



VEZÉRCIKK

Csernátony Zoltán

főszerkesztő

csz@med.unideb.hu

Engedjék meg, hogy igen szubjektív mondanivalóval köszöntsem Önöket a Biomechanica Hungarica 4. évfolyam első számának kézbe adásakor. Örömet szeretném megosztani. Három jó okom is van, hogy különböző funkcióimban ünneplésre emeljem jelképes poharamat. Egy: A Biomechanica Hungarica még él, kvázi a mozgásszervi kutatás-fejlesztés iránti érdeklődés még nem múlt el hazánkban. Kettő: A debreceni Biomechanikai Laboratórium 18 éves, belépett a nagykorúak táborába. Három: a debreceni Ortopédiai Klinika idén ünnepli fennállásának 50. évfordulóját. Márpedig ezen a klinikán mind a klinikaalapító Pap Károly, mind tanszékvezető elődöm, Szepesi Kálmán erős érdeklődést mutatott a biomechanikai jellegű kutatások iránt.

Ebből az ünnepi alkalomból kerül a 2011. évi Magyar Ortopéd Társaság és Magyar Traumatológus Társaság évi rendes kongresszusa Debrecenben megrendezésre. Folyóiratunkat – nem titkolt hírverési szándékkal – ennek az eseménynek ajánljuk. És bár még folynak a viták a szeparált vagy közös üzemeltetésű ortopédiai és traumatológiai ellátás magyarországi kialakítása körül, ezen felülemelkedve, Pap Károly klasszikussá vált réges-régi mondásával ajánlom figyelmükbe az egymás szakmája iránti elengedhetetlen érdeklődést és a mozgásszervi biomechanika, mint közös elméleti alaptudomány fontosságát:

„Az orthopaedia és traumatologia synthesise vezet el a mozgásszervek való tudományához...”



TALÁLMÁNYOK OLTALMÁRÓL, RÖVIDEN

(különös tekintettel az orvos feltalálókra)

Erdély Péter

DANUBIA Szabadalmi és Jogi Iroda Kft.

erdely@danubia.hu

"I am afraid my doctor did something wrong with my pacemaker. Every time my husband kisses me, the garage door goes up."

Minnie Pearl, amerikai humorista

1623-ban Angliában hatályba lépett a Statute of Monopolies, amely törvény a mai napig alapját képezi a szellemi alkotások védelmének, az iparjogvédelmi, ezen belül a szabadalmi rendszereknek. Lényege, hogy a „true and first inventor” kizárólagos jogot kap találmányának hasznosítására. Ezt a kizárólagos jogot biztosítják ma is a szabadalmak.

Mire vonatkozhat a kizárólagos jog?

Egy szabadalom vonatkozhat valamilyen **szerkezetre**, valamilyen **eljárásra**, vagy mindkettőre. Minthogy azonban lényegében minden szabadalmi rendszer kizárja az embereken (vagy állatokon) végzett műveletek (gyógyászati eljárások) védelmét, orvosok eljárást ritkán szabadalmaztatnak.

Hogyan lehet a kizárólagos jogot megszerzeni?

A szabadalom területiális jog, azaz (eredetileg) egy meghatározott országra vagy (az utóbbi időkben) régióra vonatkozik. Ezért a szabadalmakat az adott ország vagy régió területén illetékes hatóság (szabadalmi hivatal) engedélyezi. Az engedélyezési eljárás egy olyan beadvánnyal indul, amely ismerteti a találmányt és annak előnyeit. Ez az ún. **szabadalmi leírás**, amelynek legfontosabb részét a hozzá csatolt **szabadalmi igénypontok** képezik. Ezekkel pontosan meghatározzák az oltalom terjedelmét. A bejelentési anyag elkészítését célszerű erre a célra rendszeresített szakemberre, **szabadalmi ügyvivőre** bízni. (A szabadalmi ügyvivő műszaki vagy természettudományi, valamint jogi végzettséggel rendelkező szakember, aki műszaki képzettsége alapján meg tudja érteni egy műszaki megoldás lényegét, és jogi ismeretei

birtokában meg tudja szerezni és meg tudja védeni a jogi oltalmat az illetékes hatóságok és bíróságok előtt.)

Az eljárás során a hivatal (illetve annak előadója) először formai, majd érdemi vizsgálatot végez. A **formai vizsgálat** során azt vizsgálja, hogy a bejelentés megfelel-e a törvényben előírt formai előírásoknak, az **érdemi vizsgálat** során pedig újdonságvizsgálatot folytat le annak megállapítására, hogy a találmány újnak és feltalálói tevékenységet igénylőnek minősíthető-e.

A találmány akkor szabadalmazható, ha a bejelentés napja előtt hozzáférhető anyagok (szabadalmak, cikkek, előadások, könyvek stb.) ismeretében megalkotása a szakember számára nem kézenfekvő. (Előzetesen itt jegyezzük meg, hogy a feltaláló saját publikációja is újdonságrontó, ha megelőzi a bejelentési napot!) Minthogy ennek megállapítása szubjektív, a feltaláló és az ügyvivő feladata, hogy az eljárás során meggyőzze az előadót a találmány szabadalmazhatóságáról. Az eljárás végén a hivatal határozatot ad ki az engedélyezésről vagy az elutasításról. Utóbbi esetben a határozat ellen általában **jogorvoslattal** lehet élni (Magyarországon a Fővárosi Bíróságnál).

Ki a jog birtokosa?

A szabadalmi bejelentés, majd a szabadalom tulajdonosa (jogosultja) alapesetben mindig a feltaláló. A **feltaláló** és a **jogosult (bejelentő)** azonban nem minden esetben azonos. Ha a találmány kidolgozása a feltaláló munkaköri kötelessége volt, a szabadalom **szolgálati szabadalom**, és jogosultja a munkáltató (aki erről a jogáról le is mondhat). Ha a találmány a munkáltató tevékenységi körébe tartozik, de

a feltalálónak nem tartozott munkakörébe a találmány kidolgozása, akkor **alkalmazotti találmányról** van szó, amelynek jogosultja a feltaláló, de a munkáltatónak joga van a találmány hasznosítására. A feltaláló és a jogosult akkor sem azonos, ha a feltaláló a jogot harmadik személyre ruházta át (pl. eladta). Bárki is legyen azonban a jogosult, hasznosítás esetén a feltalálót díjazás illeti meg.

Ami azonban nem ruházható át, az a **feltalálói minőség**, mivel ez **személyhez fűződő jog** és ezért a bejelentéskor megadott feltaláló(k) megváltoztatására később már nincs mód. (Itt is előzetesen jegyezzük meg, hogy munkatársak, főnökök vagy vélt, illetve elvárt közreműködők feltalálóként történő megjelölése legtöbbször komoly, sokszor megoldhatatlan bonyodalmak forrása.)

A szabadalmaztatási eljárás

A benyújtást követő **formai vizsgálat** után (kb. 18 hónappal) a hivatal **újdonságkutatási jelentést** ad ki, amelyben felsorolja azokat a bejelentési napnál korábbi dokumentumokat, amelyek érintik a bejelentést. Ezeket X, Y vagy A jellel látják el. Az X jelzés azt jelenti, hogy a dokumentum önmagában újdonságrontó a bejelentésre, az Y jelzés azt jelenti, hogy a dokumentum másik dokumentummal együtt tekintve újdonságrontó, és az A jelzés azt jelenti, hogy a dokumentum nem újdonságrontó, csupán a témához (a technika állásához) tartozik.

Az újdonságkutatási jelentés alapján a bejelentő eldöntheti, hogy érdemes-e az eljárást folytatni. Ha igen, kérelmezni kell az **érdemi vizsgálatot**. Az érdemi vizsgálat során dől el, hogy a hivatal a szabadalmat engedélyezi vagy elutasítja.

Ha a feltaláló magyarországi bejelentést tett, a bejelentési naptól számított egy éven belül úgy tehet külföldön bejelentést, hogy megtartja a magyarországi bejelentés elsőbbségét, vagyis a külföldi bejelentés napja is azonos lesz a magyarországi bejelentés napjával.

A **külföldi szabadalmaztatást** lehet országonként vagy régióként végezni. Utóbbi legelterjedtebb formája az ún. **nemzetközi (PCT) bejelentés**. Ez gyakorlatilag meghosszabbítja a fenti elsőbbségi évet, mert azt jelenti, hogy benyújtása után további 18 hónap (az első bejelentéstől számított 30 hónap) áll a bejelentő rendelkezésére, hogy eldöntse, milyen országokban (régiókban) indítja el a tényleges szabadalmaztatási eljárást. Eközben a nemzetközi hatóság is kiad egy kutatási jelentést, ami ezt a döntést segíti.

A nemzetközi bejelentés alapján történő szabadalmaztatás így némileg költségesebb, mint a közvetlen út, viszont a bejelentőnek rendelkezésére áll további 18 hónap, hogy eldöntse: megéri-e hatalmas költséggel elindítani az ún. nemzeti fázisokat, vagy értékesítési esély hiányában arról lemond. Arra is szolgálhat ez az idő, hogy a feltaláló költségviselőt találjon, vagy pályázati pénzt szerezzen a további lépésekhez. Olyan lehetőség is van, hogy a magyar bejelentés alapján vagy közvetlenül **európai bejelentést** lehet tenni, amelyet az Európai Szabadalmi Hivatal vizsgál, és engedélyezés után a bejelentő döntheti el, hogy az engedélyezett szabadalmat mely európai országokban érvényesíti. Adott esetben célszerű lehet a nemzetközi bejelentés helyett egy európai és egy vagy több tengerentúli (USA, Japán stb.) bejelentést tenni.

Az oltalom megszerzésének költségei

A szabadalmaztatás nem olcsó mulatság. Egy átlagos magyar szabadalmi bejelentés mellékleteinek elkészítése 300–400 ezer forint, és az eljárás további költségekkel (éves fenntartási díjak, hivatali határozatok megválaszolása stb.) is jár.

Egy nemzetközi bejelentés költsége közel 1 millió forint, egy európai bejelentésé kb. 1,5 millió forint. Egy-egy országban történő nemzeti bejelentés (illetve nemzetközi bejelentés esetén az ún. nemzeti fázisok indításának) költsége igen változó, átlagosan 400–800 ezer forint.

Fontos tudni, hogy a fenti bejelentési költségek valóban csak a bejelentés megtételének költségét (hivatali illetékek, fordítási költségek, ügyvivői – elsősorban külföldi – munkadíjak jelentik, az eljárási költségeket (amelyek a bejelentési költségeket akár meg is haladhatják) ezek az összegek nem tartalmazzák.

A jog értékesítése

Ahogy egy terméket akkor érdemes gyártani, úgy egy jogot is akkor érdemes megszerezni, ha az eladható és az eladással haszon realizálható. Ez vonatkozik a szabadalmakra, sőt a szabadalmi bejelentésekre is.

A szabadalmi okiratok általában igen mutatós (szép papírra nyomtatott, színes, pecsétellátott) dokumentumok, de ha csak dísznek szánjuk, valószínűleg kisebb költséggel jár néhány értékes festmény beszerzése. A találmányok oltalmának az a lényege, hogy kizárólagos hasznosításra jogosít, ha tehát hasznosítás nincs, az oltalomnak sincs értelme. Sajnos a találmány megalkotásakor a feltaláló általában nem tudja, hogy lesz-e vevő a találmányra vagy sem, ezért a szabadalom megszerzésére fordított pénz olyan befektetés, ami nem mindig térül meg. Szolgálati találmány esetén (orvosi találmányoknál gyakran valamelyik egyetem vagy klinika a bejelentő) ez a munkáltató kockázata, de magánbejelentéseknél a feltaláló kell eldöntse, hogy megéri-e a befektetés. Optimális esetben, ha már a bejelentésre van hasznosító vagy vevő, a költségek nagyobb részét, így a kockázat nagyobbik részét is ő vállalja.

Hasznosítás esetén a jog (például szabadalom) tulajdonosa nem változik, a hasznosító csupán engedélyt kap a találmány meghatározott körülmények között és meghatározott feltételekkel történő hasznosítására. A hasznosítás feltételeit a **hasznosítási szerződés** tartalmazza. Ennek számtalan változata lehet, de a szerződésből mindenképpen ki kell derülnön, hogy

- a hasznosítási jog kizárólagos-e,
- a hasznosítás meghatározott időre vonatkozik-e,

- a hasznosítás meghatározott területre (pl. országra) vonatkozik-e,
- a hasznosításért a hasznosító egy összeget és/vagy a hasznosítással arányos díjat fizet, hogyan fizeti, mikor fizeti,
- mit szolgáltat a jogosult,
- mit vállal a hasznosító és
- ki gondoskodik a feltalálók díjazásáról (ha nem a feltalálók a jogosultak).

A hasznosítási szerződés megfogalmazása rendkívül fontos és bonyolult dolog (a témát egy vagy akár több értekezés sem meríti ki), nagyon körültekintően kell eljárni, hogy a későbbi viták vagy csaldások elkerülhetők legyenek. Célszerű ez ügyben is szakemberhez fordulni.

Az értékesítés másik formája a bejelentés vagy a szabadalom **eladása (átruházása)**. Ez abban különbözik a hasznosítástól, hogy – míg a hasznosítás esetén a jogosult (tulajdonos) változatlan, csupán átengedi a jog egy meghatározott részét a hasznosítónak – itt megváltozik a jogosult személye, azaz a korábbi jogosult minden joga megszűnik. Ugyanakkor az új tulajdonos kötelezettsége, hogy gondoskodjék a feltalálók díjazásáról (ha nem a feltalálók az eladók). A jog átruházása történhet térítésmentesen, a vételár lehet egyösszegű vagy a hasznos eredménnyel arányos (és lehetséges még számtalan egyéb változat is).

Mire kell ügyelnie a feltalálónak?

- Először is időben el kell döntenie, hogy az (akkor még esetleg csak) ötletet érdemes-e védeni. Jóllehet szabadalmat csak kidolgozott megoldásra lehet szerezni, érdemes lehet az első változatot vagy változatokat bejelenteni, mert
 - a) a bejelentési illeték befizetése néhány hónapig halasztható,
 - b) az első változat megírásához nem feltétlenül kell ügyvivőt igénybe venni, elegendő lehet néhány szabadalmi leírás elolvasása a felépítés megértéséhez, és

- c) a bejelentés egy éven belül ún. belső elsőbbség igénybevételével kiegészíthető,
- d) ha kiderül, hogy az ötlet nem életképes, vagy ismertetése nem kívánatos, a bejelentés a közzététel előtt megszüntethető anélkül, hogy a megoldás nyilvánosságra kerülne.
- Amíg nem döntenek úgy, hogy a megoldást nem kívánják védeni, semmilyen formában nem kerülhet nyilvánosságra, mert ez már megakadályozza a későbbi oltalmat. Tipikus probléma, hogy orvos feltalálók akkor jelentkeznek találmányuk szabadalmaztatására, amikor azt közleményben vagy konferencián már publikálták.
 - Bejelentéskor csak a valódi feltalálókat, de minden valódi feltalálót kell feltüntetni, mert utóbb sem további feltaláló nem nevezhető meg, sem megjelölt feltaláló nem tüntethető el (csak hosszadalmas pereskedés során). Közreműködőket (tervező, gyártó, felhasználó stb.) számos formában lehet a haszonból részeltetni, ennek a legkevésbé praktikus formája a feltalálóként történő megnevezés.
 - Amint fentebb említésre került, nem feltétlenül szükséges első lépésben szabadalmi ügyvivő igénybevétele (bár egy konzultáció általában nem jár költséggel, viszont sokat segíthet), de semmiképpen sem ajánlott olyan bejelentésre szabadalmat szerezni, amelyet nem látott szakember. A szabadalmi hivatal csupán azt vizsgálja, hogy új-e a megoldás, azt viszont nem, hogy valóban megfelelő oltalmat biztosít-e. Ez csak akkor derül ki, amikor a szabadalmas érvényesíteni akarja a jogait, és nem tudja, mert az oltalom könnyen megkerülhető. Különösen nagy problémát jelent ez akkor, ha külföldi bejelentést indít úgy a bejelentő, hogy a leírás és az igénypontok alkalmatlanok a megfelelő oltalom biztosítására. Ennek sok millió forint értelmetlen elköltése lehet az eredménye.
 - Jó tudni, hogy kérésre (illeték ellenében) a Szellemi Tulajdon Nemzeti Hivatala írásos véleményt készít a bejelentett találmányról (három hónapon belül), ami igen hasznos mind az adott eljárás folytatására, mind pedig arra nézve, hogy érdemes-e külföldi bejelentéseken gondolkodni.
 - Érdemes lehet bejelentés előtt újdonságkutatást végezni, hogy tájékozódjunk az adott területen érvényes jogokról és publikációkról. Kiderülhet, hogy az ötlet már másoknak is eszébe jutott, és akkor nem érdemes pénzt költeni a szabadalmaztatásra, illetve el lehet indulni más irányba a fejlesztéssel.
- A fenti rövid összefoglalás természetesen csupán tájékoztató jellegű. Részletes szakmai információ található a Szellemi Tulajdon Nemzeti Hivatala honlapján és adatbázisaiban. Adott esetben igénybe vehető a hivatal ügyfélszolgálat is.

Erdély Péter

DANUBIA Szabadalmi és Jogi Iroda Kft.

H-1051 Budapest, Bajcsy-Zs. út 16.

Tel.: (+36) 1 411-8723

UTASMOZGÁS VIZSGÁLATA GÉPJÁRMŰVEK ÜTKÖZÉSÉNÉL

Kőfalvi Gyula, Ignác Ferenc

IbB-Hungary Mérnöki-Szakértői Iroda

ibbkofal@t-online.hu

Absztrakt

A gépjárművek ütközéses balesetei során a bent ülők biztonsági kérdéseivel a passzív biztonság munkaterülete foglalkozik. Ezen belül széles kutatási és vizsgálati területet – többnyire átfedésekkel – képez a járműben utazók biomechanikai terhelhetőségének elemzése, a baleset túlélését, illetve a sérülés minimalizálását biztosító passzív utasvisszatartó berendezések fejlesztése, kialakítása. Ezen utóbbiak baleset alatti üzembiztos működése, annak szakértői elemzése nagyon fontos részét képezi a már megtörtént balesetek elemzésének és az igazságszolgáltatás számára készített igazságügyi gépjármű-szakértői szakvéleményeknek. Ebben a tanulmányban – a teljességre törekvés nélkül – röviden összefoglaljuk a járműbiztonság követelményrendszerét, majd ismertetjük a gépkocsiban utazók ütközés alatti mozgásának korszerű – többtest-tömegű – szimulációs vizsgálatát egy konkrét baleset adatai alapján.

Kulcsszavak: biomechanika, többtest-modell, baleset-rekonstrukció, utasmozgás

Analysis of passenger movement in crash of motor vehicles

Abstract

In the motor vehicle crash accidents the field of passive safety is dealing with the safety of passengers. Within this broad research and examination field – mostly with overlaps – constituted of the analysis of the biomechanical loadability of passengers, the development of passive passenger restraint systems ensuring the survival of accidents and minimizing injuries. The functioning reliability of the above mentioned devices during accidents, and its expertise is a very important part of car accidents analysis and motor vehicle expertise prepared for the jurisdiction. In this study – without claiming completeness – we summarize the vehicle safety requirements, than we show the movement of passengers during a car accident through a modern – multibody mass – simulation of a real accident.

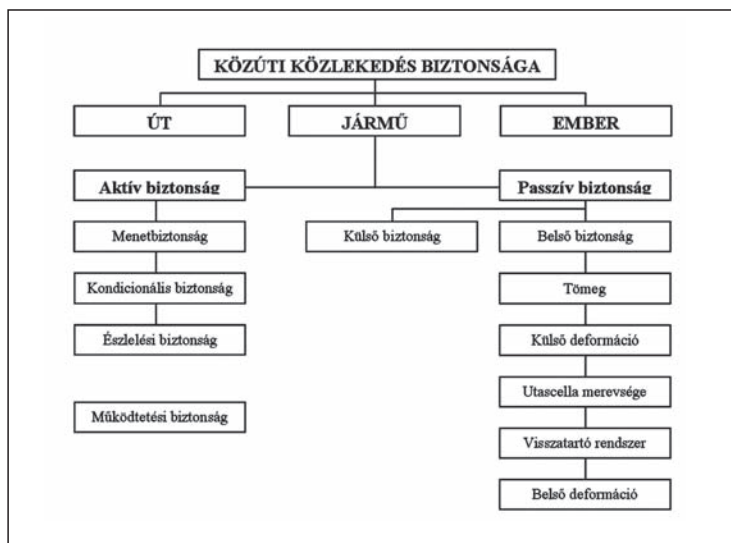
Keywords: biomechanics, multibody model, accident reconstruction, passenger movement

Bevezetés

A közúti közlekedés rendszerszemléletű megközelítésében az ember-jármű-út hármas egységben a korai szakirodalmi megközelítés szerint aktív és passzív biztonsági csoportosításban vizsgálták a biztonság elérhető szintjét, ahol *aktív biztonság* alatt a balesetek elkerü-

lésére, megelőzésére irányuló törekvéseket, intézkedéseket és műszaki megoldásokat, a *passzív biztonság*hoz pedig a már bekövetkezett balesetek káros következményeinek súlyosságát csökkentő intézkedéseket rendelték¹.

Az **aktív biztonság** rendszer elemei közül a *menetbiztonság* a gépkocsi menetstabilitását be-



1. ábra.
A közúti közlekedés
biztonságának
meghatározó
rendszerlemei

folyásoló jármű-dinamikai jellemzőkkel foglalkozik. Ehhez a területhez lényegében azok az intézkedések tartoznak, amelyek révén a járművezető révén kifejtett bemenő impulzusok hatására (kormányzás, gyorsítás-lassítás) a gépkocsi a fizikai határokon belül jóindulatúan, kiszámíthatóan és a lehetőség szerint jelentős késedelem nélkül reagál.

A *kondicionális biztonság* azokat az intézkedéseket foglalja össze, amelyek a gépjárművezető pszichikai- fizikai teljesítőképességét hosszabb vezetési idő esetén is biztosítják.

A *veszélyérzékelési biztonság* azokat a járműtechnikai intézkedéseket tartalmazza, amelyek révén az észlelés és a saját jármű észlelhetősége megalósulhat.

A *működtetési biztonság* azokkal az intézkedésekkel foglalkozik, amelyek révén a gépkocsi-vezető precízen, gyorsan és tévedésmentesen tudja „parancsait” a gépkocsival közölni.

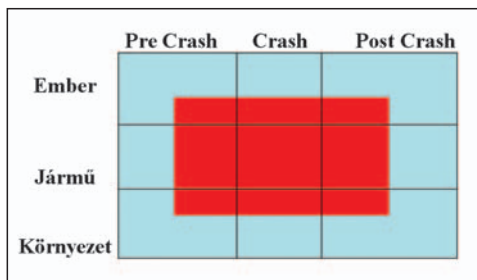
A *passzív biztonság* területét a külső (baleseti partnerek) és belső (a járműben lévők) biztonságára lehet felosztani. A belső biztonságnál

meghatározóak a balesetben részes járművek tömegének nagyságai, a külső karosszériarészek deformációinak jellege, az utasegély merevsége és a belső szerkezeti részek deformációja, valamint a passzív visszatartó berendezések kivitele és megoldásai.

