



VEZÉRCIKK

Csernátony Zoltán

főszerkesztő

csz@med.unideb.hu

Környezetem megszólalt, hogy folyóiratunk vezércikkeiben mindig csak a nehézségeket hozom fel, és inkább lehangolom, mint biztatom az olvasóközönséget. Nem kellett nagyon mélyen magamba nézmem, hogy igazat adjak nekik. És tessék: most ismét itt ülök a számítógépem előtt, ujjaim a klaviatúrán pihennek, és kelepcebén érzem magam. Hogy szóljon az ember egyszerre igazat és biztatót a gyógyítás határterületén kutató-fejlesztő szakembereknek, amikor ilyen nehéz időkben élünk és még nem született meg az új közgazdasági világrend? De azért megpróbálom...

Igenis szükség van a fejlődésre, azonban lehet, hogy nem mindig a szofisztikált fejlesztések irányába kell haladni mindenáron. Ezt az utat akkor érdemes választanunk, ha a szofisztikált nem halad kéz a kézben a borsos árral. Egyebekben a célravezetőség és az elérhetőség megvalósítása a cél. Olyan termékeket vár a szakma, amelyek nem jelentenek technikai megtorpanást vagy *horribile dictu* visszafejlődést, és nem csak a legkiváltságosabbak részesülhetnek belőle. Azzal foglalkozzanak a legkiváltságosabb helyzetben dolgozó kutató-fejlesztők.

Az orvostudomány hihetetlen eredményeket tudott felmutatni az elmúlt évszázadban. Divat mostanában fenntartható *fejlődés*ről beszélni. Javaslom, most éadjük be a fenntartható *fejlettség*gel.

Itt van tehát, kedves fejlesztő és feltaláló kollégák, az új pálya. Az árszint szem előtt tartásával és lehetőleg a gyógyítás költségeinek csökkentésével, de mindenekelőtt továbbra is a hatékonyság növelésével törődve fejlesszünk! A fenntartható fejlettség lehet, hogy most minőségmegtartó-árcsökkenő megoldásokkal oldható csak meg. Mi ez, ha nem igazi kihívás?!



EDITORIAL

Zoltán Csernátóy
chief editor
csz@med.unideb.hu

It has been brought to my attention that in the past editorials of our journal I tend to bring up the difficulties and with this I depress rather than encourage our readers. I did not have to look deep into myself to realize they are right. Once again I'm sitting in front of my computer, my fingers resting on the keyboard, and I feel trapped. To tell the truth, how can I be encouraging and at the same time realistic to the people working on the boundaries of research and development professions, when we live in such a difficult time? But I'll try...

Yes there is a need for development, but they may not always have to go towards sophisticated development at all costs. This route should only be taken if sophisticated does not go hand-in-hand with a hefty price. Moreover, the purpose of accessibility is the goal. The profession requires products, which have no technical inactivity or horrible dictum regression, and not only the most privileged benefit from it. Those should be left to the most privileged working in research and development fields.

Health science was able to produce amazing results in the last century. It became a fashion these days to talk about sustainable *development*. I propose now to be satisfied with sustainable *improvement*.

So, my dear developer and inventor colleagues here we have the new path. To develop with the price level in mind, and possibly reducing the cost of treatment, but above all increasing the efficiency of a product! Sustainable development may now only be finding quality retaining, price-reducing solutions. What is this if not a challenge?

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'Z. Csernátóy'.

HUMAN-CENTERED ROBOTICS – BIOMECHANICS & SAFETY LABORATORY OF THE ROBOTICS AND MECHATRONICS CENTER

Simon Haddadin, Sami Haddadin

German Aerospace Center

haddadin.simon@mh-hannover.de



The Institute of Robotics and Mechatronics (RM) of the German Aerospace Center (DLR) is part of the Robotics and Mechatronics Center (RMC) and has been a research facility on international level for the past three decades.

RM is located on the DLR-campus in Oberpfaffenhofen, Germany in Munich's southwest and employs 150 scientists. Its Biomechanics & Safety Laboratory belongs to the Human-Centered Robotics group. The laboratory was established in 2008 and by now regularly employs two post-doc researchers (engineer and physician), three graduates and one technician. Furthermore, the laboratory regularly accepts students (engineering, medicine) to prepare their final thesis in the field of *biomechanics* and *safety* with particular focus on *robotics*, *electrical engineering* or *computer science*. There is a strong drive in multidis-



Physical Human-Robot-Interaction (pHRI) as an enabler for robotics in society

ciplinary research between engineering and medical sciences, particularly in the field of physical Human-Robot-Interaction (HRI).

The work is part of several internal DLR projects and various European projects such as PHRIENDS, VIATORS, and SAPHARI and industrial collaborations with KUKA Roboter GmbH, KUKA Labs, and Daimler AG. Furthermore, several collaborations with international partners such as Stanford University, Willow Garage, Inc., Johns Hopkins University, Korea University, and Technical University of Munich have been established.

Research Topics

The research goal of the Biomechanics & Safety Laboratory is to enable robots for direct physical interaction and cooperation with humans and transferring the resulting technology to industry and real world applications. For this, new generations of safe robots were developed at RMC. These devices are sought to act as human assistants in a variety of application domains:

- industrial assembly and manufacturing,
- medicine, or
- house-hold helpers in everyone's home.

In such applications it has to be ensured that the robot will under no circumstances injure human due to malfunction, even in case of user errors. For this, a systematic approach for human injury analysis and prevention had to be developed that bridges the gap between robotics and biomechanics. For quantifying what safe behavior really means, the definition of injury, as well as understanding its general dynamics are essential. The problem is approached from a medical injury analysis and biomechanical point of view in order to formulate the relation between robot mass, velocity, impact geometry and resulting injury



Crash tests: chest collision, neck extension, drop test device, sharp contacts with porcine leg (from top left to bottom right)

in medical terms. The results are classified according to the AO-classification or the appropriate severity indices, as for instance Head Injury Criterion (HIC), Neck Injury Criterion (NIC) or Abbreviated Injury Scale (AIS). Collisions are evaluated by macro- and microscopic examination, medical imaging (MRI, sonography) and biomechanical parameters. Besides injury classifications, the utilization of robotic systems in collision tests yields factors that can be directly measured such as impact force, velocity, stress and penetration depth. The aim of these efforts is to study and classify all relevant injuries that may appear in accidental robot-human collisions. Furthermore, a large experimental database for understanding and evaluating these potential injuries is generated. In order to investigate the inherent risk emanating from robotic systems, the devices are tested exhaustively with mechanical devices and crash-test dummies, drop tests on animal specimens, voluntary human-robot collision experiments and computer simulations. The tests are primarily performed in

our institute, but also externally as for instance the standardized crash-test facilities at the German Automobile Club (ADAC) or the university clinic *Klinikum Rechts der Isar* of the Technical University Munich (TUM). Several industrial robots ranging from less than 10 kg up to 2500 kg were evaluated up to now. After the relevant information about the mechanisms of such injury was extracted, the next step was to design appropriate countermeasures by means of collisions detection and appropriate reaction. These are developed in such a way that they are also able to resemble a human's behavior during such collisions. It was shown that based on its force and torque sensing capabilities, the robot is able to reduce or even entirely prevent injury even in case of entirely unforeseen collisions.

Standards

From the standardization side, there has been considerable effort in reflecting complex interaction research into existing industrial robot standards and define close human-robot

interaction for service robotics, which is still significantly evolving. The results of the laboratory also yielded fundamental data for the newly developed *ISO-standardization* guidelines, specifically ISO-10128-1,-2 (Standard for Industrial Robotics), 13482 (Standard for Personal Care [Service] Robots) and the associated technical specification TS15066.

Future

It seems that we are finally getting to the stage of enabling co-existence and interaction not only in research lab environments and in terms of proof-of-concept installations in industry, but fundamentally changing the role of robotics for humans' everyday life. However, this is a major effort and several questions and requirements regarding safety remain open and unsolved yet. In this sense, the institute intends to bring together researchers, standardization experts, and industrialists, who are all together responsible for ensuring that robots can finally come off the research labs into all aspects of everyday life.

