of rather undifferentiated cells and signalling molecules, to ensure that the desired differentiation process takes place *in vivo* under physiological conditions of mechanical loading. Each approach has its advantages and disadvantages²⁰. The former allows chondrogenic differentiation under controlled *in vitro* conditions, but is often associated with biocompatibility and integration problems. The latter promotes integration well, but presents the risk of uncontrolled and undesired differentiation processes to occur.

The ultimate strategy should aim at engineering cartilage constructs by combining cells, scaffold materials and environmental factors, including growth factors, signalling molecules, and physical influences.

Role of bone morphogenetic proteins (BMP) and stem cells in cartilage repair

Bone morphogenetic proteins are multifunctional growth factors belonging to Transforming Growth Factor Beta (TGF- β) super family. BMP signalling is required both for the formation of pre-cartilaginous condensations from the mesenchymal precursors and for the differentiation of precursors into chondrocytes.

BMPs 2, 4, 6, 7, 9 and 13 stimulate the synthesis of cartilage matrix constituents, type II collagen and aggrecan by adult chondrocytes and therefore have the potential to accelerate and modify cartilage repair in ACI.

The use of BMPs in cartilage repair has not been tested in humans to date and the available studies are all animal experiments. Enhanced BMP activity has been reported in tumour cells and concerns on their potential for tumour genesis require clarification.

The local delivery of BMPs by genetically-engineered stem cells has been shown to enhance chondrogenesis and repair of articular cartilage in animals¹. Stem cells form alternative source of chondrocytes and could avoid the first stage of the current two-stage procedure of ACI and prevent donor site morbidity. BMP4 and other BMPs can induce embryonic stem cells and mesenchymal progenitor cells to undergo chondrogenesis. The mesenchymal derived stem cells (MDCs) induce cartilage repair similar to ACI within 4 wks after transplantation in vivo. This do not require the use of collagen scaffolds (unlike ACI) and are currently being investigated. BMP4-transduced MDSCs can promote either cartilage or bone formation as an end point, depending upon the culture conditions. The site of implantation in vivo also determines whether cartilage or bone repair occurs.

Wilke et al (2007)²¹ injected an autogenous fibrin vehicle containing MSCs or fibrin alone as control into twelve full thickness cartilage defects in 6 young mature horses. Arthroscopic second look and biopsies at 30 days and 8 months were performed. They concluded that the MSCs improved early healing response, but did not significantly enhance the long-term histologic appearance

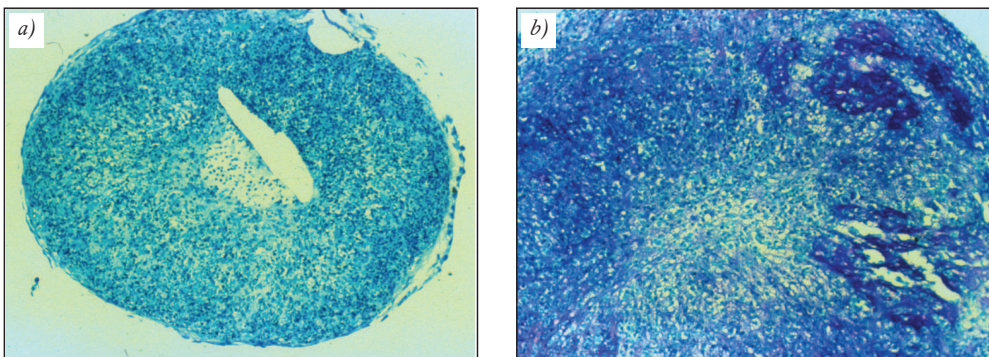


Figure 8. Pellet culture showing human chondrocytes at 14 days (a) control and (b) shows increased cells and matrix in culture treated with BMP (Published with the kind permission of Mr. A Goldberg)

or biochemical composition of full thickness cartilage lesions. Much further work is needed to test this method.

Gene therapy in cartilage repair

Gene therapy involves the transfer of genes encoded with specific growth factors into chondrocytes or progenitor cells. For gene expression, the transferred DNA material must enter the nucleus where it can be transcribed and this result in the generation of m-RNA which is then transported outside the nucleus, and serves as a matrix for the production of growth factors in the ribosome. Successful gene transfer of IGF-1 and TGF-Beta into chondrocytes, in monolayer cultures and on the surfaces of cartilage explants, has been shown to increase matrix biosynthesis and to maintain the chondrocyte phenotype, especially the production of collagen type-II.

Mason et al (2000)²² combined the techniques of gene therapy and tissue engineering to produce cartilage repair tissue. Rabbit mesenchymal stem cells were transduced with retroviral vectors encoded for the gene of BMP-7. These were then seeded on polymer scaffold grafts and implanted into osteochondral defects in rabbit knees.

The major concerns in gene therapy are the safety of the gene transfer and the control of gene expression. Vectors integrating into the genome of the cells bear the risk of insertional mutagenesis and the development of a malignancy or an abnormal regulation of cell growth and toxicity because of chronic over-expression of the growth factor. Pharmacologically-controlled gene expression appears to be a promising strategy to control the timing and level of gene expression.

Potential areas of improvement in cartilage repair strategy

The current problems with ACI technique include a prolonged rehabilitation period because of the two stage surgical procedure and the time taken for graft maturation; and an unpredictable line of differentiation of the implanted cells into hyaline cartilage, fibrocartilage or fibrous tissue. This is possibly influenced by the implantation site environment, loading characteristics, availability of growth factors, the influence of the biodegradable matrices on cell differentiation, migration, matrix production etc., and the distribution and concentration of chondrocytes or precursor cells in the scaffold.

Emerging techniques to address these problems include the use of arthroscopic implantation of cells thus avoiding the need for arthrotomy for the second stage procedure, the use of stem cells or minced cartilage in various scaffolds in an attempt to make this a single stage procedure, harvesting of cells from the defect margin to prevent donor site morbidity, the use of combination techniques such as ACI with microfracture and the use of "characterised" cells (by gene marking) to achieve quality control in the type of cells used for repair.

Summary

The ideal candidate for ACI appears to be younger patients (15 to 40 years old) with higher pre-operative modified Cincinnati scores, a less than two-year history of symptoms, those with a single defect, a defect on the trochlea or lateral femoral condyle and patients with fewer than two previous procedures on the index knee. Patients with a high body mass index, smokers and those who had revision ACI-C following previous failed ACI and mosaicplasties produced significantly inferior clinical results.

Conclusion

Adults with symptomatic osteochondral defects in the knee often deteriorate and require surgical intervention for severe pain and may develop disabling osteoarthritis. Currently there is no evidence to justify treatment of asymptomatic osteochondral defects smaller than 1 cm in diameter. Micro-fracture appears a cost-effective procedure for smaller well-contained lesions whereas ACI is successful in 70% to 80% of larger lesions in the

short to medium term. Much work needs to be done to control and or enhance maturation of implanted chondrocytes or chondrocyte-precursor cells to produce repair tissue with durable clinical improvement. Joint instability and mal-alignment should be corrected in order to produce optimum outcome while attempting repair of damaged articular cartilage. New technologies such as the use of stem cells, genetic engineering and gene therapy appear promising but require extensive laboratory and translational research.

REFERENCES

1. Bentley G. The Cellular Approach to Early joint damage. Robert Jones lecture of the Royal College of Surgeons of England at British Orthopaedic Association Annual meeting: 2007 Sep 28.
2. Noyes FR, Bassett RW, Good ES, Butler DL. Arthroscopy in acute traumatic haemarthrosis of the knee. Incidence of anterior cruciate tears and other injuries. *J Bone Joint Surg Am.* 1980 Jul;62(5):687–95, 757.
3. Shelbourne KD, Jari S, Gray T. Outcome of untreated traumatic articular cartilage defects of the knee: a natural history study. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A Suppl 2:8–16.
4. Smith AU. Survival of Frozen Chondrocytes Isolated from Cartilage of Adult Mammals. *Nature* 1965;205:782–4.
5. Bentley G, Greer RB. Homotransplantation of isolated epiphyseal and articular chondrocytes into joint surfaces. *Nature*, 1971;(230): 385–8.
6. Kimura T, Yasui N, Ohsawa S, Ono K. Chondrocytes embedded in collagen gels maintain cartilage phenotype during long-term cultures. *Clin Orthop Relat Res.* 1984 Jun;(186):231–9.
7. Aston JE, Bentley G. Repair of articular surfaces by allografts of articular and growth-plate cartilage. *J Bone Joint Surg Br.* 1986 Jan;68(1): 29–35.
8. Brittberg M, Lindahl A, Nilsson A, Ohlsson C, Isaksson O, Peterson L. Treatment of deep cartilage defects in the knee with autologous chondrocyte transplantation. *N Engl J Med.* 1994 Oct 6;331(14):889–95.
9. Gooding CR, Bartlett W, Bentley G, Skinner JA, Carrington R, Flanagan A. A prospective, randomised study comparing two techniques of autologous chondrocyte implantation for osteochondral defects in the knee: Periosteum covered versus type I/III collagen covered. *Knee* 2006 Jun;13(3):203–10.
10. Krishnan SP, Skinner JA, Bartlett W, Carrington RW, Flanagan AM, Briggs TW, Bentley G. Who is the ideal candidate for autologous chondrocyte implantation? *J Bone Joint Surg Br.* 2006 Jan;88(1):61–4.
11. Bentley G, Biant LC, Carrington RW, Akmal M, Goldberg A, Williams AM, Skinner JA, Pringle J. A prospective, randomised comparison of autologous chondrocyte implantation versus mosaicplasty for osteochondral defects in the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2003 Mar; 85(2): 223–30.
12. Krishnan SP, Skinner JA, Carrington RW, Flanagan AM, Briggs TW, Bentley G. Collagen-covered autologous chondrocyte implantation for osteochondritis dissecans of the knee: two- to seven-year results. *J Bone Joint Surg Br.* 2006 Feb;85(2):223–30.

13. *Krishnan SP, Skinner JA, Carrington RW, Flanagan AM, Briggs TW, Bentley G.* Collagen-covered autologous chondrocyte implantation versus matrix-induced autologous chondrocyte implantation for osteochondral defects of the knee: a prospective, randomised study. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 May;87(5):640–5.
14. *Peterson L, Minas T, Brittberg M, Nilsson A, Sjögren-Jansson E, Lindahl A.* Two- to 9-year outcome after autologous chondrocyte transplantation of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2000 May;(374):212–34.
15. *Knutsen G, Drogset JO, Engebretsen L, Grøntvedt T, Isaksen V, Ludvigsen TC, Roberts S, Solheim E, Strand T, Johansen O.* A randomized trial comparing autologous chondrocyte implantation with microfracture. Findings at five years. *J Bone Joint Surg Am.* 2007 Oct;89(10):2105–12.
16. *Saris DB, Vanlauwe J, Victor J, Haspl M, Bohnsack M, Fortems Y, Vandekerckhove B, Almqvist KF, Claes T, Handelberg F, Lagae K, van der Bauwhede J, Vandennoeker H, Yang KG, Jelic M, Verdonk R, Veulemans N, Bellemans J, Luyten FP.* Characterized chondrocyte implantation results in better structural repair when treating symptomatic cartilage defects of the knee in a randomized controlled trial versus microfracture. *Am J Sports Med.* 2008 Feb;36(2):235–46.
17. *Clar C, Cummins E, McIntyre L, Thomas S, Lamb J, Bain L, Jobanputra P, Waugh N.* Clinical and cost-effectiveness of autologous chondrocyte implantation for cartilage defects in knee joints: systematic review and economic evaluation. *Health Technol Assess.* 2005 Dec;9(47):iii–iv, ix–x, 1–82.
18. *Niemeyer P, Pestka JM, Kreuz PC, Erggelet C, Schmal H, Suedkamp NP, Steinwachs M.* Characteristic complications after autologous chondrocyte implantation for cartilage defects of the knee joint. *Am J Sports Med.* 2008 Nov;36(11):2091–9.
19. *Wood JJ, Malek MA, Frassica FJ, Polder JA, Mohan AK, Bloom ET, Braun MM, Coté TR.* Autologous cultured chondrocytes: adverse events reported to the United States Food and Drug Administration. *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Mar;88(3):503–7.
20. *Steinert AF, Ghivizzani SC, Rethwilm A, Tuan RS, Evans CH, Nöth U.* Major biological obstacles for persistent cell-based regeneration of articular cartilage. *Arthritis Res Ther.* 2007;9(3):213.
21. *Wilke M, Nydam D, Nixon A.* Enhanced early chondrogenesis in articular defects following mesenchymal stem cell implantation in an equine model. *J Orthop Res.* 2007 Jul;25(7):913–25.
22. *Mason JM, Breitbart AS, Barcia M, Porti D, Pergolizzi RG, Grande DA.* Cartilage and bone regeneration using gene-enhanced tissue engineering. *Clin Orthop Relat Res.* 2000 Oct;(379 Suppl):S171–8.

Shibu Krishnan

Royal National Orthopaedic Hospital
 HA7 4LP, Brockley Hill, Stanmore, Middlesex, UK
 Tel.: (+44) 020 8954-2300

INTRODUCTION OF THE COOPERATION RESEARCH CENTER FOR BIOMECHANICS OF BUDAPEST UNIVERSITY OF TECHNOLOGY AND ECONOMICS

Lajos Borbás, Imre Bojtár

Cooperation Research Center for Biomechanics of Budapest University of Technology and Economics

borbas@ge.bme.hu

Abstract

Our Institute established in 2002 became the local scientific center of biomechanical research programs in the Budapest University of Technology. Today this Center collects, organizes and strengthens the work of 17 Departments (of 5 Faculties) in these special inter- and multidisciplinary fields (under the control of the Dean of Faculty of Mechanical Engineering of BME from 2008). This introduction would like to show the most important research activities, results and future plans of our colleagues working at our Institute.

Keywords: research programs, biomechanics, cooperation, virtual center

Introduction

The Research Center for Biomechanics of Budapest University of Technology and Economics was established after a long preparation at the end of 2002. Different research programs were done already in the past at our Technical University in strong cooperation with other clinics, universities etc., but they were mostly highly individual and separated programs, often times the coworkers practically did not have any information about other similar efforts made by their colleagues at the neighboring departments. The main goal of the foundation of our Institute was to strengthen the cooperation, to eliminate the unnecessary parallel programs, to introduce new ideas in common interest. The Council of the University established the Center as a “virtual” Department, which could pursue independent scientific and economic activities, but hasn’t own staff, only the staff of the Departments united in the Research Center make all the work, which is necessary to the

continuous existence of an independent Center.

At the beginning of its work the Center had only nine members, but now already 17 Departments form the Institute. By the help of central university budget we began to build a new, independent laboratory in 2003, where first of all the dynamic experimental analysis of different bones and prosthetic systems are done. This is our most important development, and fortunately the Center has different successful grants to supply the measurements of this laboratory. Accreditation process of the laboratory was completed in 2008.

The Center now has activities in three classical fields of biomechanics: we **measure** different physiological properties under laboratory circumstances, we **compute** mechanical parameters of different biological phenomena using special – mostly finite elements – software and last, but not least we produce **new biomedical products** (prosthetic systems,

special biomaterials, etc.). In this article we would like to interpret the most interesting efforts, research programs and future plans of the different groups of our Research Center.

Experimental biomechanics

One of our important laboratory activities is motion analysis (now this Laboratory is under redesign and reconstruction). In this research program an up-to-date on-line motion analysis laboratory was established. The basic equipment is the CMS-HS ultrasound-based active markers' system developed by Zebris GmbH (*Figure 1*).

The system works on the basis of the measurement of the delay of ultrasound signals and provides a lot of possibilities for motion analysis. As an example we mention the "ArmModel" or the special 19-point mechanical model which were developed here to measure in complex way the motion of professional athletes (*Figure 2*).

We made important efforts in the laboratory analysis of different bones and prosthetic systems also. In *Figure 3* we can see a biomechanical test of a press-fit femoral fixation



Figure 1. The view of the laboratory of motion analysis

technique in ACL reconstruction. The purpose of this study was to evaluate the initial mechanical properties of this method by ultimate tensile load tests in different angles in human cadavers and to examine the ultimate load of this fixation during postoperative period using porcine knees. We also mention that simultaneously with this activity the same group measured the primary stability of osteochondral grafts used in mosaic plasticity and the bone mechanical competence in rat model of experimental osteoporosis.

Another experimental group developed an interesting laboratory method to measure the mechanical effects of 3D force transition in the case of different human prosthesis – (*Figure 4*). – using photostress analysis to determine the surface stress distribution of cadavers.



Figure 2. The motion analysis of a professional cyclist

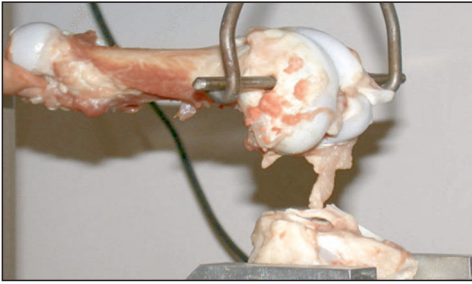


Figure 3. Test of press-fit femoral fixation

Figure 5 shows the investigation of a mandible, using photoelastic coating technique, to determine the surface strain and stress distribution in order to develop better fixation method for implants.

Also very interesting in vivo experimental analysis was made for the tensile deformability of human lumbar spine segments during traction bath therapy (Figure 6). More thou-

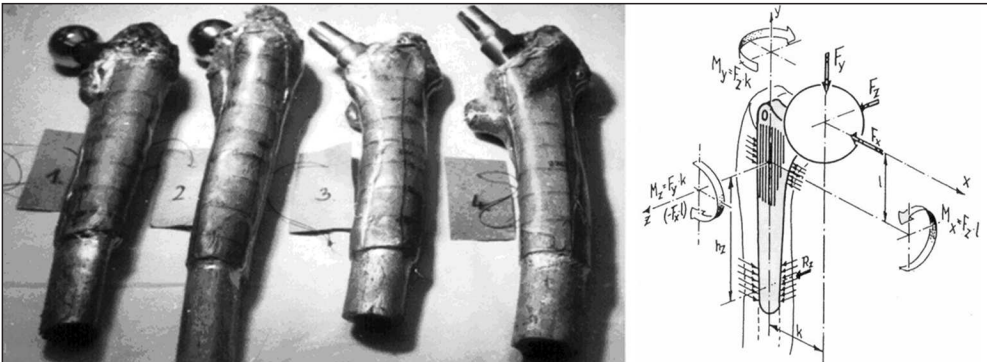


Figure 4. A group of specimens prepared by photoelastic coating

The test measurements were mainly carried out on the universal fatigue test machine of the Central Laboratory (in which the accreditation process now is in final stage, according to standard MSZ EN ISO/IEC 17025:2005), INSTRON 8872, with the load capacity of 2.5 kN. (Figure 5.)

and ultrasound pictures have been measured and evaluated to analyze the time-, aging-, sex-, body weight- and height dependent elastic and viscoelastic deformations of human lumbar segments.