Az aktív és a passzív biztonságra történő felosztást azonban gyakorlatilag már a múlt definíciójának lehet tekinteni. Az utóbbi időben az előbbi két területet összefoglalva inkább **integrált biztonságnak** nevezik.

A modern gépkocsi-vezetői asszisztens rendszerek alkalmazása esetében az aktív biztonsági intézkedések is csökkenthetik a balesetek következményeinek súlyosságát, hiszen például a fékasszisztens berendezés révén az időben korábban kialakuló hatásos fékhatás következtében – amennyiben mégis bekövetkezik a baleset – kisebb lesz az ütközési sebesség nagysága.

Az integrált biztonság az ún. Haddonmátrix (feltalálójáról dr. William Haddonról elnevezve) lényegében egy teljes körű biztonsági leírást jelent. Az ember-jármű-környezet



2. ábra. A balesetbiztonsági Haddon-mátrix

elemei a baleset előtti (pre), közbeni és utáni (post) állapotokban folyamatosan befolyásolják és alakítják a baleseti körülményeket és azok következményeit. Az átfogó közlekedési balesetkutatás lényegében már évtizedek óta ezen elv alapján működik.

A mai széria-személygépkocsigyártásban már megtalálhatóak a következő megoldások:

Passzív biztonság:

- nagy energiaelnyelő képességű járműszerkezet
- energiafelvétel programozott lemezhorpadással
- erősített ajtószerkezet (oldalütközések)
- erősített A-B-C oszlopok (borulásos balesetek)
- deformálódó kormányoszlop
- passzív biztonsági övrendszerek, övfeszítő, ill. erőkorlátozó szerkezetek (biztonsági övben)
- fejtámla- és üléspozíció-állítás ütközéskor (whiplash)
- a biztonsági öv és légzsák kombinációja
- oldallégzsák, fej-láb légzsák
- gyalogos elütés negatív hatását csökkentő mellső kiképzések (lökharító, motorháztető, fényszóró, érzékelő szenzorok stb.)

Aktív biztonság:

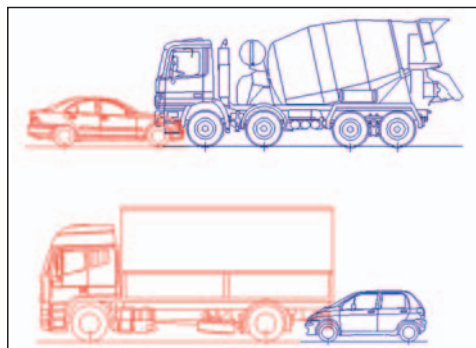
- fényszórótisztító és mosóberendezések
- Xenon fényszórók, kanyarodás ívét követő fényszóró-kialakítás
- hátsó lámpa optimális kialakítása (kisebb méretű szennyeződés)

- veszélyjelző és információs központ
- blokkolásgátló és kerék-kipörgésgátló (ABS-ASR)
- abroncs-talaj trakció ellenőrzés (ASC+T)
- elektronikus fékerőfelosztás (EBD, cornering brake control CBC)
- különböző asszisztens rendszerek (fék-, forgalmisáv-követő, követésitávolság-, éjszakailátás-, automatikus fékezés-, holt-tértolatas- stb.)
- elektronikus stabilitás-ellenőrzés (ESP)
- dinamikus stabilitás-ellenőrzés (DSC)
- elektronikus követésitávolság-érzékelő rendszerek (ACC)
- abroncsnyomás-csökkenésjelző (RPA)

Azt lehet tehát állítani, hogy a mai kor szériában gyártott személygépkocsijaiban közvetett módon jelentkeznek a különböző járműbiztonsági programok (ESV – Enhanced Safety of Vehicles) biomechanikai, baleset-kutatói, gépkocsiveető-gépjármű rendszertechnikai, kompatibilitásbeli, valamint haszon-költség elemzésbeli eredményei.

Kompatibilitás

Kompatibilitás alatt a különböző baleseti partnerek egymáshoz való viszonya, megfelelővé értendő. A 3. ábra méretarányos rajzjai



3. ábra. A tehergépkocsi-személygépkocsi magassági inkompatibilitása

ban jól érzékelhető, hogy különösen a tehergépjármű-személygépkocsi ütközéseknél a baleseti partnereknél a deformációs energia felvételére konstrukciósan kialakított tartományok eltérő magassági zónákban helyezkednek el.

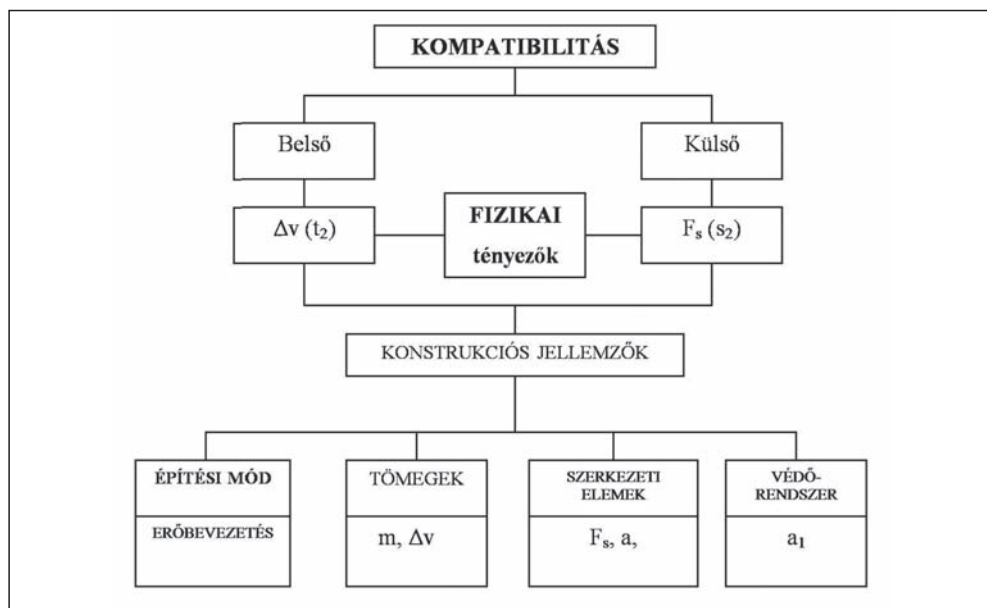
A tehergépkocsik átlagos mellső lökhárítójának és a személygépkocsik ún. orrmagasságának összehasonlításából adódik, hogy az ún. 50%-os magasságérték személygépkocsinál 625 mm, tehergépkocsinál 750 mm. Mivel az energiafelvevő tartományok között jelentős magasságbeli különbség van, ezért az ilyen ütközések során a személygépkocsi mintegy aláfut a tehergépkocsi front- vagy hátsó aláfutásgátlója alá.

A különböző balesetpartnerek ütközéses balesetei során meghatározó szempont tehát a szükséges és elégséges szintű kompatibilitás

biztosítása. A belső és külső kompatibilitás összetevőit a 4. ábra blokkdiagramján szemléltetjük.

Ebben a tanulmányban a gépjárműben utazók ütközésbeli mozgásának speciális kérdéseivel foglalkozunk. Az 5. ábrában egy tipikusnak nevezhető ún. hátsó ráfutásos személygépkocsi baleset sebesség [$V=f(t)$]-gyorsulás/lassulás [$a=f(t)$] alakulását mutatjuk be.

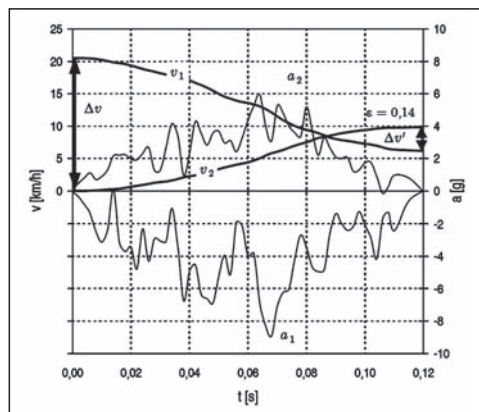
A $\Delta v = 21,0$ km/h kezdeti sebességkülönbséggel ráfutó 1. számú jármű V_1 sebessége a jelzett karakterisztika szerint csökken, míg a másik jármű V_2 -vel jelölt sebessége növekedik. Az ütközés kezdete után cca. 85 ms idő elteltével a járművek sebessége azonos nagyságú, majd az 1-es járműé tovább csökken, míg a 2-es járműé pedig nő. Az ütközéstől eltelt 120 ms idő fázisban alakul ki az ütközés után 120 ms idő elteltével a Δv sebességkülönbség.



4. ábra. A belső és külső kompatibilitás összetevői

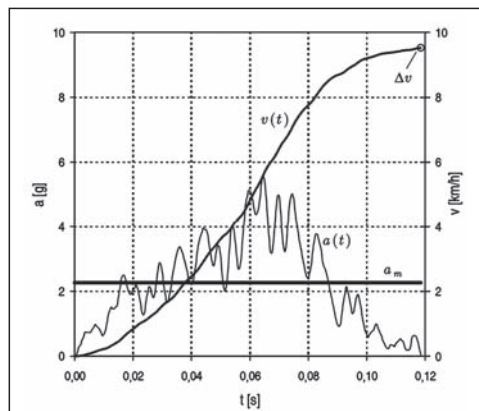
Az ábra jelölése: Δv – ütközésbeli sebességváltozás, F – ütközési erő, m – járműtömegek, a – ütközés alatti lassulás változása

Az egyes gépkocsik utascellájának gyorsulás (a_1 , a_2) változása a deformálódó szerkezeti részek energiefelvételének jellegét is mutatják, hiszen az ütközési erő-idő karakterisztika a gyorsulással azonos jellegű. Ebben a tanulmányban azonban a kialakuló gyorsulásváltozásokat a járműben utazók terhelése szempontjából fogjuk elemezni.



5. ábra. Szgk-szgk ráfutásos ütközés sebesség-gyorsulás függvényei³

A következő diagramban a gépjárműben lévő utas jellemző fizikai paramétereit mutatjuk be, az utas elmozdulása során a sebesség [$V=f(t)$], a lassulás [$a=f(t)$], valamint az átlagos lassulás (a_m) függvényeiként.

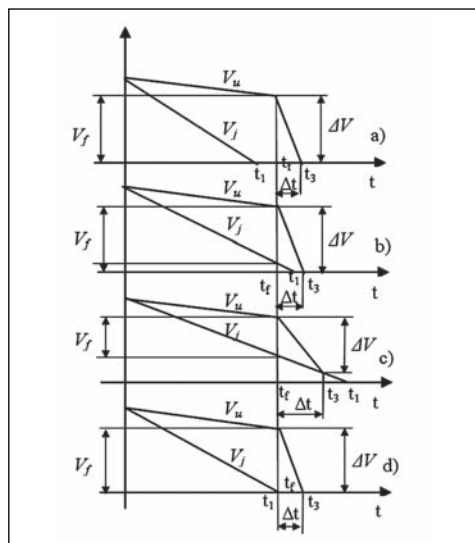


6. ábra. Az utasterhelés fizikai paramétere³

A biomechanikai kérdésekkel foglalkozó mértékadó szakirodalom² a gépjárműben utazó ember különböző testrészei mechanikai terhelhetőségének paramétereit különböző ütközési konstellációkra részletesen definiálja.

Így például merev akadálynak végzett, frontális ütközésre vonatkozóan (FMVSS 208, 96/79 EG [ECE R 94 előírások szerint]) az 50% Hybrid III. dummy fejterhelésének határértéke HIC=1000, amelyen kívül definiálják még a 3 ms időtartamra vonatkozó 80 g lassulási határértéket is.

Egy személygépkocsi frontális ütközése során a leegyszerűsített – linearizált utas – gépjármű rendszert elemezve a következő négy típus vizsgálható:



7. ábra. A gépkocsi és a bent ülő utas sebességének alakulása¹

Ahol:

V_u – utas sebessége

V_j – jármű sebessége

ΔV – utas felütközéskori sebességváltozása

t – idő

Δt – utas sebességváltozás-időtartama

a) Az utas az időközben nyugalmi helyzetet elért álló járműre ütközik fel:

$$t_1 < t_f < t_3$$

Ezt az esetet lehet a tipikus biztonságiöv-használat nélküli ütközésre alkalmazni.

b) Az utas a még mozgó járműre ütközik fel, és a jármű megállása után kerül nyugalmi helyzetbe:

$$t_f < t_1 < t_3$$

c) Az utas a mozgó járműre ütközik fel, és annak megállása előtt (a járműhöz viszonyítva) jut nyugalomba:

$$t_f < t_3 < t_1$$

Ezt az esetet a tipikus biztonságiöv-használatra lehet vonatkoztatni.

d) Az utas abban az időpillanatban ütközik fel a járműre, amikor az éppen megáll, az utas később kerül nyugalmi helyzetbe:

$$t_1 = t_f < t_3$$

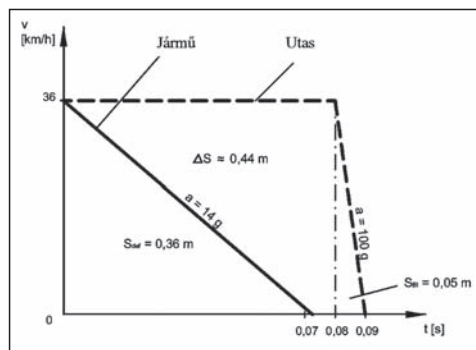
Az alapvető elérendő cél az utasvédelmi berendezések (airbag, biztonsági öv, övfeszítő stb.) részéről, hogy megakadályozzák az utas felütöközését a jármű belső részére (a vezetőnél elsősorban a kormánykerékre), valamint hogy a visszatartó berendezések biztosítsák – természetesen a reális korlátok mellett – hogy a járműben lévők kialakuló, mechanikai terhelései ne haladják meg az ember biomechanikai terhelhetőségének korlátait.

Az övhasználat nélküli utas és jármű lineáris jellemzőit vizsgáljuk kísérleti mérések eredményeinek felhasználásával a 8. ábra szerint⁵.

A gépkocsi $V_{\dot{u}} = 36,0$ km/h sebességgel ütközött nem deformálódó, szilárd akadállynak. A jármű $s_{def} = 0,36$ m deformációs úton az ütközés kezdetétől számítva 0,07 s-on belül nyugalmi helyzetbe került.

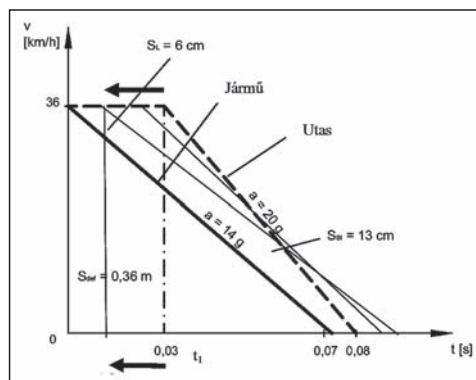
Az övet nem használó utas (Hybrid III. dummy) $d_s = 0,44$ m elmozdulás után, $t = 0,08$ s-nál ütközött fel a jármű belső részére. Ezután $a = 100$ g nagyságú lassulással került nyugalmi helyzetébe $t = 0,09$ s idő elteltével. Ezen utóbbi szakaszon a dummy elmozdulása $s_d = 0,05$ m nagyságú volt.

A lineáris $v=f(t)$ diagram határolta terület az elmozdulás (út) nagyságát jelzi.



8. ábra. Az utas és a jármű viselkedése biztonságiöv-használat nélkül

Az elérendő cél biztosítását, nevezetesen hogy a jármű és az utas közötti sebességkülönbség kiegyenlítése a lehető legrövidebb idő alatt elérhető legyen, a 9. ábra diagramjában szemléltetjük.



9. ábra. Az utas és a jármű viselkedése biztonságiöv-használat esetében

A kezdeti paraméterek azonosak az előző kísérlettel ($V_{\dot{u}} = 36,0$ km/h, ütközési idő = 0,07 s, átlagos járműlassulás = 14 g).

A bemutatott konkrét esetben az utas mintegy 6 cm távolság megtétele után kezd el lassulni. Az öv, ruházat, mellkas rugalmassága további 13 cm-es elmozduláson manifesztálódik. Az utas lassulása a szaggatott vonal meredeksége alapján $a = 20$ g nagyságú.

Ezen kísérleti összehasonlítás során sikerült a biztonsági öv használatával az átlagos lassulás – ezáltal az utasterhelés – nagyságát 80%-kal csökkenteni.

Az utas átlagos lassulását még jobban lehetséges csökkenteni, amennyiben az utas előre-mozdulás-távolságát sikerül rövidíteni, azaz a lassulás karakterisztika kisebb hajlásszöggel alakul ki. Az ábrában feltüntettük a t_1 utaslassulás-kezdet változtatásának hatását különböző ferdeségű karakterisztikákkal. Ilyen jellegűt a már szériában használatos övfeszítő berendezésekkel lehet elérni.

Az előzőekben ismertetett utasmozgások esetek frontális, centrális (tehát a jármű hossztengelelyével közel párhuzamos ütközési impulzus hatásvonal) merev akadálynak ütközéses esetekre vonatkoznak.

A valós közlekedési balesetek során azonban ilyen tisztán centrális ütközések meglehetősen ritkák, leggyakrabban jármű-jármű ferde ütközési szöghelyzetek alakulnak ki.

Speciális esetként jelentkezik a következőkben bemutatásra kerülő valós baleset is, amely során a ferde szögű ráfutásos ütközés után az egyik jármű függőleges (z) tengelye körül elfordulva oldalával egy oszlopnak is ütközött.

A gépkocsivezető nem használta a biztonsági övet, és súlyos fejsérüléseket szenvedett (a baleset után ennek következtében elhalálozott).

Az igazságügyi gépjárműszakértőnek feltett és megválaszolandó kérdések a következők voltak:

1. Hogyan mozgott volna a járművezető abban az esetben, ha a biztonsági öve becsatolva lett volna?
2. A biztonsági öv a vezető milyen irányú mozgását akadályozta volna meg, illetve mennyiben csökkentette volna az elhunyt testére a gépjárművek ütközése folytán ható erőket, a biztonsági öve használata mennyiben és milyen módon védte volna a gépjármű vezetőjét a sérülésektől.

A kérdés megválaszolása érdekében *első fázisban* rekonstruálni kellett a járművek ütközését, illetve az elől lévő járműoszlop ütközését. Az ütközésszámítást és a kifutás mozgáselemzését a gépjármű-szakértői gyakorlatban általánosan alkalmazott Carat 3.0 ütközés- és járműdinamikai program segítségével végeztük el⁴. A számítási folyamat részletes ismertetése nélkül szemléltetjük a gépkocsik, különös tekintettel az elől lévő VW jármű mozgás fázisaira (10. ábra).

Az ütközésszámítás eredményeként a következő sebességadatokat adódtak:

Az első (ráfutásos) ütközéskor a járművek haladási sebességei:

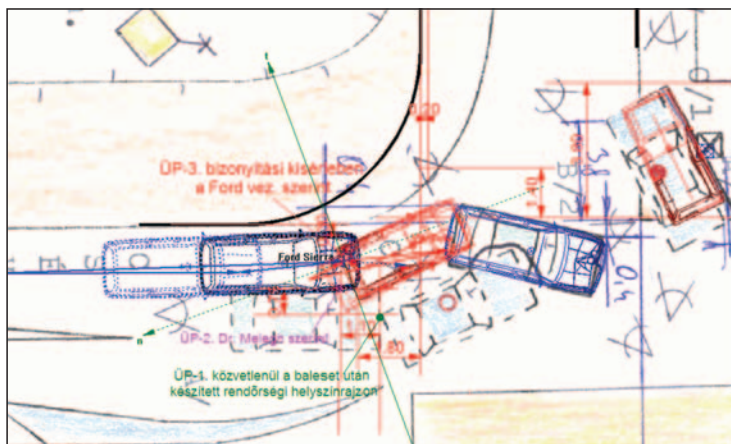
$$v_{\dot{u}, VW} = 8, 0-12, 0 \text{ km/h;}$$

$$v_{\dot{u}, Ford} = 47, 0-52, 0 \text{ km/h;}$$

A második (oszlop) ütközés sebessége:

$$v_{\dot{u}, VW} = 13-19 \text{ km/h;}$$

A VW személygépkocsi vezetőjének az ütközések alatti (első + második) mozgásának elemzése a biztonsági övének bekapcsolt állapotában: A gépjárművezető járműhöz viszonyított elmozdulását a PC Crash 8.0 számítógépes ütközéselemző programmal vizsgáltuk⁵. Ennek során a korábbiakban már behatárolt ütkö-



10. ábra.
Az ütközéssorozat
egyes fázisai



11. ábra.
A gépjárművezető
elhelyezkedése

zési számítás értékeinek felhasználásával ismételtén futtattuk a jármű teljes mozgásfolyamatát az első ütközésétől a véghelyzetéig bezárólag.

A gépjárművezető mozgását az első (ráfutasos) ütközésre vonatkozóan két fő részre lehetett bontani, majd ezután következett az oszlop-nak ütközés miatti további elmozdulása.

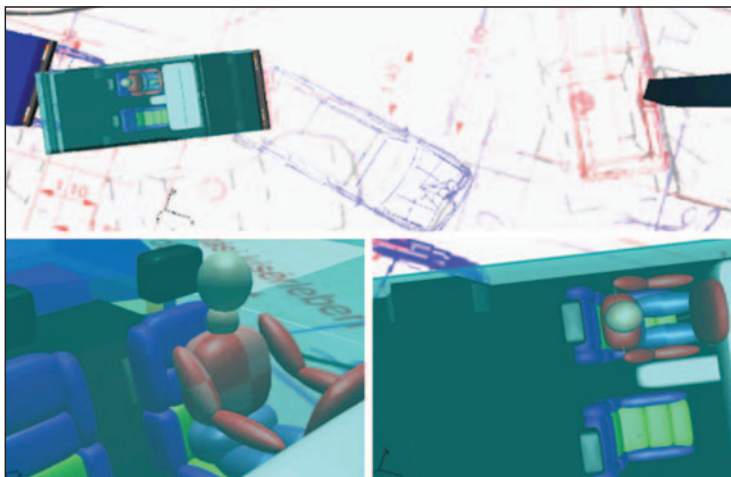
A gépjárművezető mozgását az alkalmazott programban 20 résztömegeből és 19 csuklóból felépített többtestmodell (MKS)-rendszerrel vizsgáltuk.

A járművezető helyzetét az ütközés előtti pillanatokban a 12. ábra háromdimenziós képe szemlélteti. A hárompontos biztonsági öv az ábrában vizuálisan nem látható, azonban a többtestmodell-rendszerben definiálásra és a számítások során figyelembevételre került.