Dr. Simon Haddadin

Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt
D-82234 Weßling, Münchner Straße 20.
Tel.: +49 (0) 8153-280-3272

A CSÍPŐÍZÜLETI PROTÉZIS BEÜLTETÉS FELTÁRÁSMÓDJÁNAK HATÁSA A DINAMIKUS EGYENSÚLYOZÓ KÉPESSÉGRE A POSZTOPERATÍV IDŐSZAK ELSŐ HAT HÓNAPJÁBAN

Holnapy Gergely¹, Kiss Rita M.²

¹Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika

²Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Hidak és Szerkezetek Tanszék
hogeri@yahoo.com

Absztrakt

A jelen kutatás célja annak megállapítása, hogy ultrahangalapú, hirtelen irányváltoztatási teszttel modellezett dinamikus egyensúlyozó képesség hogyan változik a posztoperatív időszak első hat hónapjában a különböző (antero-lateral – AL, direkt-lateral – DL és hátsó, tokmegtartó – P) feltárás esetén. 25 DL feltárású, 22 AL feltárású és 25 P feltárású csípőízületi protézisbeültetésen átesett beteg dinamikus egyensúlyozó képességét vizsgáltuk hirtelen, ultrahangalapú irányváltoztatási teszttel a műtétet megelőzően, majd a posztoperatív időszak 6., 12. hetében és a 6. hónapban. A kontrollcsoportot 45 azonos korú, egészséges személy adta. A dinamikus egyensúlyozó képességet két lábon, érintett és nem érintett oldalon történő mérés eredményeiből számított Lehr-féle csillapítási számmal jellemeztük. DL és AL feltárás esetén a Lehr-féle csillapítási szám a posztoperatív 6. héten szignifikánsan csökken a beültetés előtt meghatározott értékekhez képest, de utána folyamatosan nő. Az érintett oldalon történő állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám a posztoperatív időszak 6. hónapjában is szignifikánsan kisebb, mint a kontrollcsoport értékei. P feltárás esetén a posztoperatív időszakban a Lehr-féle csillapítási szám folyamatosan növekszik, és a posztoperatív időszak 6. hónapjában megegyezik a kontrollcsoport értékeivel. A DL és AL feltárással műtött betegek esetén a posztoperatív időszak első hat hónapjában a dinamikus egyensúlyozó képesség folyamatosan javul, de az érintett oldal dinamikus egyensúlyozó képessége eltér a kontrollcsoporttól. A hátsó, tokmegtartós feltárás esetén a dinamikus egyensúlyozó képesség javulása gyorsabb az előző két feltárási módhoz képest, és a posztoperatív időszak 6. hónapjára a kontrollcsoport egyensúlyozó képességétől szignifikánsan nem tér el. A rehabilitációs protokollok összeállításánál az ízületi mozgástartományok növelése, az izmok fejlesztése mellett hangsúlyt kell fektetni a dinamikus egyensúlyozó képesség fejlesztésére is. A dinamikus egyensúlyozó képesség fejlesztésekor, illetve a segédeszközök elhagyásakor a feltárási mód okozta különbségeket figyelembe kell venni.

Kulcsszavak: ultrahangalapú mozgásanalízis, csípőprotézis-beültetés, Lehr-féle csillapítási szám

Changes in dynamic balancing during the first six postoperative months using different surgical approaches in total hip arthroplasty

Abstract

The aim of our study was to detect the changes in dynamic balancing – modeled with ultrasound-based sudden perturbation test – during the first six months of the postoperative period in case of different (antero-lateral – AL, direct-lateral – DL and posterior, capsule preserving – P)

surgical approaches. The dynamic balancing ability was detected with ultrasound-based sudden perturbation test before total hip arthroplasty, and 6, 12 weeks and 6 months postoperatively in 25 patients with DL-approach, 22 patients with AL-approach and 25 patients with P-approach. The control group was formed by 45 age-matched healthy individuals. The dynamic balancing ability was characterized by the Lehr's damping ratio that was calculated from the results of the measurements data of standing on both-, affected-, and contra-lateral lower extremity. In the sixth postoperative week, in the case of DL-, and AL-approach the Lehr's damping ratio decreased significantly comparing with the preoperative period, but after that it increased continuously. The Lehr's damping ratio calculating from data measured during standing on affected lower extremity was significantly less as well in the sixth postoperative month, comparing to data of healthy individuals. During the postoperative period, the Lehr's damping ratio increased continuously in case of P-approach, and in the sixth postoperative month it was equal to the control group. During the first six postoperative months, the dynamic balancing ability improved at groups operated by DL-, and AL-approach, but the dynamic balancing ability of affected side differed from the control group. The improvement of dynamic balancing ability was faster at group with capsule-preserving P-approach than at the other two groups, and in the sixth postoperative month, it didn't differ significantly from the dynamic balancing ability of the control group. To sum it up, we can see that beside improving of muscle forces and the range of motion of hip joint, the improvement of dynamic balancing ability must be taken into consideration too when planning rehabilitation protocols and also in the case of abandonment of crutches.

Keywords: ultrasound-based motion analysis, total hip arthroplasty, Lehr's damping ratio

Bevezetés

Világviszonylatban a csípőízületi kopás a mozgáskorlátozottság egyik vezető okának tekinthető. Az időskorú lakosság 3–5%-ánál a csípőízületi kopás olyan nagyfokú, hogy csípőízületi endoprotézis beültetése indokolt.^{1,2}

A csípőízületi kopásban szenvedő idős betegek esetén a járásminta, azaz a járás távolság-, idő- és szögjellegű paraméterei,^{3–13} a járás szabályosságát jellemző távolság-, idő és szögjellegű paraméterek szórása, relatív szórása,^{14,12} valamint az egyensúlyozó képességet jellemző stabilometriás jellemzők^{15–17} lényegesen eltérnek az azonos korú, egészséges személyek értékeitől. A csípőízületi kopás következtében a dinamikus egyensúlyozó képesség is szignifikánsan romlik az egészséges személyekhez képest, amelyet a hirtelen irányváltoztatási teszt eredményei jól mutatnak.¹⁸

A csípőízületi endoprotézis beültetése a fájdalmat megszünteti, a funkcionális képességeket részben visszaállítja,^{19–21} de a posztoperatív időszak alatt a járásminta lényegesen módosul.^{4,22–28} Korábbi kutatások megállapították, hogy a csípőízületi endoprotézis beültetése után fél évvel és egy évvel az ízületi helyzetértékelés megegyezik az egészséges személyek ízületi helyzetértékelésével.^{29–30} Ennek oka valószínűsíthetően az, hogy a csípőízületi felszín állapota, az ízületi tok állapota jóval kisebb befolyással van az ízületi helyzetértékelésre,²⁹ mint az ízületi szalagok és az ízület körüli izmok állapota.³¹ A csípőízületi protézisbeültetés után még 18 héttel is a két oldal terhelése aszimmetrikus.^{32–33} A két lábon állás esetén a nyomásközéppont (COP: Centre Of Pressure) előre-hátra és oldalirányú mozgása a műtét utáni 12. naptól csökken,³² és a műtét utáni 6. hónapra már nem tér el a kontrollcsoport értékeitől.^{17,34–35} Az érintett oldalon tör-

ténő állás közben mért értékek a műtét utáni 12. hétig növekednek, és csak a műtét utáni 18. héten nem tértek el szignifikánsan a műtét előtt mért értékektől.³³ A COP előre-hátra és oldalirányú mozgása a műtét után egy évvel is szignifikánsan nagyobb, mint a kontrollcsoport értékei.^{17,34–35} Majewski és mtsai¹⁶ hasonló megállapítást tettek a járás közben mért testlengések esetén is.

A jelen kutatás célja annak megállapítása, hogy az ultrahangalapú, hirtelen irányváltoztatási teszttel modellezett dinamikus egyensúlyozó képesség hogyan változik a posztoperatív időszak első hat hónapjában a különböző (antero-lateral – AL, direkt-lateral – DL és hátsó, tokmegtartó – P) feltárás esetén. Ennek eldöntéséhez a műtét előtt, valamint a műtét utáni 6., 12. héten és 6. hónapban végeztük el az ultrahangalapú, hirtelen irányváltoztatási tesztet.³⁶ A dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző értékeket összehasonlítjuk *a*) az azonos korú egészséges személyek értékeivel; *b*) a műtét előtti értékekkel, valamint *c*) a különböző feltárási móddal végzett betegek értékeit egymással. A különböző feltárási módok másképp érintik az ízületi tokot, az ízület körüli izmokat, ennek következtében a csípő-ízületi protézis beültetés feltárási módja lényegesen befolyásolja a járásmintát jellemző távolság-, idő- és szögjellegű paramétereket.²⁵ Így feltételezhetjük, hogy a dinamikus egyensúlyozó képesség változása a posztoperatív időszakban különböző lesz.