At last we should still mention here the different laboratory programs for the investigations of the properties of bone implant materials, artificial bones (chemical composition, microstructure, static-, dynamic- and fatigue properties, problems of biocompatibility, or the analysis of implant surface morphology [roughness, porosity, coating systems]), see for instance Figure 7.



Figure 5. Investigation of a mandible with photoelastic coating technique

One of our latest, most important developments is the realization of a new implant, based on bio-integration concept. This new implant has a core, upon it a special developed steel net, for the bio-integration of the

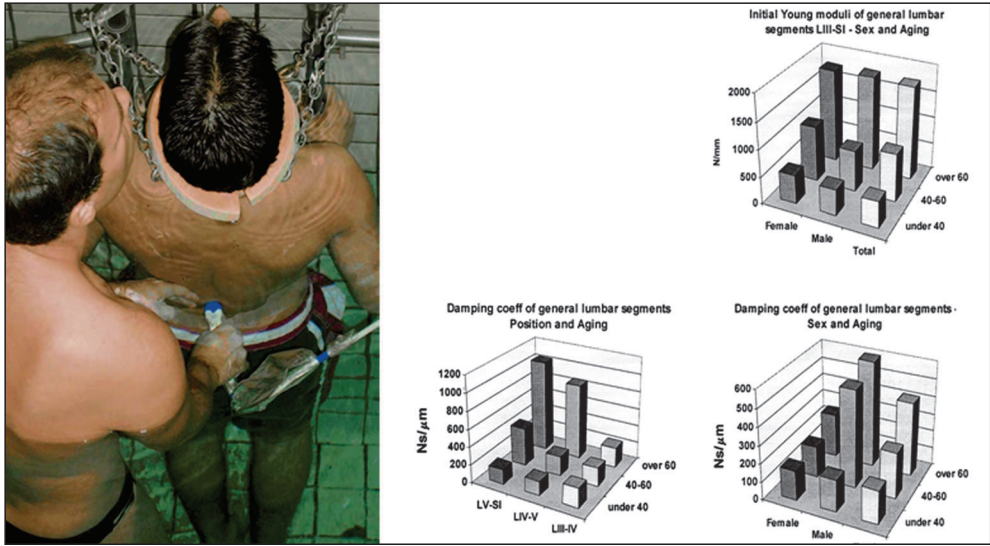


Figure 6. The subaqual ultrasound measuring method and the results

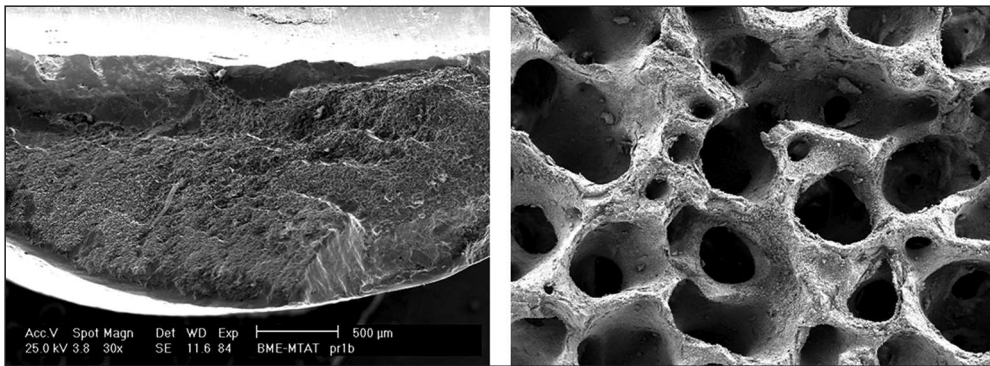
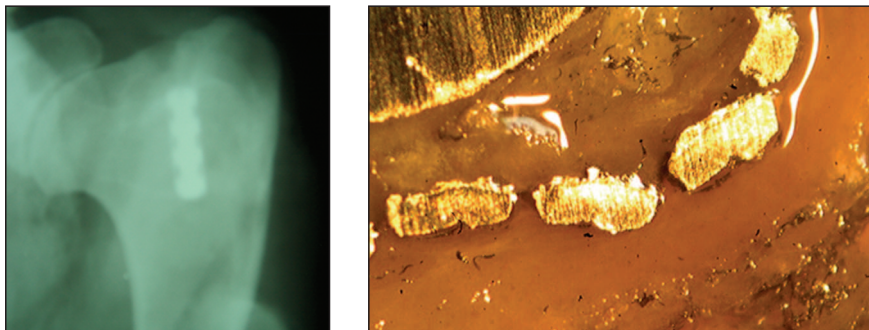


Figure 7. Microstructure analysis of implants and bones



a) fixation of the newly developed implant in a femur

b) the optical microscopic picture of the bone integration

Figure 8. Development of the bio-integration prosthesis

bone tissue. A successful 3 year-project was fulfilled in 2008 on this topic, with the result of animal experiments. See some pictures of the development phase in *Figure 8*.

Computational biomechanics

We would also like to mention the interesting thermodynamic analysis of our physicians, who have nice programs in thermodynamic bio-rheology, in the shape-change analysis of DNA in motion and in the thermodynamic theory of molecular motors, see an example for the cell division calculations in *Figure 9*.

Intensive work is going on in our Center for the blood circulation modeling in the artery. The periodic blood flow is to be modeled mathematically and so a simplified physical model of the artery system is to be built up. Using the physical model the unknown parameters of the mathematical model can be iden-

tified experimentally. Computations with this identified mathematical model can then be used to draw conclusions for diagnostics and treatment.

In the biomechanical analysis of the vascular systems there is a special, but very important area: the simulation of the rupture of the brain aneurysm. In strong cooperation with the Institute of Human Physiology and National Scientific Institute of Neurosurgery we created a complex finite element program for simulation of blood flow in the aneurysm and for measuring the load-bearing capacity of the wall of aneurysm, see some details from the original model and the numerical calculations in *Figure 10*.

In connection with the formerly mentioned experimental analysis of human lumbar spine, we shall also mention the numerical simulations of traction therapies which are used to clear the mechanical behavior and

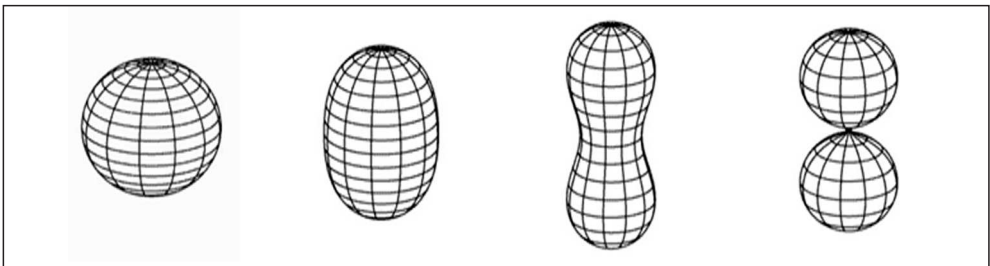


Figure 9. Calculation results of cell divisions

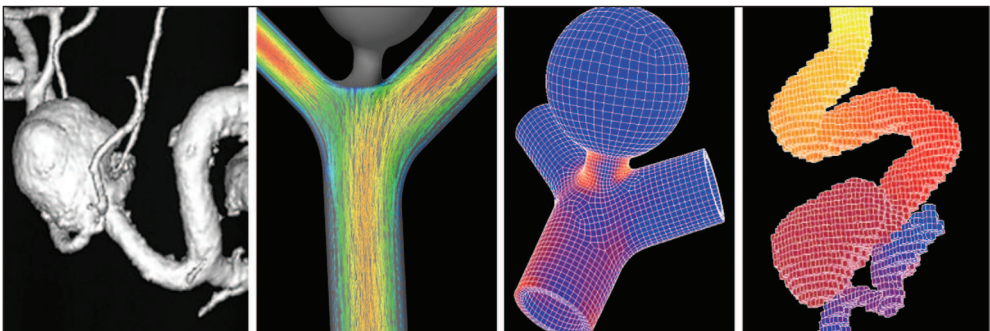


Figure 10. Some details from the brain aneurysm

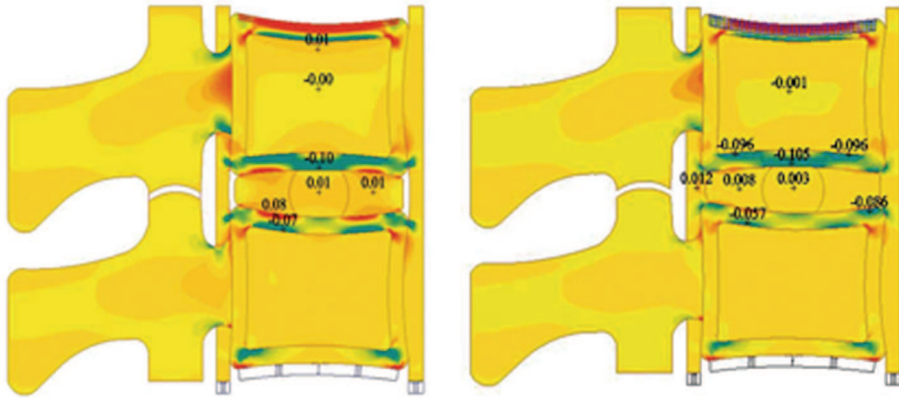


Figure 11. FEM analysis of lumbar spine segments

role of different organs (vertebrae, discs, ligaments, etc.), which constitute the very complicated biomechanical structure of spinal motion segments (Figure 11) about the FEM analysis of a single lumbar motion segment. We note that an effective 3D FEM-model already exists in this program.

Very nice numerical simulations were made at one of our groups for different bone mechanical problems and prosthetic systems. In Figure 12. details of operative treatment of pelvic ring fractures and a 3D FEM analysis of femur prostheses can be seen.

We should mention a little bit different, but also very important other research efforts in

other areas. For instance, the biomechanical analysis of biodegradable land-filled waste will be extremely important in Hungary: the decomposition of organic matter, the detailed analysis of the different aerobic and anaerobic processes will be a basic design parameter at the design of similar objects (Figure 13).

A quite different topic is the biomechanical application of stereo-photogrammetry. A lot of different problems – studying the changes in live organs, the determination of the internal surface points of the antrum of high-moore, developing the surface model of human gums, comparative accuracy investigation of dental procedures, analysis of ultrasound pictures, etc. – were analyzed.

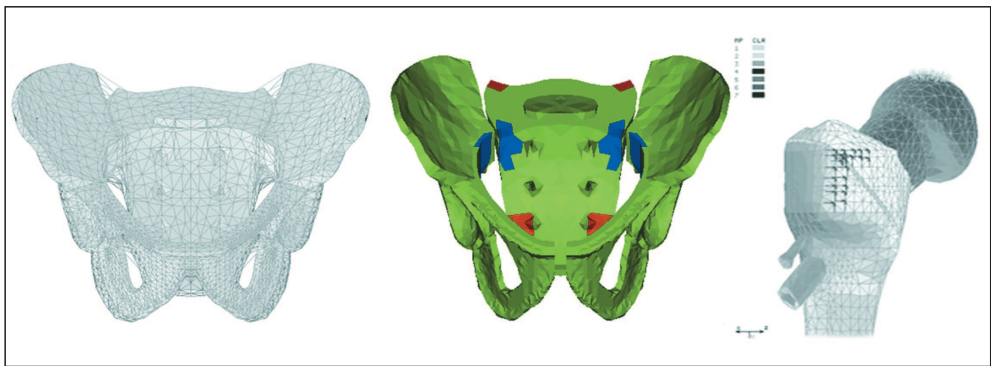


Figure 12. FEM simulations for bones and prostheses

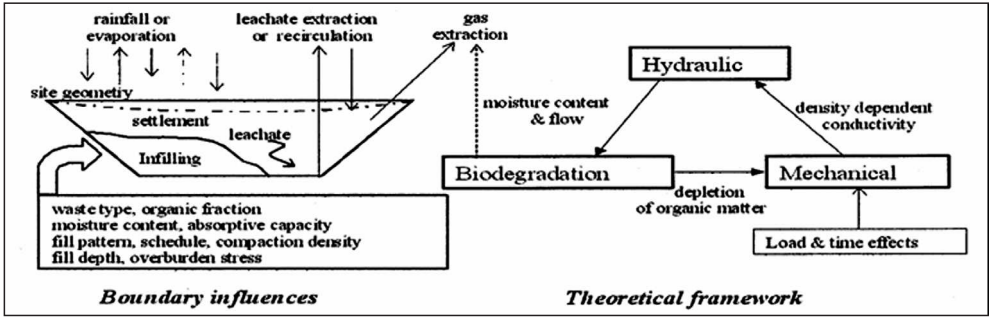


Figure 13. The coupled analysis of bio-degradation landfill

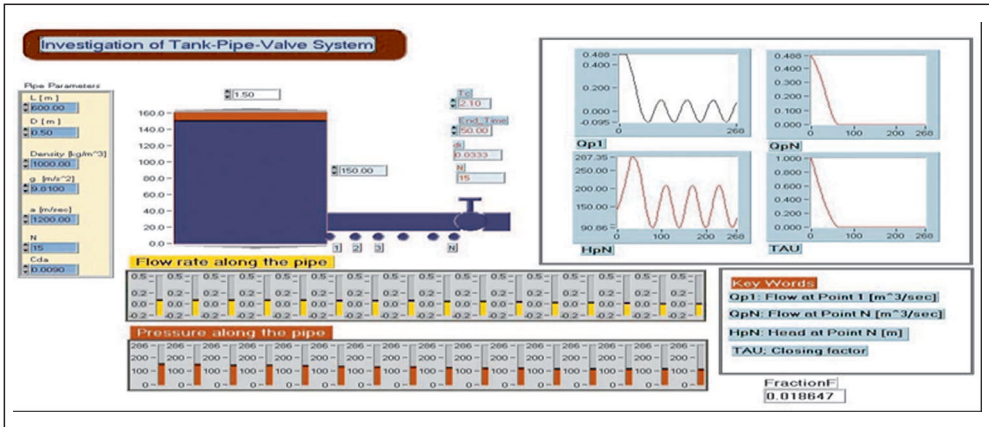


Figure 14. Fluid flow model in LabVIEW environment

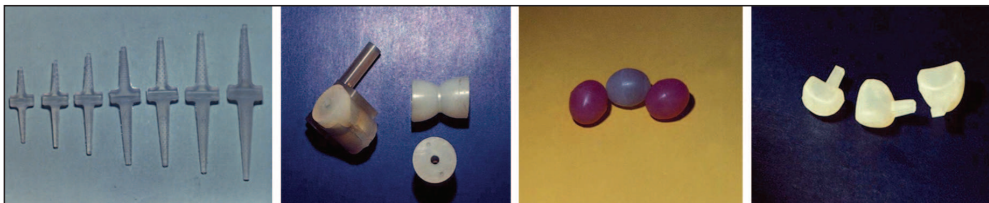


Figure 15. Silicon materials for implants

Last but not least we must mention the work of a small, but very active group, which made efforts to develop different compartment models of biological systems in LabVIEW programming language environment. For instance they made complex systems for different pharmacodynamical, pharmacokinetic and physiological systems. An illustrative example could be seen in Figure 14.

Development of new materials and instruments

The third and also very interesting scientific area of our Center is the development of different new biocompatible materials and new machines for human medical treatment respectively.

We have extremely good results in the creation of new silicon materials, which are

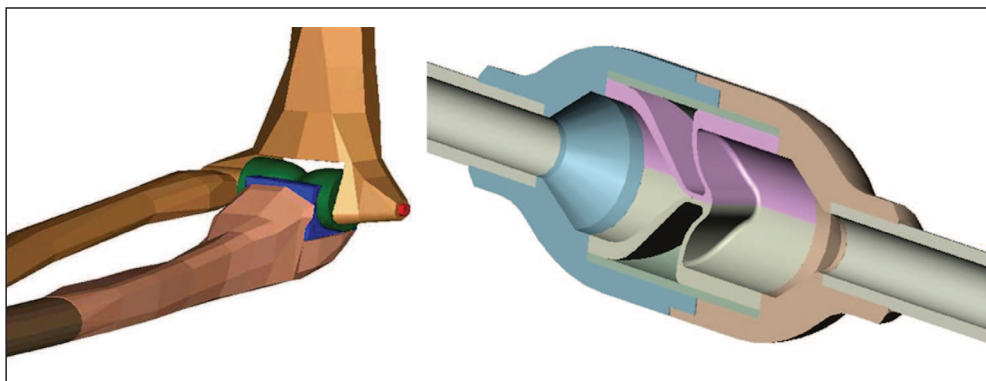


Figure 16. Medical instruments from silicon

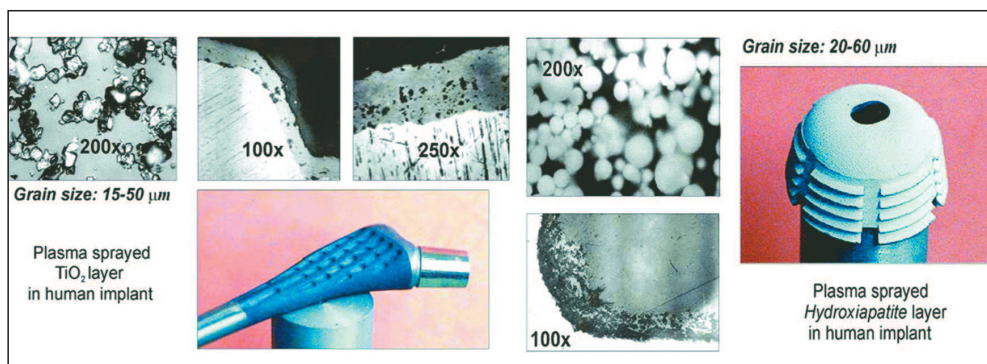


Figure 17. Plasma sprayed human implants and surface analysis

excellent for different medical applications. In *Figure 15*, different applications (implants, eyes, etc.) can be seen.

More complex implants could also be made from silicone-rubber. In *Figure 16*, we interpret a joint prosthesis and a special rectifying instrument both of them developed in our Institute.

We also have results in the analysis of metallic materials. In another group different versions of the plasma sprayed human femur implants were analyzed (*Figure 17*).

Among our new instruments we must emphasize our special rehabilitation robot, which can help a lot in the physiotherapy of

spastic hemiparetic – stroke – patients. This robotic therapy system minimizes the time spent by physiotherapists in performing repetitive physiotherapy exercises. Its introduction in human treatment will allow more patients to be seen, assessed and rehabilitated. Some details could be seen in *Figure 18*.

Conclusion

In this small summary we wanted to show the most interesting results and efforts of the Cooperation Research Center for Biomechanics of BME. We deeply suggest every interested people they should not hesitate to contact us for any kind of scientific cooperation.