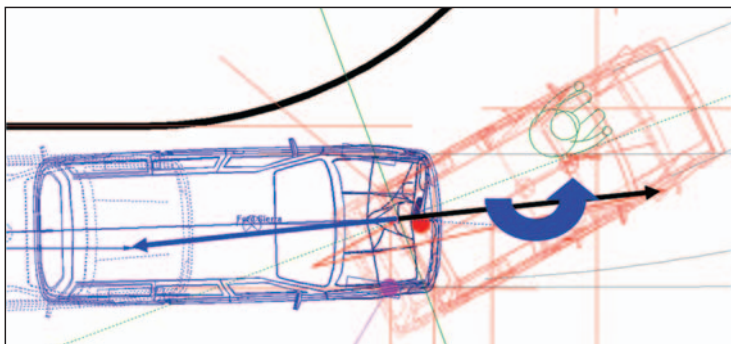
A Ford gépkocsi ráfutasakor a VW gépjármű vezetőjének felsőteste, tehetetlenségénél fogva, a gépjármű utascellájához viszonyítva (relatív) – a ráfutasos ütközés miatt az akció-reakció törvény alapján – hátrafelé és kismértékben bal oldalra mozdult volna el még becsatolt öv esetében is, mivel az ütközési erő hatásvonala a VW hossz tengelyével mintegy $\varphi \sim 17\text{--}23^\circ$ -os szöget zárt be. Előbbi utas mozgásszimulációja során jól érzékelhető a vezető fejének a felsőtesthez viszonyított mozgása (14. ábra).

Megállapítható, hogy a biztonsági öv bekapcsolt állapotában a gépjárművezető csípő része – a medenceöv visszatartó hatása miatt – kismértékű elmozdulásokkal ($\sim 0,04\text{--}0,07$ m) a vezetőülésben maradt volna.

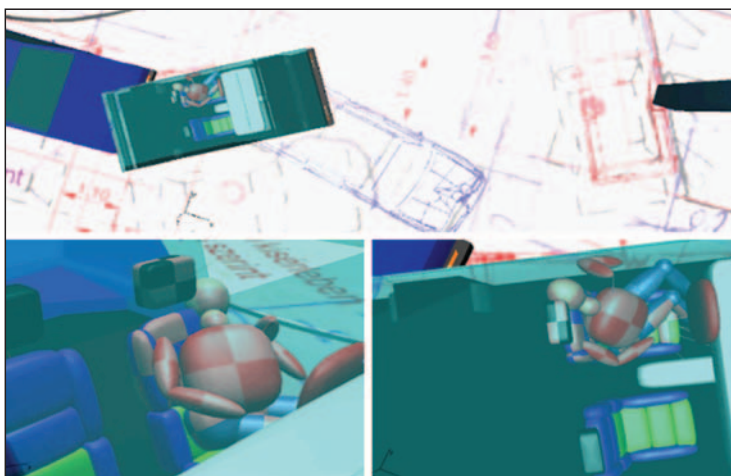
A gépkocsi hosszirányú mozgása és egyidejűleg a függőleges tengelye körüli elfordulása következtében a vezető felsőteste és feje me-



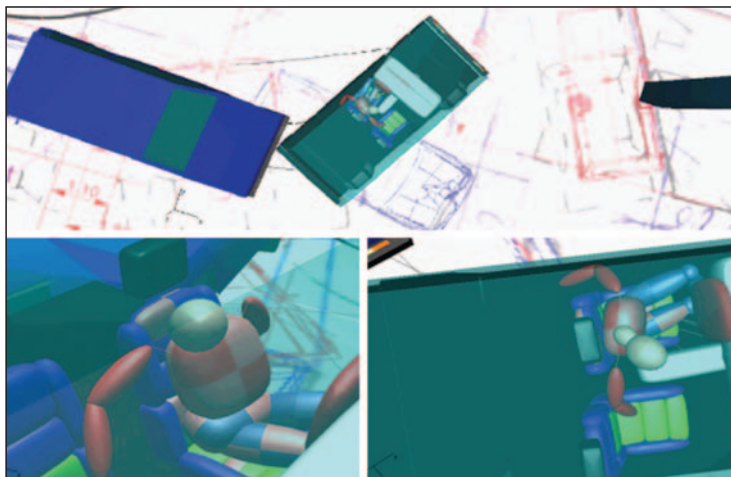
12. ábra.
A gépjárművezető
elhelyezkedése
a vezetőülésben
(Ütközés előtti fázis
 $t=0,00$ s
a szimuláció kezdete)



13. ábra.
Az ütközési impulzus
hatásvonala és a VW
perdülési nyomatéka



14. ábra.
A gépjárművezető
fejlemozdulása
az első ütközés
hatására
($t=0,17$ s)



15. ábra. A járművezető felsőtest-elmozdulása ($t=0,51\text{ s}$)

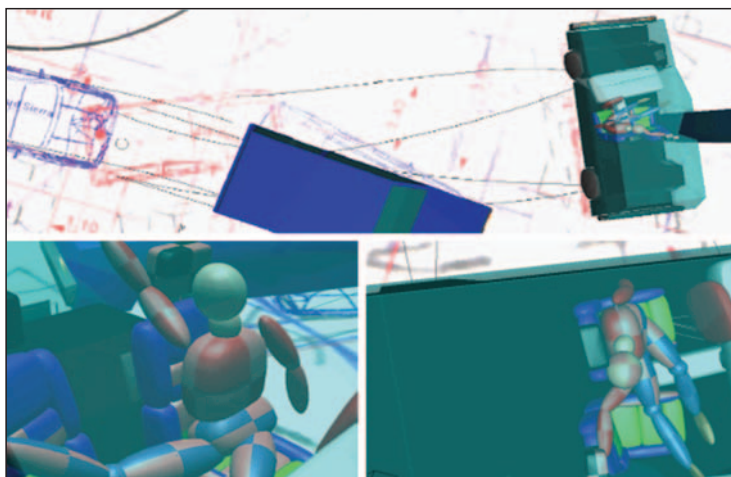
dencéjéhez viszonyítva többszörös, ún. csapódó mozgást végez. Előbbi folyamat jellege egyébként jól tükröződik a többtest-tömegű vezetőmodell törzs-nyak-fej részeire ható gyorsulás és erőhatások diagramban történt ábrázolása során is (17–20. ábra).

Amikor a gépkocsi jobb oldali részével az oszlopnak ütközött (16. ábra), akkor a járművezető feje a becsatolt öv esetében is jobbra lendült volna, azonban a felsőtestet a csípő öv megakadályozta volna, hogy átkerüljön a jobb oldali első ülésre.

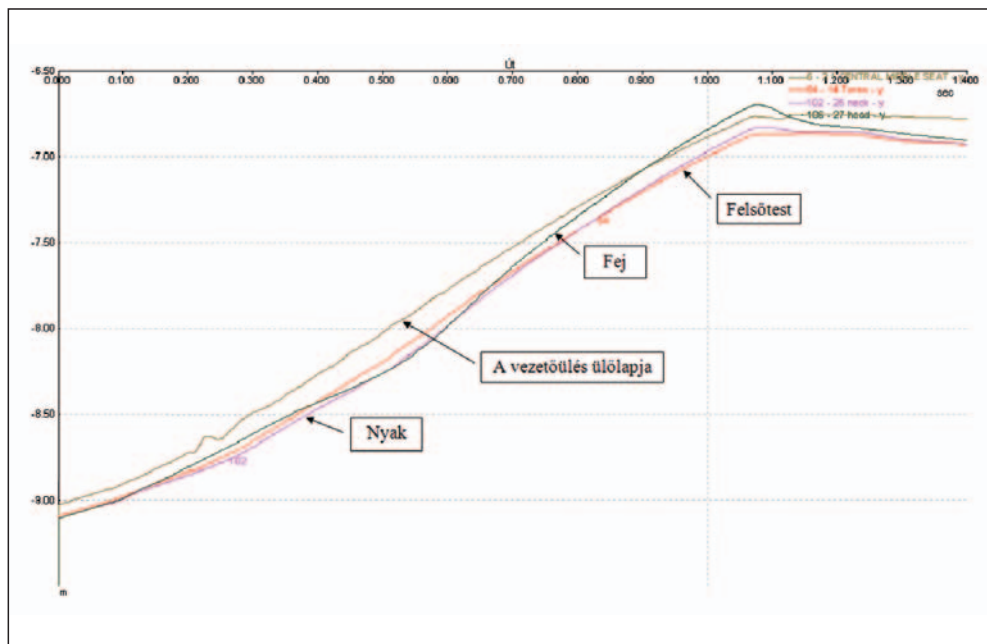
A járművezető-modell fej-, nyak- és felsőtest-, valamint a vezetőülés abszolút (a környezet-höz rögzített koordináta-rendszerben értendő) oldalirányú (s_y) elmozdulására vonatkozó idő-grafikon a 17. ábrában látható.

A modell háromdimenziós mozgásfázisainak adatai szerint a felsőtest-nyak-fej vezetőülés ülőlapjától mérhető oldalirányú elmozdulásának tartománya $\sim 0,25\text{--}0,35\text{ m}$ nagyságú.

Természetesen előbbi értékeket erőteljesen befolyásolja a tényleges gépkocsiveető váz- és



16. ábra.
A járművezető mozgása az oszloputközés során ($t=1,27\text{ s}$)



17. ábra. A járművezető fej-, nyak- és felsőtest-, valamint a vezetőülés oldalirányú elmozdulása az idő függvényében
(Head-fej, neck-nyak, torso-felsőtest, central middle seat-vezetőülés ülőlappja)

nyakizomzatának állapota és azon ki nem zárható tevékenység, hogy a vezető esetleg számítva az ütközésre, erőteljesen megkapaszkodik a kormányba, és megfeszíti izomzatát.

A konkrét esetben, mivel a járművezető számára az első ütközés teljesen váratlanul következett be, ilyen ún. vezetői kitámasztásra nagy valószínűséggel nem került sor, tehát a kérdéses testrészek elmozdulásai a bemutatott elmozdulásoknál nagyobb mértékben is létrejöhetnek.

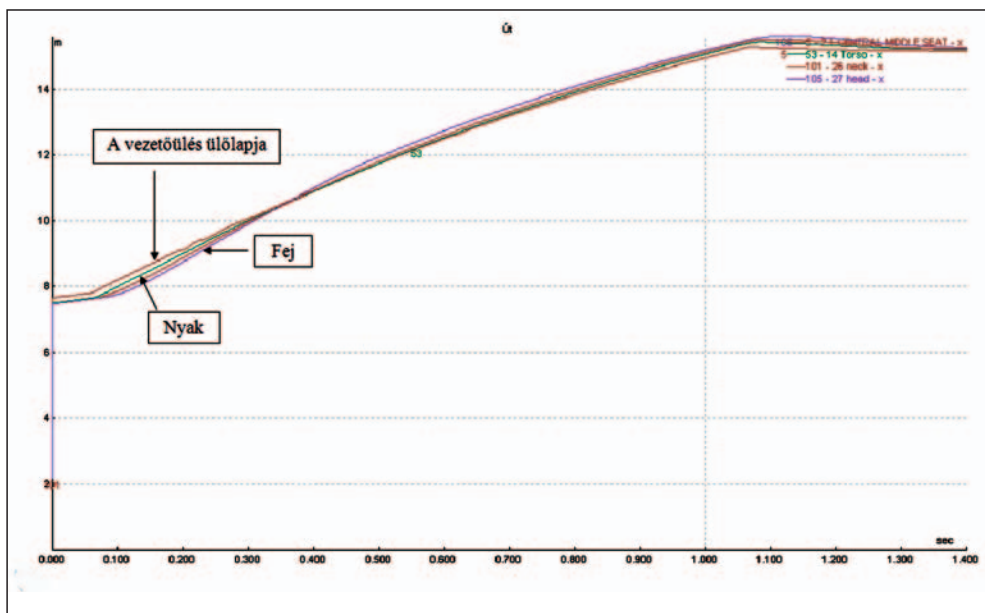
A gépkocsiveető előbbi testrészei hosszirányú, számított elmozdulásainak nagysága becsatolt biztonsági öv mellett nem számottevő mértékű (18. ábra).

A nemzetközi biomechanikai szakirodalom az ilyen jellegű ráfutásos ütközéseknél az elől haladó jármű esetében $\Delta v=13$ km/h hosszirányú sebességváltozásban határozza meg a

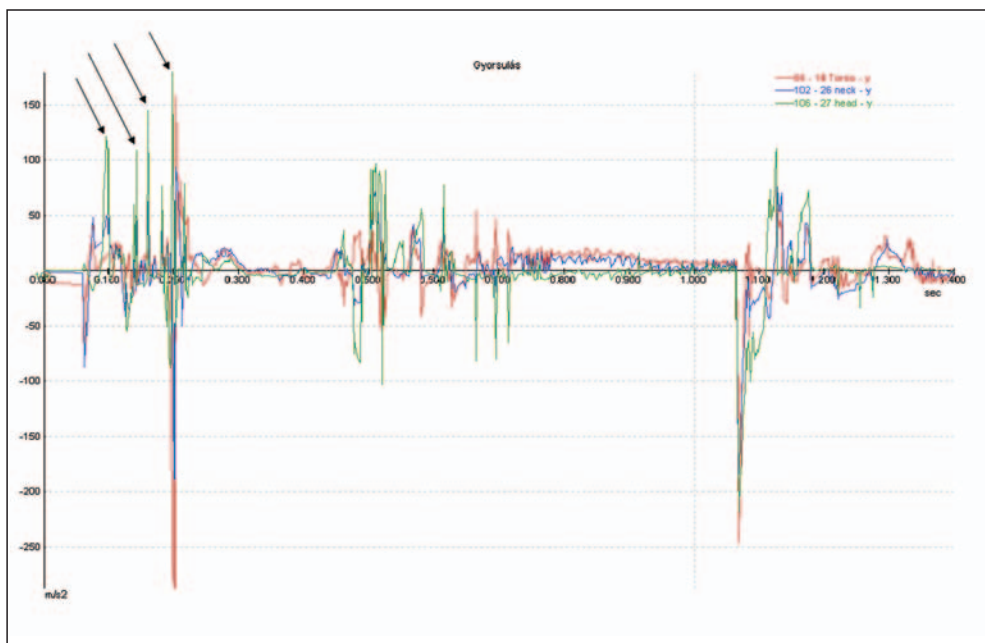
gépkocsiveető nyakcsigolya-sérülését eredményező határérték nagyságát, azonban női gépjárművezetőnél már $\Delta v=11$ km/h sebességváltozás felett is kialakulhat nyakcsigolya-sérülés².

A vizsgált esetben a VW gépkocsi első ütközésekor az ún. ütközési pontra vonatkoztatva előbbi határértéknél egyértelműen nagyobb mértékű sebességváltozást ($\Delta v\sim 27,0$ km/h) lehetett meghatározni.

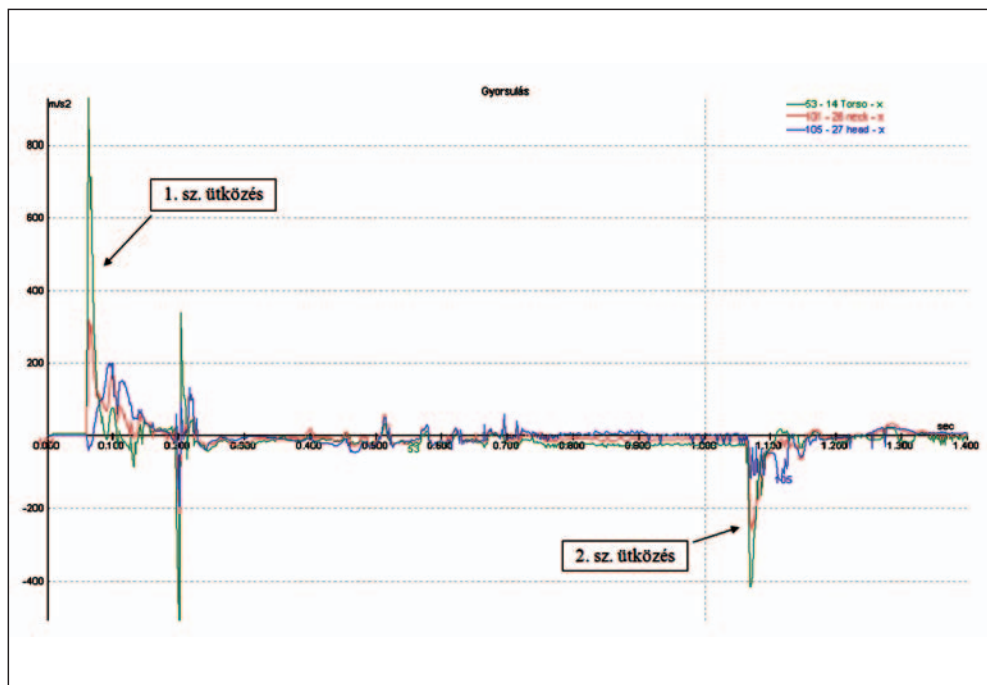
A legutóbbi időszak kutatásai szerint nyakcsigolyasérülés kialakulására akkor lehet nagy valószínűséggel számítani, amennyiben az ún. NIC (Neck Injury Criterion – nyaksérülési kritérium) a $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ értéket túllépi. Ebben az esetben a maximális relatív gyorsulás a fej és a felsőtest között az $a=69 \text{ m}/\text{s}^2$, míg a relatív sebesség a fej és a felsőtest között a legnagyobb terhelés fázisában $v_{\text{rel}}=6$ km/h.



18. ábra. A járművezető fej-, nyak- és felsőtest-, valamint a vezetőülés hosszirányú elmozdulása az idő függvényében (Head-fej, neck-nyak, torso-felsőtest, central middle seat-vezetőülés ülőlappja)



19. ábra. A járművezető fej-nyak és felsőtest oldalirányú gyorsulásának alakulása az idő függvényében (Head-fej, neck-nyak, torso-felsőtest)



20. ábra. A járművezető fej-nyak és felsőtest hosszirányú gyorsulásának változása az idő függvényében (Head-fej, neck-nyak, torso-felsőtest)

Az NIC index, mivel viszonylag újonnan használt biomechanikai jellemző, ezért a széles körű baleset-elemzési gyakorlatba nem került át, lényegében a gerincoszlop és a nyakcsigolyák közötti relatív elmozdulás definiálására szolgál)³.

A következő ábrákban a járművezető-modell rekonstruált fej-nyak és felsőtest hossz- és keresztirányú gyorsulásának idő függvényében történt változását mutatjuk be. Az alkalmazott modell kialakítása miatt elsősorban az elmozdulások jellege és iránya határozható meg elfogadható pontossággal, azonban az nagy valószínűséggel állítható, hogy a fej és a felsőtest közötti relatív gyorsulás a kritikus értéket még bekapcsolt biztonsági öv esetében is túllépte volna, tehát bekapcsolt biztonsági öv esetében is bekövetkezett volna a VW-vezető fej-nyakcsigolya biomechanikai határértékeket meghaladó túlterhelése.

A 19. diagramból jól érzékelhető – különösen a fej és a nyak esetében – a jelentős mértékű oldalgyorsulás-változás a kettős ütközési folyamat során. A fej egyes gyorsulási csúcserőértékei elérik a 12–19 g nagyságot, a max.-min. értékek közötti különbség pedig meghaladja a 20 g nagyságot is.

Összefoglalás

A gépkocsiban utazó emberekre már relatíve kis ütközési sebességeknél is olyan terhelések hatnak, amelyek meghaladják a biomechanikai terhelési határértékeket, különösen olyan esetekben, amikor a passzív biztonsági berendezéseket (pl. biztonsági övet) nem használják, vagy előbbieket funkcionálisan nem működnek (késői vagy egyáltalán nem aktivizálódó légzsák, elégtelen övfeszítés stb.).

Ugyancsak gyakori problémaként jelentkezhet a biztonsági öv és légzés használata során az ún. submarining (utas alul kicsúszik a csípő-övből), vagy az out-off pozíció (ütközés előtt előrehajolt utas).

A tanulmányban ismertetett többtest-tömegű utasmodell segítségével kielégítő pontossággal lehet rekonstruálni még összetett ütközési folyamatok, illetve járműperdülés és borulások során is az utasokat ért terhelések irányát, nagyságát.

IRODALOM

1. *Kőfalusi P, Kőfalvi Gy.* Gépjárművek passzív biztonsága. Budapest: Maróti Könyvkiadó; 2000.
2. *Walz F, Muser M.* Biomechanical assesment of soft tissue cervical spine disorders and expert opinion in low speed collisions. *Accident Anal Prev* 2000;32:161–5.
3. *Meyer S, Schal S.* Technisch-biomechanische Unfallanalyse in Hugemann (Hrsg.). Unfallrekonstruktion. Münster: Verlag autorenteam; 2007.
4. Carat Handbuch, IbB-Wiesbaden; 2000.
5. PcCrash Manuel, DSD Linz; 2008.
6. *Kasanický G, Kohut P, Lukášik M.* Impact dynamics theory for the analysis and simulation of collisions. UNI-Zilina; 2004.
7. *Kramer F.* Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen. Wiesbaden: Vieweg Verlag; 2010.

Dr. Kőfalvi Gyula

IbB-Hungary Mérnöki-Szakértői Iroda
H–1163 Budapest, Veres Péter u. 48.
Tel.: (+36) 1 402-1003

www.muszeroldal.hu

(a magyar műszerportál)

- Cégszótárak:

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

- Referencia oldalak:

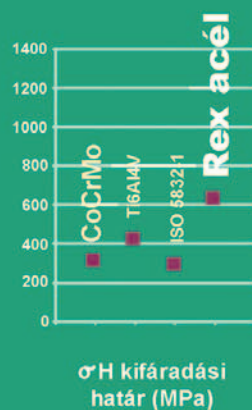
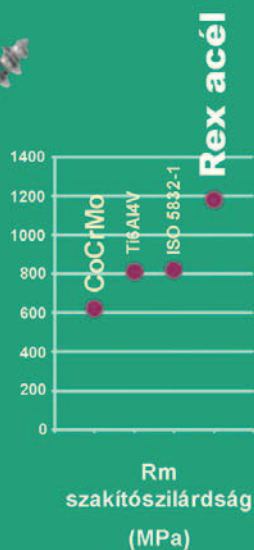
- **Metrológia**
 - SI rendszer
 - Ipari metrológia
 - Négynyelvű metrológiai szótár
- **Szakirodalom**
 - Magyar mérés-technikai cikkek jegyzéke
- **Hasznos adatok**
 - Anyagok szilárdsági jellemzői
 - Hőelemek adatai
 - Mértékegység lexikon
 - Fontosabb fizikai állandók
 - ASCII kódtábla
- **Letölthető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

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

MŰSZER
OLDAL

Innováció versenyáron

Pannon



A SCAPHOCEPHALIA KORAI SEBÉSZI KEZELÉSE

Novák László¹, Fekete Gábor¹, Nagy Andrea², Gyorsok Zsuzsa³, Markia Balázs³, Bognár László¹

¹Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Idegsebészeti Klinika

²Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Gyermekklinika

³Országos Idegtudományi Intézet

lnovak@dotc.hu

Absztrakt

Célkitűzés: A scaphocephalia korai kezelése során szerzett tapasztalatainkat ismertetjük műtéti technikánk bemutatásával.

Betegek és módszerek: 180 scaphocephaliás gyermek adatait dolgoztuk fel. Hat hónapos kor alatt teljes rekonstrukciót végeztünk egy ülésben. Ez biparietalis craniotomiát, occipitalis decompressiót és az antero-posterior átmérő megrövidítését foglalta magában. Az egyévesnél idősebb gyermekeknél biparietalis decompressiót és az individualis anatómiai helyzettől függően occipitalis és/vagy frontalis bemetszéseket végeztünk.

Eredmények: A hat hónapos kor alatt végzett műtétek után megfelelő kozmetikai eredményt és normális kognitív fejlődést tapasztaltunk. Lényeges sebészi morbiditást nem észleltünk. Reossificatio mindössze két esetben jelentkezett az egyéves kor alatti csoportban. Következtetések: A scaphocephalia egyéves kor alatti egy ülésben végzett rekonstrukciója hatékony és biztonságos megoldás. Tapasztalataink szerint a műtét ideális időpontja négy és hat hónap közti életkorra tehető, ha a gyermek elérte a hat kilogrammos testsúlyt.