Vizsgált személyek és módszer

Vizsgált személyek

A csípőízületi kopás hatásvizsgálatába bevont különböző mértékű csípőízületi kopásban szenvedő személyeket a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika betegei közül választottuk ki. A beválasztási és kizárási kritériumokat az 1. táblázat tartalmazza. A vizsgálatba bevont

személyek csípőízületeiről kétirányú (antero-posterior és oldalirányú) röntgenfelvétel készült, az elkészített radiológiai felvétel alapján radiológus szakorvos (Köllő Katalin) a Kellgren–Lawrence- (KL-) osztályozás szerint³⁷ megállapította, hogy az összes beteg nagyfokú (KL-fok 4) csípőízületi kopásban szenved. A radiológiai felvételen súlyos arthrosis subchondralis elváltozás (subchondralis cysta, meszesedés), valamint az ízületi rés beszűkülése volt látható.

A beválasztás kritériuma	A kizárási kritériuma
Röntgenfelvétellel igazolt egyoldali csípőízületi kopás	Az alsó végtagot, a gerincet érintő elváltozás, korábbi sérülés, műtét
Segédeszköz nélküli mozgásképesség (járóképesség)	Ízületi kopás más ízületekben (ellenoldali csípőízület, mindkét térdízület)
Járóképesség 10 percig 1,2 m/s szalagsebességgű futószalagon	Neurológiai elváltozás (Parkinson, dementia, stroke stb.), egyensúlyozó képességet érintő elváltozás, vestibuláris elváltozások
55–65 év közötti életkor	Nem kontrollált, nem karbantartott kardiovaszkuláris elváltozások
	±5,0 dioptriánál erősebb látáskorrekció

1. táblázat. Beválasztás és kizárási kritériumai

A vizsgálatba bevont 72 beteget a csípőízületi protézisbeültetés feltárási módja alapján 3 csoportba osztottuk. Az első csoportot alkotó 25 beteg esetén hagyományos direkt-laterális feltárás (DL feltárás) történt az ízületi tok kiirtása mellett, a második csoportot alkotó 22 beteg esetén antero-laterális feltárás (AL feltárás) történt szintén az ízületi tok kiirtása mellett, a harmadik csoportot alkotó 25 beteg esetén hátsó feltárás történt, de az ízületi tokot megtartottuk (P feltárás). Az antropometriai adatokat a 2. táblázatban foglaltuk össze. A betegek preoperatív és posztoperatív kezelése

Jellemzők	Kontrollcsoport		Direkt-laterális (DL) feltárással operált betegek		Anterior-laterális (AL) feltárással operált betegek		Hátolsó, tokmegtartású (P) feltárással operált betegek	
	férfi	nő	férfi	nő	férfi	nő	férfi	nő
Vizsgált személy neme								
Esetszám, N	23	22	12	13	11	11	13	12
Életkor, év	60,9±3,2	60,4±4,1	60,1±2,4	59,9±3,4	61,3±3,4	62,1±2,4	61,2±2,9	60,8±3,0
Testtömeg, kg	70,4±9,8	69,7±11,4	86,5±11,4*	80,8±6,1*	88,6±7,8*	79,3±4,3*	89,5±8,2*	76,9±6,8*
Testmagasság, cm	170,4±5,8	166,7±3,8	169,7±6,8	164,2±3,1	170,1±5,4	163,2±3,8	169,4±5,6	163,4±6,9
BMI, kg/m ²	24,3±2,8	25,3±2,4	30,3±3,4*	30,1±3,1*	30,7±2,8*	29,8±3,3*	31,3±3,4*	28,9±2,7*

2. táblázat. A vizsgálatba bevont személyek demográfiai adatai.

Az életkor és testmagasság tekintetében a csoportok közötti különbség nem volt szignifikáns.

Mindhárom betegcsoport testtömege és testtömegindexe (BMI: Body Mass Index) szignifikánsan nagyobb, mint a kontrollcsoporté (*)

(anesztézia, fájdalomcsillapítás) azonos volt, az összes beteg esetén a rehabilitációt előzetesen összeállított protokoll alapján a posztoperatív 12. hétig ugyanaz a gyógytornász irányította.

A dinamikus egyensúlyvizsgálat megkezdése előtt a domináns oldal az ún. lökéseszettel állapítható meg. Domináns az az alsó végtag, amellyel hátulról történő lökés esetén a vizsgált személy kilép, hogy egyensúlyát visszanyerje³⁸. A lökéseszett eredményeképpen minden beteg esetén a nem érintett oldal volt a domináns a műtétet követő 6. hónapban is.

A csípőízületi kopás hatásvizsgálatba bevont kontrollcsoportot alkotó 45 idős, egészséges személy demográfiai adatait a 2. táblázat foglalja össze. A kontrollcsoport tagjai nem voltak korlátozva mindennapi mozgásukban. A mozgásvizsgálat előtt elvégzett ortopédiai vizsgálat szerint mindkét alsó végtag ízületeinek mozgástartomány, stabilitása, valamint az alsó végtag tengelyállása, izomereje és izomtónusa élettanilag megfelelő volt. A beválasztás és kizárás kritériumai a csípőízületi kopás meglétének kivételével megegyeztek a betegcsoport kritériumaival (1. táblázat). A lökéseszett³⁸ eredményeként a kontrollcsoport tagjai

közül 4 nő és 6 férfi bal oldala, a többi, 18 nő és 17 férfi jobb oldala volt a domináns.

A kutatást a Semmelweis Egyetem Regionális Etikai és Tudományos Tanácsa engedélyezte. A vizsgálat folyamatáról minden résztvevő részletes tájékoztatást kapott, a vizsgálatban történő részvételét a beleegyező nyilatkozat aláírásával is megerősítette.

Módszer

A minden vizsgálat megkezdése előtt elvégzett ortopéd szakorvosi vizsgálat részei: a vizsgált személy funkcionális állapotának rögzítése a Harris-féle csípőízületi funkcionális skálán (HHS: Harris Hip Score),³⁹ továbbá életminőségi állapotának rögzítése a 10 csoportban összesen 36 kérdést tartalmazó rövid életminőségi skálán (SF-36),⁴⁰ valamint az ízületi kopásban szenvedő betegek életminőségét felmérő speciális WOMAC-skála alapján (WOMAC: Western Ontario and MacMaster University),⁴¹ A megadott szempontok alapján elvégzett vizsgálat és kérdőív kitöltése alapján adott pontszámot (HHS-érték érintett és egészséges ízületre, SF-érték és WOMAC-érték) betegenként rögzítettük.

A dinamikus egyensúlyozó képesség modellezésére az ultrahangalapú, hirtelen irányváltoztatás utáni tesztet használtuk. A hirtelen irányváltoztatás a PosturoMed[®] (Haider-Bioswing GmbH, Weiden, Németország) terápiás eszközzel modellezhető.^{36,42–43} Az eszköz lényege, hogy a merev lap (60 cm × 60 cm, 12 kg) nyolc, 15 cm hosszú, azonos erősségű rugóval a merev keretre van felfüggesztve. A rugók segítségével a merev lap a vízszintes síkban szabadon tud mozogni. A felfüggesztett merev lap mozgása a rugók számával (4, 6, 8 rugóval) szabályozható. Jelen vizsgálatban a PosturoMed[®] terápiás eszköz felfüggesztett merev lapjának mozgását négy rugó szabályozta, amely a könnyű vizsgálatot jelenti, és a merev lap elmozdulása a vízszintes síkban egyirányú volt. Az eszközhöz tartozó rögzítő-feloldó elemmel (1. ábra) a rugókkal felfüggesztett merev lap a középhelyzetből való kimozdítás után rögzíthető. A merev lap a rögzítőelem feloldása után eredeti helyzetébe kíván visszatérni, amely a hirtelen irányváltoztatást modellezi. A vizsgált személynek a mozgó lapon kellett egyensúlyoznia, egyensúlyát visszanyernie az adott pozícióban. Ebben az esetben a merev lap csillapított szabad lengést végez, a csillapítás a vizsgált személy egyensúlyozó képessége.