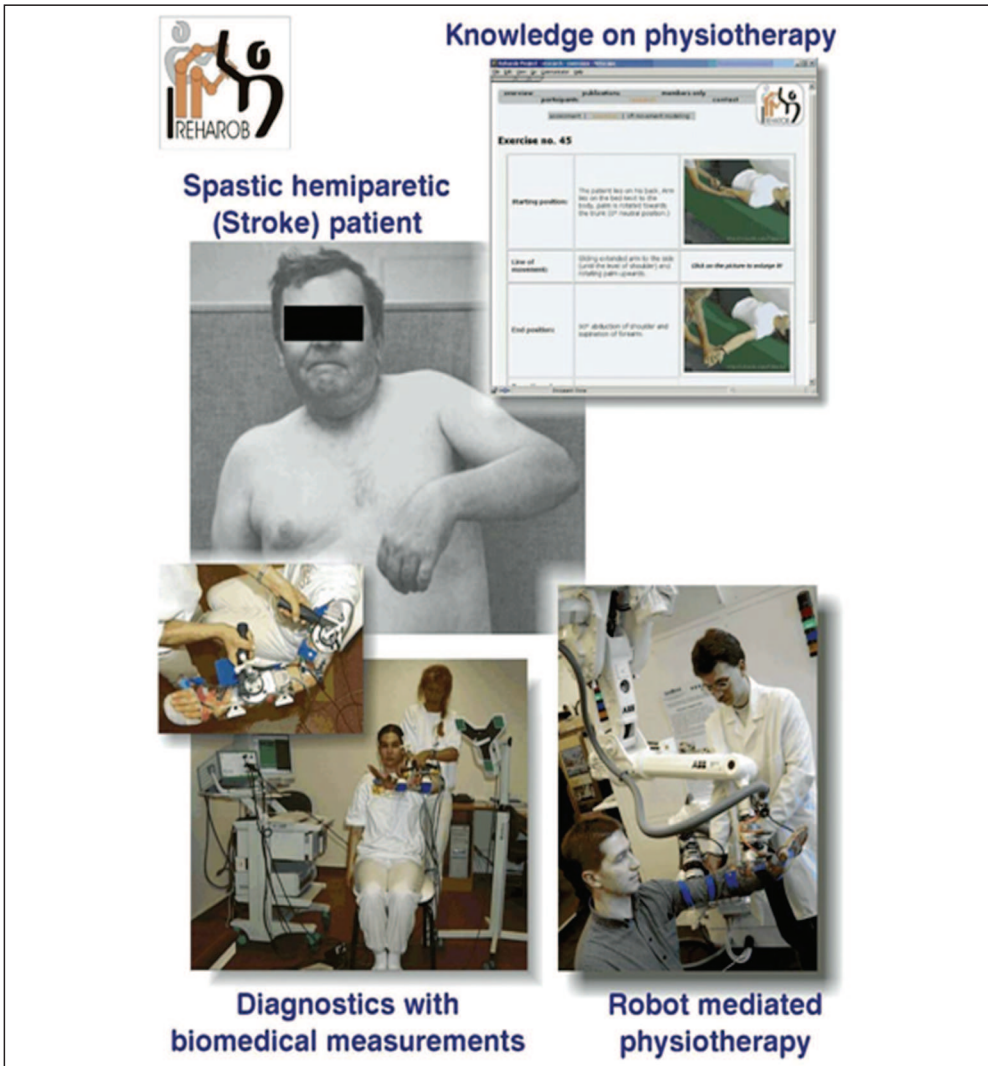


Figure 18. Rehabilitation with robot mediated physiotherapy

Acknowledgements

The authors express their appreciation to all members of the Cooperation Research Center for Biomechanics, BME.

Lajos Borbás

Cooperation Research Center for Biomechanics of Budapest University of Technology and Economics

H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.

Tel.: (+36) 1 463-1476

www.muszeroldal.hu

(a magyar műszerportál)

- Cégsadatbázisok:

- Gyártók/Forgalmazók/Műszerek
- Kalibráló-és Vizsgálólaboratóriumok
- Műszerfejlesztők
- Műszerjavítók

- Referencia oldalak:

- **Metrológia**
 - SI rendszer
 - Ipari metrológia
 - Négynyelvű metrológiai szótár
- **Szakirodalom**
 - Magyar mérés technikai cikkek jegyzéke
- **Hasznos adatok**
 - Anyagok szilárdsági jellemzői
 - Hőelemek adatai
 - Mértékegység lexikon
 - Fontosabb fizikai állandók
 - ASCII kódtábla
- **Letölthető szoftverek stb.**
- **Műszer-piac**

Ha mérést végez... ha műszereket árusít... kalibrál... fejleszt
vagy javít... itt mindent megtalál!

MŰSZER
OLDAL



VEZÉRCIKK

Csernátony Zoltán

főszerkesztő

csz@med.unideb.hu

Az előző – első – számunk kiadása óta egyszerűen feje tetejére állt a világ. És bár folyóiratunk magától értetődően teljesen politikamentes, a politika, és azon belül az egészségpolitika az élet még olyan ártatlan, önzetlen és nemes területeit is nagymértékben befolyásolja és fogja még inkább befolyásolni az elkövetkezőekben, mint a tudományt, ezért úgy érzem, ezt mindenképp meg kell említenem új számunk főszerkesztői megszólításában.

A forráshiány mindenképpen rá fogja nyomni a bélyegét az elkövetkező időszakban a kutatás-fejlesztés minden területére. Ez alól az egészségügyi vonatkozású kutatások sem lehetnek kivételek. Ez volt a köszöntőm pesszimista vonulata.

De van egy optimista nézetem is napjaink történéseinek tudományos vonatkozásaival kapcsolatban. Eljött az idő, hogy elővegyük jobbik eszünket. A forráshiány akár inspirálólag is hathat a kutatásokra. Talán kissé el is kényelmesedtünk az elmúlt évtizedekben. Szaladt a fantáziánk, amit – ha szerencsés környezetben dolgoztunk – követett a pénz pályázatok vagy kollaborációk formájában. Most nehezebb idők jönnek, és talán most ismerzik meg, ki is a valóban innovatív elme.

Az igazi kutatóban, az igazi fejlesztőben az anyagi lehetőségek csökkenése nem hathat gátlólag a fantáziára. Azonban mostantól a fantázia szárnyalását egy újfajta észjárással kell párosítani. Pragmatikusan, szerényen, de belső tudományos késztetésünket maximálisan kielégítve kell tovább haladnunk a cél felé: fejleszteni gyógyítási technikáinkat, vizsgálati módszereinket, bővíteni alapismereteinket és mindez által jobbitani világunkat. Ha pedig egy nap rájövünk, hogy a kényszer költséghatékonyabb, egyszerűbb és eredményesebb irányba vitte végcélunkat, a gyógyítás kiszolgálását, akkor elmondhatjuk, hogy megtaláltuk ebben a nagyon nehéz és zavaros időszakban is szakmai életünk értelmét.



THE ROLE OF THE FOOT IN THE MECHANISM OF SHOCK ABSORPTION

Tamás Kobezda

Department of Anatomy, Medical and Health Science Center, University of Debrecen

tamasemailcime@gmx.net

Abstract

The present work introduces an anatomical specimen of the muscles of the foot with the intention to promote the understanding of its structure in anatomical courses. The specimen is preserved with the plastination technique of Günther von Hagens. Special attention has been paid to the potential function of individual pedal muscles in the support of the plantar arches as deduced from the fascicular geometry and attachment of the muscles. Attention has been called to the importance of the care of the foot in order to maintain its structural and functional integrity.

Keywords: arches of the foot, intrinsic foot muscles, foot care

Introduction

In addition to its several advantages, the bipedal locomotion has a serious handicap which concerns primarily the head. When the body tilts from the upright position, the head moves along an arc with the centre on the resting foot, and the height of the body is the radius of the arc. The acceleration of the movement along the arc increases proportionately with the length of the radius, thus the weight of mass of the head increases accordingly. The brain floats in a fluid in the cranial cavity, but the thin layer of the surrounding cerebrospinal fluid does not give a secure protection against sudden changes in acceleration (c.f. car accidents). If our body would be a solid frame and we jumped down from a height of half a metre, the negative acceleration at landing would exceed the force of gravity, and our head would hit the cervical vertebral column with a force that would be just sufficient to break through the basis of the occipital bone. A similar consideration may be made that we could not make a single step without the threat of an imminent

commotion. It is obvious that the bipedal locomotion requires a series of shock absorption structures.

Between the skull and the ground, the first shock absorption structure is represented by the vertebral column. Of the curvatures of the column themselves, one may expect a certain amount of springing, but an effective shock absorption is secured by the outer fibrous shell (annulus) and the inner pulpy, highly elastic substance (nucleus) of the intervertebral discs. The next shock absorber is at the bilateral sacroiliac articulations. The vertebral column conveys the weight of the upper part of the body to the basis of the sacral bone, and pushes it into the cavity of the pelvis. The sacral bone floats, as a two-armed lever, in the dorsal arch of the pelvic girdle, and the posterior arm of the lever is balanced by very strong ligaments in the sacroiliac joints. The principal task of the lower limbs is to secure a solid and springy support for the body and to allow large freedom of movement at the same time. The interplay of the flexor-extensor muscle groups of the knee joint renders fine buoyant

steps possible in the act of walking. The entire load of the body project onto the foot; and to answer the task of smooth movements the foot requires a strong and solid structure with large freedom of movement, and an efficient shock absorption mechanism. Many important details about the anatomy of the foot are conscientiously described in a number of textbooks, still I have been wondering if in addition to the standard anatomical courses I would be able to find any structural attribute which makes the synchronous performance of the three opposing actions possible: solidity, mobility and elasticity. I have been also interested whether it would be possible to propose any new technique for the care of this complex structure. Structures of shock absorbers require caretaking, and unlike other structures, we can, moreover we have to take care for the healthy structure of our foot.

Material and technique

The dissection was performed on the foot attached to the distal one third of the leg and fixed in a solution of 4% formalin. Following preparation and cleaning the superficial and deep structures, preliminary steps were made for the preservation of the specimen. The technique of plastination described by von Hagens⁶ was chosen, because this procedure keeps the form and position of structures with a minimum shrinkage in a dry anatomical specimen. The different structures can be coloured with common enamel paints. The procedure is as follows. Dehydration is made in three changes of acetone at minus 25 degrees for 3 to 5 weeks, depending on the size of the specimen. The low temperature helps stabilize the shape of the structure. This is followed with acetone treatment at room temperature for 2-3 days to remove fat. The next step is impregnation, that is, the replacement of acetone with a special polymer (BIODUR)

compounded by the author. To achieve a complete impregnation it is advisable to perform it in vacuum (2–15 Hgmm). The final step is hardening which, depending on the type of the polymer, can be done with light, heat, or with the appropriate gas. Before hardening the specimen can be moulded to the desired form.

The description of the anatomical preparation

After removal of the skin from the distal part of the leg, subcutaneous structures: the *great and the small saphenous veins, the saphenous and the sural nerves* come to sight on their usual sites (*Figure 3*). Tracking the veins leads us to

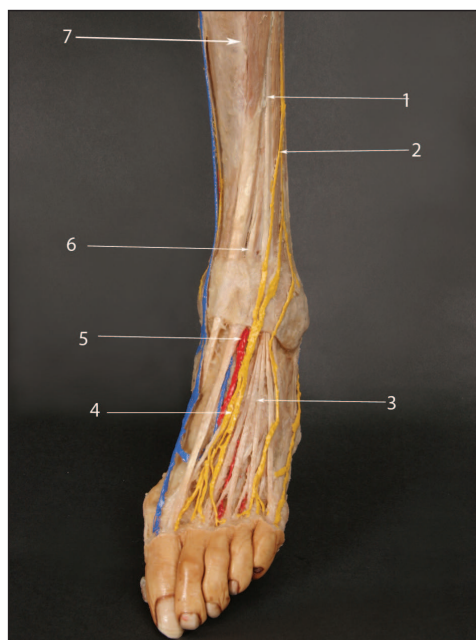


Figure 1. The distal part of the leg and the dorsum pedis

1: m. extensor digitorum longus; – 2: n. peroneus superficialis; – 3: tendons of the extensor digitorum longus muscle; – 4: n. cutaneus dorsalis pedis; – 5: a. & v. dorsalis pedis; – 6: m. extensor hallucis longus; – 7: m. tibialis anterior

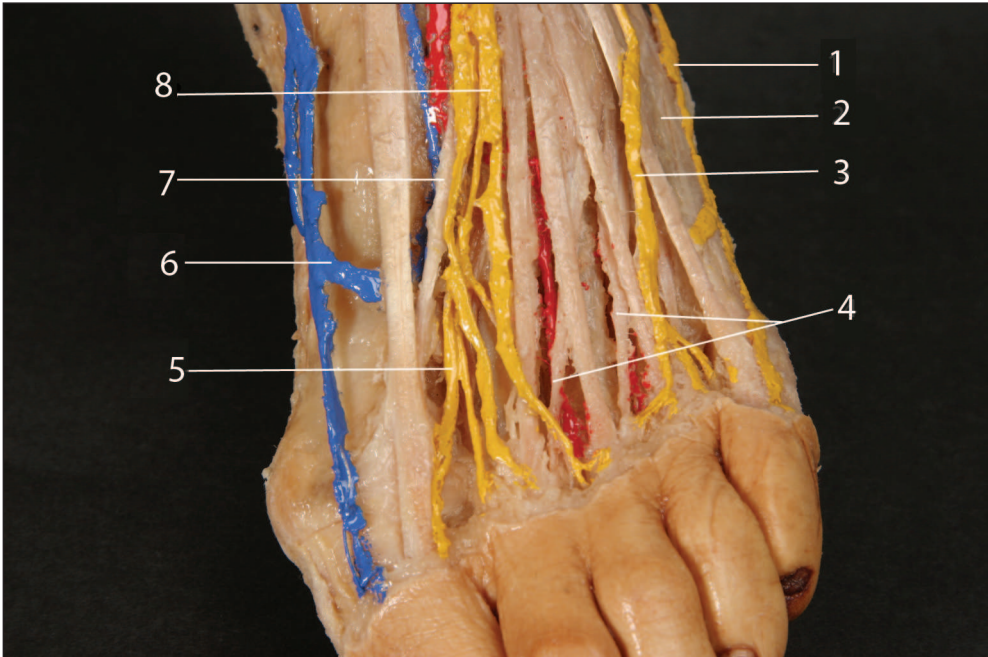


Figure 2. The distal part of the dorsum pedis

1: n. cutaneus dorsalis pedis lateralis; – 2: m. abductor digiti minimi; – 3: n. cutaneus dorsalis pedis intermedius; – 4: m. extensor digitorum brevis; – 5: terminal branch of the deep peroneal nerve; – 6: venous arch of the dorsum pedis; – 7: m. extensor hallucis brevis; – 8: n. cutaneus dorsalis pedis medialis

the *venous arc*, and in the continuation of the sural nerve, the *intermedial and lateral cutaneous nerves* appear on the dorsum of the foot (Figure 2).

On the dorsum of the foot, the *tendons of the anterior tibialis muscle and the long extensor of the toes*, and under them the belly of the *short extensor muscle of the toes* can be identified (Figure 2). The bellies of the muscles are in the leg, where they are swaddled in four fascial compartments. In the anterior compartment, the *anterior tibial, the long extensor of the hallux and the long extensor of the toes* can be found. The lateral compartment is shared by the two *peroneal muscles, the long and the short*. The superficial posterior compartment contains the big *triceps surae muscle*, and the deep posterior compartment houses the *posterior*

tibial muscle, the long flexor muscles of the toes and of the hallux. The tendons of these muscles bend to the sole behind the medial ankle (Figure 3). The tendon to the hallux

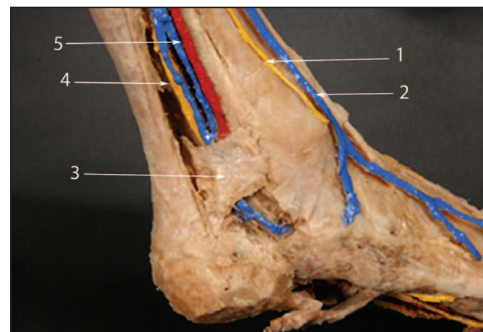


Figure 3. Regio malleolaris medialis
1: n. saphenus; – 2: v. saphena; – 3: retinaculum musculorum flexorum; – 4: n. tibialis; – 5: a. & v. tibialis posterior.

runs underneath a medial shelf of the calcaneus (*sustentaculum tali*) and plays an important role in the support of the talus.

The *posterior tibial artery* and its *nerve* companion also enter the sole behind the medial ankle. The *anterior tibial artery* emerges from the anterior compartment, runs on the dorsum of the foot and ends in the *dorsal foot arc*. Its nerve companion is the *deep peroneal nerve* which terminates with two branches between the facing surfaces of the hallux and the first toe (Figure 2).

The removal of the skin from the sole together with the thick *panniculus adiposus* exposes the strong *aponeurosis plantaris*. It tightly covers the muscles and with two septa confines them into three compartments. The aponeurosis must be entirely removed to expose the muscles which are arranged in four layers. In the superficial layer, the strong *short flexor of the toes* is immediately prominent, and it is flanked by the *abductor hallucis* medially, and by the *abductor of the fifth toe* laterally (Figure 4). The flexor muscle of the toes is separated from the calcaneus and its distal part is folded forward to the tip of the toes. The prominent mass of the hallux abductor suggests strength and it plays a major role at the beginning of the swing phase in the act of walking.

In the next layer the *short flexor of the hallux* and the *flexor of the fifth toe* are partially covered by the above lying short flexor of the toes (Figure 4; 11, 6). Between these short flexors the *tendons of the long flexor of the toes* stretch in intact foot; they are cut in the present specimen and folded backward toward the calcaneus. The *quadratus plantae* can be seen attached to the tendon of the long flexor, and on the distal remaining segments of the tendons the *lumbrical muscles* can be observed (Figure 4; 3, 9). Muscles constituting the

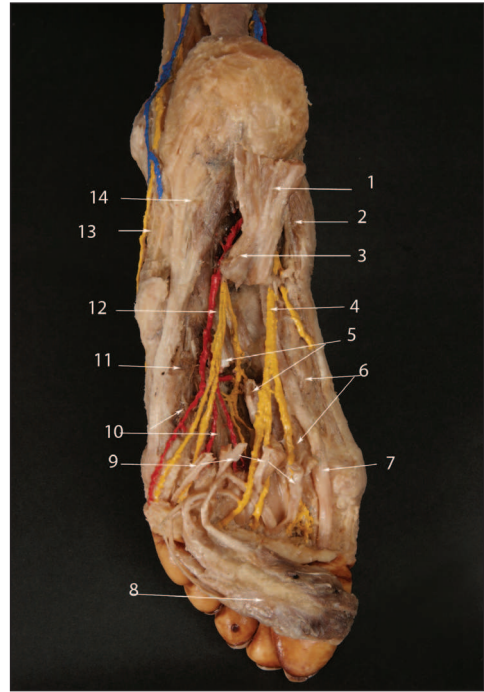


Figure 4. Plantar structures of the foot.