Kulcsszavak: scaphocephalia, korai rekonstrukció, sebészi technika

Early surgical treatment of scaphocephalia

Abstract

Objective: The authors report on a technique with assessment of its safety and success rate in cranial reconstruction of scaphocephalic infants less than one year of age.

Patients and methods: Results compiled from a series of 180 scaphocephalic patients. In patients younger than six months complete reconstruction could be achieved with the technique that comprised biparietal detachment, occipital decompression and shortening of the antero-posterior diameter in one stage. In older children individual operations have been performed according to anatomy.

Results: Both the cosmetic results and the eventual neural development of patients operated on within first six months of life turned out to be excellent. No serious surgical morbidity was observed. Reossification was observed only in two cases under one year.

Conclusion: The presented surgical technique is safe and efficient to treat scaphocephaly and ideally recommended during the first six months of life. According to our experience the ideal age is between 4–6 months if the baby reaches six kilograms.

Keywords: scaphocephaly, early reconstruction, surgical technique

Bevezetés

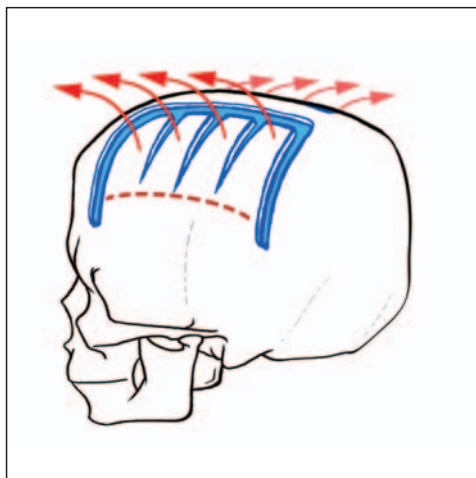
A nyílvarrat veleszületett elcsontosodása következtében létrejövő scaphocephalia a leggyakoribb nem syndromás craniosynostosis. Kezelésének célja kettős¹. A legfontosabb a neurokognitív fejlődésbeli elmaradás megelőzése^{2,3,4}. A kozmetikai megfontolások az 1970-es évektől váltak egyre kifejezettebbeké^{5,6}. Számos műtéti technika került kidolgozásra mind az ideg-, mind a craniofacialis sebészek részéről. Ezek egyszerű synostectomiáktól és minimálisan invazív endoszkópos technikáktól kezdve, a széles vertex craniotomiákon keresztül egészen a komplex rekonstrukcióig terjednek, melynek során akár különböző távolságot tartó, feszítő implantátumok beültetésére is sor kerülhet^{7,8,9,10}. Mindezek a módszerek különböző mértékben működnek, de egyik sem elégít ki minden követelményt tökéletesen. Ráadásul a mai napig vitatott, hogy mely életkorban szükséges a műtét elvégezni a maximális eredmény biztosítása érdekében. A fiatalabb életkorban végzett beavatkozások kozmetikai eredményei az agy gyors növekedése miatt jobbak, azonban a műtét alatti vérvesztés sokkal veszélyesebb, és a korai újraelcsontosodás is gyakoribb. Idősebb korban az operáció biztonságosabb, bár sokkal bonyolultabb műtéti megoldások szükségesek a hasonló kozmetikai eredmény elérésére. Emellett az agy „védelme” is kérdésessé válik. Dolgozatunkban az elmúlt 12 évben általunk alkalmazott sebészi technika eredményeit ismertetjük, különös figyelmet szentelve az egy éves kor alatt elvégzett műtétekre.

Betegek és módszerek

Egymást követő 180, nem syndromás, egyes varrat synostosisos, scaphocephaliás beteget operáltunk, ill. adatait dolgoztuk fel. Az átlag-életkor 2 és 98 hónap között mozgott (átlag \pm \pm SD=11,7 \pm 17,6 hónap). A testsúly 3400–

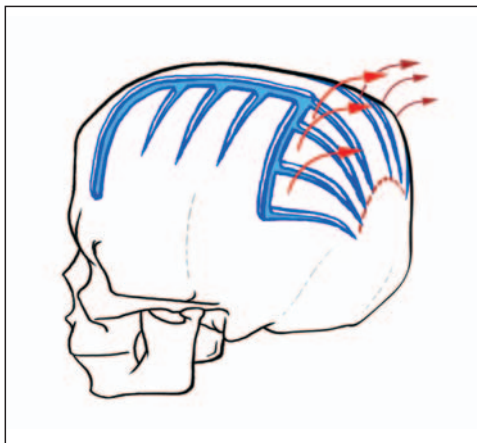
23 000 gramm között volt (átlag \pm SD= 8233 \pm \pm 3565 gramm). 15 beteg volt három hónaposnál fiatalabb, 72 életkora volt 3 és 6 hónap, ill. 52 betegé 6–18 hónap közötti. 41 beteg 18 hónaposnál idősebb volt (19 volt hároméves korig, 12 ötéves korig, 3 hétéves korig és 7 volt hétéves kor felett) a műtét idején.

A műtétet intratrachealis narkózisban hason fekvő helyzetben végeztük. A bőrt hígított anaestheticumot tartalmazó oldattal infiltráltuk (10 ml, 0,2%-os Lidocain). A bicoronális bőrmetszés után a galeát a nyakszirt felé leválasztottuk. Két kis fűrési lyukat helyeztünk fel a lambda-varrat és az elcsontosodott nyílvarrat találkozásánál mindkét oldalon. A dura leválasztása után biparietalis craniotomiát készítettünk gyorsfúróval (70 000 rpm). A craniotomia határait a lambda- és a coronavarrat, valamint az elcsontosodott nyílvarrattól 5 mm-re lateralisán képeztük. Ezt követően a csontból 5 mm széles csíkot vágunk le, majd a csontlebenyt zöldgallyszerűen lateralisán kitörtük (1. ábra).

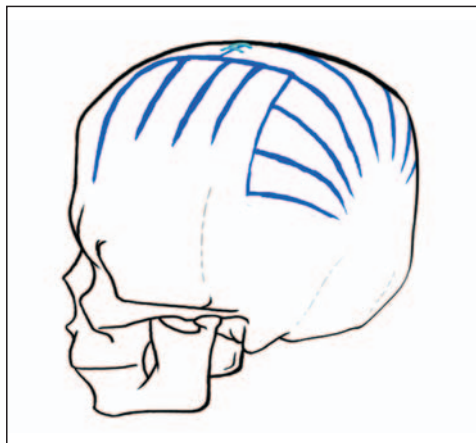


1. ábra. Biparietalis decompressio

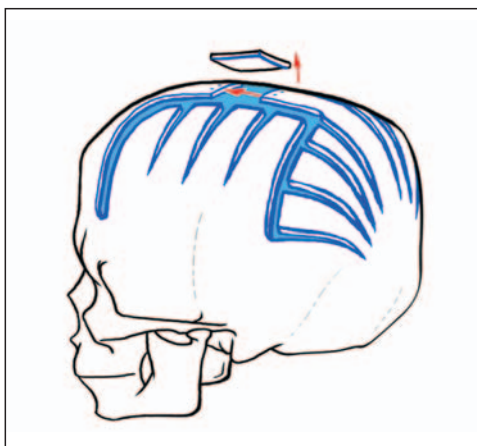
Miután a durát a nyakszirtcsont felől is leválasztottuk, a csontot hordóbordázat-szerűen beridaltuk és zöldgallyszerűen kitörtük (2. ábra).



2. ábra. Occipitalis decompressio



4. ábra. A végleges műtéti helyzet



3. ábra. Az elcsontosodott nyílvarrat megrövidítése

A súlyos esetekben hasonlóan jártunk el a homlokcsont irányában is. Ezt követően 1 cm széles csíkot vágunk ki a sinus felett az elcsontosodott nyílvarratból általában a legnagyobb behúzódásnak megfelelően (3. ábra).

Két kis fűrt lyuk felhelyezése után a törtegeket 1,0-s, nem felszívódó fonállal egyesítettük (4. ábra).

Drain hátrahagyása mellett a bőrt két rétegben felszívódó intracutan 3,0-s fonalakkal zártuk. A draint 48 óra elteltével távolítottuk el. Ezalatt

a gyermek enyhe szedációban részesült. Négy napig harmadik generációs cephalosporinokat alkalmaztunk. A szoptatást nem függesztettük fel. A betegeket a posztoperatív 5-6. napon bocsátottuk haza. Az idősebb, 18 hónaposnál nagyobb gyermekeknél csak biparietális craniotomiát végeztünk hason fekvő helyzetben. Ott, ahol csak frontális felszabádítás történt a reoperáció során, a beteget hanyatt fekvő helyzetben operáltuk. A posztoperatív kontrollokat 3, 6, 12, 18 hónap múlva végeztük. Ezt követően éves ellenőrzéseket végeztünk. A műtét előtt kétirányú koponyaröntgen mellett 3D-s CT-felvételek is készültek, míg a kontrollok során a kétirányú koponyafelvétel elkészítése elégségesnek bizonyult. Amennyiben szövődmény nem lépett fel, és a kozmetikai eredményt is megfelelőnek találtuk, úgy az első kontrollfelvételt hat hónap múlva készítettük, majd évente ismételtük. A megfelelő kozmetikai eredményt a szülővel egyetértésben fogadtuk el.

Eredmények

A perioperatív idő, mely a beteg műtőbe való érkezésétől a bőrmetszésig tartott, átlagosan 54 percet igényelt ($SD \pm 20$ perc). A tisztá

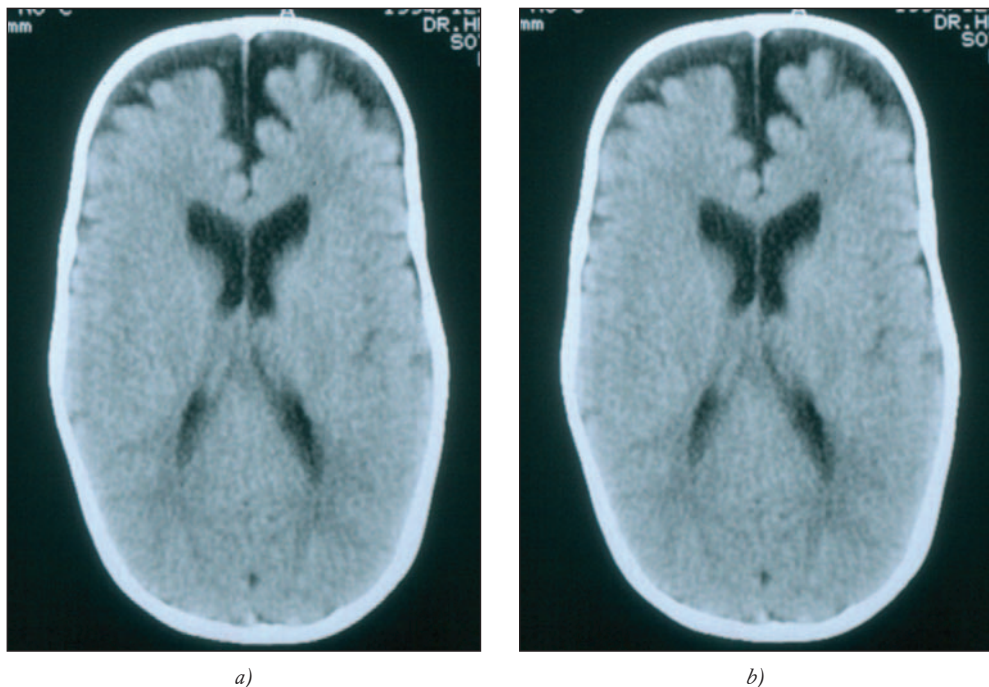
sebészi idő átlagosan 60 perc volt ($SD \pm 21$ perc). A transzfúzió 18 hónapos kor alatt elengedhetetlennek bizonyult (átlag $\pm SD = 13 \pm 6$ ml/kg). Két betegnél jelentkezett hypovolaemiás shock a műtét alatt. Sem mortalitás, sem súlyos késői szövődmény nem lépett fel. Kisfokú durasérülést hét esetben észleltünk, ezeket elvarttuk. Minden alkalommal jelentkezett craniofacialis lágyrészödema, mely 72 órán belül minden esetben felszívódott. Két betegnél enyhe sebgyógyulási zavar lépett fel, és három alkalommal észleltünk epilepsziás görcsrohamot a közvetlen posztoperatív szakban. Két betegünket, akiket 9-9 hónapos korukban operáltunk, 36, ill. 37 hónapos korukban reoperáltuk a koponyaröntgenen észlelt ezüstveretesség és fejfájás miatt. Egy beteget a késői diagnosis miatt 36 hónapos korában operáltunk. Később kiderült többvarrat-elzáródás miatt 98 hónapos korában reoperáltuk, ez alkalommal frontalis felszabadítás történt.

Megbeszélés

A nyílvarrat korai elcsontosodása parietalis ellaposodáshoz és frontalis előboltsuláshoz vezet a koponyán. Ez az antero-posterior átmérő megnyúlását okozza, míg a teljes intracranialis volumen összességében kisebb a normálisnál. Amennyiben a szituációt nem korrigáljuk, a különböző kozmetikai eltérések mellett a koponyaűri nyomásfokozódás jelei és tünetei jelentkezhetnek¹⁰. Mivel ez egy dinamikus változó állapot, különböző műtéti megoldásokat fejlesztettek ki a scaphocephalia különböző életkorban végzett korrekciójára. Logikusnak látszik minél fiatalabb életkorban elvégezni a teljes rekonstrukciót, szem előtt tartva a párhuzamos, arányaiban kifejezettebb agy- és koponyacsont-növekedést¹¹. Ha a gyermek túl kicsi, úgy a műtét alatti elkerülhetetlen vérvesztés az összességében kis mennyiség ellenére katasztrofális keringési problémák-

hoz vezethet. Mindezt különböző, minimálisan invazív technikákat fejlesztettek ki^{8,12}. Az endoszkópos synostectomia látványos technikának látszik, de a műtétet követően legalább hat hónapig ortézisként sisakot kell viselnie a gyermeknek^{8,12}. Két hónapos kor alatt a korai újraelcsontosodás gyakori. A fejlődő immunrendszer ebben az életkorban a legsebezhetőbb, és a védőoltások is egybeesnek ezzel a periódussal. Egyéves kor felett a műtét biztonságosabb, de a csontos struktúrák jelentősen veszítenek plaszticitásukból, és a nyomásfokozódás miatt fokozatosan kialakuló ezüstveretesség következtében a durasérülés kockázata is nagy. Mindezeket figyelembe véve a műtéti kockázat csökkentésére és a műtéti eredményesség növelésére a 3-6 hónapos kor tűnik a legideálisabbnak. Hat kilogramm feletti testsúly szintén optimális. A morbiditás és a reoperáció aránya sorozatunkban alacsony volt. Az egy év alatti gyermekek jól tolerálták a beavatkozást. Az ilyen életkorú betegek nem igényelnek különleges fejjvédelmet a mozgás viszonylagos limitáltsága miatt.

A kozmetikai eredményt a szülői megelégedettség alapján értékeltük. A biparietális ellapultságot a kétoldali pi-craniotomiával korrigáltuk. Az antero-posterior átmérőt a nyakszirtcsonti hordóbordázat- vagy kagylóhéjszerű bemetszésekkel és a középvonali kimetszéssel csökkentettük. A sinus sagittalis superiorra különös figyelmet fordítottunk a leválasztás során. A megrövidítés nem strangulálja a vénás eláramlást, de biztonsággal ezt csak az első életév, ill. annak első fele során lehet megtenni. Mivel 5 mm széles csíkot kivágtunk a falcsontból, az újraelcsontosodás megelőzhető. A magas fordulatszámú fúró maximális teljesítményen történő használata a csontszélek koagulációját okozza, és így a vérvesztésget csökkenti. A bőr decubitalódásának veszélyét elkerülendő semmilyen fémimplatátumot nem használtunk. Ez nemcsak a műtét költségeit csökkenti, hanem a kontrollok idejét is kinyújtja,



5. ábra. Preoperatív (a) és hathetes posztoperatív (b) axialis natív CT. Figyelemre méltó a hátsó és oldalsó liquorterek megnyílása és a preoperatív észlelt frontális expansio csökkenése.

a reoperációk is elkerülhetők. A bőrmetszés hegét a haj gyorsan elfedi. A frontális leválasztást a korai műtéttel el lehet kerülni. Mivel scaphocephalia esetén a korai varratelcsontosodás mindössze a nyílvarratra korlátozódik, a decompressiót követően mind az agy, mind a csontos koponya növekedése fiziológiásabbá válhat az eddig korlátozott irányba történő növekedés megindulásával. A frontális előboltosulás fokozatosan és jelentősen csökkent. Az eredeti kozmetikai problémák így rendeződnek. A pre- és posztoperatív CT-k összehasonlítása a korábban beszűkült parietális külső liquorterek megnyílását igazolja (5. ábra).

Összefoglalás

Műtéti technikánk biztonságos és hatékony a scaphocephalia kezelésére. 3–12 hónapos korig javasolt az alkalmazása. Ha a gyermek eléri a három hónapos kort vagy a hat kilogrammos testsúlyt, a műtét javasolható. Az ideális életkor a 3–6 hónapos kor közötti korosztály, mivel a csont még plasztikus, és az agy növekedési kapacitása, mely a koponya remodellációjához vezet, a legnagyobb. A műtét egy lépésben rekonstruálja az „ideális” fejformát, és nincs szükség ortézis viselésére. Egyéves kor felett csak biparietális craniotomiát vagy frontális decompressiót javaslunk. Ebben az életkorban a kezelés indikációja a megnövekedett koponyaűri nyomás csökkentésére irányul.

IRODALOM

1. Sun PP, Persing JA. Craniosynostosis. In: Albright AL, Pollack IF, Adelson PD, editors. Principles and practice of pediatric neurosurgery. New York: Thieme; 1999. p. 219–42.
2. Bellew M, Liddington M, Chumas P, Russell J. Preoperative and postoperative developmental attainment in patients with sagittal synostosis: 5-year follow-up. *J Neurosurg Pediatr* 2011;7: 121–6.
3. Kapp-Simon KA, Speltz ML, Cunningham ML, Patel PK, Tomita T. Neurodevelopment of children with single suture craniosynostosis: a review. *Childs Nerv Syst* 2007;23:269–81.
4. Virtanen R, Korhonen T, Fagerholm J, Viljanto J. Neurocognitive sequelae of scaphocephaly. *Pediatrics* 1999;103:791–5.
5. Rougerie J, Derome P, Anquez L. Craniostenosis and cranio-facial dysmorphism. Principles of a new method of treatment and its results. *Neurochirurgie* 1972;18:429–40.
6. Tessier P. Total facial osteotomy. Crouzon's syndrome, Apert's syndrome: oxycephaly, scaphocephaly, turriccephaly. *Ann Chir Plast* 1967;12: 273–86.
7. Jane JA Jr, Lin KY, Jane JA Sr. Sagittal synostosis. *Neurosurg Focus* 2000;15:e3.
8. Jimenez DF, Barone CM, McGee ME, Cartwright CC, Baker CL. Endoscopy-assisted wide-vertex craniectomy, barrel stave osteotomies, and postoperative helmet molding therapy in the management of sagittal suture craniosynostosis. *J Neurosurg* 2004;100:407–17.
9. Kim SW, Shim KW, Plesnila N, Kim YO, Choi JU, Kim DS. Distraction vs remodeling surgery for craniosynostosis. *Childs Nerv Syst* 2007;23:201–6.
10. Renier D, Lajeunie E, Arnaud E, Marchac D. Management of craniosynostoses. *Childs Nerv Syst* 2000;16:645–58.
11. Sgouros S, Goldin JH, Hockley AD, Wake MJ, Natarajan K. Intracranial volume change in childhood. *J Neurosurg* 1999;91:610–6.
12. Jimenez DF, Barone CM, Cartwright CC, Baker L. Early management of craniosynostosis using endoscopic-assisted strip craniectomies and cranial orthotic molding therapy. *Pediatrics* 2002;110:97–104.

A szerzők köszönetüket fejezik ki Merczel Péternek a rajzok elkészítéséért.

A kézirat a DE OEC 17/96-Mec Grant támogatásával készült.

Dr. Novák László

Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Idegsebészeti Klinika

H-4032 Debrecen, Móricz Zs. krt. 22.

Tel.: (+36) 52 411-600/55299

THE INJURY OF THE REPLACED HIP IN MOTOR VEHICLE ACCIDENTS LITERATURE REVIEW

Zoltán Csernátony¹, Judit Pálincás², László Kiss¹, Sándor Manó¹

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

²Department of Physiotherapy, Medical and Health Science Center, University of Debrecen
csz@med.unideb.hu

Abstract

In recent years worldwide there has been a considerable increase in the number of middle and older aged patients who undergo total hip replacement, and following surgery they would again like to live an active life, therefore they take part in everyday traffic as either drivers or passengers of motor vehicles. In head-on collisions there is a relatively high rate of thigh bone, hip joint and pelvic fractures or traumatic dislocation of the hip joint the so called dashboard injury, in cases like this a replaced hip is exposed to greater dangers. We searched the literature for biomechanical examinations of these special joint circumstances, since the replaced hip can not be compared to a healthy hip either biologically or mechanically. The reason this is important, because in these patients it might be advisable to find a solution that takes this into consideration during surgery. We could not find literature examining this question on the internet to this day.

Keywords: dashboard injury, total hip replacement, head-on collision, dislocation, fracture

Introduction

The analysis of traffic accidents has numerous variables. An important part of it can be numerated: the number of accidents, geographical location, seasonal, part of the day distribution, number of people involved, financial cost, loss of work days, number of handicaps, the level of handicap, number of deceased, etc. Another part of it can be categorized: mode of involvement, accident circumstance, reason, type of injury, etc. A third part can be modeled: deformity of the vehicles, the function of the active and passive safety systems, and in a paradox manner the dangers of them, also the mechanism of injury to individuals involved.

All this explains why the study of traffic accidents is multidisciplinary. Due to its nature the biggest problem in traffic safety research is the modeling of injuries to people. In these

cases there are numerous variables to be considered, that modeling on dummies alone can not completely solve^{7,6,2}. The age, body size, musculature, health status, vigilance, and also the reaction during the accident can greatly affect the injury suffered by the involved individuals. It is a known fact that the driver that realizes the danger early and because of the stress effect tenses the body to prepare for the impact most often obtains less injury than dozed off passenger whose body behaves “lifeless” during the crash. Although this is just a generalization, but from the above mentioned fact we can deduct that to completely validate this, besides the robotized dummy experimentations there is a need for cadaver experiments.

During cadaver experiments we can search for answers to a diverse amount of questions. We can examine the entire body, but it might be more conclusive to perform the biomechanical

examination on a predetermined part of the body based on mechanism of injury. While the crash dummy examinations performed under standardized conditions will give similar results therefore a low number of cases is sufficient, in cadaver examination because of the above mentioned diversity a higher number of tests are required.