A merev lap mozgását Zebris CMS-10 ultrahangalapú, egyedi aktív érzékelőket használó mérőrendszerrel (Zebris, Medizintechnik GmbH, Isny, Németország) rögzítettük (1. ábra). A függőlegessel 30°-ot bezáró mérőfej az aktív adókkal szemben (a vizsgált személy oldalán) úgy helyezkedett el, hogy a mérőfej érzékelői az aktív, ultrahangjeleket kibocsátó, egyedi adókat folyamatosan látta. Az adókat a merev lap oldalára helyeztük el (1. ábra). A mérés frekvenciája 100 Hz. A merev lap mozgását a WinPosture (Zebris, Isny, Németország) mérésvezérlő program rögzítette és tárolta. A mérés menete a következő: a merev lap 20 mm-es kimozdítása a domináns oldal irányába, utána a rögzítő-feloldó elemmel a lap rögzítése; a vizsgált személynek a merev lap közepére állítása a vizsgálati pozícióban (két lábon, jobb lábon, bal lábon – 2. ábra). 2 másodperc után a rögzítő-feloldó elem oldásával a rugókkal felfüggesztett merev lap mozgásba hozása után a vizsgált személynek a mozgó lapon kellett előretekintve egyensúlyoznia, egyensúlyát visszanyernie, mialatt 3 másodpercig a mérést vezérlő program rögzítette a merev lap mozgását. A vizsgált személyeket kértük, hogy mozgásukat ne nézzék, és egyensúlyozáshoz a felső végtag használható, de a keretet nem foghatják meg,



1. ábra. Az ultrahangalapú, hirtelen irányváltoztatási teszt elrendezése



2. ábra. A vizsgálat részei (balról jobbra): két lábon állás, jobb lábon állás, bal lábon állás

egy lábon történő állás közben mért vizsgálatkor a másik lábat sem tehetik le. Ellenkező esetben a vizsgálat eredménye nem érvényes. A vizsgálatot háromszor ismételtük meg, a mérések között 1 perc pihenő volt. Egészséges személyek esetén először a két lábon, majd a domináns, végül a nem domináns lábon történő állás közben történt a vizsgálat. Betegek esetén először a két lábon, majd a nem érintett, végül az érintett lábon történő állás közben történt a vizsgálat. Minden vizsgált személy esetén 9 vizsgálat történt. A mérés részletei Kiss cikkében találhatók meg.³⁶

A merev lap mozgása az elmozdítás irányába csillapított lengőmozgás, amely a Lehr-féle csillapítási számmal jellemezhető. A Lehr-féle csillapítási szám a tényleges és a kritikus csillapítás hányadosa. A Lehr-féle csillapítási szám értéke 0 és 1 között lehet. Ha $D = 0$, akkor nincs csillapítás, a lengés csillapítatlan szabad lengés, azaz a vizsgált személy elveszti egyensúlyozó képességét. Ha $D = 1$, akkor a csillapítás megegyezik a kritikus csillapítással, lengés nem jön létre, azaz az egyensúlyozó képesség ideális. Minél nagyobb a Lehr-féle csillapítási szám, annál jobb a tényleges csillapítása, azaz annál jobb az egyensúlyozó képesség. A merev lap mozgásából a Lehr-féle csillapítási szám számolható.³⁶

$$D = \frac{A}{\sqrt{A^2 + 4\pi^2}},$$

ahol A a logaritmikus dekrementum:

$$A_i = \frac{1}{i} \ln \frac{K_0}{K_i},$$

ahol K_0 $t = t_0$ időpontban a kitérés, K_i $t = t_i$ időpontban a kitérés.

A Lehr-féle csillapítási számot célszerű százalékban megadni, azaz

$$D[\%] = \frac{A}{\sqrt{A^2 + 4\pi^2}} \times 100,$$

ami azt fejezi ki, hogy a vizsgált személy dinamikus egyensúlyozó képességét jellemző csillapítási szám hány százaléka a kritikus csillapításnak. $D [\%] = 100\%$ esetén a csillapítás tökéletes, azaz lengés nem jön létre.

A kapott adatokat a többváltozós ANOVA módszerrel elemeztük, szükség esetén a Tukey-féle post-hoc vizsgálattal kiegészítve. Az egészséges csoportban a változók az oldaliság (domináns és nem dominás) és a vizsgált személy neme (férfi és nő). A betegcsoportban a változók az oldaliság (nem érintett, érintett), a vizsgált személy neme (férfi és nő), a vizsgálat ideje (műtét előtt, 6, 12 héttel és 6 hónappal a műtét után), a feltárás módja (direkt-laterális – DL, antero-laterális – AL, hátsó, tokmegtartó – P). Az adatok feldolgozását az SPSS 14 software (SPSS, Chicago, IL USA) segítségével végeztük. A szignifikanciaszintet (p) minden esetben 0,05-re állítottuk be.

Eredmények

Korábbi vizsgálatok⁴⁴ azt mutatták, hogy a dinamikus egyensúlyozó képességet leíró Lehrs-féle csillapítási számot a vizsgált személy neme és életkora befolyásolja. Mind a kontrollcsoport tagjait, mind a betegcsoport tagjait úgy válogattuk össze (1. táblázat), hogy szűk életkori tartományban legyenek, így az eredmények értékelésekor az életkor hatását nem kellett figyelembe venni. Az összes vizsgálat eredményeit nemenkénti bontásban adjuk meg.

Az életminőséget és a funkcionális vizsgálat eredményeit tartalmazó SF-36, WOMAC- és HHS-skálák eredményeit az utánkövetés időszakában a 3. táblázat tartalmazza. A magasabb HHS-érték a vizsgált személy által érzett kedvezőbb funkcionális képességet jelenti, mert az értékelésben a szakorvos által ízületi szögmérővel mért funkcionális értékek csak csekély arányt képviselnek. A magasabb SF-érték és WOMAC-érték a vizsgált személy által érzett kedvezőbb életminőséget jelentette. A vizsgált személy neme nem befolyásolta az

Skála	Feltárás	Férfiak				Nők			
		preop.	6. hét posztop.	12. hét posztop.	6. hónap posztop.	preop.	6. hét posztop.	12. hét posztop.	6. hónap posztop.
SF-36	kontroll	98,4±1,3				97,5±1,6			
	DL feltárás	33,1±2,8 c	53,9±4,8 c,d	51,7±6,8 c,d	59,8±3,4 c,d,e	35,4±2,8 c	54,8±4,8 c,d	52,8±5,8 c,d,e	56,8±4,2 c,d,e
	AL feltárás	32,7±2,8 c	63,6±6,4 c,d,h	78,9±3,5 c,d,e,h	79,6±4,1 c,d,e,h	30,9±2,7 c	61,7±4,7 c,d,h	77,4±3,8 c,d,e,h	80,4±4,7 c,d,e,h
	P feltárás	38,4±3,5 c	63,7±6,1 c,d,h	76,7±9,7 c,d,h	88,9±8,7 c,d,e,f,h	35,7±3,8 c	62,3±7,4 c,d,h,i	76,4±8,7 c,d,e,h,i	88,7±6,8 c,d,e,f,h,i
WOMAC	kontroll	99,8±0,9				99,6±0,7			
	DL feltárás	41,1±1,2 c	71,7±2,4 c,d	53,4±7,8 c,d,e	79,4±3,8 c,d,e,f	40,9±1,1 c	72,1±1,5 c,d	58,4±5,4 c,d,e	77,1±2,4 c,d,e,f
	AL feltárás	38,1±1,8 c	71,9±2,4 c,d	80,2±3,4 c,d,e,h	89,4±1,4 c,d,e,f,h	37,9±1,5 c	71,5±2,5 c,d	81,4±2,1 c,d,e,h	88,9±1,7 c,d,e,f,h
	P feltárás	42,7±1,5 c	75,3±1,8 c,d	81,3±5,4 c,d,e,h	90,4±1,2 c,d,e,f,h	43,1±1,6 c	76,1±1,9 c,d	78,4±4,2 c,d,h	90,9±1,7 c,d,e,f,h
HHS- értékt	kontroll	nem domináns: 99,4±1,8				nem domináns: 97,4±1,3			
	DL feltárás	36,4±2,1 c	57,3±3,2 c,d	66,2±2,4 c,d,e	78,2±1,5 c,d,e,f	35,9±1,9 c	55,2±3,8 c,d	65,1±2,9 c,d,e	79,0±1,8 c,d,e,f,h
	AL feltárás	41,2±2,3 c	66,2±4,1 c,d,h	66,1±2,9 c,d	87,4±2,1 c,d,e,f,h	40,8±1,7 c	67,4±4,3 c,d,h	65,9±3,1 c,d	88,1±1,9 c,d,e,f,h
	P feltárás	44,5±2,8 c	62,4±3,4 c,d,h	69,4±3,8 c,d,e	88,9±2,3 c,d,e,f,h	45,4±2,4 c	63,9±3,9 c,d,h	68,9±3,5 c,d,e	88,4±1,7 c,d,e,f,h
HHS- nem értékt	kontroll	domináns: 99,6±0,2				domináns: 98,9±1,1			
	DL feltárás	88,2±1,8 c	87,7±2,3 c	88,5±2,7 c	88,9±2,5 c	88,5±1,7 c	86,9±2,7 c	88,6±2,4 c	89,4±3,5 c
	AL feltárás	88,4±1,7 c	87,5±3,1 c	88,3±2,6 c	90,1±3,8 c	88,3±1,9 c	87,2±2,4 c	88,7±2,1 c	90,3±3,7 c
	P feltárás	89,4±2,1 c	88,7±2,9 c	88,9±2,1 c	90,3±3,6 c	88,1±2,1 c	87,4±2,8 c	89,1±2,9 c	90,1±2,9 c