- 1. m. flexor digitorum longus (bent back); –
- 2: m. abductor hallucis; – 3: m. quadratus plantae; – 4: medial branch of the plantar nerve; –
- 5: oblique head of the adductor hallucis muscle (the middle part removed); – 6: m. flexor hallucis brevis; – 7: m. flexor hallucis longus; –
- 8: m. flexor digitorum brevis (bent forward); –
- 9: mm. lumbricales; – 10: mm. interossei plantares; – 11: m. flexor digiti minimi; –
- 12: a. & n. plantaris lateralis; – 13: m. opponens digiti minimi; – 14: m. abductor digiti minimi

medial and lateral eminences are only partially explored, the *oblique head of the adductor hallucis* and the *interosseal muscles* are nevertheless visible (Figure 4). The coloured *arteries* and *nerves* in the medial and lateral sulci of the sole can be clearly seen.

The following comments may be added to the dissection. As compared to the palm, the interosseus muscles of the foot are arranged relative to an axis through the second digit, they are surprisingly small, and their strength

cannot considerably contribute to the arches. The large muscles in the median eminence, which cover these small muscles, excel in size and probably also in strength. The position and the size of the oblique head of the adductor hallucis combining with the lateral part of the short flexor hallucis suggest their prominent role in holding the transversal and the longitudinal arches in the forefoot. The tendons of the long flexor of the digits stretch in a common layer with the quadratus plantae which fastens the tendons to the calcaneus. About this latter muscle it is assumed that its function is to pull straight the oblique running tendons and to prevent the tips of toes from being bent medial during contraction of their long flexor. The relatively weak quadratus muscle could hardly counteract the strong long flexor of the digits; their pads are, anyhow, pressed against the ground at the beginning of stride. It may rather be assumed that the tendons of the flexor and the quadratus muscles, lying in the cord of the long arch, can be important factors in supporting the arch. On the lateral side, the abductor of the fifth digit belongs to this layer and its position suggests that this muscle also contributes to holding the longitudinal arch. In the next layer the strong short flexor of the digit covers the deep layers. This muscle is virtually extended between the calcaneus and the intermediate phalanges of the digits, and in this position the muscle can act as a tie-beam in the longitudinal arch. Tendons of leg muscles which are attached in the depth of the sole, substantially contribute to the support of the arches. As shown in the present anatomical dissection, that the tendons of the anterior and posterior tibialis muscles attaching on the navicular and on the proximal end of the first metatarsus bones are able to hold very effectively the load on the arches. They are accompanied by the tendon of the long peroneal muscle which runs from lateral to medial across the pedal and is attached to the proxi-

mal end of the first metatarsus. Together with the tibial muscles they form a strong and elastic loop underneath the sole. At the highest point of the arches these muscles support the midfoot and supplement the missing medial pillar.

Discussion

The weight of the body is transferred to the ground through the arches of the foot. The arches function as shock absorbers and provide space for nerves and vessels in the sole. Electromyographic evidence indicates that the intrinsic pedal muscles are strongly active during movement (Wolf et al¹⁰), but due to technical difficulties there are no data about the role of individual muscles in the support of the arches. Their actions, or at least their potentialities, can be deduced from the geometry of fascicular architecture and attachments, as it has been done in the above consideration. But in structural deductions one must be aware of persisting uncertainty and the conclusion must be taken accordingly. In the followings I want to discuss the role played by muscles and other structural agents in securing the threefold function of the foot: weight bearing, elasticity and motility.

When fitted together, the shape of bones itself presents the structure of a longitudinal and a transversal arch. These arches differ from the conventional structure used in architecture. The keystone of the vault, which is a wedge-shaped stone in the centre and stabilizes the arch, is narrower upward and broader downward in the foot. The first cuneiform bone with its broad plantar surface is a reversed keystone in the transverse arch. The supporting pillar is missing from the medial side, the first cuneiform and the navicular bones are floating without any support. Two thirds of the weight of the body is carried by the dorsal

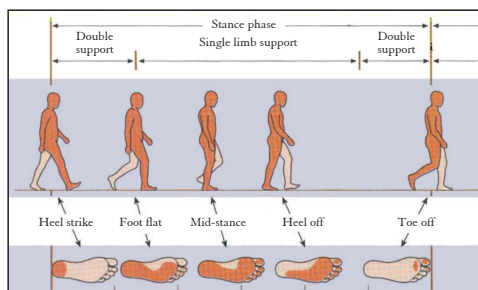


Figure 5. Footprints in different phases of a step (modified from Williams)

one third of the longitudinal arch. This arrangement is very favourable for elasticity and adaptability, but it is frail for weight bearing. These contradictions are solved by the ligaments, but mainly by the muscles.

According to electromyograph studies of Walker⁸, the peculiar shape of the bones and the tight ligaments are sufficient to keep the arches of the foot. During movement everything changes. In a calm, upright position, a person continually produces a balancing movement in a circle of a radius of 25 mm (Debrunner⁴). This movement is performed by the interplay of the flexor-extensor muscles of the leg; and the tendons of three of them (anterior and posterior tibialis, peroneus longus) form a stirrup-like lope underneath the summit of the arches providing a powerful support for them. Cavanagh et al³, and Alexander and Jayes¹ studied the footprint in different phase of locomotion (Figure 5). They found that following heel strike, the weight of the body is gradually transferred to the forefoot, the sole flattens, and at mid-stance phase only the medial cavity of the sole is off ground. At the beginning of the heel-off phase, the whole of the body weight shifts onto the heads of the metatarsal bones. The pressure is increased by the muscular thrust when the heel lifts clear of the ground. The sole of the shoe wears off the sooner in this region indicating the heavy load on the fore

region of the foot. There are only a few and weak muscles in this region, the interosseus muscles, and it would be their task to hold the arch in the foremost region of the foot. As mentioned above, they receive substantial help from the adductor and short flexor muscles of the hallux and of the fifth digit. The tendons of the long flexor of the digits run in the next layer. It has been also discussed above that the pulling force of the oblique running tendons is straightened by the quadratus plantae. The tendons cross the strong oblique head of the adductor hallux muscle in the former layer. (The tendons of the long flexor is folded forward, therefore this crossing cannot be seen in Figure 4). This X-shaped cross is like the *St. Andrew's cross*, used by cabinet makers to stabilize the legs of a table. This Andrew's cross can powerfully support the transverse arch which is heavily loaded in the forefoot. This structure is covered by the superficial layer of muscles, the strong short flexor of the digits and the two abductors (hallux and digiti quinti) which lying in the long axis of the foot support the long arch. The four layers of the intrinsic pedal muscles of the foot establish four longitudinal tie-beams in the longitudinal arch, and the different directions in fascicular architectures of muscles form a network within the longitudinal arrangement of the muscle layers. The tendons of the long leg muscles intrude, as it were, this structural arrangement of the pedal muscles, and with their action they suspend the arches in a strong and elastic manner. Patients with flat foot complain about pain in the anterior part of the leg.

The care of the foot

The human foot is distinguished by its arches from the animal's. Morton⁷ in his recently criticized (Grebing et Co⁵) endeavour suggested that the arches developed by the grad-

ual strengthen of the second metatarsal bone in the foot of monkeys in evolution. Be it as it may, the complexity of the human foot is much more sophisticated than its evolution could simply be deduced from existing other structures. Due to its complexity, any static and dynamic disorders cause serious complaint with such a frequency of occurrence that it can be regarded as a disease of public health concern. If one considers that the foot carries the weight of the body during the larger part of the day, it is no wonder that the day ends with rather uncomfortable feeling not only in the foot but also in the knee and the hip. Modern life style with lack of exercise and walking in shoes on even ground greatly contribute to the development of various problems. An athletic foot, and the foot of nature peoples can stand all these wear and tear, and this refers to the importance of muscles (Cavanagh²). Fashionable shoes with high heels may cause damages to the foot. In a shoe with extreme high heels the person stands on a slope, the toes slide into the pointed tip of the shoe and body's weight rests on the first and fifth metatarsophalangeal joints. Prolonged wear of such shoes may bring about serious deformities of the toes and shrinkage of the Achilles tendon which causes problems when walking in regular shoes.

These considerations call attention to the importance of foot-care. There are many time-honoured methods and comfortable exercises to keep up a strong and healthy foot. It is very useful to stand, walk and even to dance on tiptoe, jumping and walking on the

outer rim of the foot. It is a common exercise to walk barefoot on uneven ground in free nature like nature peoples do. The many stimuli (some of them probably painful) evoke reflective contractions and strengthen the pedal muscles. The performance of little tasks (tying a knot, picking up objects) with the toes increases the skill and strength of the small muscles. A message from the findings of the present works can be a reference to the muscles in the forefoot region. As described above, this part of the foot is double loaded at the preparation to the stance phase and the muscles are very often too weak to support the arches. When they flatten at each step, the load rests on the head of the metatarsal bones, and their repeating compression may cause the painful Morton's neuroma. A regular exercise with forced movements of the toes themselves may strengthen the interosseal muscles and the muscles in the medial and lateral plantar eminences. It is well worth making a little effort for a strong and healthy foot.

Acknowledgements

I am thankful to *Dr. Zoltán Csernátóy*, Associate Professor and Director of the Department of Orthopaedics, and *Dr. Mihály Petkó*, Associate Professor in the Department of Anatomy, Medical and Health Science Centre, University of Debrecen. *Dr. Mihály Kálmán*, Associate Professor in the Department of Anatomy, Semmelweis University, Budapest, provided valuable help with the plastination technique.

REFERENCES

1. *Alexander RMcN, Jayes AS*. Fourier analysis of forces exerted in running and walking. *J Biochem* 1980;13:383–90.
2. *Cavanagh PR, Morag E, Boulton AJ, Young MJ, Deggenr KT, Pammaer SE*. The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biochem* 1997;30:243–50.

3. *Cavanagh PR, Rodgers MM, Liboshi A.* Pressure distribution under symptom-free feet during bare-foot standing. *Foot Ankle* 1987;7:262–76.
4. *Debrunner HV.* Funktionelle Anatomie des Fusses. In: E Stoff (ed) *Der diabetische Fuss.* Berlin, Heidelberg: Springer; 2005. p. 13–24.
5. *Grebing BR, Coughlin MJ.* Evaluation of Morton's theory of second metatarsal hypertrophy. *Brit J Biomed Sci* 2004;1375–86.
6. *Hagens von G.* Methods for preserving large sections of biological tissue with polymers. US Patent 4,320,157. filed 1980, issued 1982.
7. *Morton DJ.* Evolution of the longitudinal arch of the human foot. *J Bone Joint Surg* 1924;6: 56–90.
8. *Walker IT.* The biomechanics of the human foot. Ph.D. Thesis. 1991.
9. *Williams PL (ed) Gray's Anatomy.* Churchill livingstone, London, 1995.
10. *Wolf P, Stacoff A, Liu A et al.* Functional units of the human foot. *Gait Posture* 2008;28: 434–41.

Tamás Kobezda

Department of Anatomy, Medical and Health Science Centre, University of Debrecen
H-4032 Debrecen, Nagyerdei krt. 98.
(+36) 52 416-392



K&T Hardmetal Szerszám-, Készülék- és Alkatrészgyártó Kft.
Egyedi orvostechnikai készülékek és berendezések gyártását is vállaljuk!

Elérhetőség: K&T Hardmetal Szerszám-, Készülék- és Alkatrészgyártó Kft.
4031 Debrecen Határ út 17118/40 hrsz. (Határ úti Ipari park)
www.kthardmetal.hu
Tel: 00-36-52-525-728,
Fax: 00-36-52-525-729
Kapcsolattartó: Tóth Tibor 00-36-70-426-0860
E-mail: toth.tibor@kthardmetal.hu



"A projekt a Nemzeti Kutatási és Technológiai Hivatal támogatásával valósult meg"

DOES THE CLASSIFICATION SYSTEMS USED IN CASE OF DYSPLASTIC HIP ACTUALLY AID IN THE PLANNING OF THE ACETABULAR REPLACEMENT?

János Szabó¹, András Laczkó², László Kiss¹

¹Department of Orthopaedic Surgery, Medical and Health Science Center, University of Debrecen

²Faculty of Medicine, Medical and Health Science Center, University of Debrecen

szabojan@dote.hu

Abstract

The authors would like to know how accurately the superolateral coverage of the acetabular component can be determined by using the most wide-spread classification of Hartofilakidis¹⁷ and Crowe⁵ on AP radiographs of the pelvis. Can it determine whether there will be a need for replacement of the acetabular defect during surgery?

At the University of Debrecen MHSC, Department of Orthopaedics we performed measurements on X-rays and CT scans of 21 hips from 16 patients. With the data obtained by geometrical and mathematical methods we can conclude that neither of the classifications alone provides enough information for accurate preoperative planning. The scale of the superolateral acetabular defect is influenced by other factors beside the cranial migration. For precise surgical planning further X-ray and CT scans are necessary. Based on our own experiences we also recommend the use of 3D models made with the rapid prototyping technique.

Keywords: acetabular replacement, surgical planning

Introduction

The prosthetic replacement of the dysplastic hip can still be challenging even with research and development made in the last decades.

The main problem is due to the geometric incompatibility of the acetabulum with the replacement cup. During the development of the acetabulum the relationship between the femoral head and the acetabulum show abnormal changes resulting in the deformities characteristic of the disease. The dysplastic acetabulum is shallow, cranially elongated and the roof is steep. Different anterior wall defects are also common due to the increased antitor-sion of the femur.

The characteristic deformities are shown on a 3D printed model (*Figure 1*).

It can be seen that if we would like to implant a hemisphere shaped acetabular cup into an environment like this there will be incompatibility depending on the degree of dysplasia (*Figure 2*).

Even after the proper positioning of the acetabular cup this incongruence will be mostly noticeable by the different uncovered areas on the cup (*Figure 3*).

One of the pivotal questions when positioning the cup is whether the implantation should always be at the primary rotational

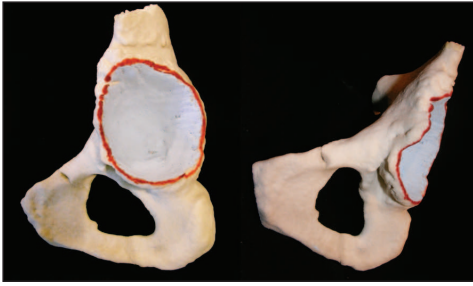


Figure 1. Dysplastic acetabulum

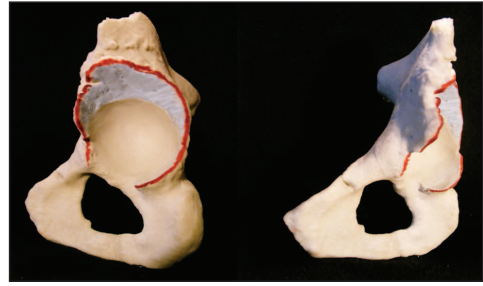


Figure 2. Dysplastic acetabulum after preparation for the replacement cup

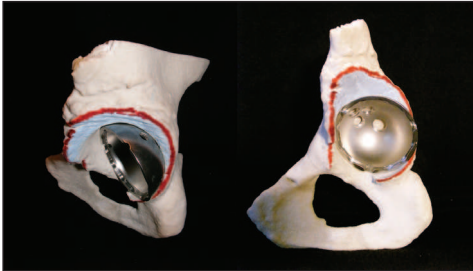


Figure 3. The superolateral uncovered area of the cementless acetabular cup

center of the hip joint, or are different locations allowed. Most of the authors in the literature dealing with this topic^{22,30,35} prefer to place the prosthesis in the primary rotational center taking into consideration the bone stock of the pelvis and the function of the muscles responsible for stabilization this is the best way to restore normal biomechanical relations. There are some publications of good results following a more cranial positioning^{2,8,21,28}. Opinions seem to agree that the lateralization of the acetabular cup²⁷ gives unfavorable results.

The quality and quantity of bone surrounding the acetabular implant is in direct correlation with the short and especially long term stability, dealing with this is unavoidable for the surgeon.

The literature provides a number of solutions for dealing with this problem^{1,4,13,15,16,18,19,20,26,29,31,32,34,35}, but all the

authors seem to agree that the superolateral defect does not necessarily have to be augmented if the anterior and posterior columns are intact and the coverage of the cup is no less than 80%^{2,11,18}.

We found a number of different classification systems for adult hip dysplasia^{5,10,17,23,25}. We studied the two most accepted in the international literature in detail, that is the Hartofilakidis and Crowe classification.

Hartofilakidis formed 3 groups based on the relationship of the acetabulum and the femoral head:

- I. Slight dislocation: the femoral head is contained within the original true acetabulum
- II. Low dislocation: the false and the true acetabulum overlap each other
- III. High dislocation: the femoral head has migrated superoposteriorly into a false acetabulum

Within each group he examined 4 parameters:

1. the segmental defect of the acetabulum
2. the anteversion and depth of the primary acetabulum, the distance between the anterior and posterior wall
3. the quantity of the acetabular bone stock
4. the presence of osteophytes in the true and false acetabulum

The Hartofilakidis classification is based on the surgical findings from a 158 hips of 102 patients. In 87.4% of the cases the classification of the 3 independent examiners concord with the intraoperative findings³³.

Crowe examined the degree of cranial dislocation of the femoral head on AP pelvic X-rays. His results were given in the percentage of dislocation of the femoral head.

Degree of cranial dislocation:

- I. less than 50%
- II. between 50–75%
- III. between 75–100%
- IV. above 100%, complete dislocation

The value of the two classifications was assessed by Decking⁷. Three observers independently classified 62 dysplastic hips of 51 patients according to the criteria defined by Hartofilakidis and by Crowe. Inter-observer reliability displayed a weighted kappa coefficient of 0.82 in the case of the Crowe and 0.75 in case of the Hartofilakidis classification. To assess intra-observer reliability the examination was performed by the same observers three months later and showed a kappa coefficient of 0.86 and 0.79 respectively.

Due to the complications in surgical technique that can arise, all prosthetic replacement of dysplastic hips requires thorough preoperative planning. At the University of Debrecen, Department of Orthopaedics besides the usual X-rays we also routinely perform CT scans in spiral mode to be used for 3D reconstruction. We also have the opportunity to cooperate with the University of Debrecen, Department of Biomechanics where with the aid of rapid prototyping^{6,24} we have a chance to print the tough cases for preoperative modeling of the planned procedure. During the preoperative planning is when the question arise, that do the above mentioned classifi-

cations besides making communication easier really aid in surgical planning. By classifying AP radiographs according to the criteria mentioned above can we be able to determine the superolateral coverage of the implanted acetabular cup in every case? Should we be prepared for graft implantation?

Material and methods

We examined the data of treated hip dysplasia patients at the UDMHSC, Department of Orthopaedics. We selected those cases where complete radiograph and CT documentation was available. 21 hips of 16 patients were examined.

On the horizontal slices of CT scans we measured the largest distance between the anterior and the posterior walls of the acetabulum this way we could roughly judge the size of the cup needed.

We classified the AP pelvic radiograph according to both Hartofilakidis and Crowe. In borderline cases we used frontal scans from the CT to decide which group to classify it in. A number of authors^{12,27,28} deal with the determination of the primary rotational center of the hip. In our case we used the method popularized by Fessy¹² (Figure 4).