Based on different estimations there are about 500,000 total hip replacement surgeries performed yearly worldwide, but according to the morbidity statistics of the North-American population about five times as many should be performed. It is an important fact that the majority of these operations are performed in developed countries with high social standards which means longer life expectancy, greater demand for active lifestyle after the operation, and in these countries motorization is significant. Therefore after the total hip replacement surgery a high percentage of patients drive or ride in motor vehicles, because of this in clinical practice we more frequently encounter hip prosthesis dislocation or periprosthetic fracture due to traffic accidents.

This problem is also interesting from a biomechanical point of view³. The healthy hip joint

is a spherical joint with three degrees of freedom, which is capable of different degrees of rotation around the three main axes (Figure 1).

In case of joint wear – according to the most wide spread technique – we substitute this spherical joint with a polyethylene cup inserted into the original acetabulum, and we cut the worn femoral head with the neck and insert a stem into the femoral canal, which articulates with the inserted cup through a 22, 26, 28 or 32 mm diameter steel spherical head. This way we copy the natural joint which guarantees that the physiologic movements return after the surgery (Figure 2).

This new joint is made out of lifeless material, and the capsule around the hip no longer exists so the prosthesis reacts to forces in a completely different manner and it also does not have regeneration capabilities, because of these reasons in time it wears and requires exchange. The ten year survival rate is 90%⁴.

At the same time we noticed that there are disproportionately few lectures at conferences that deal with the mechanics of hip replacement patients suffering traffic accidents involv-

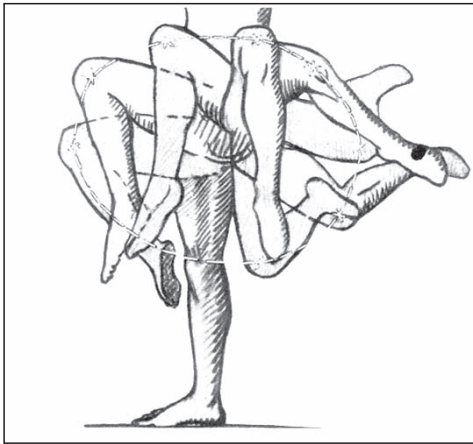


Figure 1. The movements of the hip joint



Figure 2. The schematic drawing of a replaced hip

ing the hip, and we could not find articles in this topic in the literature^{1,5}. We found it interesting to search the web for information pertaining to this and compare with the number of results found on professional medical web sites.

Materials and methods

In our literature review we used information found on Google and ScienceDirect. We used the below mentioned keywords primarily, and then narrowed our results by increasing the keywords. Once we obtained an easy to handle relevant number of results we read through them to see if there are ones that deal with hip injury in patients with hip replacement.

We set the Google search for exact match in both web and image search, while in ScienceDirect we did not narrow our search to any special journal, but searched all the journals available in the site.

In our preliminary search we used the dummy keyword and received 28,868,651 results. Then we narrowed our search by adding additional keywords. These were the following: car crash, biomechanics, dashboard injury, pelvic fracture, dislocation hip arthroplasty. We used these keywords combined in different fashions and obtained the following list.

Results

Our search results are shown in *Tables 1, 2* and *3*.

Keyword(s)	Number of results
dummy	28,800,000
dummy car crash	188,000
dummy car crash biomechanics	8,650
dummy car crash biomechanics dashboard injury	2,360
dummy car crash biomechanics dashboard injury pelvic fracture	321
dummy car crash biomechanics dashboard injury pelvic fracture dislocation	180
dummy car crash biomechanics dashboard injury pelvic fracture dislocation hip arthroplasty	137
dummy car crash hip arthroplasty	16,000
car crash hip arthroplasty	1,580,000
dummy car crash biomechanics dashboard injury dislocation hip arthroplasty	229

Table 1. The results of web search found on www.google.hu

Keyword(s)	Number of results
dummy	2,920
dummy car crash	22,000
dummy car crash biomechanics	5,840
dummy car crash biomechanics dashboard injury	134
dummy car crash biomechanics dashboard injury pelvic fracture	34
dummy car crash biomechanics dashboard injury pelvic fracture dislocation	12
dummy car crash biomechanics dashboard injury pelvic fracture dislocation hip arthroplasty	1
dummy car crash hip arthroplasty	77,900
car crash hip arthroplasty	1,310,000
dummy car crash biomechanics dashboard injury dislocation hip arthroplasty	4

Table 2. The results of images found on www.google.hu

Keyword(s)	Number of results
dummy	65,731
dummy car crash	924
dummy car crash biomechanics	302
dummy car crash biomechanics dashboard injury	18
dummy car crash biomechanics dashboard injury pelvic fracture	5
dummy car crash biomechanics dashboard injury pelvic fracture dislocation	1
dummy car crash biomechanics dashboard injury pelvic fracture dislocation hip arthroplasty	0
dummy car crash hip arthroplasty	5
car crash hip arthroplasty	37
dummy car crash biomechanics dashboard injury dislocation hip arthroplasty	0

Table 3. The results found on www.sciencedirect.com

Understandably we found an extremely large number of hits for the word dummy, because of the wide definition of the word (1. an imitation of a real or original object, intended to be used as a practical substitute, 2. a stupid person, 3. a silent or taciturn person, 4. a person or an agency secretly in the service of another, 5. one of a set of model pages with text and illustrations pasted into place to direct the printer, 6. the partner in bridge who exposes his or her hand to be played by the declarer, 7. a character or other piece of information entered into a computer only to meet prescribed conditions, such as word length, and having no effect on operation). Only a fraction of these results dealt with crash test dummies. On image search we found fewer than 20 different dummies a part of which was the classical built dummy, but more and more appear that are constructed with finite element techniques. Searching for pelvic injuries in dummies and when using pelvic fractures in association with hip replacement resulted in much lower number of hits. Searching under *car crash hip arthroplasty* on ScienceDirect resulted in 37 hits, but all these articles dealt with the requirement for hip arthroplasty due to the sustained injury and not with the mechanism of injury in patients with hip replacement, and surgical solution in these cases.

Discussion

The number of patients with hip arthroplasty greatly increases year by year. Furthermore more and more young individuals and older ones that want to live an active life undergo surgery. Since there are a number of surgical techniques used to implant hip prosthesis and even more types of implants available on the market since its modern introduction in 1961, it would be interesting to find out the mechanism of how the different types of surgical techniques and prosthesis types behave during a motor vehicle accident involving the hip area. This information could be used to reconsider the details of some surgical techniques, and also modify – as an option for patients with hip replacement – the active and passive safety systems in motor vehicles. Crash test dummies alone can only determine the size and direction of forces acting on the hip joint in different types of motor vehicle accidents, based on the information from these test, cadaver examinations are necessary to analyze the extent of injury in normal joint circumstances and in the replaced joint.

REFERENCES

1. *Batman M, Seliktar R.* Characterization of human joint impedance during impulsive motion. *J Electromyogr Kines* 1993;3(4):221–30.
2. Crash test dummy Facts, Discussion Forum, and Encyclopedia. Available from: http://www.absoluteastronomy.com/topics/Crash_test_dummy
3. *Csernátóy Z, Vereb Gy.* Biomechanik der Bewegungsorgane. In: Damjanovich S, Fidy J, Szöllösi J, editors. *Biophysik für Mediziner*. Budapest: Medicina; 2008;351–68.
4. *Lakatos J, Szendrői M.* Felnőttkori csípőízületi betegségek. In: Szendrői M, editor. *Ortopédia*. Budapest: Semmelweis; 2005;341–54.
5. *Miltner E, Salwender HJ.* Injury severity of restrained front seat occupants in car-to-car side impacts. *Accident Anal Prev* 1995;27(1):105–10.
6. *Mullins J.* The human crash test dummy. *New Sci* 2007 May 05;194(2602):50–1
7. *Vincze-Pap S.* Az emberi tűrőképesség határai, avagy hogyan fejlődött és milyen egy korszerű ütközőbábu? Available from: http://www.autokut.hu/au_vps_babu.htm

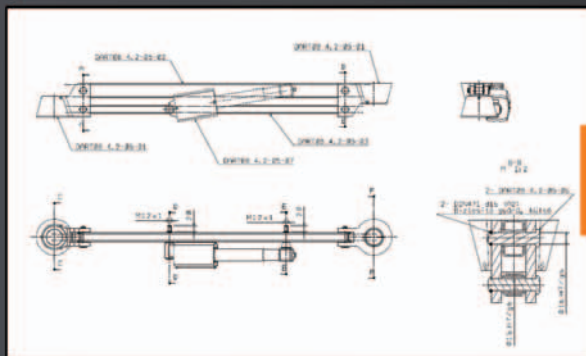
The project established by the support of the National Office for Research and Technology.

Dr. 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

ORVOSI CÉLÚ ALKALMAZÁSOK 3D PRINTING TECHNOLÓGIÁVAL

PROTOTÍPUSGYÁRTÁS MŰSZAKI DOKUMENTÁCIÓ ALAPJÁN



CRANIOPLASTICA MÉRNÖKI TÁMOGATÁSA



NEHÉZ ESETEK MODELLEZÉSE



REFERENCIA EGYÜTTMŰKÖDÉSEINK:

- DEBRECENI EGYTEM, IDEGSEBÉSZETI KLINIKA
- SZEGEDI TUDOMÁNYEGYETEM, IDEGSEBÉSZETI KLINIKA
- PLASZTIKA 2000 KFT.
- HYDRASZTAT MÉRNÖKI IRODA KFT.
- SANATMETAL KFT.

DEBRECENI EGYETEM, OEC ORTOPÉDIAI KLINIKA, BIOMECHANIKAI LABORATÓRIUM

+36 52 415-155/77707

CSZ@MED.UNIDEB.HU

WWW.BIOMECH.DOTE.HU



BIOMECHANICAL TESTING AND FINITE ELEMENT ANALYSIS OF FIXATOR MONTAGES

István Kádas¹, Tamás Törköly², Tamás Bíró², Zsuzsa Bíró¹, Dániel Kádas²

¹Péterfy Sándor Street Hospital-Clinic and Trauma Centre

²Budapest University of Technology and Economics

drkadas@gmail.com

Abstract

Among the factors determining the stability of external fixator osteosyntheses the deciding factor is the configuration of the montage. The authors examined the stability of unilateral and V-forms used in crural fractures together with a Budapest University of Technology task force. They performed osteotomy on cadaver bones and used a total of 12 kinds of montage variations. The various montages were exposed to 5 types of static load, their stability was tested, and finite element model experiments were performed. The load tests were evaluated by computer and the charts were compared. It was concluded that unilateral montages are most stable when the pins are placed in the greatest possible distance from each other within one segment and the rods are far from each other. In case of V-frame symmetrically inserted pins should be avoided in the second plane for better stability. Finite element model has verified the biomechanical observations. During the biomechanical experiment the authors have gained useful experiences for further clinical practice.

Keywords: external fixator, tibial fracture, finite element analysis, comparative study, fixator montage, biomechanical analysis

Introduction

In case of bone fractures the person's inner static support structure gets injured. As a result of the muscles' draught the limb shortens, and the fracture dislocates. If inner osteosynthesis is not desirable because of soft tissue injury an outer static frame: external fixator is used. Outer frames are different from inner syntheses, they are less stable but their effect on the fracture can be modified in space and time. Among the factors determining the stability of fixator osteosyntheses the deciding factor is the configuration of the montage^{1,2,3,4,5}. We examined the stability of unilateral and V-frames in crural fractures together with a Budapest University of Technology task force in a biomechanics laboratory^{6,7}. The various montages were exposed to static load using

the same method, and shifts were examined. At the end finite element model experiments were performed⁸.

Planning:

1. Montage planning
2. Course of the study
3. Measurement planning
4. Comparison of results

Method

Elements of the fixator montage:

1. Position of pins within the shin and within the segment
2. Position of rods as compared to the pins and each other
3. Properties of the linking element
4. Montage variations

1. According to the theory ideal pin position in case of unilateral frame is determined by the soft tissue coating. While in the past frame forms were used that were pierced through actively moving muscle elements today we aim the anterior medial surface of the tibia, avoiding the soft tissue coating. The pins are inserted in the sagittal plane, in line with each other. The position of two pins within a segment can be distant or close. In the distant type one of the pins inserted in the same plane is situated closest to the fracture and the other is furthest. In the other type the two pins are inserted close to each other (*Figure 1*). The latter type is used by many fixator systems (Hoffmann-Vidal, AO-Synthes double clamp)^{9,10,11,12}.

2. Position of the rods was also examined. Two rods were mounted on the pins in two different ways. In the distant type one of the rods was placed closest to the skin while the other the furthest. In the close type the two rods were placed close to each other. Another condition was also examined. In one group both rods

were placed on the same side of the pins, while in the control group the two rods were placed to opposite sides (*Figure 2*).

3. In case of three-dimensional that is two-plane montages the pins of the second plane must be placed furthest from the midpoint of the two pins inserted in the first plane within the segment. Therefore they won't act as support points of a two-armed lever. In this case the montage becomes instabile and the effect on the fracture will not be appropriate. The aim of our study is to prove this thesis (*Figure 3*).

Position of the rods in V-frame was also analysed. In one group the rods were placed in the inner side, in the other group the outer side. In the third group we used connecting bars (*Figure 4*).

Biomechanical tests were performed in order to determine the right montage configuration^{13,14,15,16,17,18,19}.

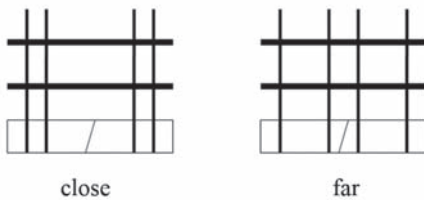


Figure 1. The compared position of pins

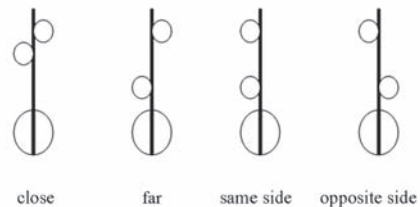


Figure 2. The compared position of rods

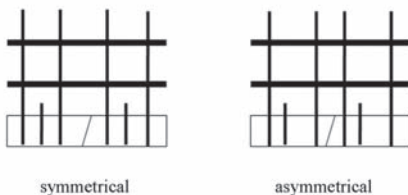


Figure 3. Position of the pins in plane

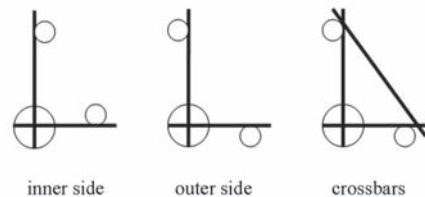


Figure 4. Position of rods at V-shape

Preparation of bone samples

Oblique osteotomy of 45 degrees was made on cadaver tibias, and then unilateral frame was mounted in the sagittal plane. The two pins in the same segment were inserted in two different distances (*Figure 1*). The pins were connected by rods. Three configurations were used in the rod positions: close to the bone, furthest from the bone and same side or opposite sides of the pins. In the other main group V-frames with various pin positions were mounted. The pins of the second plane were either inserted in the midpoint or far away from it, asymmetrically. The rods were placed on either the inner or the outer side of the V-shape. At the end the longitudinal rod-system was connected by crossbars. By this method we created 12 types of montages.

Materials and methods

1. Measurement of the stability of crural external fixator montages

The montages were exposed to comparative study. Five types of static load were used: axial, varus and valgus stress, recurvation and antecurvation. Dislocation was examined in the level of osteotomy. Our first idea was detection using an optical camera but that wasn't accurate enough. We tried to use pressure stamps built between the fracture surfaces but those didn't work either. Thus we got to use indicator gauges detecting shift with 0.01 mm accuracy. The rod system of the gauges was fixed using fixator pins in a preset distance from the fracture, on both sides of the fracture. We calculated the shift projected to the fracture plane using mathematical formulas. The shift along the axis was tested by axial load, and the load was increased by 10 N each time. For further tests one end of the sample was fixed, and weights were hanged on the other end; the

load was increased by 10 N each time. The shifts were detected by 4 gauges in specific positions. Bending and rotation were measured in two planes perpendicular to each other.

The tests were performed in the Biomechanical Laboratory of the Budapest University of Technology.

1.1. Aim of the measurement

The external fixator montages mounted on prepared (osteotomy) cadaver tibiae were exposed to various loads (axial, valgus, varus, antecurvation, recurvation), and the relative shift and relative rotation between the fracture surfaces were measured.

1.2. Measurement process

One end of the tibia was rigidly clamped while the other end was exposed to gradually increasing load. Relative shift between the fracture surfaces was measured as a function of the force used.

A mechanical system was used for measurement with indicator gauges of 0.01 mm accuracy (*Figure 5*).

Both ends of the cadaver tibia were stuck into a metal basket using epoxy resin. The proximal end was rigidly fixed by a metal clamp,



Figure 5. Measuring disposition

and then we hanged weights on the distal end. Four gauges were installed. The gauges were fixed to a preset distance from the plane of osteotomy (fracture gap) by 2 Schanz screws. The instrument measured the shift between the two Schanz screws by 0.01 mm accuracy. The shift projected to the plane of osteotomy was calculated from the measured data using mathematical formulas.

2. Interpretation of experiment parameters

Figure 6, 7 show the geometrical parameters of the montage used in the study (N, R), the position of the gauges (O) and the relative shift measured by the gauges (M).

$N_{1,2,3}$ – distance between pins

$R_{1,2}$ – distance between the rods and the midline of the bone

$M_{1,2,3,4}$ – distance between the gauges and the midline of the bone

$O_{1,2,3}$ – relative shift of gauges in signed numbers

The number of possible variations is 12. Each

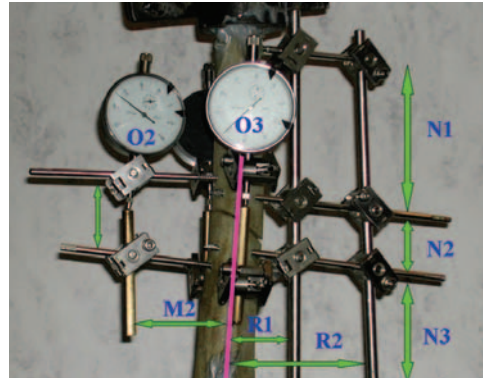


Figure 6. Measuring parameters I.

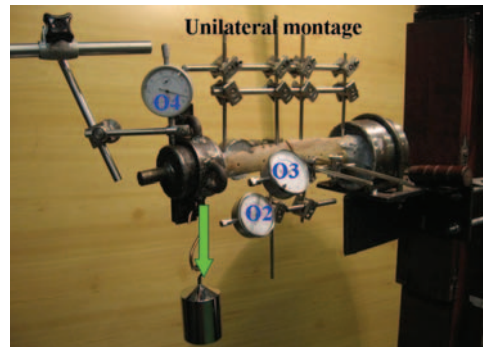


Figure 7. Measuring parameters II.

		Axial load	Valgus	Varus	Ante-curvature	Recurvature
1.	Unilateral, pins close	X	X	X	X	X
2.	Unilateral, pins far	X	X	X	X	X
3.	Unilateral, rods close	X	X	X	X	X
4.	Unilateral, rods far	X	X	X	X	X
5.	Unilateral, rods same side	X	X	X	X	X
6.	Unilateral, rods opposite side	X	X	X	X	X
7.	V-shape, pins in the midline	X	X	X	X	X
8.	V-shape, close to fracture	X	X	X	X	X
9.	V-shape, far from fracture	X	X	X	X	X
10.	V-shape, rod in the inner side	X	X	X	X	X
11.	V-shape, rod in the outer side	X	X	X	X	X
12.	V-shape + crossbars	X	X	X	X	X

Table 1. "X" is for measurements that were performed. Red indicates the variation of pin positioning, black indicates the variation of rod positioning"

montages were exposed to 5 types of load, therefore 60 measurements were performed. The tests were repeated on 5 cadaver tibiae, and then the mean value was calculated. The variations are summarized in a table (Table 1).

3. Configuration of the tested montages

Detailed discussion on each variations would be beyond the confines of this study, therefore here we present only 6 measurements of the 12 considered as significant.

3.1. Configuration of unilateral montage

No. 1: N: far, R: far, same

The pins are positioned in the greatest possible distance from each other, that is one pin is placed as close to the fracture as possible (N2=42 mm) and the other is placed as far as possible (N1=N3=84 mm).

Position of the rods: As close to the bone as possible (R1=45 mm) and as far as possible (R2=90 mm), and the rods are positioned on the same side of the pin (Figure 8).



Figure 8. Montage variation Unilat
P: far R: far, same

3.2. Configuration of unilateral montage No. 2: N: far, R: far, opposite

The pins are positioned in the greatest possible distance from each other, that is one pin is placed as close to the fracture as possible (N2=42 mm) and the other is placed as far as possible (N1=N3=84 mm).

Position of the rods: As close to the bone as possible (R1=45 mm) and as far as possible (R2=90 mm), and the rods are positioned on opposite sides of the pin (Figure 9).

3.3. Configuration of unilateral montage No. 3: N: far, R: close, opposite

The pins are positioned in the greatest possible distance from each other, that is one pin is placed as close to the fracture as possible (N2=42 mm) and the other is placed as far as possible (N1=N3=84 mm).

Position of the rods: As close to the bone as possible (R1=45 mm) and close to each other (R2=65 mm), and the rods are positioned on opposite sides of the pin.



Figure 9. Montage variation Unilat
P: far R: far, opposite

3.4. Configuration of unilateral montage No. 4: N: far, R: close, opposite

The pins are positioned in the greatest possible distance from each other, that is one pin is placed as close to the fracture as possible ($N_2=42$ mm) and the other is placed as far as possible ($N_1=N_3=84$ mm).

Position of the rods: As far from the bone as possible ($R_1=65$ mm) and close to each other ($R_2=90$ mm), and the rods are positioned on opposite sides of the pin.

3.5. Configuration of unilateral montage No. 5: N: close, R: far, opposite

The pins are positioned as close to each other as possible, that is one pin is placed as close to the fracture as possible ($N_2=42$ mm) and the other is placed as close to the first pin as possible ($N_1=N_3=24$ mm).

Position of the rods: As close to the bone as possible ($R_1=45$ mm) and as far as possible ($R_2=90$ mm), and the rods are positioned on opposite sides of the pin (*Figure 10*).

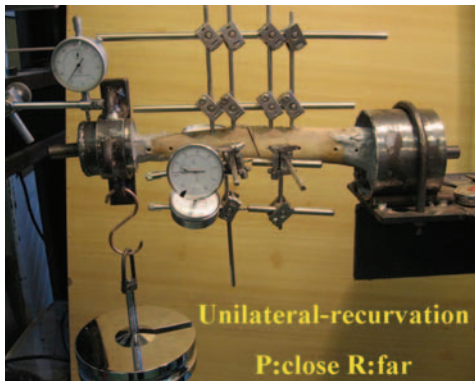


Figure 10. Montage variation Unilat
P: close R: far, opposite

3.6. Configuration of V-frame montage No. 6: N: far, R: far, opposite 2nd plane: N: far, R: far, same

The pins are positioned in the greatest possible distance from each other, that is one pin is placed as close to the fracture as possible ($N_2=42$ mm) and the other is placed as far as possible ($N_1=N_3=84$ mm). The pins of the second plane are also positioned in the furthest possible distance from each other, that is one pin is placed as close to the fracture as possible ($N_2=54$ mm) and the other is placed as far as possible ($N_1=N_3=90$ mm).