3. táblázat: A kontrollcsoport, a különböző feltérési móddal műtött betegek esetén az életminőségi és funkcionális skálák eredményei.

a: posztoperatív időszak első 6 hónapjában; c: szignifikáns különbség a kontrollcsoport értékeihez képest; d: szignifikáns különbség a preoperatív értékekhez képest; e: szignifikáns különbség a 6. hét értékeihez képest; f: szignifikáns különbség a 12. hét értékeihez képest; g: szignifikáns különbség a férfiak és nők értékei között; h: szignifikáns különbség a DL feltéráshoz képest; i: szignifikáns különbség az AL feltéráshoz képest

Feltárás	Nem	Idő	Vizsgálat típusa				
			két lábon állásakor	domináns/ nem érintett lábon állásakor	nem domináns/érintett lábon állásakor		
Kontroll- csoport	férfiak	–	4,65 ± 0,33	4,47 ± 0,30	2,90 ± 0,39 ^{a,b}		
	nők	–	4,99 ± 0,29 ^g	4,83 ± 0,28 ^g	3,41 ± 0,31 ^{a,b,g}		
DL feltárás	férfiak	preop.	3,40 ± 0,55 ^c	3,01 ± 0,60 ^c	1,35 ± 0,71 ^{a,b,c}		
		6. hét postop.	2,71 ± 0,62 ^{c,d}	2,28 ± 0,58 ^{c,d}	0,58 ± 0,28 ^{a,b,c,d}		
		12. hét postop.	4,10 ± 0,46 ^{c,d,e}	3,79 ± 0,39 ^{c,d,e}	2,12 ± 0,27 ^{a,b,c,d,e}		
		6. hónap postop.	4,47 ± 0,27 ^{d,e,f}	4,35 ± 0,24 ^{d,e,f}	2,40 ± 0,22 ^{a,b,c,d,e,f}		
	nők	preop.	3,49 ± 0,50 ^c	3,13 ± 0,61 ^c	1,39 ± 0,75 ^{a,b,c}		
		6. hét postop.	2,81 ± 0,60 ^{c,d}	2,27 ± 0,57 ^{c,d}	0,57 ± 0,25 ^{a,b,c,d}		
		12. hét postop.	4,19 ± 0,40 ^{c,d,e}	3,98 ± 0,35 ^{c,d,e}	2,18 ± 0,24 ^{a,b,c,d,e}		
		6. hónap postop.	4,79 ± 0,31 ^{d,g,e,f}	4,65 ± 0,22 ^{d,g,e,f}	2,39 ± 0,27 ^{a,b,c,d,e,f}		
		AL feltárás	férfiak	preop.	3,45 ± 0,52 ^c	3,04 ± 0,61 ^c	1,30 ± 0,69 ^{a,b,c}
				6. hét postop.	2,82 ± 0,58 ^{c,d}	2,59 ± 0,51 ^{c,d}	0,65 ± 0,27 ^{a,b,c,d}
12. hét postop.	4,28 ± 0,40 ^{c,d,e}			3,91 ± 0,31 ^{c,d,e}	2,19 ± 0,25 ^{a,b,c,d,e}		
6. hónap postop.	4,49 ± 0,25 ^{d,e,f}			4,38 ± 0,21 ^{d,e,f}	2,51 ± 0,24 ^{a,b,c,d,e,f}		
nők	preop.		3,53 ± 0,48 ^c	3,12 ± 0,59 ^c	1,45 ± 0,72 ^{a,b,c}		
	6. hét postop.		2,74 ± 0,55 ^{c,d}	2,37 ± 0,55 ^{c,d}	0,67 ± 0,29 ^{a,b,c,d}		
	12. hét postop.		4,35 ± 0,35 ^{c,d,e}	3,85 ± 0,40 ^{c,d,e}	2,14 ± 0,29 ^{a,b,c,d,e}		
	6. hónap postop.		4,81 ± 0,30 ^{d,g,e,f}	4,70 ± 0,25 ^{d,g,e,f}	2,48 ± 0,31 ^{a,b,c,d,e,f}		
	P feltárás		férfiak	preop.	3,44 ± 0,41 ^c	2,97 ± 0,48 ^{c,d}	1,41 ± 0,67 ^{a,b,c}
				6. hét postop.	3,72 ± 0,30 ^{c,d,h}	3,65 ± 0,32 ^{c,d,h}	1,00 ± 0,60 ^{a,b,c,h}
12. hét postop.		4,62 ± 0,28 ^{d,e,g,h,i}		4,39 ± 0,29 ^{d,e,h,g}	2,45 ± 0,34 ^{a,b,c,d,e,f,h}		
6. hónap postop.		4,73 ± 0,25 ^{d,e,g,h,i}		4,42 ± 0,25 ^{d,e,h,g}	2,79 ± 0,20 ^{a,b,d,c,f,h}		
nők		preop.	3,58 ± 0,39 ^{c,d}	3,10 ± 0,49 ^{c,d}	1,45 ± 0,59 ^{a,b,c}		
		6. hét postop.	3,79 ± 0,35 ^{c,d,h,i}	3,72 ± 0,35 ^{c,d,h,i}	1,09 ± 0,58 ^{a,b,c,h,i}		
		12. hét postop.	4,87 ± 0,31 ^{d,e,g,h,i}	4,70 ± 0,34 ^{d,e,g,h,i}	2,57 ± 0,31 ^{a,b,c,d,e,f,g,h,i}		
		6. hónap postop.	4,97 ± 0,27 ^{d,e,g,h,i}	4,91 ± 0,28 ^{d,e,g,h,i}	3,04 ± 0,28 ^{a,b,d,c, f,g,h,i}		

4. táblázat. A kontrollcsoport, a különböző feltárási móddal műtött betegek ultrahangalapú, hirtelen irányváltoztatási teszt mérési adataiból számított

Lehr-féle csillapítási szám (D, %) posztoperatív időszak első 6 hónapjában.

a: szignifikáns különbség a két lábon állás közben mért értékekből számított

Lehr-féle csillapítási számhoz képest; b: szignifikáns különbség a domináns/nem érintett lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási számhoz képest;

c: szignifikáns különbség a kontrollcsoport értékeihez képest; d: szignifikáns különbség a preoperatív értékekhez képest; e: szignifikáns különbség a 6. hét értékeihez képest; f: szignifikáns különbség

a 12. hét értékeihez képest; g: szignifikáns különbség a férfiak és nők értékei között;

h: szignifikáns különbség a DL feltáráshoz képest; i: szignifikáns különbség az AL feltáráshoz képest

életminőségi és funkcionális tesztek értékét ($p > 0,24$). A műtétet követően a skálák értéke szignifikánsan megnőtt ($p < 0,02$), de a műtét utáni 12. héten kismértékű visszaesés figyelhető meg az SF-36 és WOMAC-skálák értékeinél. A hátsó, tokmegtartó és AL feltárással műtött betegek értékei között nem találtunk szignifikáns eltérést ($p > 0,14$).

Az ultrahanggalapú, hirtelen irányváltoztatási teszt során a merev lap mozgásából meghatározott Lehr-féle csillapítási számot (D, %) a 4. táblázatban foglaltuk össze.

Mindhárom betegcsoport esetén, a posztoperatív időszak teljes időtartama alatt nincs szignifikáns különbség a két lábon állás és a domináns lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási arány között (4. táblázat) ($p > 0,21$). Ez azt mutatja, hogy DL és AL feltárással a posztoperatív 6. héten mért értékekből meghatározott Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb ($p < 0,007$), mint a műtétet megelőzően mért értékekből számított érték, de utána a dinamikus egyensúlyozást jellemző Lehr-féle csillapítási szám folyamatosan növekszik. Ennek ellenére a műtét utáni 6. hónapban mért értékekből meghatározott Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb ($p < 0,01$), mint a kontrollcsoport értékei (4. táblázat). A Lehr-féle csillapítási számot a vizsgált személy neme nem befolyásolta (4. táblázat) ($p > 0,07$).

A hátsó, tokmegtartó feltárással a Lehr-féle csillapítási szám folyamatosan növekszik a posztoperatív időszakban. A műtét utáni 12. héten a két lábon és a nem érintett oldalon történő álláskor mért értékek megegyeznek a kontrollcsoport értéivel ($p > 0,09$), és a nők értékei szignifikánsan nagyobbak, mint a férfiaké (4. táblázat) ($p < 0,006$). A műtét utáni 6. hónapban már az érintett oldalon történő álláskor mért értékek sem térnek el

szignifikánsan a kontrollcsoport értékeitől ($p > 0,08$), de a férfiak és a nők értékei közötti különbség szignifikáns (4. táblázat) ($p < 0,04$). A hátsó, tokmegtartó feltárással műtött betegek mérési eredményeiből meghatározott Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan nagyobb a másik két betegcsoport értékeihez képest a vizsgált posztoperatív időszakban (4. táblázat) ($p < 0,01$).