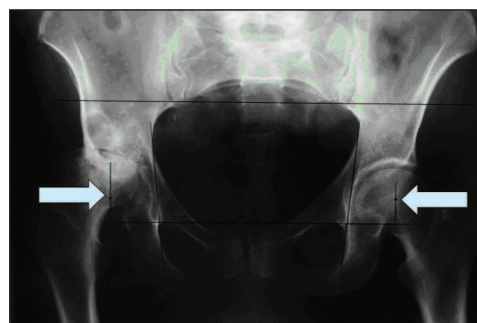


Figure 4. The determination of the primary rotational center of the hip according to Fessy

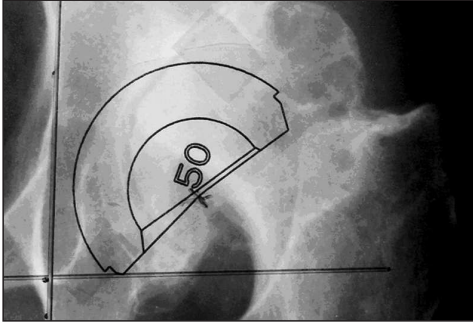


Figure 5. Placing the proper sized template as determined by the CT on the rotational center of the hip

By using the template of the proper size cup as determined from the CT we placed it on the rotational center of the hip on the radiograph and took digital pictures of it (Figure 5).

With the aid of a graphics program we edited the digital pictures to determine the degree of the cup that is not covered by acetabular bone, and with this we determined the percentage of the cup left uncovered compared to the total circumference (Figure 6).

We made graphs of the obtained data and examined the relationship between the classifications and the coverage of the implanted cup.

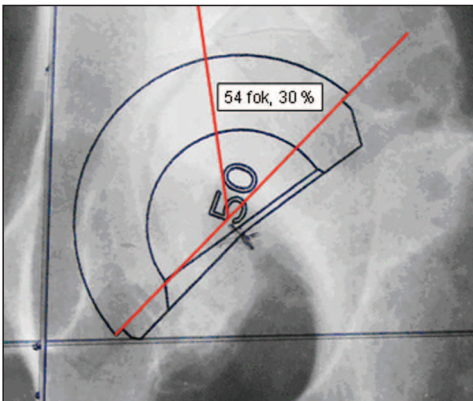


Figure 6. The determination of the uncovered part of the acetabulum in degrees and percentage

Results

In our examination we discarded those cases with high dislocations (Hartofilakidis III, Crowe IV), because it is obvious that in order to implant a prosthesis if at all possible would require bone grafting.

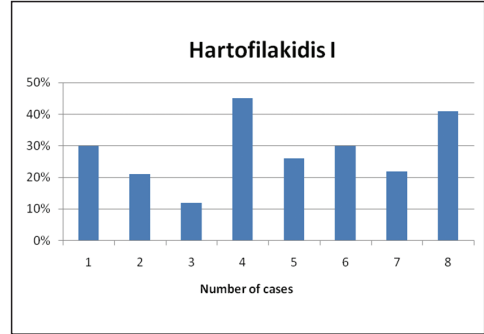


Table 1. The uncovered percentage of the implanted cup in Hartofilakidis group I

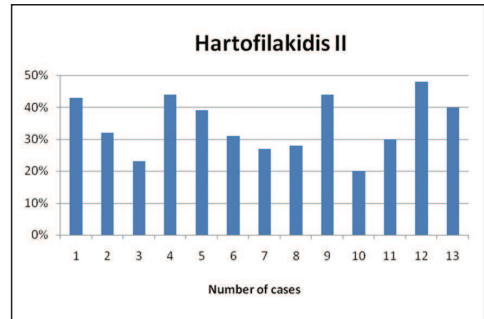


Table 2. The uncovered percentage of the implanted cup in Hartofilakidis group II

Due to the small number of cases we did not perform statistical analysis, but a few conclusions can never the less be drawn from the graph.

1. In case of Hartofilakidis I and II (Table 1, 2) it can be seen that there is wide dispersion in the coverage of the implanted cup. This means that both groups contain cases that from a surgical point of view should belong to a less or more severe group.

2. It can also be seen that if we draw the line at 20% of uncoverage than both groups contain mostly cases where bone grafting would be necessary.

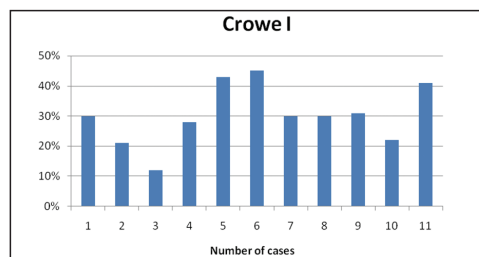


Table 3. The uncovered percentage of the implanted cup in Crowe group I

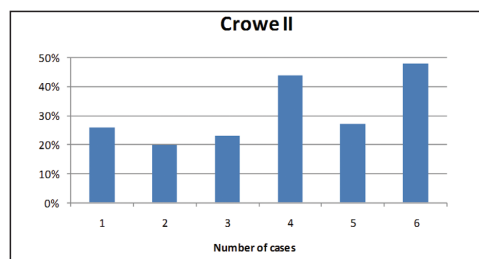


Table 4. The uncovered percentage of the implanted cup in Crowe group II

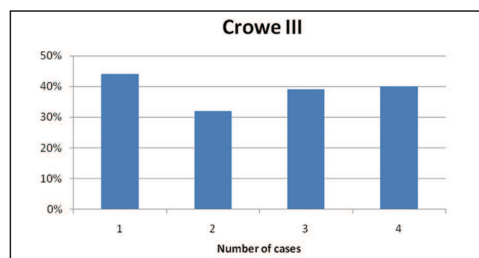


Table 5. The uncovered percentage of the implanted cup in Crowe group III

1. When examining according to the Crowe classification (Table 3. 4. 5.) the result are still scattered although within each group they are more homogeneous. The most likely reason for this is, that unlike the Hartofilakidis classification, here there are 3 subgroups.

2. In this case it is also true that if we allow only 20% of the cup to be uncovered than in all the groups almost every acetabulum would require augmentation.

Discussion

According to our results we can state that the degree of cranial migration of the femoral head, which both classifications are aimed at determining, is in direct connection with the superolateral coverage of the acetabulum, but the connection is not so close. We have to assume that these two parameters are influenced by other components.

1. In the introduction we discussed the characteristic deformities of the dysplastic acetabulum. During surgery we often see that deformities due to the pathological development of the acetabulum are very diverse. Therefore we also should not expect untreated cases to be homogeneous.
2. In the treatment if hip dysplasia the femoral head and the acetabulum have a mutual remodeling effect on each other which can be worsened by improper treatment. Even nowadays we can see avascular necrosis causing distortion of the femoral head which in turn causes acetabular deformities due to late and rough conservative treatment.
3. During surgical treatment the complete, nowadays incomplete pelvic osteotomies also cause a whole individual variation of deformities.

Our article mainly focuses on raising a problem. Due to the small amount of cases our results can not be statistically analyzed. We would although note that the articles cited by us also have few usually under 100 cases. The reason for this most likely is the high specificity of the topic.

If we examine the true goal of our article only than the low number of cases does not necessarily affect the result. Our question was that are the above discussed classifications alone suitable for determining the superolateral coverage of the acetabular cup in every case. If extreme cases are categorized in the individual groups, which occurred in both classifications, than we have to answer our question with no, even though on the average the classifications give a good approach.


Summarizing we can state that the superolateral coverage of the implanted acetabular cup in hip dysplasia is influenced by a number of factors. For meticulous surgical planning the classification based on an AP X-ray alone does not offer enough information. In difficult cases we recommend the use of 3D CT scans and if possible based on this, with the rapid prototype technology the making of a 3D model.

REFERENCES

1. *Anderson MJ, Harris WH.* Total hip arthroplasty with insertion of the acetabular component without cement in hips with total congenital dislocation or marked congenital dysplasia. *J Bone Joint Surg Am* 1999 Mar;81:347–54.
2. *Bozic KJ, Freiberg AA, Harris WH.* The high hip center. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 2004 Mar;(420):101–5.
3. *Brunner A, Ulmar B, Reichel H, Decking R.* The Eftekhar and Kerboul classifications in assessment of developmental dysplasia of the hip in adult patient. Measurement of inter- and intraobserver reliability. *HSS Journal* 2007 Dec;4(1)
4. *Hemmady MV, Hodgkinson JP, Chougale A.* Long-term survival of the acetabular component after total hip arthroplasty with cement in patients with developmental dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 2006 Jan;88:71–9.
5. *Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS.* Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 1979 Jan;61:15–23.
6. *Csernátóny Z, Novák L, Bognár L, Ruszthi P, Manó S.* Számítógépes tervezésű cranioplastica. *Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet, Plasztikai Sebészet* 2007;50(3):238–43
7. *Decking R, Brunner A, Decking J, Puhl W, Günther K.* Reliability of the Crowe und Hartofilakidis classifications used in the assessment of the adult dysplastic hip. *Skeletal Radiology* 2006 May;35(5):282–7.
8. *Delp SL, Wixson RL, Komattu AV, Kocmond JH.* How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 1996 Jul;(328):137–46.
9. *Dorr LD, Tawakkol S, Moorthy M, Long W, Wan Z.* Medial protrusion technique for placement of a porous-coated, hemispherical acetabular component without cement in a total hip arthroplasty in patients who have acetabular dysplasia. *J Bone Joint Surg Am* 1999 Jan;81:83–92.
10. *Eftekhar N.* Principles of total hip arthroplasty. In *St. Louis: C V Mosby; 1978.* p. 437–55.
11. *Fares SH, Bassam A, Donald S, Clive D.* Instructional course lectures, The American Academy of Orthopaedic Surgeons – primary total replacement of the dysplastic hip. *J Bone Joint Surg Am* 1999 Oct;81:1462–82.
12. *Fesly H, N'Diaye A, Carret J, Fischer L.* Locating the center of rotational of the hip. *Surgical & Radiologic Anatomy* 1999 Jul;21(4):247–50.
13. *Harris WH, Gerber S.* Femoral head autografting to augment acetabular deficiency in patients requiring total hip replacement. A minimum five-year and average seven-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1986 Oct;68:1241–48.

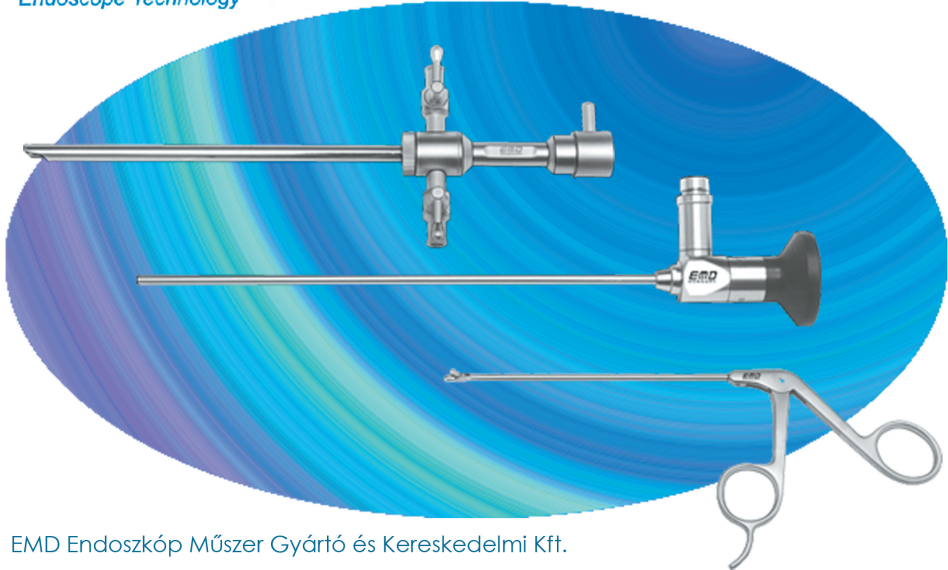
14. Gill TJ, Sledge JB, Muller ME. Total hip arthroplasty with use of an acetabular reinforcement ring in patients who have congenital dysplasia of the hip. Results at five to fifteen years. The Journal of Bone and Joint Surgery 1998 Jul; 80:969–79.
15. Hampton BJ, Harris WH. Primary cementless acetabular components in hips with severe developmental dysplasia or total dislocation. J Bone Joint Surg Am 2006 Jul;88:1549–52.
16. Harris WH, Crothers O, Oh I. Total hip replacement and femoral-head bone-grafting for severe acetabular deficiency in adults. J Bone Joint Surg Am 1977 Sep;59:752–9.
17. Ioannidis TT, Hartofilakidis G, Stamos K, Karachalios T, Zacharakis N. Congenital hip disease in adults. Classification of acetabular deficiencies and operative treatment with acetabuloplasty combined with total hip arthroplasty. The Journal of Bone and Joint Surgery 1996 May;78:683–92.
18. Martell JM, Hendrich C, Mehling I, Sauer U, Kirschner S. Cementless acetabular reconstruction and structural bone-grafting in dysplastic hips. J Bone Joint Surg Am 2006 Feb;88:387–94.
19. Hess WE, Umber JS. Total hip arthroplasty in chronically dislocated hips. Follow-up study on the protrusio socket technique. J Bone Joint Surg Am 1978 Oct;60:948–54.
20. Işkeuchi M, Kawakami T, Kitaoka K, Okanoue Y, Tani T. Total hip arthroplasty with a sliding iliac graft for acetabular dysplasia. J Bone Joint Surg Br 2005 May;87-B:635–9.
21. Johnston RC, Brand RA, Crowninshield RD. Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. J Bone Joint Surg Am 1979 Jul; 61-A, No.5.
22. Kazuo H, Naoto M, Tomihisa K, Tomoyuki S, Yasusuku H, Toshiyazu K. Effect of acetabular cup position and orientation in cemented total hip arthroplasty. Clinical Orthopaedics & Related Research 2001 Jul;388:138–42.
23. Kerboul M, Mathieu M, Sauzieres P. Total hip replacement for congenital dislocation of the hip. In: Berlin Heidelberg New York: Springer; 1987. p. 51–6.
24. Manó S, Novák L, Csernátóy Z. A 3D nyomtatás technológiájának alkalmazása a cranio-plasticában. Biomechanica Hungarica 2008 júl; 1(1):15–20.
25. Mendes DG, Said MS, Aslan K. Classification of adult congenital hip dysplasia for total hip arthroplasty. Orthopedics 1996 Oct;19(10): 881–7.
26. Mulroy RD, Harris WH. Failure of acetabular autogenous grafts in total hip arthroplasty. Increasing incidence: a follow-up note. J Bone Joint Surg Am 1990 Dec;72:1536–40.
27. Pagnano MW, Hanssen AD, Lewallen DG, Shaughnessy WJ. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. Long-term results in patients who have Crowe type-II congenital dysplasia of the hip. J Bone Joint Surg Am 1996 Jul;78:1004–14.
28. Russotti GM, Harris WH. Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty. A long-term follow-up study. J Bone Joint Surg Am 1991 Apr;73:587–92.
29. Spangehl MJ, Berry DJ, Trousdale RT, Cabanela ME. Uncemented acetabular components with bulk femoral head autograft for acetabular reconstruction in developmental dysplasia of the hip. J Bone Joint Surg Am 2001 Oct;83: 1484–9.
30. Stans AA, Pagnano MW, Shaughnessy WJ, Hanssen AD. Results of total hip arthroplasty for Crowe type-III developmental hip dysplasia. Clinical Orthopaedics & Related Research 1998 Mar;348:149–57.
31. Udvarhelyi I. Vápatető képzés sekély vápa pótlására csípőízületi arthroplastica során. Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet, Plasztikai Sebészet 1980;23:288–92.

32. Yamaguchi T, Naito M, Asayama I, Shiramizu K. Cementless total hip arthroplasty using an autograft of the femoral head for marked acetabular dysplasia: case series. *Journal of Orthopaedics Surgery* 2004 Jun;12(1):14–8.
33. Yiannakopoulos CK, Babis GC, Xenakis T, Karachalios T, Hartofilakidis G. Reliability and validity of the Hartofilakidis classification system of congenital hip disease in adults. *International Orthopaedics* 2007 Nov;1432–5195 (online).
34. Zahár Á., Skriba E, Papi K, Lakatos J. Vápatető-képzés totál csípőízületi endoprotézis beültetése során. *Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet, Plasztikai Sebészet* 2003; 46(1):17–25.
35. Zhou YX, Jiang ZH, Zhang H, Huang Y, Lu M. Acetabular medial wall displacement osteotomy in total hip arthroplasty. A technique to optimize the acetabular reconstruction in acetabular dysplasia. *The Journal of Arthroplasty* 2005 Aug;20(5)562–7.



EMD
Endoscope Technology

Arthroszkópos optikák, műszerek és készülékek
gyártása, szervize, forgalmazása



EMD Endoszkóp Műszer Gyártó és Kereskedelmi Kft.
4032 Debrecen, Lóverseny u. 5., tel./fax: 0652 486 034, e-mail: emd.kft@mail.datanet.hu, web: www.emd.hu

THE USEFUL-HARMFUL COLLAR IN CEMENTED THR

DO WE REALLY DO WHAT WE ARE GOING TO DO?

Zoltán Csernátóny, László Kiss, Mónika Füleki, Zoltán Jónás

Department of Orthopaedic Surgery, Medical and Health Science Center,

University of Debrecen

csz@med.unideb.hu

Abstract

We are hereby presenting some purely theoretical mechanical considerations on the danger of the incorrectly positioned collared femoral stem.

Keywords: collar, femoral stem, stem loosening, classification, cemented stem, cement mantle

Introduction

The unanswered question of whether a femoral stem should have a collar or not is only one of the controversial areas of hip replacement. The aim of the collar is to lean against the femoral calcar to diminish stress shielding of the proximal femur¹. If correctly implanted, a stem with a collar presents a stress distribution pattern closer to that of the normal femur, as described in the literature². In everyday practice there is a tendency not to pay enough attention to this detail. We are not able to prove this statement with references and statistics but if everybody honestly looks around their department, such cases are not so rare. However the non-ideal positioning of the collared stem shows a diverse pattern of positional variations. We believe that all these variations mean different biomechanical conditions. When making a follow-up assesment, it should be useful to correlate such malpositions with the clinical outcome.

Method

We hereby present a new classification based on the position of the collar of the cemented femoral stems on antero-posterior plane film

X-ray findings. If we consider the more common position patterns of the medial collar as compared to the calcar and the cement mantle, altogether three main groups can be formed as shown on *figure 1*.

- I. In the 'collar-on-bone' group four more subgroups can be distinguished, as follows:
 - a) collar/bone + collar/cement contact,
 - b) collar/bone contact (no room proximally for the cement, which means a virtual linear collar/cement contact),
 - c) collar/bone contact (no room for the cement),
 - d) collar/bone contact + gap (there is room for the cement but the gap is not filled)
- II. In the 'collar-on-cement' group three more subgroups can be distinguished, as follows:
 - a) collar/cement-bone contact (cement interposition transmitting vertical load on the bone),
 - b) collar/cement contact over the top (no bone loading because of short and high collar),
 - c) collar/cement contact at level (no bone loading because of short collar and/or too lateral stem).