Position of the rods: As close to the bone as possible ($R_1=45$ mm) and as far as possible ($R_2=90$ mm), and the rods are positioned on opposite sides of the pin. The rods of the second plane are also placed like this: closest to the bone ($R_1=45$ mm) and furthest from the bone ($R_2=90$ mm), and the rods are positioned on the same side of the pin. The rods are connected with crossbars (*Figure 11*).

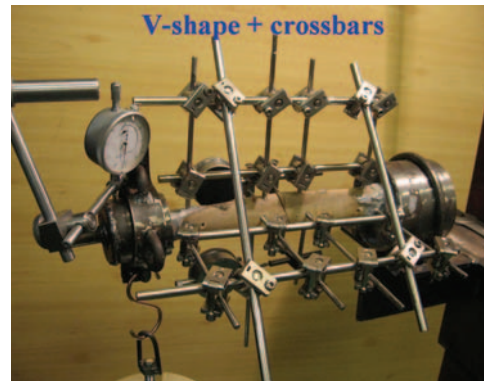


Figure 11. Montage variation Unilat
P: far R: far, opposite
Plane 2 P: far R: far, opposite

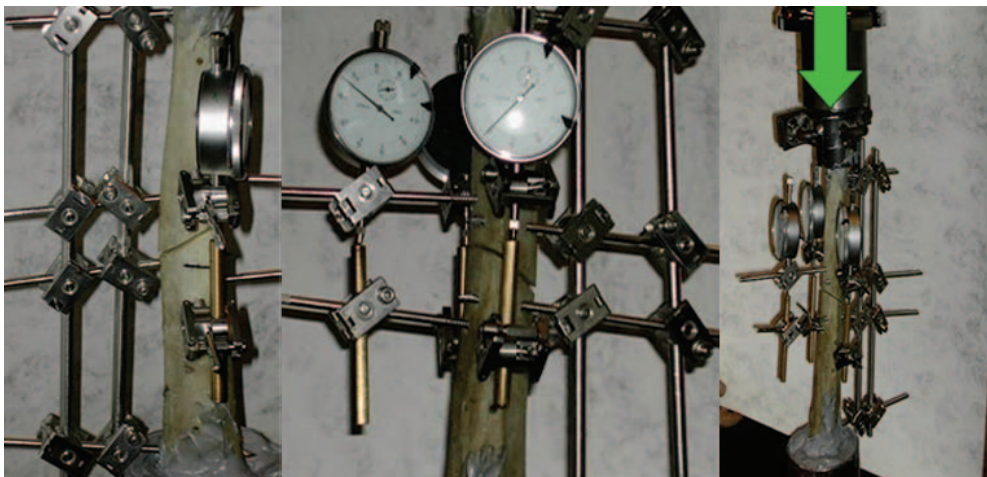


Figure 12. Axial strain Meter: O1-O2-O3

4. Load types

4.1. Axial load

The sample was posted on its end covered by the larger cup and was fixed. The other end was gradually loaded along the axis of the bone (axial load). In this case the data detected by the gauges No. 1, 2 and 3 were recorded (Figure 12).

4.2. Bending

The stress falling on the fixator montage is best modeled by force perpendicular to the bone axis. The force axis of unilateral and V-frames we used are not aligned with the bone axis therefore torque occurs in the fixator combination. By exposing various montages to similar load we could establish a stability order among the variations. That's how we could tell which is the most stable form.

4.2.1. Valgus

The unilateral montage inserted in the saggital plane can be loaded in 4 main directions. The first test was pressing away from the body

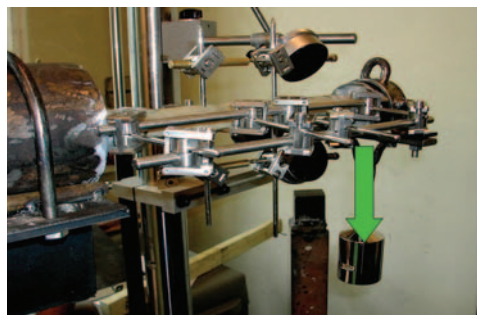


Figure 13. Valgus strain Meter: O1-O2-O3-O4

midline that is valgus stress. The load weight was increased by 10 N each time and shift was registered on all 4 gauges (Figure 13).

4.2.2. Varus

The second test was the opposite of the first one that is the distal end of the tibia was pressed in the direction of the body midline. In this case also 4 gauges were used (Figure 14).

4.2.3. Antecurvation

For forward bending – antecurvation – the fixator inserted in the saggital plane was exposed to bending force in the saggital plane

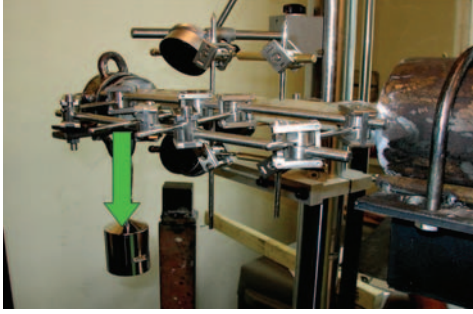


Figure 14. Varus strain Meter: O1-O2-O3-O4

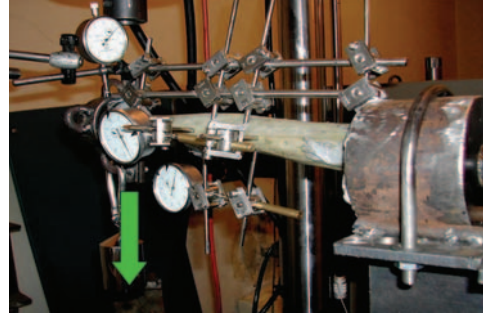


Figure 15. Antecurvation strain Meter:
O1-O2-O3-O4

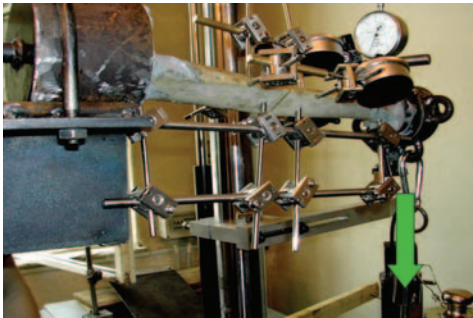


Figure 16. Recurvation strain Meter:
O1-O2-O3-O4

trending towards the dorsal direction and shift was recorded (Figure 15).

4.2.4. Recurvation

For backward bending – recurvation – the fixator inserted in the sagittal plane was exposed to bending force in the sagittal plane trending towards the ventral direction and shift was recorded (Figure 16).

5. Calculated data

It is laborious to measure fracture surfaces and it gives a less accurate number therefore the extent of shift was measured further away each

case and it was converted to the fracture site. Letters of the formulas are indicated on figures of measurement settings. Values are given in millimetres (Figure 7, 8, 9).

N_{1,2,3} – distance between pins

R_{1,2} – distance between rods and bone midline

M_{1,2,3,4} – distance between gauges and bone midline

O_{1,2,3} – signed relative shift of gauges

5.1. Calculation of axial shift between fracture surfaces

Axial shift calculated in planes 1 and 3

$$t_{1-3} = \frac{(O1-O3) \times M1}{M1+M3} + O1$$

Axial shift calculated in plane 2

$$t_2 = \frac{R1}{R1+M2} \times O2$$

Axial shift

$$t = \frac{t_{1-3} + t_2}{2} \quad 1$$

5.1.1. Calculation of rotation between fracture surfaces

Rotation calculated in planes 1 and 3

$$S1-3 = \arctg \frac{O1-O3}{M1+M3}$$

Rotation calculated in plane 2

$$S2 = \arctg \frac{O2}{M2+R1}$$

6. Evaluation of measurements

Results of measurements are shown in the *Table 3*. The header contains montage parameters. The frame, the position of pins and rods and the distance between them are specified. Linearly increasing load was recorded and the gauges were read after each step. The table contains calculated shifts as a function of load which was increased step-by-step by 10 N. The diagram shows signed values of axial shift between fracture surfaces for various montages (1–4) and various loads (axial, valgus, varus, antecurvation, recurvation). Positive shift stands for distancing between fracture surfaces.

The recorded data was charted. The 6 different montages were charted with 5 types of load. 4×5-1 charts were prepared. The montages were represented by different colors. The load types were distinguished by signs on the chart curves (*Diagram 1, 2, 3*). The following table shows the notation (*Table 2*).

Color of montage:
1 N: far, R: far, same – red rombus
2 N: far, R: far, opposite – yellow square
3 N: far, R: close, same – yellow triangle
4 N: far, R: close, opposite – cyan blue X
5 N: close, R: far, opposite – dark blue X
6 V-frame, N: far, R: far, opposite – purple rombus

Table 2. Range of colors for montages

Results

Aspects of evaluation:

- axial shift
- rotation in planes S1 and 3
- rotation in plane S2
- bending

Each shift types were charted by 5 load types. First we show axial shift during axial load, recurvation, inward bending, antecurvation and outward bending. This is followed by another 5 charts of shift in planes S1 and 3 as a result of 5 types of load. The charting continues with plane S2 and bending. It is understandable that during the test for bending axial load wasn't used therefore one chart is missing from the last series.

It is apparent that as a result of axial pressure the distance between fracture surfaces decreases. The montages No. 1, 2 and 3 are much more rigid than No. 4 and 5. On the graphic charts we see that purple and cyan blue curves show the largest shifts that is these frames are less stable. The most conspicuous in the bending chart series is montage No. 5 showing significant shift and bending for each load types.

Finite element analysis^{20,21,22,23}

The aim of the analysis was to find the most stable fixator montage. The entire analysis is beyond the confines of this study. The four most important montage types were pointed out. Based on static aspects and fixation techniques of the unilateral montages there are two main aspects of analysing the different montages.

The first aspect of comparison is the position of fixator pins correlated to each other and the fracture.

	Montage	Axial shift	Rot. S1–S3	Rot. S2	Bending
Recurvation 70 N/mm	1 N: far, R: far, same	0.34	0.13	0.11	0.35
	2 N: far, R: far, opposite	0.17	0.11	0.10	0.22
	3 N: far, R: close, same	0.58	0.22	0.20	0.64
	4 N: far, R: close, opposite	0.68	0.31	0.28	0.74
	5 N: close, R: far, opposite	1.2	0.56	0.50	1.3
	6 V-frame, N: far, R: far, opposite	0.11	0.07	0.06	0.19
Antecurvation 70 N/mm	1 N: far, R: far, same	0.35	0.15	0.12	0.39
	2 N: far, R: far, opposite	0.19	0.13	0.12	0.17
	3 N: far, R: close, same	0.58	0.25	0.23	0.58
	4 N: far, R: close, opposite	0.64	0.37	0.34	0.71
	5 N: close, R: far, opposite	1.4	0.58	0.60	1.6
	6 V-frame, N: far, R: far, opposite	0.16	0.12	0.09	0.18
Varus 70 N/mm	1 N: far, R: far, same	0.43	0.23	0.23	0.44
	2 N: far, R: far, opposite	0.24	0.21	0.21	0.24
	3 N: far, R: close, same	0.68	0.31	0.32	0.62
	4 N: far, R: close, opposite	0.76	0.40	0.41	0.77
	5 N: close, R: far, opposite	1.9	0.64	0.66	1.9
	6 V-frame, N: far, R: far, opposite	0.15	0.17	0.17	0.21
Valgus 70 N/mm	1 N: far, R: far, same	0.48	0.28	0.29	0.48
	2 N: far, R: far, opposite	0.29	0.24	0.27	0.28
	3 N: far, R: close, same	0.73	0.36	0.36	0.67
	4 N: far, R: close, opposite	0.79	0.44	0.48	0.79
	5 N: close, R: far, opposite	2.4	0.69	0.69	2.4
	6 V-frame, N: far, R: far, opposite	0.15	0.19	0.19	0.25
Axial 70 N/mm	1 N: far, R: far, same	1.43	0.93	0.63	0
	2 N: far, R: far, opposite	1.14	0.81	0.71	0
	3 N: far, R: close, same	1.38	0.91	0.82	0
	4 N: far, R: close, opposite	1.71	0.80	0.93	0
	5 N: close, R: far, opposite	2.9	0.94	0.95	0
	6 V-frame, N: far, R: far, opposite	0.65	0.37	0.47	0

Table 3. Measure of shift in millimeters at 70 N

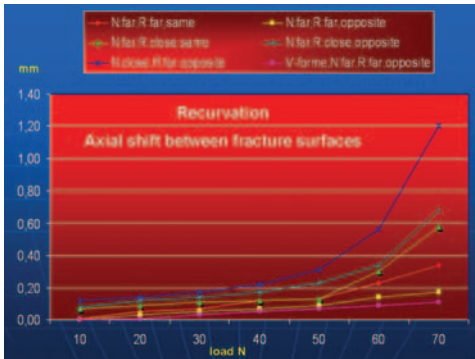


Diagram 1. Axial shift between fracture surfaces

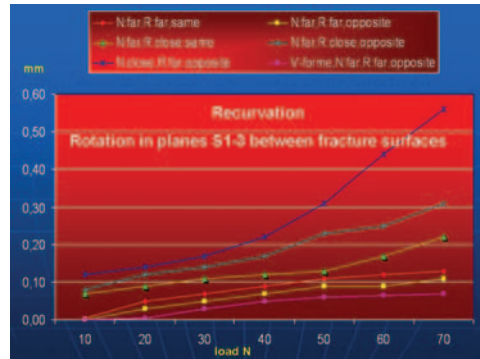


Diagram 2. Rotation in planes S1-3 between fracture surfaces

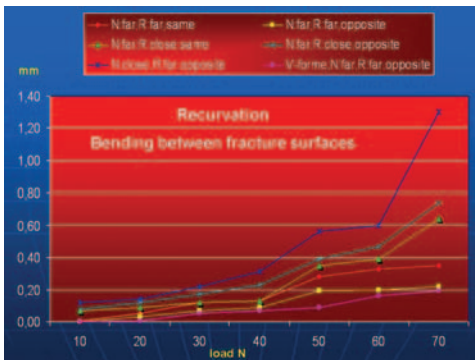


Diagram 3. Bending between fracture surfaces

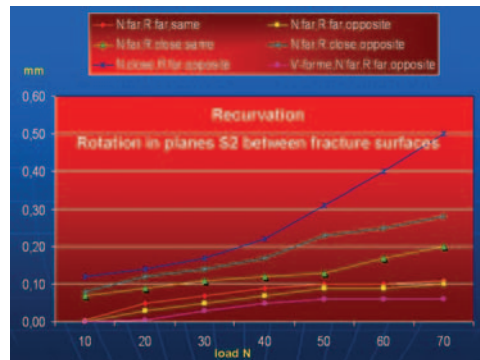


Diagram 4. Rotation in planes S2 between fracture surfaces

Two forms are distinguished in virtue of this:

- The pins in the fracture segments are in the largest possible distance from each other (pin – far)
- The pins in the fracture segments are relatively close to each other (pin – close)

The other aspect of comparison is the position of rods connecting the pins correlated to each other.

- The rods are far from each other (rod – far)
- The rods are close to each other (rod – close)

Considering these aspects we analysed four settings in our study. During the analysis the given parameter was a force of 100 N

perpendicular to the longitudinal axis of the bone but parallel with the montage.

Running the finite element analysis we found the following results:

1. The pins are positioned close to the fracture and far from each other; the rods are close to each other (*Figure 17*).

If the stiffer rods are close to each other then the maximal shift by 100 N force is **3.48 mm**.

2. The pins are positioned close to the fracture and far from each other; the rods are far from each other (*Figure 18*).

If the stiffer rods are far from each other

then the maximal shift by 100 N force is **3.46 mm**.

- The pins are positioned far from the fracture but close to each other within the two fracture segments; the rods are close to each other (*Figure 19*).

If the pins and the stiffener rods are close to each other then the maximal shift by 100 N force is **6.018 mm**.

- The pins are positioned far from the fracture but close to each other within the two fracture segments; the rods are far from each other (*Figure 20*).

If the stiffener rods are far from each other then the maximal shift by 100 N force is **5.35 mm**.

Discussion

During the study we found what we expected in advance namely, that if the pins are positioned close to the fracture and far from each other the significant difference is seen in comparison with the further position. Contrarily, the position of rods has less impact on stability but it can be stated that based on physical considerations it is favorable to position the rods far from each other.

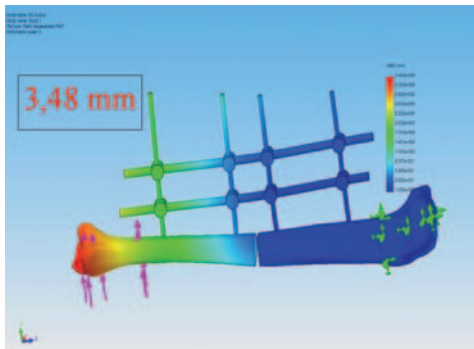


Figure 17. Montage variation Unilat
P: far R: close, opposite

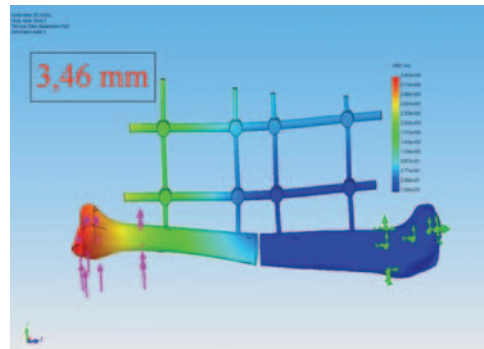


Figure 18. Montage variation Unilat
P: far R: far, opposite

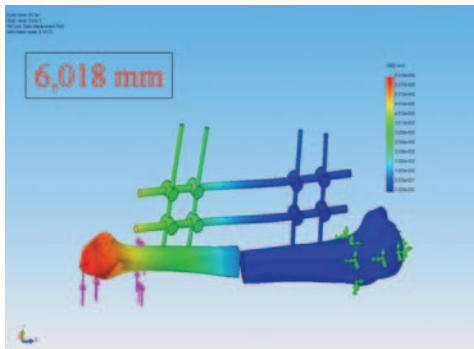


Figure 19. Montage variation Unilat.
P: close R: close, opposite

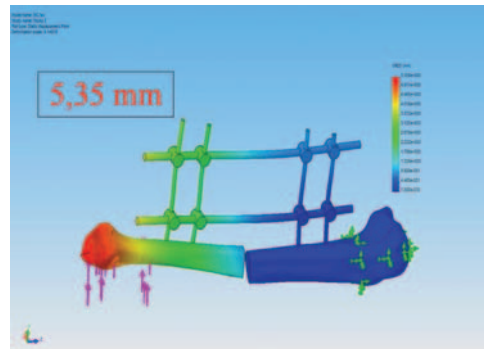


Figure 20. Montage variation Unilat
P: close R: far, opposite

Naturally, these theoretical calculations do not give a perfect insight into the behavior of fixator montages but they correlate very well with biomechanical studies and measurements.

The stable fixator montage form defined in this experiment can be very effectively used

in clinical practice. The first step of treatment in case of open crural fractures is immobilization by fixator then, after the soft tissue healing another fixation form is chosen (bone nail, plate)^{24,25,26,27,28,29,30}. Best results can be achieved in the treatment of open crural fractures by using combined methods e.g. fixator + bone nail, fixator + plate.

REFERENCES

1. *Paoli PA*. The AO/ASIF external fixation system. large external fixator. Synthes 1990.
2. *Tencer AF, Johnson KD*. Biomechanics in orthopedic trauma: bone fracture and fixation. London: Dunitz; 1994.
3. *Kádas I, Fröhlich P*. A fixateur externek szerkezete. Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet, Plasztikai Sebészet;35(5):479–85.
4. *Kádas I*. Fixateur externe. In: Renner A, editor. Traumatológia. Budapest: Medicina Kiadó; 2000.
5. *Kádas I, Fröhlich P*. A fixateur szerkezetek statikája és annak hatása a törésgyógyulásra. Traumatológia – Témakörök – „Fixateur externe”. Országos Traumatológiai Intézet kiadványa 1993.
6. *Kádas I, Árva G, Kovács G*. Szerkezeti típusok és azok szerelése. Traumatológia – Témakörök – „Fixateur externe”. Országos Traumatológiai Intézet kiadványa 1993.
7. *Kádas I, Fröhlich P, Magyari Z*. Die progressive dynamisierung in experiment und praxis. Budapest: Aesculart Verlag;1992.
8. *Thordarson DB, Markolf KL, Cracchiolo A*. External fixation in arthrodesis of the ankle. A biomechanical study comparing a unilateral frame wíeht a modified transfixion frame. J Bone Joint Surg Am 1994;76:1541–51.
9. *Calhoun JH, Li F, Ledbetter BR, Gill CA*. Biomechanics of the Ilizarov fixator for fracture fixation. Clin Orthop Relat R 1992 Jul;(280):15–22.
10. *Juan JA, Prat J, Vera P, Hoyos JV, Sanchez-Lacuesta J, Peris JL et al*. Biomechanical consequences of callus development in Hoffmann, Wagner, Orthofix and Ilizarov external fixators. J Biomech 1992 Sep;25(9):995–1006.
11. *Pettine KA, Chao EYS, Kelly PJ*. Analysis of the external fixator pin bone interface. Clin Orthop Relat R 1993 Aug;(293):18–27.
12. *Aro HT, Hein TJ, Chao EYS*. Mechanical performance of pin clamps in external fixators. Clin Orthop Relat R 1989 Nov;(248):246–53.
13. *Aro HT, Markel MD, Chao EYS*. Cortical bone reactions at the interface of external fixation half-pins under different loading conditions. J Trauma 1993 Nov;35(5):776–85.
14. *Chao EY, Kasman RA, An KN*. Rigidity and stress analyses of external fracture fixation devices – a theoretical approach. J Biomech 1982; 15(12):971–83.
15. *Kasman RA, Chao EY*. Fatigue performance of external fixator pins. J Orthop Res 1984;2(4):377–84.
16. *Kristiansen T, Fleming B, Reinecke S*. Comparative-study of fracture gap motion in external fixation. Clin Biomech 1987 Nov;2(4):191–5.
17. *Lavini FM, Brivio LR, Leso P*. Biomechanical factors in designing screws for the Orthofix

- system. Clin Orthop Relat R 1994 Nov;(308): 63–7.
18. *Lewallen DG, Chao EYS, Kasman RA, Kelly PJ.* Comparison of the effects of compression plates and external fixators on early bone-healing. J Bone Joint Surg Am 1984;66A(7):1084–91.
 19. *Goodship AE, Watkins PE, Rigby HS, Kenwright J.* The role of fixator frame stiffness in the control of fracture-healing – an experimental-study. J Biomech 1993 Sep;26(9):1027–35.
 20. *Rapoff AJ, Markel MD, Vanderby R, Jr.* Mechanical evaluation of transosseous wire rope configurations in a large animal external fixator. Am J Vet Res 1995 May;56(5):694–9.
 21. *Remiger AR.* Mechanical-properties of the pinless external fixator on human tibiae. Injury 1992;23:S28–S43.
 22. *Stene GM, Frigg R, Schlegel U, Swiontkowski M.* Biomechanical evaluation of the pinless external fixator. Injury 1992;23:S9–S27.
 23. *Oni OOA, Capper M, Soutis C.* A finite-element analysis of the effect of pin distribution on the rigidity of a unilateral external fixation system. Injury 1993 Sep;24(8):525–7.
 24. *Holbrook JL, Swiontkowski MF, Sanders R.* Treatment of Open Fractures of the Tibial Shaft – Ender Nailing Versus External Fixation – a Randomized, Prospective Comparison. J Bone Joint Surg Am 1989 Sep;71A(8):1231–8.
 25. *Rittmann WW, Schibli M, Matter P, Allgower M.* Open Fractures – long-term results in 200 consecutive cases. Clin Orthop Relat R 1979; (138):132–40.
 26. *Hosny G, Fadel M.* Ilizarov external fixator for open fractures of the tibial shaft. Int Orthop 2003;27(5):303–6.
 27. *Nicoll EA.* Fractures of the tibial shaft. A survey of 705 cases. J Bone Joint Surg Br 1964 Aug;46:373–87.
 28. *Tornetta P, 3rd, Bergman M, Watnik N, Berkowitz G, Steuer J.* Treatment of grade-IIIb open tibial fractures. A prospective randomised comparison of external fixation and non-reamed locked nailing. J Bone Joint Surg Br 1994 Jan;76(1):13–9.
 29. *Kádas I, Kecskeméti Á, Melly A, Farkas T.* Die Möglichkeiten zur Behandlung der Unterschenkelfrakturen mittels methodenwechsel. 1993. p. 362–7.
 30. *Kádas I, Salacz T, Melly A, Kecskeméti Á, Végh G.* Behandlungstaktik der offenen Unterschenkelbrüche: Fixateur externe versus UTN Swiss Surgery. Bern Verlag Hans Huber; 1996.