Megbeszélés

A kutatás célja annak megállapítása volt, hogyan befolyásolja a különböző feltárással csípőízületi protézisbeültetés a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességet. A korábbi kutatások megállapították, hogy a két lábon állás esetén a COP előre-hátra és oldalirányú mozgástartomány a műtét utáni 12. naptól csökkennek³² és a műtét utáni 6. hónapra nem térnek el a kontrollcsoport értékeitől^{17,34-35}. Az érintett oldalon történő álláskor mért értékek a műtét utáni 12. hétig növekednek, és a műtétet követően egy évvel is szignifikánsan nagyobbak, mint a kontrollcsoport értékei.^{17,34-35} Az irodalomban nem találtunk arra nézve adatot, hogy a különböző feltárással csípőízületi protézisbeültetés hogyan befolyásolja a dinamikus egyensúlyozó képességet.

Az életminőségi kérdőívek alapján azt mondhatjuk, hogy a DL feltárással műtött esetén a posztoperatív időszak 12. hetében egy visszaesés figyelhető meg (3. táblázat), melynek oka elsősorban a nem szteroid fájdalomcsillapítók elhagyása, a gyógytorna befejezése. Az AL és P feltárással beültetés esetén ilyen visszaesést nem tapasztaltunk. A HHS funkcionális skálák értékelésekor a 12. héten visszaesés nem volt megfigyelhető (3. táblázat). Az életminőségi kérdőívek és a HHS funkcionális skálák értékelése azt mutatja, hogy az antero-laterális és hátsó, tokmegtartó feltárással műtött betegek esetén az SF-36, a WOMAC- és a HHS-

értékek szignifikánsan magasabbak, mint a DL feltárással műtött betegek értékei (3. táblázat). Ennek valószínűsíthető oka, hogy az AL és P feltárással műtött betegek járásmintája,²⁵ valamint az izmok aktivitása a 6. hónapban már közel azonos az egészséges személyekével.⁴⁵

A kontrollcsoport adatai korábbi kutatások eredményeivel megegyeznek.^{18,44} Összefoglalóan a nem domináns lábón álláskor mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám kisebb, mint a domináns lábón vagy a két lábón álláskor mért értékekből számított érték (4. táblázat), azaz a dinamikus egyensúlyozó képességet az oldaldominancia befolyásolja. A nők mért értékeiből számított Lehr-féle csillapítási szám mindhárom vizsgálati mód esetén szignifikánsan nagyobb volt, mint a férfiaké (4. táblázat). A nemek közötti különbségnek a vélhető oka egyrészt a különböző anatómiai felépítés, másrészt hogy a vestibularis és szomatoszenzoros funkciók romlásának mértéke a nemek között eltér.⁴⁶

A műtét előtti értékeket összehasonlítva megállapítható, hogy a három betegcsoport között nincs szignifikáns különbség (4. táblázat). A kapott eredmények a lökésteszttel eredményét megerősítik, mivel az érintett oldalon mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb, mint a nem érintett lábón vagy a két lábón álláskor mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám (4. táblázat). A kapott eredmények azt is megmutatják, hogy nagyfokú csípőízületi kopás esetén a nemek befolyásoló hatása eltűnik, mivel nincs szignifikáns különbség a férfiak és a nők esetén mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám között (4. táblázat). Ezek az eredmények megegyeznek a korábbi kutatásaink eredményeivel.¹⁸

A csípőízületi beültetés utáni 6. héten a DL és AL feltárással műtött betegek értékei

móddal meghatározott értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan csökkent, míg a hátsó, tokmegtartásos feltárással műtött betegek értékei szignifikánsan nőtt a műtét előtti értékekhez képest. Direkt-lateralis feltárással műtött betegek értékei alapján a statikus egyensúlyozó képesség is csökken a korai posztoperatív időszakban. Ennek vélhetően az az oka, hogy a DL és AL feltárással műtött betegek értékei kiirtásra kerültek.⁴⁷ A csökkenés oka lehet a megnövekedett fájdalom is, ezt jelezheti a WOMAC és SF-36 életminőségi tesztek alacsony értéke is (3. táblázat).

A DL és AL feltárással műtött betegek értékeiből számított Lehr-féle csillapítási szám mindhárom vizsgálati módszer esetén (4. táblázat). A műtét utáni 6. hónapra szignifikáns eltérést a kontrollcsoport értékeihez képest csak az érintett oldalon történő állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám mutat (4. táblázat). Ez egyrészt azt mutatja, hogy a két lábón álláskor az érintett oldal csökkent egyensúlyozó képességét a nem érintett oldal kompenzálni tudja. Ez az eredmény megegyezik az állásstabilitás-vizsgálatokkal kapott eredményekkel.^{16-17,34} A két lábón és a nem érintett lábón történő állás esetén a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozás módja az egészséges személy egyensúlyozásához hasonlít. Ezt az is megerősíti, hogy a két lábón és a nem érintett oldalon történő álláskor mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám nők esetén szignifikánsan nagyobb, mint férfiak esetén (4. táblázat). Az érintett oldalon történő állás esetén a nem érintett oldal kompenzáló hatása kizárt, ebben az esetben az érintett oldal egyensúlyozó képessége vizsgálható. A kapott eredmények azt mutatják, hogy az egyensúlyozó képesség fokozatosan javul a posztoperatív időszak első 6 hónapjában, de nem éri el a

kontrollcsoport értékeit. Trudelle-Jackson és mtsai³⁴ hasonló megállapítást tettek az érintett oldalon történő állás közben mért nyomásközéppont mozgásának elemzése alapján. Az egyensúlyozó képesség romlása az elesés kockázatának a növekedését is jelzi.⁴⁸ A posztoperatív időszak 6. hónapjában is nagy még az elesés kockázata, és a külső körülmények megváltozásához történő alkalmazkodás is rosszabb, mint az egészséges személyeké.⁴⁹ A járásmintát jellemző távolság-, idő- és szögjellegű paraméterek vizsgálatokor szignifikáns eltérés figyelhető meg a DL és AL feltárással műtött betegek értékei között,²⁵ addig ilyen eltérés nem figyelhető meg a dinamikus egyensúlyozást jellemző Lehr-féle csillapítási arány esetén. Ennek vélhető oka az, hogy az izmok nem tudták átvenni az ízületi tok szerepét.

A hátsó, tokmegtartó feltárású betegek esetén a mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási arány szignifikánsan nagyobb a posztoperatív időszak első 6 hónapjában, mint a másik két betegcsoport értékei (4. táblázat). A kapott eredmények azt mutatják, hogy az egyensúlyozó képesség fokozatosan javult a posztoperatív időszak első 6 hónapjában. A két lábon és a nem érintett lábon történő állás közben mért értékből számított Lehr-féle csillapítási szám a posztoperatív időszak 12. hetében, míg az érintett oldalon történő állás közben mért értékből számított Lehr-féle csillapítási szám a posztoperatív időszak 6. hónapjában nem tér el a kontrollcsoport értékeitől (4. táblázat). Ezek az eredmények azt erősítik, hogy az ízületi tok szerepe a meghatározó a dinamikus egyensúlyozás minőségében. A kapott eredmények azt is mutatják, hogy a hátsó, tokmegtartásos feltárású csípőízületi protézis beültetésén átesett betegek esetén a posztoperatív időszak 6. hónapjától kezdődően az elesés kockázata már kicsi. Ezek az

eredmények eltérnek Trudelle-Jackson és mtsai³⁴ eredményeitől, akik csak direkt-lateralis feltárással műtött betegeket vizsgáltak. Ez megerősíti azt a feltételezésünket, hogy ízületi helyzetérzékelésével²⁹⁻³⁰ ellentétben az egyensúlyozó képességet az ízületi tok állapota lényegesen befolyásolja. Nallegowda és mtsai (2003) postero-lateralis feltárást esetén azt találták, hogy a posztoperatív időszak 8. hónapjában nyitott szemmel történő vizsgálat esetén a stabilometriás vizsgálat eredményei nem térnek el szignifikánsan a kontrollcsoport eredményeitől még szinuszos mozgást végző lapon sem.⁵⁰

A kutatás korlátja, hogy a dinamikus egyensúlyozó képességet a posztoperatív időszak első 6 hónapjában vizsgáltuk. A vizsgálat közben az izmok aktivitását nem mértük. A következő vizsgálatoknak erre a kérdésre is ki kell térniük.