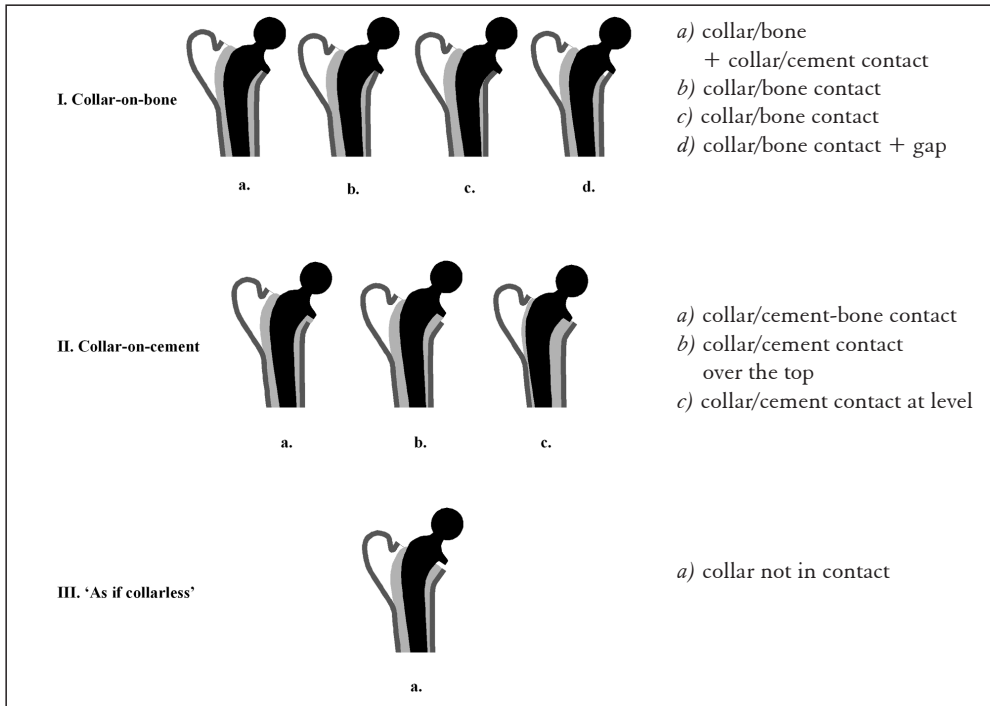


Figure 1. The 8 most common scenarios of the calcar positioning

III. In the 'as if collarless' group

- a) collar not in contact (the inferior surface of the collar has no contact with the cement nor with the bone).

Discussion

The most suitable scenario is **Ia** and **Ib** where the collar completely fulfils its role and is also sustained by some cement. **Ic** is widely believed wrong. **Id** and **IIa** are also acceptable

as there is still some vertical load on the cortical bone. While in **IIIa** the stem functions as if collarless. However, the condition of **IIb** and **IIc** is definitely harmful, raising the shear force between the calcar and the cement mantle and facilitating the breaking of the cement mantle³.

Based on this purely theoretical consideration, we suggest that more attention is paid to the position of the collar and to bear it in mind when assessing follow up results.

REFERENCES

1. Oh I, Harris WH. Proximal strain distribution in the loaded femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip-replacement femoral components. J Bone Joint Surg 1978;60-A(1):75–85.
2. Markolf KR, Amstutz HC, Hirschowitz DL. The effect of calcar contact on femoral component micromovement. A mechanical study. J Bone Joint Surg 1980;62-A(9):1315–23.

3. O'Connor DO, Burke DW, Jasty M, Sedlacek RC, Harris WH. In vitro measurement of strain in the bone cement surrounding the femoral compo-

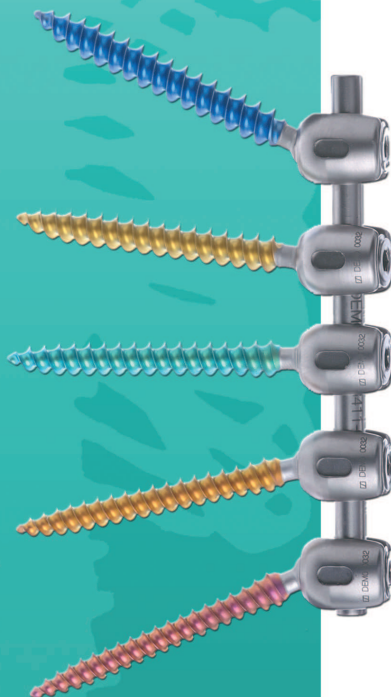
nent of total hip replacements during simulated gait and stair-climbing. J Orthop Res 1996; 14(5):769-77.

Zoltán Csernátóy

Department of Orthopaedic Surgery, Medical and Health Science Center,
University of Debrecen
H-4032 Debrecen, Nagyerdei krt. 98.
Tel.: (+36) 52 255-815

Ez az Ön hirdetésének a helye

Innováció versenyáron



Alacsony fejprofil

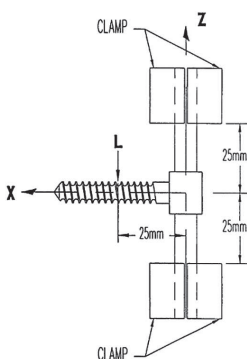
+/- 25° beállási lehetőség

Ötféle szinkódolt átmérő
(5; 5,5; 6; 6,5; 7 mm)

Aszimmetrikus menetű szorító-
csavar, csökkentett fejdeformáció

Kúpos menetű csavarvég,
spongiosa tömörítő hatás

Biomechanikai vizsgálat (DEDEC):



KÜLÖNBÖZŐ EGYENSÚLYVIZSGÁLÓ RENDSZEREK ÖSSZEHASONLÍTÁSA ELŐTANULMÁNY A LOVASTERÁPIA EGYENSÚLYFEJLESZTŐ HATÁSÁNAK VIZSGÁLATÁRA

Pálinkás Judit¹, Szabó István², Harasztosi Lajos², Vass Szilvia¹, Soha Ferenc²,
Csernátony Zoltán³

¹Debreceni Egyetem, Egészségügyi Kar, Fizioerápiás Tanszék

²Debreceni Egyetem, Természettudományi Kar, Szilárdtest Fizikai Tanszék

³Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

pjudit@med.unideb.hu

Absztrakt

A lovasterápia ágaként ismert hippoterápia egy neurofiziológiai gyógytornakezelés speciálisan képzett ló és hippoterapeuta közreműködésével. Számos tanulmány foglalkozott hatásosságának vizsgálatával. Egyik fő indikációs területe a gyermekneuroológia, melyben a szakma az egyik kiemelt hatását az egyensúlyfejlesztésben határozza meg.

Munkánk során három spasztikus gyermek 14 foglalkozásból álló lovasterápiás kezelésének egyensúlyukra kifejtett hatását vizsgáltuk. A diagnózis mindhárom esetben infantilis cerebralis paresis volt. A kezelések hatásának követésére két módszert alkalmaztunk. Az első módszer egy standardizált skála, a Berg Funkcionális Egyensúly Skála (BBS – Berg Balance Scale), a második egy objektív mérőműszer, egy erőmérő platform segítségével vizsgálta az egyensúlyt. Célunk az volt, hogy megvizsgáljuk a két mérőmódszer alkalmazhatóságát lovasterápiás kezelés hatásának követésére.

Mindkét módszer validált és megbízható az egyensúly vizsgálatában az irodalom alapján. A BBS-értékek két esetben 1 ponttal, egy esetben pedig 2 ponttal növekedtek. A „zárt lábbal nyitott szemmel állás” feladata egyik esetben sem változott a BBS esetében, mely egyben az erőmérő platformon történő vizsgálatban alkalmazott feladat is volt. Az erőmérő platformon történő vizsgálat alapján az előre-hátra történő kilengések nem változtak jelenősen, oldalirányban azonban mindhárom esetben javulás történt.

Úgy gondoljuk, hogy megfelelő körülmények között alkalmazva mindkét mérés alkalmas a lovasterápia egyensúlyfejlesztő hatásának vizsgálatára, a statikus egyensúly és a rövid távú hatások értékelésére azonban pontosabb eredményt kaphatunk a platformos erőméréssel.

Kulcsszavak: hippoterápia, egyensúly, cerebralis paresis, spaszticitás, erőmérő platform

Comparison of different equilibrium examining methods

A pilot study: examination of the improvement in balance after hippotherapy

Abstract

One of the most known fields of horse riding therapy is hippotherapy, which is a neurophysiologic physiotherapy treatment with the help of a specially trained horse and a qualified hippotherapist. Recently, numerous studies had been devoted to the effectiveness of hippotherapy.

One of the most important indications for this kind of therapy is child neurology. Researchers substantiated that it has advantages in the balance improvement.

In our study we examined balance changes of three spastic children after 14 weeks of regular hippotherapy. All had the diagnosis for infantile cerebral palsy. To follow the effectiveness we used two methods. The first one was a standardised scale (Berg Balance Scale – BBS) the second one was a measuring instrument (forced platform). Our aim was to compare the appropriateness of the methods in the efficacy of hippotherapy as a treatment strategy for the vestibular system. Based on the literature, both methods are valid and reliable in examining the equilibrium. The BBS points increased in our both cases. The points for the exercise “legs side by side with eyes open” didn’t change in either of the subject in BBS. This was the exercise used by the measurement in the force platform also. The changes by the measurement with force platform showed no major level in the anterior-posterior direction. In the medio-lateral direction each subjects sway path changed for better.

We suggest that under appropriate circumstances both methods could be capable for examination of the effects of hippotherapy on balance. For the measurement of static balance exercise and short-term effects forced platform offers more accurate results.

Keywords: hippotherapy, equilibrium, cerebral palsy, spasticity, force platform

Bevezetés

A lovasterápia alatt olyan komplex kezelési módszert értünk, amely alkalmas egyes neurológiai, ortopédiai, mentális, pszichés és érzékszervi problémák kezelésére speciálisan képzett ló és hozzáértő szakember segítségével¹⁴.

Hippoterápia során a kezelést hippoterapeuta végzettséggel rendelkező gyógytornász vagy szomatopedagógus végezheti. Maga a terápia egy lovon történő neurofiziológiai gyógytornakezelés, melynek leginkább neurológiai és ortopédiai indikációi vannak. A ló hátának mozgása és annak az emberi testre való átterjedése jelenti a kezelés alapját, a lovon ülő emberre ugyanis háromdimenziós, előrehaladó mozgásimpulzusok közvetítődnek⁶. A ló lépés jármódját alkalmazzák leginkább hosszúszárral vezetve¹⁴.

Lovasterápia alatt a mozgó ló hatására, a folyamatosan változó környezettel való interakció során számos jótékony folyamat zajlik.

Azon kihívás során, melyet a lovon való egyes ülőpozíció megtartása jelent, számos komplex hatás fejlődik ki mind a szenzoros, mind a motoros rendszerre. Mindezek miatt a lovasterápia semmilyen más hagyományos módszerhez nem hasonlítható¹.

A fogyatékos személyek esetében alkalmazott lovaglás modern kori kidolgozásának elindítója Liz Hatrel volt, az 1952-es Díjlovagló Nagydíj Olimpiai bajnoka, aki kijelentette, hogy a lovaglás segítette felépülését a poliomyelitisből⁶.

A lovasterápia hatásaival azóta is számos hazai és nemzetközi tanulmányban foglalkoztak. Kutatásokat nagyrészt neurológiai⁸, mozgásszervi és gyermekgyógyászati^{1,2,4,5} területen végeztek. Utóbbi esetben főként központi idegrendszeri károsodás esetében végzett vizsgálatokról született publikáció^{10,11}. A vizsgálatok tárgyát képezte a nagy motoros funkciók^{4,5}, az izomtónus, a szimmetrikus izomműködés¹, a járás¹², az egyensúly^{2,3,11} és egyéb önállítási képességek vizsgálata^{9,10}.

Az irodalom az egyensúly vizsgálatára számos módszert említ. A standardizált skálák használata előnyös, ha semmilyen eszközös mérési lehetőség nem adott, hatékonyságát egy vizsgáló esetében magas pontosságúnak ítélik⁷. A másik lehetőséget a különböző eszközös vizsgálatok jelentik, melyek közül a legelterjedtebb a platformos erőmérés¹⁵.

Munkánk célja, hogy összehasonlítsuk a két, nemzetközileg elfogadott és pontosnak ítélt egyensúlyvizsgáló rendszer használhatóságát a lovasterápiás kezelések hatékonyságának követésére.

Módszerek

Beteganyag bemutatása

A vizsgálat során a lovasterápia hatását három gyerek esetén követtük végig. Beteganyagunk egy speciális általános iskola azonos osztályú tanulói közül kerültek ki, a betegek napi terhelése így hasonló volt. Beválogatási kritériumok a spasztikus cerebraal paresis (CP) diagnózis, 14 és 15 év közötti kor. Kizárási kritériumok bármely ismert kontraindikáció a lovasterápiára. A csoport tagjainak szülei írásban beleegyeztek a lovasterápiás kezelésbe és az ennek eredményességét vizsgáló felmérésekbe is. A kezelést megelőzően orvosi indikációt kaptak a hippoterápiás kezelésre.

Mindkét mérés során a betegek a saját kontrolljukként szolgáltak.

Adatok felvételének protokollja

A vizsgálatokat mindkét esetben olyan személy végezte, aki nem vett részt a terápiás teamben. A vizsgálat 2 mérésből állt, melyek mindkét esetben ugyanazon napszakban kerültek felvételre. Az első mérést a kezeléset megelőzően, a második mérést a kezeléseket lezáróan végeztük. A két mérés között heti 1, személyenként 25 perces kezelésben részesültek a betegek összesen 14 alkalommal.

Berg Funkcionális Egyensúly Skála

Ez egy olyan 14 pontból álló skála, mely alkalmas a statikus és a dinamikus egyensúly vizsgálatára. A skálára maximálisan adható pont 56 pont.

A skála felvétele során végrehajtandó célfeladatok az alábbiak:

1. Ülésből felállás
2. Támasz nélküli állás
3. Ülés támasz nélkül, lábak a talajon
4. Állásból leülés
5. Átülés
6. Állás támasz nélkül, csukott szemmel
7. Állás támasz nélkül összezárt lábakkal
8. Nyújtott karral előrenyújtózás
9. Tárgyak felszedése a földről
10. Jobb és bal váll mögé nézés
11. 360°-os kör megtétele
12. Dobogóra fellépés
13. Állás támasz nélkül, egyik láb a másik előtt (tandem állás)
14. Egy lábon állás

	Kor	Nem	Súly	CP-típus
1. beteg	14 év	lány	42 kg	hemiparesis
2. beteg	15 év	lány	51 kg	diplegia
3. beteg	15 év	lány	39 kg	athetosis

I. táblázat. A kezelésbe bevont betegek néhány fontosabb adata

Saját vizsgálati körülmények

A skálában a feladatok pontosan meghatározott módon vannak feltüntetve. A továbbiakban azokat a körülményeket ismertetjük, melyek vagy eltérnek az eredeti skálától, vagy nincsenek pontosítva benne. A vizsgálatunk során az elérhető pontszám 60-ra nőtt, mivel a skála nyolcas pontját két részre bontottuk. A feladat másik felében a betegeknek oldalra kellett nyújtóznuk.

A kilences pontban szereplő feladatnál egy puha gumilabdát vettek fel a földről karnyújtásnyi távolságról, így az eredményt nem befolyásolta a fogóerő mértéke. Mindkét kézzel megismételték a feladatot.

A tizenkettes ponthoz számolyt használtunk dobogóként.

Platformos egyensúlymérés

Erőmérő platform használata nemzetközileg bevált módszer az egyensúly vizsgálatára.

Az eszköz egy regionális pályázat keretén belül került kifejlesztésre (KPI-Genomnantech DEBRET 06/2004). A készülékben négy erőmérő-szenzor van elhelyezve, amelyek mérik az egyén nyomásközéppontjának (Center of Pressure: COP) elmozdulását az idő függvényében¹⁶. Ez a görbe az ún. stabilogram. Az elmozdulások alapján meghatározható annak adott idő alatt bekövetkező átlagos nagysága.

Saját vizsgálati körülmények

A készüléket egy vízszintes felületre helyeztük és vízszintmérővel beállítottuk a megfelelő pozícióba. Ezután próbaméréseket végeztünk saját magunkon, figyelve a gép által

megjelenített adatok pontosságát. Ügyeltünk, hogy a beállított pozícióból ne mozduljon el a platform. Ebben a beállított helyzetben kezdtük el az adatok felvételét a három gyereknél. Cipővel álltak rá a platformra, karjaik lazán lógtak a testük mellett, kivéve a 2. beteget, aki kétkerekes gurulós járókeretet használ, melyet a mérés alatt is használhatott.

Minden betegtől kértük a zárt lábbal való állás nyitott szemmel feladatot. A platformra fellépve 10 mp-ig vártunk, majd elindítottuk a mérést anélkül, hogy a betegek érzékelték volna azt. A platformon összesen 40 mp-ig álltak, majd egy hang jelezte a vizsgálat végét.

A mérési adatok 10 KHz-es mintavételezési frekvenciával kerültek tárolásra. Az adatok zajszűrése átlagolással és 10 Hz-es mintavételezéssel történt. A tömegközéppont görbe teljes hosszát mindkét (ML medio-lateralis és AP-anterior-posterior) irányban 1 sec-os szakaszokra határoztuk meg, majd az így kapott értékeket átlagoltuk. A lengési út kiszámolásához az alábbi képletet alkalmaztuk¹³:

$$\text{Lengési út} = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{\{s_x(i+1) - s_x(i)\}^2}$$

S_x: a COP kitérése (ML vagy AP)

n: teljes mintaszám

i: az adott minta száma

Lovasterápia (hippoterápia)

A kezeléseket egy Hajdú-Bihar megyei lovardában végeztük. A terápiát végző személyzet a hippoterapeuta, a lóvezető és egy segítő. A ló felszerelését kapaszkodóval ellátott heveder, kantár hosszúszárral, kikötőszárral és western alátét alkották. A gyerekek egymást váltva fejenként 25 percet töltöttek a terápia alatt a lovon. A felültetéshez a lovat egy folyamatosan mélyülő süllyesztett rámpába vezettük, melynek szélén vízszintes fafelület biztosítja a stabil

alátámasztást, így a kezelt gyerekeket egyszerűen átültethettük a lóra. A felülést követően figyelemmel voltunk a gyerek helyes ülésére, felszólítással korrigáltattuk a törzs egyenes tartását. Lépés jármódban a lovat először jobb kézen vezettük az egész lovardában, 10 perc múlva egy átlóváltással átvezettük bal kézre. A kezelés során a stabil ülőpozíció megtalálása után egyensúlyukat megtartva a ló mozgásának ritmusát felvéve elengedték a kapaszkodót.