Dr. István Kádas

Péterfy Sándor Street Hospital-Clinic and Trauma Centre

H–1076 Budapest, Péterfy Sándor u. 8–20.

Tel.: (+36) 1 299-7700

A GERINCDEFORMITÁS KEZELÉSE NICOLAS ANDRY ELŐTT

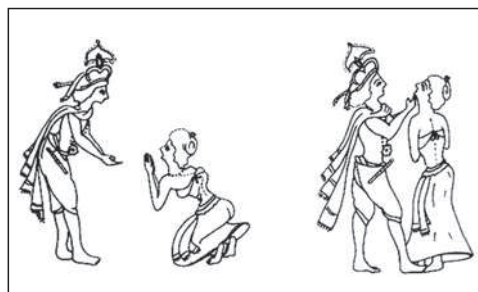
Molnár Szabolcs¹, Skapinyecz János², Csernátóy Zoltán³¹Mutua Navarra, Spanyolország²Borsod-Abaúj-Zemplén Megyei Oktatókórház, Idegsebészeti Osztály³Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

szabolcsmolnardr@gmail.com

A gerincdeformitás történeti leírása és kezelése több mint 5000 éves múltra tekint vissza. Kezelési stratégiájának alapvető filozófiája, a benne rejlő ellentmondások, valamint a kudarc lehetősége azonban mit sem változott az évezredek során a „vele foglalkozó” számos nagyszerű orvos, tudós és polihistor személye ellenére.

A scoliosis kezelésére már az ősi **hindu** vallásos irodalomban kb. i. e. 3000–3500 találunk utalást. Sokféleképpen magyarázzák a fennmaradt rajzokat. Egyik magyarázat az *1. ábrára* az, hogy **Krishna** mechanikusan – álló helyzetben, szemben a beteggel, lábbal fixálva a beteg egyik lábát és őt az állánál felhúzza – egyenesítette ki a deformitást⁹.

Az első részletes és didaktikus sérültellátási útmutató (korunkban népszerűen használt „protokoll”) **Ó-Egyiptomban** íródott a gyakorló orvosok számára. Meglepő anatómiai, diagnosztikai és kezelési pontosságot, részle-



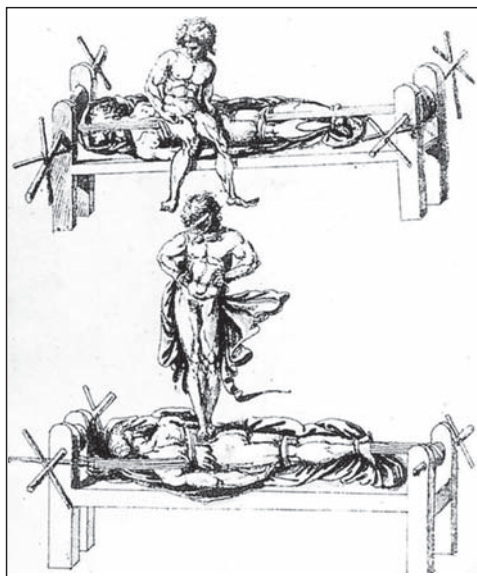
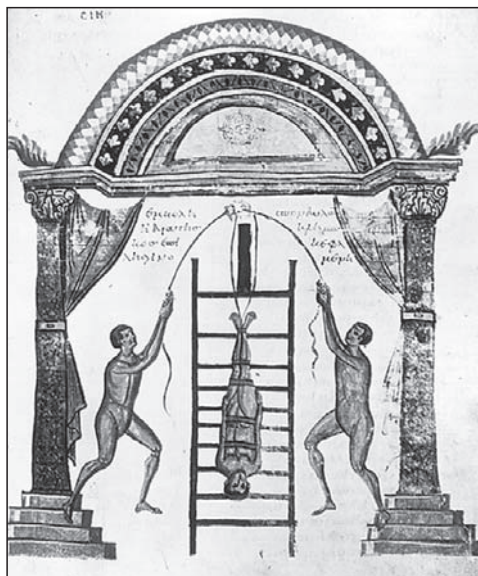
1. ábra. Krishna egyik követőjén – Kubján – segít, alkalmazva az első fennmaradt feljegyzést az axiális húzás alkalmazásáról gerincdeformitás esetén

teket, illetve tapasztalatot ismert az eredetileg kb. i. e. 2200–2600 között, több szerző által elkészített tanulmány¹⁸. Az építkezések, illetve harcok során szerzett sérülések ellátásának gyakorlati útmutatója szisztematikusan bemutatja a különböző testtájékok traumáját, ezek között igen részletesen taglalva a gerincet¹⁹. Összesen 48 trauma „protokollt” mutat be, amelyek közül hat gerincsérüléssel kapcsolatos. Sajnálatos módon a másolások során, illetve a történelem viharai következtében csak a nyaki gerincsérülések útmutatói maradtak ránk, a thoracolumbalis szakaszcsoportról írottak elvesztek. Leírja a dislocatio és a „burst” (robbanásos) törés fogalmát, sérülésük mechanizmusait és neurológiai következményeit¹³. Bár ismereteiket elsősorban a mumifikálás során szerzett gyakorlatuknak köszönhetőek, tapasztalataikat átültették a gyakorlatba: alkalmazták a hosszú csontok törésénél a repositio és immobilizáció elvét. A spinalis traumát illető elveik 4500 évig megállták a helyüket! A dokumentumot **Imhotep** főpap munkájának tartják, aki századokkal azelőtt élt, mint azt a fennmaradt tekercs nyelvezete bizonyítja. Számos szerző adta tovább tudását egymásnak, de a történelem számára megőrzött műemkek az i. e. 17. századból való (nevét Edwin Smithről, a megtaláló régészről kapta).

Hippokratész (i. e. 460–370?) az ókori Görögország fénykorában, Kos Szigetén élt és alkotott. Az általa jegyzett 12 kötetes könyvben, Corpus Hippocraticum, foglalta össze az antik görög orvosi tudást. Ebben az esetben is valószínűsíthető, hogy a szerző bár kimagasló személye volt az általa leírt tanoknak, mégis inkább

szerkesztője volt a könyvnek, hozzátéve saját tapasztalatát és tudását¹⁷. Annak ellenére, hogy a betegségek patológiai okának elsősorban a humorális, mintsem a strukturális eltéréseket tartotta, neki tulajdonítjuk a scoliosis posturalis és muscularis teóriájának alapjait, amely tanok két évezred során is megállták a helyüket. Az általa alapított és vezetett iskolában (Asclepion) különös figyelmet fordítottak arra, hogy először elméleti tudást kell szereznie annak, aki a gerinc eltéréseit akarja gyógyítani¹³. Három szakaszra osztotta a gerincet: a kulcscsont feletti részre, a mellkasi szakaszra, valamint a mellkas és medence között elhelyezkedő csigolyákra. Ebből következően a keresztcsontot és a farokcsontot nem tartotta a gerinc részének, de amikor a gerinc görbületeiről értekezett, megemlítette ezen szakaszokat is. Használta az „ithioscoliosis” kifejezést, amely arra utal, hogy a gerinc egyenes a coronalis síkban, de görbületei vannak sagittalis irányban. Megfigyelte, hogy a cervicalis és lumbalis lordosis fiziológiás görbületek, a keresztcsont pedig a medencében lévő szervek védelmét biztosítja.

A gerinc a felegyenesedett tartást szolgálja, és meghatározza a test alakját is¹³. Leírta a discusok, szalagok és izmok jelentőségét a gerinc „egyben tartására”, felismerte, hogy a processus spinosus törése elhanyagolható jelentőségű, azonban kiemelte, hogy a csigolyatörés a gerincvelő sérülése miatt sokszor halálos. Megállapította, hogy a dislocatiós sérülések ideális kezelése a repositio lenne. Ő volt az első az írott medicina történelmében, aki kapcsolatba hozta a tuberculosis spinalis kiterjedését és a gibbus kialakulását (a leggyakoribb nem-traumás eredetű kyphosis okaként a tuberculo-ticus gibbust tartotta), amelynek két változatát ismertette: a diaphragma alatti és feletti deformitást. Leírta a spondylitist, posttraumás kyphosist és a scoliosist is¹³. Ezek alapján a gerinc eltéréseit a következő csoportokba osztotta: traumás vagy nem-traumás kyphosis, scoliosis, „burst” (robbanásos) törés, csigolya dislocatio és a processus spinosusok törése. Megfigyelései közé tartozott, hogy a pubertásban kialakuló gerincdeformitás sokkal prominensebb, mint a későbbiekben kialakuló (törzs-végtagok dis-



2. ábra. Hippokratészi létra és felfüggesztés, valamint hippokratészi tábla a spinalis deformitás korrekciójára: elterjedt kezelési segédeszközök az ókori Görögországban¹⁹

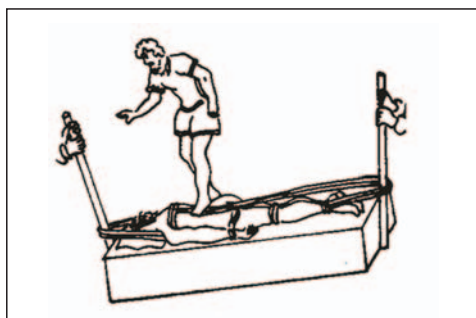
proporcionális növekedése). Felismerte, hogy a friss sérülés korai repositiója – még a vérömleny kialakulása előtt – egyszerűbben véghezvihető. Az általa felállított kezelési módszer: húzás közben spinalis manipuláció – széles körben elterjedt volt kora Görögországban¹¹, és az általa is kihangsúlyozott hiányosságai, illetve hátrányai ellenére egészen az i. sz. XV. századig használt kezelés volt (2. ábra).

Arisztotelész (i. e. 384–322) a leginkább ismert ókori görög filozófus / tudós / polihisztor, a Trójához közeli Assosban alapította meg iskoláját. A korabeli görög kultúrának megfelelően kiemelt jelentőséget tulajdonított a testmozgásnak és a sportnak. Az emberi testet és mozgást vizsgálva, megfigyelései alapján az első biomechanikusnak nevezhetnének¹³.

Aulus (Aurelius) Cornelius Celsus (i. e. 25–i. sz. 50) a ránk maradt történeti leírások alapján inkább volt – mai kifejezéssel élve – orvos-történész, mint orvos, de a gerincsebészetet illető megfigyeléseiben megemlítette, hogy a nyaki gerincsérülés légzészavarral vagy halállal végződik, az ágyéki gerincsérülés pedig paraparesissel vagy incontinentiával. Az általa javasolt kezelési módszer immobilizáció és külső rögzítés volt¹³.

Galenus (kb. 129–201) elődje, Hippokratész tanait és elveit követte azzal a különbséggel, hogy az anatómiai eltérésekre helyezte a hangsúlyt. A görögországi Pergamonban született (innen ered neve is Pergamoni Galenus) és a görög iskolán nevelkedett, majd Rómába ment, és Marcus Aurelius udvari orvosa lett. A két kultúra szemléletét ötvözve lerakta a gyakorlati élettan alapjait. Elsőként definiálta a locomotor apparatust és demonstrálta közte és az idegrendszer közötti kapcsolatot¹³. Lehetősége volt – a középkori tiltás előtt – tanítványaival együtt boncolások végzésére. A mai tudásunk számára a leginkább megdöbbentő ismerete az volt, hogy a spinalis szegumentumokhoz meg-

felelő neurológiai tüneteket tudott hozzárendelni¹⁷ – ez még akkor is lenyűgöző, ha tudjuk, hogy ezen tapasztalatait állatkísérletek során szerezte! Ő használta először a scoliosis, lordosis és kyphosis kifejezéseket; identifikálta a csigolyák számát szegmentumok szerint, leírta a ligamentum flavumot, és elkülönítette a dura és pia matertől. Őt tekintjük a gerinc-tanulmányozás úttörőjének, aki természetesen kezelte is betegeit (3. ábra): a terápia során axialis húzást és direkt nyomást használt¹². A gladiátorok „hivatalos” orvosa/sebésze volt, tehát őt a mai sportorvoslás atyjának is tekinthetjük¹³. Értette a gerinc flexibilitását, amelyet apró egységeinek, a csigolyáknak köszönhet; hangsúlyozva, hogy ennek a flexibilitásnak köszönhető a döntés vagy a hajlás során a gerincvelő védelme, ugyanakkor ez a flexibilitás felelős a gerinc sérülékenységéért is baleset során. Tapasztalatainak összefoglalását könyvében ismertette. Mi sem bizonyítja jobban tudását, mint az 1300 évvel később kiadott „Galen’s de anatomicis administrationibus” (Párizs 1531).



3. ábra. Galenus scoliosiskezelési módszere

A kultúra és ezen belül is a medicina „természetes” fejlődését Európában gátolta a „sötét középkor”. Ezen időszak alatt a Földközi-tenger medencéjének közelében a korábbi tudás fennmaradt, és továbbadták, hatalmas űrt betöltve a későbbiek során, megalapozva a reneszánsz kori újrafelfedezést¹³. A tudás megőrzésének ebben az időben **Bizánc**, majd az **arab kultúra** volt a letéteményese. Ebből a korszak-

ból is szeretnénk kiemelni néhány orvost, akik rendkívüli módon hozzájárultak a korábbi tapasztalatok fennmaradásához, és utat mutatnak követőiknek.

Aeginai Paulus (625–690) a bizánci időszak alatt született egy görög szigeten Aeginán, majd Alexandriában tanulta az orvostudományt, és ott is gyógyított még azután is, hogy az arab invázió (642) elfoglalta a várost. A történelmi és földrajzi útkeresztesződésben alkotó Paulus, megismerve az egyiptomi, latin, görög és arab medicinát, az *Epitome* című hétkötetes könyvében foglalta össze az akkori tudást⁸. Könyvének hatodik kötete foglalkozik a sebészettel. Hippokratész módszerét továbbfejlesztve ő volt az első, aki felismerte a gerincvelőcompressiót okozó spinalis törés decompressiójának jelentőségét – húzás mellett hasprés. Nem találunk jelzőket ennek a ténynek a megfogalmazására és kihangsúlyozására 1400 év távlatából¹⁵!

Abu Qasim Khalaf Ibn Abbas Al Zahrawi (936–1013), akit a nyugati világban **Abulcasis** vagy Zahrauius néven ismertek, a tündöklő virágkorát élő Al-Andalus Mór állam területén, a mai Spanyolországban, Córdoba városa mellett született arab szülők gyermekeként. Az első évezredforduló környékén írta híres könyvét, az „Al Tasreef Liman 'Ajaz 'Aan Al-Taleef”-et, amelyben külön fejezet foglalkozott a gerinc sérülésekkel és dislocatiókkal². Korának kimagasló sebészeként a Córdoba-i Egyetemen adta át tapasztalatait a hallgatóknak, illetve Európa számos részéből érkeztek hozzá a gyógyulni vágyó betegek. Sebészi eszközöket talált fel, és leírta a következő eltérések: ischias, gerincfájdalom, scoliosis és spinalis dislocatio kezelését¹³.

A mai Közel-Keleten, az iszlám aranykorában tevékenykedett Ibn Sena (980–1037), vagy ahogyan a nyugati világban ismerték, **Avicenna**. Az általa arabul, ottomán törökül és perzsául írt

Al-Qanun Fi Al-Tibb („The Canons of Medicine” vagyis „Az Orvostudomány Szabályai”) számított Európa és a Közel-Kelet orvosi egyetemeken sokáig a tananyagnak, kultúrtörténeti hidat képezve a két különböző világ között. Latin fordítását 1473-ban, héber változatát 1491-ben adták ki. Első kötete a gerinc és a csigolyák szisztematikus anatómiai leírásából áll. A mai napig is használt elnevezésekkel illette a szegmentumokat: cervicalis, thoracalis, lumbalis, sacralis és coccygealis rész. Tisztázta a gerinc anatómiai és biomechanikai tulajdonságait, részletesen leírva a mozgás szegmentumok flexiós, extensiós és lateralductiós elmozdulásait. Különös figyelmet fordított a craniocervicalis átmenet biomechanikájának és mozgásainak¹³. A könyv harmadik és negyedik kötetében foglalkozott a gerinc betegségeivel, traumájával, a gerincvelő-sérülésekkel és azok kezeléseivel¹. Spinalis trauma utáni repositiós technikákat is leírt, amelyek miatt kialakult egyes paraplegiás szövődményeit kritikusai a „szemére vetik”. Védelmében szeretnénk felhozni, hogy tudása miatt valószínűleg a legnehezebb beteganyag kereste fel őt a gyógyulás reményében.

A középkori Franciaországban élt, alkotott és gyógyított **Henri de Mondeville** (1260–1320) és tanítványa **Guy de Chauliac** (1300–1368), akik Hippokratész elveit követve, a modern sebészet úttörői közé tartoztak¹⁶. Előbbi nevéhez kötődik a Montpellier-i Egyetemen a sebészet megalapítása, utóbbi Avignonban tevékenykedett, és 8 kötetes könyve a „Chirurgica Magna” a XVII. századig alapl műnek számított a szakmában⁶. Első fejezetében az anatómiával, második fejezetében többek között a törésekkel és dislocatiókkal foglalkozik; a harmadik fejezetben pedig a kezeléssel, megemlítve a húzás fontosságát és a gerincvelő-sérülés után kialakuló paralyssist¹⁰.

Serefeddin Sabuncuoğlu (1385–1468?) a szerzője az (Oszmán) Birodalom Sebészete cím-

mel megjelent könyvnek (Cerrahiyyet |adu\ 'l-haniyye), amely II. Mehmed Szultán kérésére íródott törökül. A könyv összefoglalta a görög, római, arab és török sebészeti eredményeket. A 3. fejezetben leírja a húzatásos technikát a gerinctrauma kezelésére. Az általa leírt kezelési módszer a nyugati irodalomban csak egy évszázaddal később jelent meg – Ambroise Paré tollából⁵.

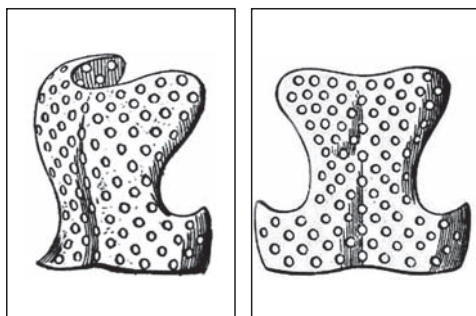
A reneszánsz korában a tudományok új lendületet kaptak. Újra felfedezték az ókori görög és latin tudományos alkotásokat – amelyeket az arab könyvtárak őriztek, és külön oktatási és tudományággá vált az anatómia¹⁷.

Andreas Vesalius (1514–1564), a belga anatómus, 1543-ban jelentette meg „De Humani Corporis Fabrica” című részletes anatómiai könyvét, amely – az általunk addig ismert – legintegritásos és legpontosabb anatómiai leírásokat tartalmazta. A gerincet aprólékos részletességgel írja le – részben megismételve Galenus, Avicenna és da Vinci ismereteit –, új ismereteket rendelve a porckorongokhoz. Könyvét a modern medicina előfutárának tartják¹⁴.

A Pádúai Egyetemen oktatott 23 éves korától, és vezérelve az volt, hogy anatómiai ismeretekre csak a boncolás során lehet szert tenni³.

Ambroise Paré (1510–1590) volt az első, aki gerincdeformitások kezelésére fűzőkezelést végzett. Az általa kiadott 17. könyv tartalmazza a scoliosisról való értekezését, amelyet feminin dominanciájának talált. Ő írta le elsőként a

congenitalis scoliosist is. A felnőtt betegeknek Hippokratész módszerét ajánlotta, de gyerekeknek ő javasolt először fűzőkezelést (4. ábra). Az általa használt „corset” egy évszázadon keresztül volt használatban²⁰.



4. ábra. Ambroise Paré – fűző oldal- és előlnézetből. Egy évszázadot élt meg orthesise²⁰

Francis Glisson (1597–1677) aki Cambridgeben, majd Oxfordban tanult és tanított. A „Királyi Társaság” tagjaként heti rendszerességgel tartott kollégáival megbeszéléseket. Hét társával együtt 1650-ben adta ki „De Rachitide” címmel értekezését, amelyben elemzi a betegségben létrejött gerincdeformitást. Megfigyelte, hogy ez az akkor újonnan feltűnt betegség az „angolkór”, valószínűleg az urbanizációnak köszönhető, nem congenitalis, nem öröklött és nem is fertőző⁴.

Munkánkat pedig Wass Albert soraival szeretnénk zárni: „Az a dolgom, hogy hidat építsek a múlt és a jövő között. És hogy ennek a hídnak a pillérei beleépítsek mindent, amit a múltból a jövőbe átvinni érdemes.”

IRODALOM

1. Aciduman A, Belen D, Simsek S. Management of spinal disorders and trauma in Avicenna's Canon of medicine. *Neurosurgery* 2006;59(2): 397–403.
2. Amr SS, Tbakhi A. Abu Al Qasim Al Zahrawi (Albucasis): pioneer of modern surgery. *Ann Saudi Med* 2007;27(3):220–1.