A rehabilitációs protokollok összeállításánál az ízületi mozgások növelése, az izmok fejlesztése mellett hangsúlyt kell fektetni a dinamikus egyensúlyozó képesség fejlesztésére is. A dinamikus egyensúlyozó képesség fejlesztésekor, illetve a segédeszközök elhagyásakor a feltárási mód okozta különbségeket figyelembe kell venni.

Összefoglalóan megállapíthatjuk, hogy a DL és AL feltárással műtött betegek esetén a posztoperatív időszak első 6 hónapjában a dinamikus egyensúlyozó képesség folyamatosan javul, de az érintett oldal dinamikus egyensúlyozó képessége eltér a kontrollcsoporttól. A hátsó, tokmegtartásos feltárást esetén a dinamikus egyensúlyozó képesség javulása gyorsabb az előző két feltárási módhoz képest, és a posztoperatív időszak 6. hónapjára a kontrollcsoport egyensúlyozó képességétől szignifikánsan nem tér el.

IRODALOM

1. *Danielsson L, Lindberg H.* Prevalance of coxarthrosis in an urban population during four decades. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1997;342:106–10.
2. *Felson DT, Zhang Y.* An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis and Rheumatism* 1998; 41:1343–55.
3. *Bejek Z, Paróczai R, Illyés A, Kiss RM.* The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surgery Sports Traumatology, Arthroscopy* 2006;14:612–22.
4. *Bennett D, Humphreys L, O'Brain S, Kelly C, Orr JF, Beverland DE.* Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients – A large scale, long-term follow-up study. *Gait and Posture* 2008;28:194–200.
5. *Berman AT, Quinn RH, Zarro VJ.* Quantitative gait analysis in unilateral and bilateral total hip replacement. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1991;72:190–4.
6. *Dujardin F, Aucouturier T, Bocquet G, Duparc F, Weber J, Thomine JM.* Kinematics of the healthy and arthritic hip joint during walking. A study of 136 subjects. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Reparatrice de l'Appareil Moteur* 1998;84: 689–99.
7. *Hulet CH, Hurwitz DE, Andriacchi TP, Galante JO, Rosenberg AG.* Gait adaptations in patients with hip osteoarthritis. *Gait and Posture* 1996; 4:188.
8. *Hurwitz DE, Hulet CH, Andriacchi TP, Rosenberg AG, Galante JO.* Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion. *Journal of Orthopaedic Research* 1997;15:629–35.
9. *Mont MA, Scyler TM, Ragland PS, Starr R, Erhart J, Bhavre A.* Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 2007;22:100–8.
10. *Möckel G, Perka C, Labs K, Duda G.* The influence of walking speed on kinetic and kinematic parameters in patients with osteoarthritis of the hip using a force-instrumented treadmill and standardised gait speeds. *Archives of Orthopaedics and Trauma Surgery* 2003;123:278–82.
11. *Murray MP, Gore DR, Brewer BJ, Gardner GM, Sepic SB.* A comparison of the functional performance of patients with Charnley and Müller total hip replacement. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1979;50:563–9.
12. *Van den Akker-Scheek I, Stevens M, Bulstra SK, Groothoff JW, van Horn JR, Zijlstra W.* Recovery of gait after short-stay total hip arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2007;88:361–7.
13. *Wall JC, Ashbrun A, Klenerman L.* Gait analysis in the assessment of functional performance before and after total hip replacement. *Journal of Biomedical Engineering* 1981;3:121–7.
14. *Kiss RM.* Effect of walking speed and severity of hip osteoarthritis on gait variability. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010;20: 1044–51.
15. *Arokoski JPA, Leinonen V, Arokoski MH, Aalto H, Valtonen H.* Postural control in male patients with hip osteoarthritis. *Gait and Posture* 2006; 23:45–50.
16. *Majewski M, Bishoff-Ferrari HA, Gruneberg C, Dick W, Allum JHJ.* Improvements in balance after total hip replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery Br* 2005;87B:1337–43.
17. *Nantel J, Termoz N, Centomo H, Lavigne M, Vendittoli PA, Prince F.* Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Clinical Biomechanics* 2008;23:402–7.

18. Kiss RM. Effect of the degree of hip osteoarthritis on equilibrium ability after sudden changes in direction. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010b
19. Jones CA, Voaklander DC, Johnston DW, Suarez-Almazor ME. Health related quality of life outcomes after total hip and knee arthroplasties in a community based population. *Journal of Rheumatology* 2000;27:1745–52.
20. Olsson E, Goldie I, Wykman A. Total hip replacement. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1985;18:107–16.
21. Wylde V, Blom AW, Whitehouse SL, Taylor AH, Pattison GT, Bannister GC. Patient-reported outcomes after total hip and knee arthroplasty: comparison of midterm results. *Journal of Arthroplasty* 2009;24:210–6
22. Bennett D, Ogonda L, Elliott D, Humphreys L, Lawlor M, Beverland D. Comparison of immediate postoperative walking ability in patients receiving minimally invasive and standard-incision hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 2007;22:490–5.
23. Foucher KC, Hurwitz DE, Soomekh D, Andriacchi TP, Rosenberg AG, Galante JO. Factors influencing variation in gait adaptations after total hip replacement. *Gait and Posture* 1998;7:159.
24. Foucher KC, Hurwitz DE, Wimmer ME. Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients. *Journal of Biomechanics*, 2007;40:767–74.
25. Illyés Á, Paróczai R, Bejek Z, Kiss RM. Cementes csípőízületi endoprotézis beültetés hatása a járás biomechanikai paramétereire. In: Kocsis L, Kiss RM, Illyés Á (eds). *Mozgásszervek biomechanikája*. Budapest: Terc Kiadó, 2007;284–93.
26. Tanaka Y. Gait analysis of patients with osteoarthritis of the hip and those with total hip arthroplasty. *Journal of Japanese Orthopaedic Association* 1993;67:1001–13.
27. Vogt L, Banzer W, Pfeifer K, Galm R. Muscle activation pattern hip arthroplasty patients in walking. *Research in Sports Medicine* 2004;12: 191–9.
28. Vogt L, Brettmann K, Pfeifer K, Banzer W. Walking patterns of hip arthroplasty patients: some observation on the medio-lateral excursions of the trunk. *Disability & Rehabilitation* 2003;25:309–17.
29. Grigg P, Finerman GA, Riley LH. Joint-position sense after total hip replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery AM* 1973;55:1016–25.
30. Karanjia PN, Ferguson JH. Passive joint position sense after total hip replacement surgery. *Annals of Neurology*, 1983;13:654–7.
31. Ishii Y, Tojo T, Terajima K, Terashima S, Bechtold JE. Intracapsular components do not change hip proprioception. *Journal of Bone and Joint Surgery Br* 1999;81B:345–8.
32. Belaid D, Rougier P, Lamotte D, Cantaloube S, Duchamp J, Dierick F. Clinical and posturographic comparison of patients with recent total hip arthroplasty. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Reparatrice de l'Appareil Moteur* 2007;93:171–80.
33. Madeira F, Sergio J, Videira D, Videira M, Colaco C. Postural behavior in total hip arthroplasty. In: Lacour M (ed). *Posture et équilibre: pathologies, vieillissement, stratégies, modélisation*. Montpellier: Sauramps Medical, 1998; 43–50.
34. Trudelle-Jackson E, Emerson R, Smith S. Outcomes of total hip arthroplasty: a study of patients 1 year postsurgery. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2002;32: 260–7.
35. Wykman A, Goldie I. Postural stability after total hip replacement. *International Orthopaedics and Related Research* 1989;13:235–8.
36. Kiss RM. A new parameter for characterizing balancing ability on an unstable oscillatory plat-