Eredmények

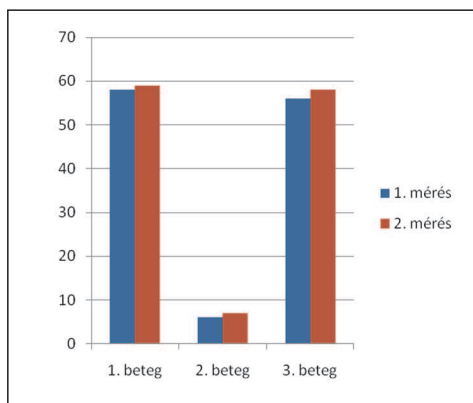
A Berg Funkcionális Egyensúlyi Skála

A skála összpontszáma a kezeléseket követően mindhárom beteg esetében növekedett.

Az 1. betegnél egy ponttal növekedett a skála értéke a kezelés végére, mely abból eredt, hogy ekkorra a beteg képes volt hosszabb ideig egy lábon állni.

A 2. beteg esetében az átülés javulása vezetett a pontszám növekedéséhez.

A 3. beteg esetében mind az oldalra nyújtózás mértéke, mind a dobogóra fellépés feladatvégrehajtása javulást mutatott.

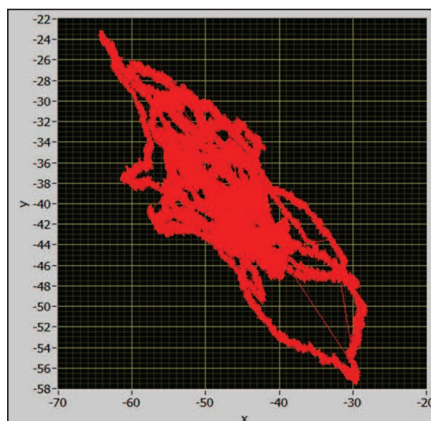
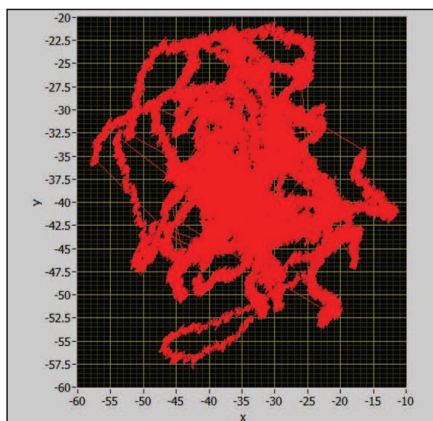


1. ábra. A BBS lovasterápiás kezelések előtti és a 14 kezelést követő adatainak összehasonlítása

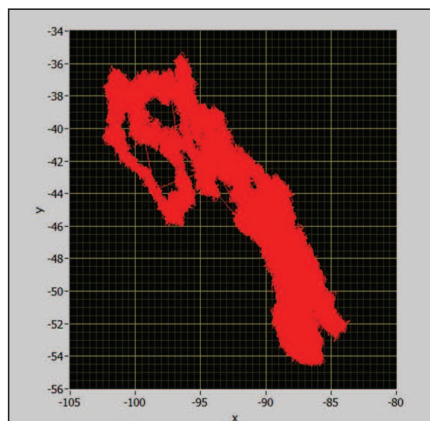
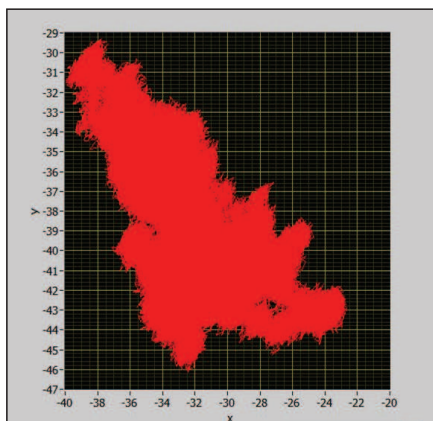
Erőmérő platform

A fent ismertetett vizsgálat alapján minden beteg esetében kirajzolódott a stabilogram, melynek segítségével numerikus adatokat kaptunk a statikus egyensúly zárt lábbal, nyitott szemmel állás gyakorlatakor.

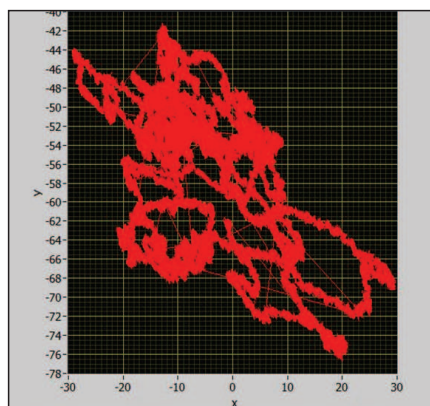
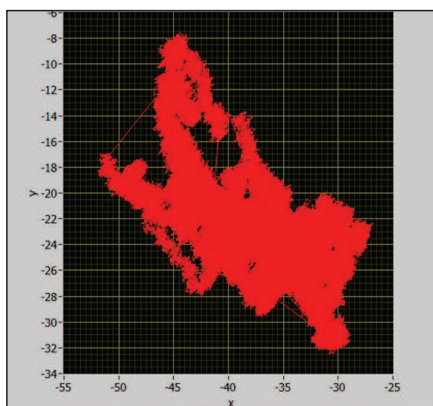
A kapott eredmények alapján látható, hogy saggítális irányban nincs jelentős változás a nyomásközéppont kilengésében, oldalirányban azonban mindhárom esetben pozitív irányban változtak az adatok.



2. ábra. Az 1. beteg stabilogramja „nyitott szemmel zárt lábbal állás” feladatában
 a) a kezeléseket megelőző (1.) mérés
 b) a kezeléseket követő (2.) mérés



3. ábra. A 2. beteg stabilogramja „nyitott szemmel zárt lábbal állás” feladatában
a) a kezeléseket megelőző (1.) mérés b) a kezeléseket követő (2.) mérés



4. ábra. A 3. beteg stabilogramja „nyitott szemmel zárt lábbal állás” feladatában
a) a kezeléseket megelőző (1.) mérés b) a kezeléseket követő (2.) mérés

Vizsgált irány	1. mérés		2. mérés	
	AP	ML	AP	ML
1. beteg	14,6 mm	19,4 mm	14,2 mm	9,5 mm
2. beteg	4,2 mm	4,2 mm	4,5 mm	3,1 mm
3. beteg	14,0 mm	10,0 mm	14,8 mm	9,4 mm

II. táblázat. A lengési út átlaga különböző irányokban az egyes betegeknél

Megbeszélés

Vizsgálatunk során arra voltunk kíváncsiak, hogy a nemzetközileg elfogadott vizsgálómódszerek^{7,15} alkalmazhatóak-e a lovasterá-

pia egyensúlyfejlesztő hatásának lemérésére. További célunk volt, hogy a két különböző módszert összehasonlítva kiválasszuk azt, amelyik érzékenyebben és eredményesebben követi a terápiás folyamatok során bekövet-

kező változásokat. Három gyermek esetében követtük végig a változásokat, mely egy 14 alkalomból álló lovasterápiás kezelés során zajlott. A kapott eredmények tükrében úgy gondoljuk, hogy mindkét módszer, mind a Berg Funkcionális Egyensúly Skála, mind pedig az Erőmérő Platform alkalmazható a lovasterápia egyensúlyfejlesztő hatásának vizsgálatára. A platform használatának előnye,

hogy érzékenyebben követi a változásokat, azokat grafikusán megjeleníti, és már rövid távú hatáselemzésre is használható. A Berg Funkcionális Egyensúly Skála használata mellett azonban mindenképp megemlítendő, hogy nincs költséges műszerigény, használatával azonban a rövid távú hatások értékelése kétséges.

IRODALOM

1. Benda W, McGibbon N, Grant K. Improvements in Muscle Symmetry in Children with Cerebral Palsy After Equine-Assisted Therapy (Hippotherapy). *The Journal of Alternative & Complementary Medicine* 2003;9(6):817–25.
2. Bertoti DB. Effect of therapeutic horse riding on posture in children with cerebral palsy. *Physical Therapy* 1988;10:1505–12.
3. Biery MJ, Kauffmann N. The effects of therapeutic horseback riding on balance. *Adapted Physical Activity Quarterly* 1989;6:221–9.
4. Casady RL, Nichols-Larsen DS. The Effect of Hippotherapy on Ten Children with Cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy* 2004;16(3):165–72.
5. Cherng R, Liao H, Leung HWC, Hwang A. The effectiveness of Therapeutic Horseback Riding in Children with Spastic Cerebral Palsy. *Adapted Physical Activity Quarterly* 2004;21(2):103–21.
6. DePauw KP. Horseback riding for individuals with disabilities: Programs, philosophy, and research. *Adapted Physical Activity Quarterly* 1986;3:217–26.
7. Kembhavi G, Darrah J, Magill-Evans J, Loomis J. Using the berg balance scale to distinguish balance abilities in children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy* 2002;14(2):92–9.
8. Leyerer U, Pfothenauer M, Schemm S. Therapeutische Effekte der Hippotherapie bezüglich Spastik bei Patienten mit Multipler Sklerose – Erste Ergebnisse. *Krankengymnastik* 1991;43:1244–8.
9. MacKinnon JR, Noh S, Laliberte D, Lariviere J, Allan DE. Therapeutic horseback riding: A review of the literature. *Physical & Occupational Therapy in Pediatrics* 1995;15:1–15.
10. MacKinnon JR, Noh S, Lariviere J, MacPhail A, Allan DE, Laliberte D. A study of therapeutic effects of horseback riding for children with cerebral palsy. *Physical & Occupational Therapy in Pediatrics* 1995;15:17–34.
11. MacPhail AHE, Edwards J, Golding J, Miller K, Mosier C, Zwier T. Trunk postural reactions in children with and without cerebral palsy during therapeutic horseback riding. *Pediatric Physical Therapy* 1998;10:143–7.
12. McGibbon NH, Andrade C-K, Widener G, Cinras HL. Effect on an equine-movement program on gait, energy expenditure, and motor function in children with spastic cerebral palsy: a pilot study. *Developmental Medicine & Child Neurology* 1998;40:754–62.
13. Nagy E, Tóth K, Janovits G, Kovács Gy, Fehér-Kiss A, Angyán L, Horváth Gy. Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *European Journal of Applied Physiology* 2004;92:407–13.

14. *Pálinkás J.* A Hippoterápia (lovasterápia) módszertanáról és hatásrendszeréről röviden. *Háziorvos Továbbképző Szemle* 2008;13: 610–1.
15. *Salavati M, Hadian RM, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Talebian S, et al.* Test-retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. *Gait & Posture* 2009;29:460–4.
16. *Soames RW, Atha J.* The Spectual Characteristics of Postural Sway Behaviour. *European Journal of Applied Physiology* 1982;82:169–77.

A mérési eszköz kifejlesztése a KPI-Genomnanotech DEBRET 06/2004 forrásból valósult meg.

Pálinkás Judit

Debreceni Egyetem, Egészségügyi Kar, Fizioerápiás Tanszék

H-4028 Debrecen, Kassai út 26.

Tel.: (+36) 52 512-732

REJECTED PAPERS

Csernátony Zoltán

rovatvezető

csz@med.unideb.hu

Folyóiratunkban a következő számtól szeretnénk bevezetni a „Rejected Papers” rovatot, amely egy-egy, korábban más folyóiratokba már beküldött, de elutasított cikket tenne közzé.

Időnként úgy érezzük, hogy kicsit igazságtalanul utasítják el a cikkeket bizonyos folyóiratok, ezért olyan fórumot nyitnánk, ahol – ha más nem, de gondolatébresztés címén – közzétennénk bizonyos írásokat, melyek lehet, hogy még további vizsgálatokat, kritikus elemzést igényelnek, de mindenképpen továbbgondolásra érdemesek. A rovatban olyan írások is helyet kaphatnak a fenti megközelítésből kiindulva, amelyek egy klinikai orientáltóságú folyóiratban akár megtevesztőek is lehetnének.

Kéziratbeküldés a „Rejected Papers” rovatba

A beküldendő anyag a kéziratból és egy nyílt levélből áll.

A rovat jellegénél fogva a kézirat olyan legyen, amit már előzőleg legalább egy, *peer review* rendszerű folyóirat elutasított. Mivel ez a kézirat a legtöbb esetben közlésre előkészített állapotban van, a formátummal kapcsolatban (szövegformázás, referenciák, képaláírás stb.) nem kérünk változtatást, maradhat minden eredetiben, azonban kérjük, hogy

az oldalszámozást és az eredeti folyóiratra vonatkozó adatokat, szövegeket (logó, fejléc, lábléc stb.) lehetőség szerint távolítsák el.

A nyílt levél elválaszthatatlan része a cikknek, amely a kézirattal együtt, teljes terjedelmében megjelenik az újságban, és a következőket tartalmazza:

- az eredeti kézirat in extenso bírálatai, az elutasítás oka;
- a „bírálatok bírálata”, azaz a bírálatok, bírálók, esetleg a bírálati folyamat véleményezése, kritikája a szerző által;
- a kézirat értékeinek kiemelése;
- a kéziratban szereplő ismert hibák őszinte összefoglalója;
- az esetleges változtatások az eredetileg bírált kézírathoz képest.

A nyílt levél nem tartalmazhat semmilyen azonosító adatot a bíráló(k) személyére vonatkozóan.

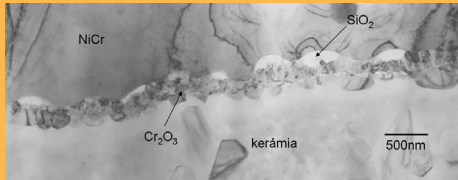
A www.biomechanica.hu online felületén keresztül lehet feltölteni a rovatba szánt anyagokat

A „Rejected Papers” rovatba érkező anyagokat nem bíráljuk hagyományos, peer review módon, de csak a rovatvezető, illetve szükség esetén egy-egy szerkesztőbizottsági tag alapos áttanulmányozása után, és döntésének megfelelően kerülhet sor közlésükre.

TUDOMÁNYOS PARTNERKERESŐ

DEBRECENI EGYETEM SZILÁRDTEST FIZIKA TANSZÉK

4026 Debrecen, Bem tér 18/b · tel./fax: (+36) 52 316-073
<http://ssphys.science.unideb.hu> · e-mail: cserhati@delfin.klte.hu



Implantátumok,
biokompatibilis védőrétegek
(károsodások okainak feltárása),
fém-kerámia, polimer-kerámia
kötések minősítése,
elektronmikroszkópos szerkezeti
és összetétel-vizsgálata.

Mozgásszervi műtéttechnikai és műszerfejlesztési munkák elvégzésére tapasztalt szakemberekkel lehetőséget biztosítunk laboratóriumunkban.

Többek között az alábbi tevékenységekkel tudunk közreműködni:

- anyagvizsgálat, szerkezetvizsgálat, implantátumvizsgálat, cadaver kísérletek,
- 3D nyomtatás, prototípuskészítés, műtéti tervezés, implantátumtervezés,
- gépészeti tervezés, végelelemes modellezés CATIA[®] rendszerrel.

DEBRECENI EGYETEM BIOMECHANIKAI LABORÁTORIUM

4028 Debrecen, Ótemető u. 2-4.
tel./fax.: (+36) 52 255-815
(+36) 52 415-155/77707
<http://www.biomech.dote.hu>
e-mail: biomech@med.unideb.hu

MEDI-KORREKT KERESKEDELMI ÉS SZOLGÁLTATÓ BT.

4012 Debrecen,
Móricz Zsigmond krt. 22.
I. épület
tel.: (+36) 52 532-904,
(+36) 52 411-717/
56824
(DE OEC mellék)

Vállaljuk
orvostechikai
eszközök, beren-
dezések biztonság-
technikai, érintésvé-
delmi vizsgálatának le-
bonyolítását, veszélyességi
besorolását, illetve a CE tanú-
sítás megszerzésében való köz-
reműködést ISO 9001:2000 minő-
ségirányítási rendszerrel.

e-mail: medi-korrekt@t-online.hu

MECHATRONIKAI VAGY VILLAMOSMÉRNÖKÖT KERESÜNK

orvostechnikai eszközfejlesztési projekt végrehajtására kétéves időszakra,
a Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumába.

Elvárások:

- mechatronikai mérnök vagy villamosmérnök végzettség
- jó műszaki érzék
- gondos, szakszerű és megbízható munkavégzés, pontosság
- angolnyelv-tudás
- szövegszerkesztő és táblázatkezelő program ismerete

Gyakorlat:

nem szükséges

Előny:

- a CATIA, vagy más 3D mérnöki tervezőrendszer ismerete
- 1-2 éves, tervezési területen szerzett gyakorlat

**DEBRECENI EGYETEM OEC
ORTOPÉDIAI KLINIKA**

4032 Debrecen, Nagyterdei krt. 98.

További információ: (+36) 52 255-815



Baross Gábor program

A projekt a Nemzeti Kutatási és Technológiai Hivatal támogatásával valósult meg.


**SEBÉSZETI, CSONTSEBÉSZETI, PLASZTIKAI,
NŐGYÓGYÁSZATI ÉS EGYÉB KÉZIMŰSZEREK GYÁRTÁSA, JAVÍTÁSA**


- Egyedi műszerek, hidegfénnyel ellátott eszközök gyártása.
- Fejlámpák, fényforrások, fénykábelek forgalmazása.
- Kéziműszerek gyártása 1 db-tól a nagyobb szériákiig.
- Műszertálcák, egyéb kiegészítők.
- Ingyenes szaktanácsadás, állapotfelmérés.

Magas szakmai színvonal, kiváló minőség, több év garancia!

BÍRÓ ANTAL orvosműszerész-mester

4031 Debrecen, Bartók Béla u. 66.

tel.: (+36) 52 315-844, (+36) 30 9584-535 • fax: (+36) 52 431-555

<http://www.biroorvosmuszer.hu> • e-mail: biroorvmusz@t-online.hu

A Tudományos Partnerkereső rovatba bárki feladhatja saját „tudományos apróhirdetését”, amit intézményeknek díjmentesen, cégeknek pedig 5000 Ft/hirdetés áron tudunk biztosítani.

SHARING EXPERTISE: A PROMISE KEPT

B. Braun Medical Ltd.

infohu@bbraun.com

Having been founded in 1839, B. Braun is now one of the leading health care companies of the world. The enterprise owned by a German family is providing every sector of the health care system with its products and services in 50 countries of the world, employing 38 000 colleagues.



1839

Melsungen-centred B. Braun has been present in Hungary with its products and services for more than 30 years. B. Braun group is now represented by two subsidiaries: B. Braun Medical Ltd. producing, selling and developing products and B. Braun Avitum Hungary CPLC ensuring dialysis treatment for close to 40% of Hungarian patients with renal insufficiency. The group with these two companies and their 1400 employees plays one of the most important role of Hungarian health care market.