3. *Benini A, Bonar SK.* Andreas Vesalius: 1514–1564. *Spine* 1996;21(11):1388–93.
4. *Dunn PM.* Francis Glisson (1597–1677) and the “discovery” of rickets. *Arch Dis Child Fetal Neonatal* Ed 1998;78:F154–F155.
5. *Elmac I.* Color illustrations and neurosurgical techniques of Serefeddin Sabuncuoğlu in the 15th century. *Neurosurgery* 2000;47(4):951–5.
6. *Forrest RD.* Early history of wound treatment. *J R Soc Med* 1982;75(3):198–205.
7. *Gochfeld M.* Chronologic history of occupational medicine. *J Occup Environ Med* 2005;47(2):96–114.
8. *Gurunluoglu RD, Gurunluoglu, Aslin BS.* Paulus Aegineta, a seventh century encyclopedist and surgeon: his role in the history of plastic surgery. *Plast Reconstr Surg* 2001;108(7):2072–9.
9. *Kumar K.* Spinal deformity and axial traction. *Spine* 1996;21(5):653–5.
10. *Lifshutz J, Colohan A.* A brief history of therapy for traumatic spinal cord injury. *Neurosurg Focus* 2004;16(1):E5.
11. *Marketos SG, Skiadas P.* Hippocrates: The father of spine surgery. *Spine* 1999;24(13):1381–7.
12. *Marketos SG, Skiadas PK.* Galen: A pioneer of spine research. *Spine* 1999;24(22):2358.
13. *Naderi S, Andalkar N, Benzel EC.* History of spine biomechanics: part I the pre-Greco-Roman, Greco-Roman, and medieval roots of spine biomechanics. *Neurosurgery* 2007;60(2):382–90.
14. *Naderi S, Andalkar N, Benzel EC.* History of spine biomechanics: part II – from the Renaissance to the 20th century. *Neurosurgery* 2007;60(2):392–404.
15. *d’Égine P.* On the vertebrae of the spine. In: Adams F. The Seven books of Paulus Aegineta, translated from the Greek, with a commentary embracing a complete view of the knowledge possessed by the Greeks, Romans and Arabians on all subjects connected with medicine and surgery. London: Sydenham Society of London, 1844:493.
16. *Pilcher JE.* Guy de Chauliac and Henri de Mondeville – A Surgical Retrospect. *Ann Surg* 1895;21(1):84–102.
17. *Sanan A, Rengachary SS.* The history of spinal biomechanics. *Neurosurgery* 1996;39:657–69.
18. *Sykes Ph.* The Edwin Smith papyrus (ca. 16th Century BC). *Ann Plas Surg* 2009;62(1):3–4.
19. *Vasiliadis ES, Grivas TB, Kaspiris A.* Historical overview of spinal deformities in ancient Greece. *Scoliosis* 2009;4:6.
20. *Williams AN, Williams J.* ‘Proper to the duty of a surgeon’: Ambroise Paré and sixteenth century paediatric surgery. *J R Soc Med* 2004;97(9):446–9.

Dr. Molnár Szabolcs

Mutua Navarra

E–31012 Pamplona, Polígono Landaben calle E, n° 4., Spanyolország

Tel.: (+34) 948 19 44 00

KONFERENCIÁK, RENDEZVÉNYEK A BIOMECHANIKA TERÜLETÉN

BioMechanics (BioMech 2011)

A BioMech 2011 az IASTED konferenciával közösen kerül megrendezésre. A mellékelt linkeken található bővebb információ (Pittsburgh, 2011. november).

– Computational Intelligence and Bioinformatics (CIB 2011)

– Robotics (Robo 2011)

– Modelling, Simulation and Identification (MSI 2011)

<http://www.iasted.org/newsletter/2011/751BioMech/BioMech2011>

Duna–Adria Symposium a kísérleti mechanika területén

2011-ben hazánk ad otthont a rendezvénynek (Siófok, 2011. szeptember 28.–október 1.), a Gépipari Tudományos Egyesület szervezésében, amelyen idén különösen erős biomechanikai szekció ígérkezik. A szervezőbizottság elfogad még jelentkezéseket korlátozott számban.

www.gteportal.eu/das2011

Biomedical Engineering, Innsbruck, 2012. február

Egészségügyi technológiák, eszközök, mérési eljárások és különleges mérés technika, képzési eljárások, jelfeldolgozás-módszerek. Modellezés, szimuláció, rendszerkontroll, Molecular Bioengineering.

Lehetőség van a technikai bizottságokhoz történő csatlakozásra az alábbi linken keresztül: Calgary@iasted.org

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



TEJESKÖRŰ RENDEZVÉNY SZERVEZÉS

- 1994 ÓTA
- TÖBB MINT 300 KONGRESSZUS
- BUDAPESTEN
- VIDÉKEN
- ÉS 2008 ÓTA EURÓPA MÁS ORSZÁGAIBAN IS

TESTRESZABOTT ON-LINE MEGOLDÁSOK AZ ÖN ELKÉPZELÉSEIHEZ

- ON-LINE ELŐ-REGISZTRÁCIÓ, SZÁLLÁSFOGLALÁS ÉS FIZETÉS
- ON-LINE ABSZTRAKT GYŰJTÉS, KIÉRTÉKELÉS ÉS SZEKCIÓ BEOSZTÁS
- ON-LINE TESZT VIZSGA ÉS KIÉRTÉKELÉS
- ON-LINE ELÉGEDETTSÉG MÉRÉS

BŐVEBB INFORMÁCIÓÉRT KÉRJÜK ÍRJON AZ
INFO@ASSZISZTENCIA.HU CÍMRE!

A DEBRECENI EGYETEM BIOMECHANIKAI LABORATÓRIUMA

Manó Sándor

Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika
manos@med.unideb.hu

A Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriuma a DE OEC Ortopédiai Klinika első-sorban kutatás-fejlesztéssel foglalkozó egysége. A labor tevékenységének négy fő vonulata az (1) ortopédiai, illetve orvostechnikai implantátum- és eszközfejlesztés, (2) biomechanikai és egyéb anyag- és szerkezetvizsgálatok, (3) orvosi 3D-s technológiák alkalmazása, illetve a (4) különféle biomechanikai, illetve a mozgásszervi sebészethez kapcsolódó alapkutatások.

A Biomechanikai Laboratórium története 1993-ban indult, amikor Csernátony Zoltán ortopéd sebész tudományos partnert keresett biomechanikai kísérleteihez, amelyek befejezéséhez combcsontok mechanikai vizsgálatára volt szükség. Több intézmény felkeresését követően az Ybl Miklós Műszaki Főiskola (a mai Debreceni Egyetem Műszaki Kara) volt az, amelyik fogadókészséget mutatott a kísérletek kapcsán. A sikeres együttműködés eredményeképpen a hasonló projektek folytatásának hivatalos keret adva a Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinikája és az Ybl Miklós Műszaki Főiskola 1993-ban megalapította a Biomechanikai Kutatólaboratóriumot.

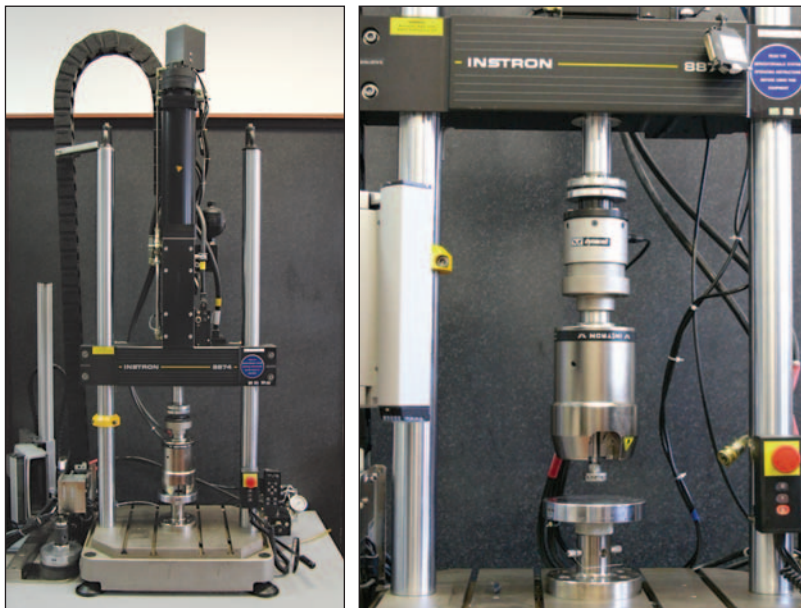
Kezdetben egy 30 m²-es kis helyiség adott otthont a kísérleteknek. A Főiskola Horváth Róbert tanszékvezetőt nevezte ki a Laboratórium helyettes vezetőjének. A 2000-ig tartó időszaknak legnagyobb eredménye egy új elven alapuló szabadalmaztatott gerincimplantátum-rendszer kifejlesztése volt, amelyet a DE OEC Ortopédiai Klinikáján a mai napig több mint 30 esetben kitűnő eredménnyel alkalmaztunk^{1,2,3,4,5} (1-2. ábra).

2000-ben a Laboratórium jelentős fejlesztésen ment át, amikor egy új, 100 m²-es saját épületbe költözhetett, valamint ebben az évben csatlakozott állandó alkalmazottként a cikk szerzője is a Laboratóriumhoz.

A Laboratórium szakmai fejlődése ezen változásoknak köszönhetően komoly lendületet vett, amelyhez jelentősen hozzájárultak a nyertes pályázati projektek.

A legnagyobb értékű beruházás mintegy 62 millió Ft értékben egy Instron 8874 típusú szervo-hidraulikus rendszerű biaxiális biomechanikai anyagvizsgáló berendezés beszerzése volt. Az országban elsőként itt került beüzeme-





3. ábra. Instron 8874 szervohidraulikus anyagvizsgáló berendezés

lésre ilyen tudású anyagvizsgáló berendezés, amely lehetőséget teremtett húzó-nyomó, valamint csavaró jellegű mind statikus, mind dinamikus vizsgálatokra. A berendezéshez számos saját, illetve tudományos együttműködés keretein belül végrehajtott vizsgálat köthető^{6,7,8,9}.

2005-ben egy GVOP-pályázatnak köszönhetően főleg az Instron 8874 szolgáltatásaira alapozva egy új egységet hoztunk létre *Biomechanikai Anyagvizsgáló Laboratórium* néven, amelynek szabványos mérési tevékenységeit a Nemzeti Akkreditáló Testület akkreditálta 2007-ben. Még ugyanebben az évben egy másik GVOP-pályázati támogatásnak köszönhetően egy ZPrint 310 típusú 3D nyomtató beszerzése mellett meghonosítottuk a 3D nyomtatás mint Rapid Prototyping technológia orvosi alkalmazását. A módszert többek között egyedi implantátumok előállításához (cranioplastica, plasztikai sebészet), műtéti tervezéshez (ortopédia, idegsebészet), illetve orvostechnikai eszközök fejlesztései során alkalmaztuk, alkalmazzuk sikeresen¹⁰ (5. ábra).



4. ábra. A Biomechanikai Anyagvizsgáló Laboratórium akkreditálási okirata



a)

b)

5. ábra. ZPrint 310 háromdimenziós nyomtató (a) és néhány, a sebészi célú alkalmazása során gyártott modell (b)

2000-től az eszközfejlesztési projektjeink száma ugrásszerűen gyarapodott. A Regionális Egyetemi Tudásközpont nagyprojekt részeként egy speciális gerincsebészeti műtőasztalt, egy térdtornáztató berendezést (6. ábra), valamint egy moduláris rendszerű csípőprotézis-rendszert fejlesztettünk ki.



6. ábra. Térdtornáztató berendezés

A 2006-tól induló Öveges József-programban TDK-hallgatók bevonásával egy, a térdműtétek utáni rehabilitációt elősegítő, ún. sarokkrezgető berendezést terveztünk, amelynek prototípusával sikeres klinikai vizsgálatot is végeztünk.

A Laboratórium külső szakmai együttműködéseinek keretében szintén több projektet fejeztünk be sikeresen, illetve néhány jelenleg is folyamatban van. Ezek közül az egyik legelőrehaladottabb a lovasterápiához kapcsolódó, lovat és páciensét egyszerre monitorizáló, gyorsulásmérőn alapuló tömegközéppont-elmozdulást vizsgáló rendszer^{11,12} (7. ábra).



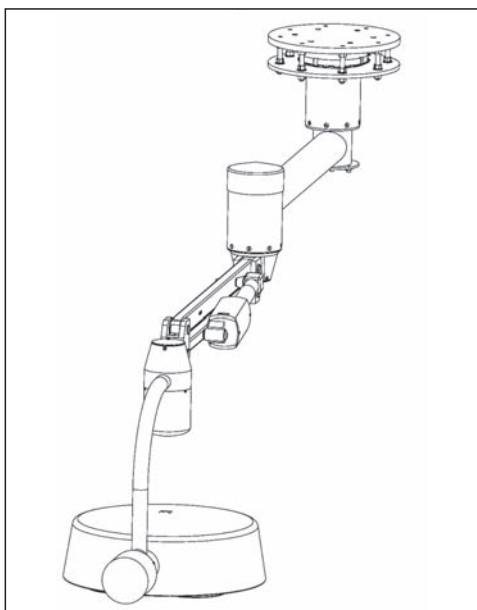
7. ábra. A lovaglás közben fellépő gyorsulásviszonyokat feltáró vizsgálatosorozat

A Laboratórium jelenleg is folyamatban lévő jelentősebb kutatási projektjei:

- Önpozicionáló műtőlámpa-karrendszer, amelynek a prototípusa terveink szerint a MOT–MTT 2011-es kongresszusán kiállításra kerül (8. ábra).
- Egy új nanokompozit alapú csontpótló anyag kifejlesztését célzó, a Szervetlen és Analitikai Kémiai Tanszékkal közös OTKA-pályázatunk, ahol jelenleg az állatkísérletek fázisában vagyunk (9. ábra).
- Külső felkérésre egy új szakterületbe is bekapcsolódtunk azzal, hogy konzorciumi tagként csatlakoztunk a „*Multidiszciplináris közlekedésbiztonsági rendszer kidolgozása: gépjármű-biztonságtechnikai balesetvizsgálati szakmai szetenderék fejlesztése, verifikálása ütközési kísérletekkel*” című projekthez, ahol legfőképpen a csípőprotézist viselő személyek sérüléseit kutatjuk, valamint a balesetek megelőzésére passzív biztonsági megoldások kifejlesztésén dolgozunk^{7,13}.
- Az eszközfejlesztési projektek mellett ter-

mészetesen folytattuk az alapkutatásnak számító kísérleteket is. Foglalkoztunk a háti gerincszakaszra vonatkozó axiális rotációs tengely helyének meghatározásával¹⁴, vizsgáltuk csípőprotézisfejek rögzülése augmentálásának lehetőségeit (11. ábra), kísérleteket végzünk a DTT-gerincimplantátum stabilitására vonatkozóan¹⁵ (12. ábra). Foglalkoztunk továbbá az emberi szervezetből származó, a mozgásszervi műtéteknél jelen lévő folyadékok sűrűlődéscsökkentő hatásával, illetve a mindennapokban alkalmazott kenőanyagokkal történő összehasonlításával⁸, valamint gerincimplantátumokon mértük szárazon és kenőanyag alkalmazása mellett, különböző meghúzási nyomatékok alkalmazásakor a megcsúszással szembeni stabilitást (13. ábra).

Végül, de nem utolsósorban a Laboratórium, illetve az Ortopédiai Klinika nevéhez fűződik a jelen tudományos folyóirat megalapí-



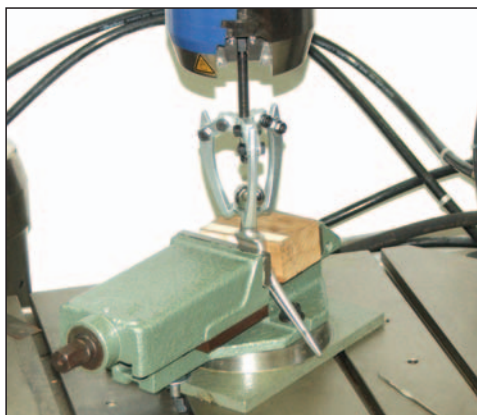
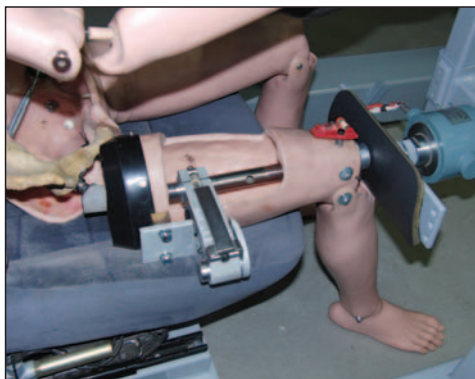
8. ábra. Önpozicionáló műtőlámpa



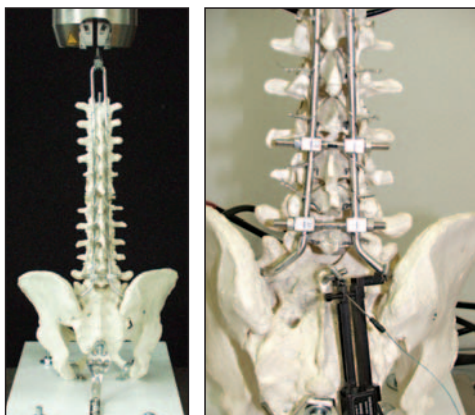
9. ábra. A munkacsoportunk által kifejlesztett aerogél saját tömegének 3700-szorosát is elbírja



10. ábra. A csípőprotézis sérüléseit modellező rendszer



11. ábra. Csípőprotézisfej lehúzása a szárról



12. ábra. A DTT-gerincimplantátum stabilizáló hatásának mérése műanyag gerincmodellen



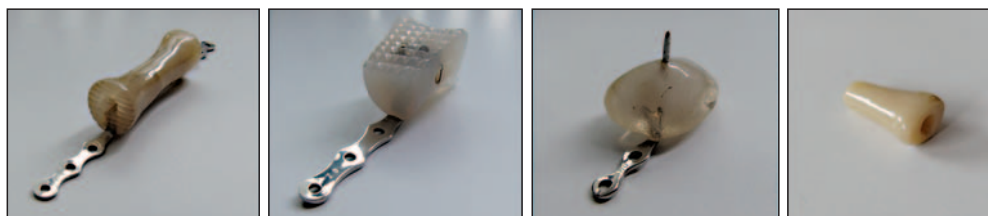
13. ábra. Gerincimplantátum és a rúd kapcsolatának stabilitásvizsgálata

tása és gondozása, amely egyben a Magyar Biomechanikai Társaság hivatalos lapja is (14. ábra).

A Laboratórium életében fontos változást hozott a 2011-es év, amikor is az eddigi telephelyről, a Műszaki Kar területéről átköltözik a DE OEC egyik épületébe. Ezzel a lépéssel megszűnik a Műszaki Karral történő közös üzemeltetés, ugyanakkor nagymértékben leegyszerűsödik a mindennapi kapcsolattartás az Ortopédiai Klinika és a Laboratórium között, hiszen nem fogják kilométerek elválasztani egymástól a két egységet, de az az elv továbbra is érvényesülni fog, hogy a biomecha-



14. ábra. A Biomechanica Hungarica eddig megjelent számai



15. ábra. Pap Károly csontpótló implantátumai

nikai – különösen a cadaver jellegű – kutatás térben különüljön el a klinikai gyógyító tevékenységtől.

A Biomechanikai Laboratórium saját tevékenysége mellett megfelelő kapacitás esetén szolgáltató tevékenységet is végez, különösen anyagvizsgálat és 3D nyomtatás területén, és szívesen fogadja külső partnerek (kutatási) együttműködési szándékát is.

Végezetül egy érdekes és az Ortopédiai Klinika jubileumához köthető dolog. Mind a klinika-alapító Pap Károly, mind a klinika második vezetője, Szepesi Kálmán professzorok pályájuk egy bizonyos szakaszában kifejezett érdeklődést

mutattak a biomechanikai kérdések iránt. Példaként álljon itt Pap Károly néhány fennmaradt csontpótló implantátuma (15. ábra), illetve Szepesi Kálmán kandidátusi értekezése, amelynek címe: „*A femurfej teherbírásának regenerációja a proximális femur epiphysis kísérletes ischaemiás necrosis után nyúlakon*”.

Az Ortopédiai Klinika Biomechanikai Laboratóriuma idén 18 éves. Új helyre költözésével, az eddig megalapozott szakmai elismertségével, felszereltségével és eredményeivel úgy érezzük, hogy erős szakmai potenciált képvisel, és reményeink szerint továbbra is hasznos háttérintézménye lesz a mozgásszervi sebészet minél eredményesebb művelésének.

IRODALOM

1. Csernátóy Z, Fekete Z, Soós P, Nyulasi T, Gáspár L. A háti szakasz scoliosisának módosított instrumentálása. Első klinikai tapasztalatok a CAB horgok alkalmazásával. Magyar Traumat Ortop 1999;42:42–6.
2. Csernátóy Z, Gáspár L, Benkő K, Fekete Z, Soós P, Nyulasi T et al. Experimental studies for the surgical correction and fixation of dorsal spine deformities. Acta Chir Hung 1997;36 (1–4):51–3.

3. *Csernátóy Z, Manó S, Pálinkás J, editors.* CAB: Egy új típusú implantátum a háti gerincszakasz görbületének korrekciójára. First Hungarian Conference on Biomechanics; 2004 Jun 11–12; Pécs.
4. *Csernátóy Z, Manó S, Pálinkás J, editors.* CAB: A new implant for the correction of the dorsal part of the scoliotic spine. First Hungarian Conference on Biomechanics; 2004 Jun 11–12; Pécs.
5. *Csernátóy Z, Gáspár L, Molnár S, Fooladi S, editors.* A „rotációs előfeszítettség” mint lehetséges etiopatológia a gerincferdülés kialakulásában. First Hungarian Conference on Biomechanics; 2004 Jun 11–12; Pécs.
6. *Csernátóy Z, Dezső Z, Gáspár L.* Csípőprotézisek rotációs stabilitása a femur proximális metaphysisében. Biomechanikai modellkísérlet. Magyar Traumat Ortop 2007;50(2):107–16.
7. *Lázár I, Kiss L, Manó S, Fábíán I, Csernátóy Z, editors.* New nanostructured materials for experimental bone replacement. Third Hungarian Conference on Biomechanics; 2008 Jul 4–5; Budapest.
8. *Tiba Z, Husi G, Manó S, Kiss L, Jónás Z, Nád-házi L et al.* An easy to use device for lubricity examination. Biomech Hung 2009;II(2):27–30.
9. *Tóth K, Sisák K, Nagy J, Manó S, Csernátóy Z.* Retrograde stem removal in revision hip surgery: removing a loose or broken femoral component with a retrograde nail. Arch Orthop Trauma Surg 2010 Jul;130(7):813–8.
10. *Manó S, Novák L, Csernátóy Z.* A 3D nyomtatás technológiájának alkalmazása a cranioplasticában. Biomech Hung 2008;1(1):15–20.
11. *Pálinkás J, Szabó I, Harasztosi L, Vass S, Soha F, Csernátóy Z.* Különböző egyensúlyvizsgáló rendszerek összehasonlítása – Előtanulmány a lovasterápia egyensúlyfejlesztő hatásának vizsgálatára. Biomech Hung 2009;II(1):51–8.
12. *Soha F, Szabó I, Harasztosi L, Pálinkás J, Csernátóy Z.* Development of an accelerometer based motion analysis system for biomedical applications. Acta Biol Debr 2009;XLIII(23):23–30.
13. *Lázár I, Manó S, Jónás Z, Kiss L, Fábíán I, Csernátóy Z.* Mesoporous silica-calcium phosphate composites for experimental bone substitution. Biomech Hung 2010;III(1):151–8.
14. *Molnár S, Manó S, Kiss L, Csernátóy Z.* Ex vivo and in vitro determination of the axial rotational axis of the human thoracic spine. Spine 2006 Dec 15;31(26):E984–91.
15. *Csernátóy Z, Gáspár L, Jónás Z, Szepesi K.* Modified unit rod technique in scoliosis surgery. Acta Orthop Scand 2002;73(4):481–2.

Manó Sándor

Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

H-4032 Debrecen, Nagyverdei krt. 98.

Tel.: (+36) 52 415-155/77707