B. Braun Medical Kft. can be divided into three areas: production, sales and development. The factory in Gyöngyös employing close to 700 people produces infusion and transfusion sets and catheters – altogether

about 50 million products a year. Sales activity is carried out in three different divisions: Aesculap, Hospital Care and OPM (Out Patient Market). B. Braun supplies the global healthcare market with products for anaesthesia, intensive medicine, cardiology, extra corporeal blood treatment and surgery, as well as services for hospitals, general practitioners and the homecare sector. Plastic, disposable medical instruments, surgical suture materials, infusion solutions and disinfectants, bandages and stoma therapeutic systems can be found among the broad range of the company's products widely used also in Hungarian health care. All three divisions work in five sales regions in Hungary on the basis of the market demand.

Aesculap Division focuses on products and services for core processes in surgery. The product range includes among other items surgical instruments for open or minimally invasive approaches, implants (e.g. for orthopaedics, neurosurgery and spinal surgery), surgical sutures, sterile container, storage, motor and navigation systems as well as products for cardiology. The division also actively exchanges knowledge through its international service network and its numerous continuing education programs at the Aesculap Academy.

B. Braun is proud to have remained a family business over the past 170 years. On 23rd June 1839 Julius Wilhelm Braun purchased the Rosen-Apotheke, a pharmacy in Melsungen, Germany and expanded it by a mail-order business for local herbs. In 1864 Bernhard Braun, the eldest son of Julius Wilhelm

Braun took over the pharmacy and he began producing pharmaceutical products like migraine sticks and plasters. The foundation of Aesculap dates back to 1867 when Gottfried Jetter, a qualified cutler began manufacturing surgical instruments in Tuttlingen, Germany. In the same year B. Braun was divided into Department A (pharmacy) and Department B (pharmaceutical products). Bernhard Braun registered the company name in the commercial register as “B. Braun”.

In 1889 the first branch of Aesculap was opened in Berlin, then in 1893 the company ventured into international territory with a branch in New York, London, Paris, Constantinople, Buenos Aires and Tokyo are added shortly afterwards. In 1895 the family business was transformed into a stock corporation. The construction of a new factory designed by the famous industrial architect Philipp Jacob Manz started in 1898, and in the next year Aesculap was registered as a trademark.

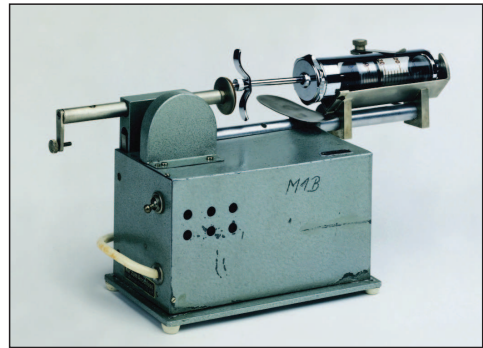
In 1908 B. Braun first produced absorbable suture material (catgut) from sheep intestines using Kuhn’s method. In 1914 the newly formed medico-mechanical workshop began manufacturing splints for surgery, simple extensions and blood pressure measuring devices. B. Braun set up its own company health insurance fund in 1923. Two years later the company established its first foreign production facilities in Milan, Italy. In 1930 B. Braun developed the modified Tyrode’s solution Sterofundin[®], the basis for all later infusion solutions. In 1935 the production of Synthofil A, a non-absorbable synthetic suture material began. In the same year the first surgical electric motor was invented at Aesculap.

B. Braun had some 500 employees in its centennial year, 1939. Ten years later Supramid-Braun, a surgical suture material made from



1908

nylon, was developed and in 1951 the first injection pump for continuous infusions, predecessor of the Perfusor[®] appeared. In 1953 the production of infusion devices made of glass and three years later the ones made of plastic – so-called “infusors” – began.



1951

The Braunüle[®], the first one-piece cannula for continuous infusions was released for sale in 1969. Lipofundin[®], the first infusable fat emulsion, was also launched on the market



1956

that year. In 1967 the first surgical pneumatic motor was invented at the company. At the beginning of the 1970s Aesculap responded to the need for new specialized disciplines in the field of surgery and developed new products for cardiovascular surgery, arthroscopy and microsurgery, as well as hip joint prostheses.

The history of the two companies started to converge in 1976, when B. Braun acquired a controlling interest in Aesculap AG. In 1995 the Aesculap Academy and the Aesculapium in Tuttlingen, Germany were dedicated.



1976



1977

Three years later Aesculap AG & Co KG was incorporated into the B. Braun Group as the Aesculap Division. In 2001 Ludwig Georg Braun, Chairman of the Board of Management was elected President of the DIHK (Association of German Chambers of Industry and Commerce). The company decided to build a new pharmaceutical factory in Melsungen and a Benchmark Factory in Tuttlingen for the production of implants. In 2004 the groundbreaking for two new factories in China (for infusion solutions and surgical instruments) started and in the next year the L.I.F.E. infusion solutions factory (Leading Infusion Factory Europe) was officially opened.

The Hungarian branch of B. Braun has been serving health care in Hungary since 1991, when its two subsidiaries were founded and the factory in Gyöngyös was dedicated. Since



1995

1995 the plant has been performing its activities in accordance with the strict regulations of ISO quality management system and since 2003 it has owned an FDA certificate. In 2007 Aesculap Academy opened in Budapest in order to ensure a continuous dialogue between different medical areas and the training of Hungarian health care professionals. B. Braun in Hungary started its corporate social responsibility programme, “B. Braun for Children” in 2006 and has supported numerous important social aims ever since.

“Sharing Expertise” is not only the slogan of B. Braun but also a promise the company makes to the customers and colleagues in order to share knowledge and experience through mutual dialogues and serve the health care sector applying this knowledge as efficiently

as possible. Accordingly, the three core values of the group are innovation, efficiency and sustainability. Sharing Expertise means sharing medical know-how and skills in a process of interaction with business partners for the advancement of healthcare and it also means the effective deployment and systematic expansion of that expertise. Through dialogue with those who are using B. Braun’s products on a daily basis, the company is continually gaining new knowledge which it incorporates into product development. This way, the company contributes with innovative products and services to optimizing working procedures in hospitals and medical practices all over the world and improving safety – for patients, doctors and nursing staff. “Sharing Expertise” is what employees at B. Braun continuously keep in mind.

B. Braun Medical Ltd.

H-1023 Budapest, Felhévízi u. 5.

Tel.: (+36) 1 346-9700

A MAGYAR BIOMECHANIKAI TÁRSASÁG ÉLETÉVEL KAPCSOLATOS INFORMÁCIÓK

4. Magyar Biomechanikai Konferencia

A következő biomechanikai konferencia a Magyar Biomechanikai Társaság tagságának jóváhagyásával 2010 nyarán kerül megrendezésre Pécsen, Európa akkori kulturális fővárosában.

Honlap

A Magyar Biomechanikai Társaság és a Biomechanica Hungarica közös keretrendszerbe foglalt honlapot kapott, amely a www.biomechanica.hu címen érhető el. Itt megtalálhatók a Társasággal kapcsolatos legfontosabb információk (elnökség, alapszabály, közgyűlési jegyzőkönyvek, tagdíjbefizetés, hírlevelek stb.), és itt működtetjük a Biomechanica Hungarica „webszerkesztőségét” is.

A Biomechanica Hungarica honlapja az *Open Journal Systems* nyílt forráskódú online folyóirat-menedzser rendszeren alapul. Ez a rendszer lehetővé teszi azt, hogy a szerzők kéziratukat beküldjék, a szerkesztők felkérjék a bírálókat, a bírálók elkészíthessék bírálatukat, illetve a szerzőt végigkíséri az előkészítés és a korrektúrázás fázisán át egészen a végleges, a lapban megjelenő formátumú cikk elkészítéséig. A kommunikáció is elektronikusan, a weboldalon keresztül és e-mailben folyik.

A rendszer nagyon megkönnyíti a szerkesztőség munkáját, csökkenti a papírmunkát, és meggyorsítja a cikkek megjelenéséhez vezető folyamatot, de a technikai lebonyolítást végző szerzőktől igényel némi odafigyelést, és mindenképpen azt javasoljuk, szánjanak néhány percet a szerzői útmutató elolvasására. Arra

biztatunk hát mindenkit, hogy vegye igénybe ennek a modern rendszernek a szolgáltatásait, és kéziratát online küldje be nekünk. Természetesen amennyiben technikai problémák adódnak, készséggel segítünk a megoldásban (editor@biomechanica.hu), valamint lehetőséget biztosítunk a kéziratok hagyományos e-mailes és postai beküldésére is.

A Biomechanica Hungarica nyomtatott számaint a Társaság azon tagjai, akik nem rendelkeznek tagdíjhátralékkal, ezentúl ingyenesen kézhez kapják, a weboldalon azonban mindenki számára a cikkek szabadon letölthetők. A folyóiratba szánt cikkeken kívül az online „Dolgozatok” szekcióba is várjuk az anyagokat, ahol a biomechanika témaköréhez kapcsolható TDK-dolgozatok, diplomamunkák, illetve disszertációk adatbázisát szeretnénk kialakítani.

Hazai rendezvények 2009-ben

Június 8–12.

Probability and Statistics with Applications
www.inf.umideb.hu/psa/
Debrecen

Június 25–27.

A Magyar Ortopéd Társaság 52. Kongresszusa és a Magyar Artroszkópos Társaság Szekcióülése
www.asszisztencia.hu/52mot
Szolnok

Augusztus 23–26.

European Control Conference 2009
<http://www.conferences.hu/ecc09/>
Budapest

Augusztus 27–29.

Orvosi Rehabilitáció és Fizikális Medicina
Magyarországi Társasága XXVIII. Vándor-
dorgyűlése

<http://www.kmcongress.com/rehab2009.php>

Kaposvár

Október 8–10.

A Magyar Kézsebész Társaság 16. Kongresszusa, Fialat Kézsebészek Fóruma

www.asszisztencia.hu/9mkt

Győr

Október 16–17.

XVI. Gyermektraumatológiai Vándorgyűlés

www.asszisztencia.hu/9gyt

Hortobágy

November 5–7.

World Science Forum 2009

www.sciforum.hu

Budapest

Európai rendezvények 2009-ben

Június 7–9.

European Society of Biomechanics 2009
Workshop

www.esb2009.ethz.ch

Zürich, Svájc

Június 21–25.

Conference of the International Society for
Posture & Gait Research (ISPGR)

www.ispgr.org

Bologna, Olaszország

Június 24–27.

2009 European College of Sport Sciences
(ECSS)

<http://www.ccsc-congress.eu/OSLO2009/>

Oslo, Norvégia

Július 23–25.

7th Edition of Progress in Motor Control

<http://www.pmc2009.fr/>

Marseilles, Franciaország

Augusztus 17–21.

International Society of Biomechanics in
Sports

<http://www.isbs2009.com/>

Limerick, Írország

Augusztus 31.–szeptember 2.

34th Congress of the French Society of
Biomechanics

<http://sb2009.univ-tln.fr/>

Toulon, Franciaország

Szeptember 7–12.

Medical Physics and Biomedical Engineer-
ing

[http://wc2009.org/World-Congress-2009/
Pages/Home.aspx](http://wc2009.org/World-Congress-2009/Pages/Home.aspx)

München, Németország

Szeptember 9–11.

International Research Council on Biome-
chanics of Injury

<http://www.ircobi.org/conference.htm>

York, Egyesült Királyság

Szeptember 14–19.

Fall Symposium of EMRS

<http://e-mrs.org/meetings/fall2009/>

Varsó, Lengyelország

Szeptember 16–18.

European Society of Movement Analysis in
Adults and Children

www.esmac2009london.org

London, Egyesült Királyság

Szeptember 17–19.

4th International Conference on Compu-
tational Bioengineering

www.iccb2009.org

Bertinoro, Olaszország

Október 21–23

European Society of Movement Analysis
for Adults and Children

<http://www.esmac2009london.org/>

London, Egyesült Királyság

LEVELEZÉSI ROVAT

Összeállítás a Biomechanica Hungarica indítása kapcsán érkezett levelekből

Je vous remercie de votre envoi concernant votre revue de *Biomechanica Hungarica* qui m'a particulièrement intéressée, tout du moins en ce qui concerne les articles en anglais, seuls compréhensibles pour moi.

Nous ne manquerons pas de vous soumettre éventuellement des articles.

Je vous prie de croire à l'assurance de mes sentiments les plus cordiaux.

Professeur Dominique Chauveaux
Service de Chirurgie Orthopédique
Hopitaux de Bordeaux

Nagyon köszönöm, I received your impressive *Biomechanica Hungarica* journal today and will share it with a few people.

Marko Mijat, MHA
Academics Senior Advisor
Cedars-Sinai Medical Center
Orthopaedics & Institute
for Spinal Disorders

Gratulálok szakmátok új folyóiratának első számához. A sok időt, energiát igénylő főszerkesztői munkához kitartást és segítő munkatársakat kívánok!

Baráti üdvözzel:

Dr. Flakó Tibor
klinikaigazgató egyetemi docens
Debreceni Egyetem, Urológiai Klinika

Köszönettel vettem a számomra megküldött *Biomechanica Hungarica* folyóirat első számát. Kiadványukhoz ezúton is gratulálok.

További munkájukhoz sok sikert kívánok.

Tisztelettel

Prof. Dr. Gergely Pál
tudományos elnökhelyettes
Debreceni Egyetem, Orvos-
és Egészségtudományi Centrum

Nagy örömmel vettem kézbe a *Biomechanica Hungarica* 1. számát. Szívvel gratulálok az ötlet megvalósulásához, a folyóirat tartalmához és rendkívül mutatós, jól szerkesztett formájához. Örülök, hogy érdeklődési köröd és tevékenységed változatlanul magas színvonalú eredményt produkált a hazai ortopédiában. Az ez idáig csak izolált formában megjelent biomechanikai munkák jelen folyóirattal rendkívül nívós megjelenéshez juthatnak.

További munkához eddigi lelkesedésed megtartása mellett további sikereket, jó egészséget kívánok.

Baráti üdvözzel

Prof. Dr. Mészáros Tamás
egyetemi tanár
Szegedi Tudományegyetem,
Ortopédiai Klinika

A *Biomechanica Hungarica* I. évfolyam 1. számát köszönettel megkaptam.

Hosszú, sikeres életet kívánok az újszülötteknek, és gratulálok a Főszerkesztőnek.

Üdvözlettel

Prof. Dr. Szegedi Gyula
akadémikus, egyetemi tanár
Debreceni Egyetem,
III. Sz. Belgyógyászati Klinika

Megtiszteltetés volt számomra és örömmel vettem kézbe a számomra megküldött *Biomechanica Hungarica* új folyóirat első számát. Szívből gratulálok a színvonalas laphoz, és elismeréssel adózok, hogy a betegellátás, oktatás, kutatás hármassal nehéz feladatkörének magas szintű ellátása mellett időt tudtál szánni egy ilyen színvonalú folyóirat megformálására és megjelenítésére.

Még egyszer gratulálva és további munkához jó erőt, egészséget és kitartást kívánva, sok szeretettel és baráti üdvözlettel

Dr. Bíró Klára
stratégiai igazgató
Debreceni Egyetem, Orvos-
és Egészségtudományi Centrum

A *Biomechanica Hungarica* első számához a Sebészeti Műtéttani Tanszék valamennyi munkatársa és a magam nevében is tisztelettel gratulálok.

Elejétől végéig elolvastva az első számot, meg kell mondani, nagyon-nagyon tetszik. Igényes és átgondolt a szerkesztése, az egyes témák, és különösen tetszett az orvos- és tudománytörténeti áttekintés. Ebben az érték nélkülivé váló világban ehhez külön is gratulálunk, hiszen erre nagy szükség van.

Nagyon szellemes a hirdetésre felkérő oldal, szinte kedvet kapna rá az ember, de hát mi nem tudunk hirdetni.

A szakmaiság szintjére szinte nem is talállok olyan jelzőt, amely annak nagyszerűségét visszaadná.

További sok sikert kívánok a Főszerkesztő Úrnak, a szerkesztőbizottsági tagoknak és természetesen a magyar tudományos értéknek, amelyen keresztül – hosszú távon – csak a betegek nyerhetnek.

Barátsággal

Prof. Dr. Mikó Irén
tanszékvezető egyetemi tanár
Debreceni Egyetem,
Sebészeti Műtéttani Tanszék

Szívből gratulálok a nagyon szép és igényes új folyóiratotokhoz.

Több évtizedes fennállást kívánok, és sok örömet a lapszerkesztésben.

Üdvözlettel

Prof. Dr. Szekánecz Zoltán
tanszékvezető egyetemi tanár
Debreceni Egyetem,
Reumatológiai Tanszék

Köszönettel vettük kézbe a *Biomechanica Hungarica* 1. számát és igen nagy érdeklődéssel olvastuk, tanulmányoztuk át.

Egyetértünk a köszöntőben felvázolt azon gondolatmenettel, miszerint a biomechanika iránt érdeklődőknek – nem is oly kevesünknek – szüksége van egy olyan szakmai egyesülésre, ahol az e témával foglalkozó szakemberek minél szélesebb körben tudnak információt kapni és/vagy cserélni.

Igényes kiadványukhoz ezúton is gratulálva, és kívánva munkájukhoz sok sikert, munkakedvet, no és természetesen egészséget,

Üdvözlettel

Sásvári Csaba
ügyvezető
Medi-Korrekt Bt.

Új folyóiratok tiszteletpéldányát köszönettel megkaptam. Őszintén gratulálva kívánok sok sikert további munkátokhoz.

Üdvözlettel

Prof. Dr. Kovács László
akadémikus, egyetemi tanár
Debreceni Egyetem,
Molekuláris Medicina Kutató Központ

Az új folyóirat *Biomechanica Hungarica* alapításához és indításához sok szeretettel gratulálok, a tartós sikerért őszintén szurkolok.

Üdvözlettel

Prof. Dr. Balázs György
professor emeritus
Debreceni Egyetem, Sebészeti Intézet

Gratulálok a szép kiadványotokhoz.

Már van arra is példa, hogy teljesen hazai kezdeményezésű és szerkesztésű (persze angol nyelvű) folyóirat (Pathology Oncology Research) 1,3-as impakt faktort ért el.

Sok sikert mint főszerkesztő

Prof. Dr. Kappelmayer János
intézetvezető egyetemi tanár
Debreceni Egyetem,
Klinikai Biokémiai
és Molekuláris Patológiai Intézet

ALFÖLDI NYOMDA ZRT.



4027 Debrecen, Böszörményi út 6.

Tel.: (52) 515-715 • 415-579

Fax: (52) 325-227 • 430-987

E-mail: info@anyrt.hu

www.alfoldi-nyomda.hu

Teljes körű nyomdaipari szolgáltatás – felsőfokon

MORDON

EGÉSZSÉGÜGYI ÉS INNOVÁCIÓS BETÉTI TÁRSASÁG

Orvostechnikai műszerfejlesztés, implantátumfejlesztés, tesztelés
valamint
kiadványszerkesztés, kiadói tevékenység



4275 Monostorpályi, Liget tanya, Bortnyák major
06 70 533 4345
ucak@freemail.hu