- form. Medical Engineering & Physics 2011; 33:1160–66.
37. *Kellgren JH, Lawrence JS.* Radiological assessment of osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases* 1957;16:494–502.
38. *Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Kocaja T.* Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *Journal of Athletic Training* 1998;33:319–22.
39. *D'Aubigné RM, Postel M.* Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1954;36A:451–76.
40. *Hill CL, Parsons J, Taylor A, Leach G.* Health related quality of life in a population sample with arthritis. *Journal of Rheumatology* 1999; 26:2029–35.
41. *Bellamy N.* WOMAC Osteoarthritis Index. A user's guide. London, Ontario, Canada: University of Western Ontario, 1995.
42. *Boeer J, Mueller O, Krauss I, Haupt G, Horstmann T.* Zuverlässigkeitsprüfung eines Messverfahrens zur Charakterisierung des Standverhaltens und Quantifizierung des Balancevermögens auf einer instabilen Plattform (Posturo-Med). *Sportverletz Sportschaden*, 2010;24:40–5.
43. *Müller O, Günther M, Krauß I, Horstmann T.* Physikalische Charakterisierung des Therapiegerätes Poturomed als Meßgerät – Vorstellung eines Verfahrens zur Quantifizierung des Balancevermögens. *Biomedizinische Technik*, 2004; 49:56–60.
44. *Kiss RM.* Influence factors of balancing capacity at healthy elderly subjects. In: Morrison B (ed). *Proceedings of the 6th IASTED International Conference on Biomechanics.* November 7–9, 2011b, Pittsburgh, USA. 61–6.
45. *Madsen MS, Ritter MA, Morris HH, Meding JB, Berend MR, Faris PM, Vardaxis VG.* The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait. *Journal of Orthopaedic Research* 2004;22:44–50.
46. *Masui T, Hasegawa Y, Matsuyama Y, Sakano S, Kawasaki M, Suzuki S.* Gender differences in platform measure of balance in rural community-dwelling elders. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 2005;41:201–9.
47. *Freeman M.* Treatment of rupture of the lateral ligament of the ankle. *Journal of Bone and Joint Surgery Br* 1965;47:661–8.
48. *Nevitt MC, Cummings SR, Kidd S, Black D.* Risk factor for recurrent nonsyncopal falls: a prospective study. *Journal of American Medical Association* 1989;261:2663–68.
49. *Robbins AS, Rubenstein LZ, Josephson KR, Schulman BL, Osterweil D, Fine G.* Predictors of falls among elderly people. Results of two population-based studies. *Archives of Internal Medicine* 1989;149:1628–33.
50. *Nallegowda M, Singh U, Bhan S, Wadhwa S, Handa G, Dwivedi SN.* Balance and gait in total hip replacement: A pilot study. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2003;82:669–77.

Dr. Holnapy Gergely

Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika

H–1113 Budapest, Karolina út 27.

Tel.: (+36) 1 466-6611

ALSÓ VÉGTAG GYÓGYULÁSÁT SEGÍTŐ ANGEL HEEL KÉSZÜLÉK ÉS RENDSZER

INTELLIGENS ERŐMÉRŐ CELLA ALKALMAZÁSA GYÓGYÁSZATI CÉLBÓL

Molnár Péter, Németh István, Farkas László, Juhász Tibor

Metalelektro Méréstechnika Kft.

mpeter@metalelektro.hu

Absztrakt

A sérült alsó végtag gyógyulásához az orvosok szerint szükséges a végtag bizonyos mértékű terhelése. A teljes terhelésmentesítés ugyanúgy késleltetheti a csont összeforradását, mint a tartós túlterhelés. Ennek elkerülése érdekében a beteget meg kell tanítani az optimális terhelést eredményező járásra. Ezt a folyamatot hivatott segíteni, illetve a gyógyulás közben a végtagot ért terheléseket rögzíteni egy adatgyűjtővel egybeépített erőmérő cella, melynek fejlesztéséről számolunk be.

Kulcsszavak: alsó végtag, terhelésmérés, visszajelzés, adatgyűjtés

Angel Heel device and system for supporting the recovery of lower limb Intelligent load cell for medical purposes

Abstract

According to medical research, exertion of a certain level of loading to injured lower limbs is considered as important from the point of view of their recovery. Total unloading would decelerate coalescing of bones just like their permanent overloading. In order to avoid it, patients must be trained to walk with optimal load on lower limbs. A data logger with built-in load cell is designated both to sustain this process and to store data on load values exercised to limbs during recovery as well. The report below tells how this device was developed.

Keywords: lower limb, load measurement, feedback, data logging

Bevezetés

Az Angel Heel fejlesztés alapvető célja egy olyan elérhető árú eszköz és rendszer létrehozása, amely egyrészt segíti a beteget a helyes végtagterhelés tanulásában, másrészt a gyógyulási folyamat alatt mért és tárolt adatokkal segíti az orvost az esetleges problémás esetekben.¹

Az alsó végtag helyes gyógyulási folyamatának elengedhetetlen feltétele a részleges tehermentesítés, mert a teljes tehermentesítés ugyanúgy késleltetheti a csont összeforradását, mint a tartós túlterhelés. A gyógyulási folyamat során a végtagra egyre nagyobb terhelés juthat egészen a teljes terhelés 70%-áig, ami után a beteg többnyire megfelelő ütemben átvezeti magát a teljes terhelésig. A beteget meg kell tanítani az optimális terhelést eredményező járásra!

Módszerek

Az alsó végtag terhelésének mérésére kifejlesztett készülékek és módszerek változatai számos formában megtalálhatók az elmúlt évtizedek kutatási anyagaiban, azonban széles körű gyakorlati alkalmazásukra jelenleg még nem került sor.

Jellemzően a cél az, hogy az alsó végtagra jutó terhelésről objektív módon kapjon visszajelzést a beteg. Tehát ezen rendszereket az minősíti, hogy megfelelő pontossággal képesek-e mérni a terhelést, és hogy milyen módon képesek visszajelzést biztosítani. A gyakorlati alkalmazást figyelembe véve azonban további szempontokat is figyelembe kell venni egy jól használható eszköz megvalósításához:

- a mérési eredmények tárolásra kerüljenek, letölthetőek legyenek;
- komfortos és gyógyászati szempontból megfelelő segédeszközt kapjon a beteg;
- a beteggel érintkező részek cserélhető vagy sterilizálható elemekből álljanak;
- üzembiztos és kevés karbantartást igénylő kivitelezéssel készüljön;
- alacsony beruházási és üzemben tartási költség elérése.

Ezen igényeknek megfelelő eszközt jelenleg nem lehet beszerezni.

Két korlátozottan alkalmas eszköz szerezhető be: a Pedar Modar és az Andante SmartStep rendszere.

Ezek a termékek csak a rövid ideig tartó betanításra alkalmasak a kis kapacitású akkumulátor, korlátos adattároló és lábszárra erősített műszer miatt. Magas áruk (8000 \$ és 6000 \$) miatt ezen eszközök használata a gyógyulás teljes ideje alatt csak korlátozottan képzelhető el.

Eredmények

Az Angel Heel rendszer célja egyrészt az alsó végtag gyógyulásához szükséges optimális terhermentesítés támogatása a betegek számára, másrészt a mérési eredmények segítségével a gyógytornász vagy orvos könnyebben ellenőrizheti és szabályozhatja a gyógyulási folyamatot. Ebből a célból a teljes terápia alatt keletkezett adatok rögzítésre kerülnek a készülékben.

Az Angel Heel rendszert kifejlesztő Metal-elektro Méréstechnika Kft. mindvégig szem előtt tartotta azt, hogy a készülék végfelhasználói ára és az üzemben tartás költsége a lehető legkisebb legyen.



a)

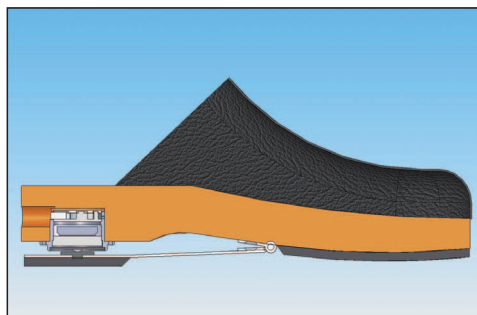


b)

1. ábra. (a) Pedar X és (b) Andante SmartStep gyógyászati segédeszközök

A témához kapcsolódó tanulmányok szerint a tehermentesítéskor a lépés első fázisa felértékelődik, mert a teljes talp leérkezését megelőzően a terhelésgörbe felfutása jóval intenzívebb, mint a leterhelés fázisában, ezért elegendő a terhelést a sarokrésznél mérni.

Így olyan eszköz kifejlesztése volt a cél, amely gipszsarokba és gyógyászati papucsba egyaránt beépíthető.



2. ábra. Erőmérő cella beépítése gyógyászati papucsba

mérlegen végzett járás során rögzített eredmények segítségével állítható be a betegre jellemző terhelési együttható, amely korrigálja az eltérő járásmódból származó mérési hibákat.

Az erőmérő cella a visszajelző eszköztől függetlenül is folyamatosan méri a végtag terhelését. Detektálja a lépéseket és meghatározza az adott lépésnél a végtagra nehezedő maximális terhelést.



3. ábra. Az intelligens erőmérő cella és a karóraként is funkcionáló terhelést visszajelző eszköz

Az Angel Heel rendszer elemei:

- Intelligens, kompakt erőmérő cella (Angel Heel Logger), amely gyógyászati papucsba vagy gipszsarokba építhető;
- Visszajelző eszköz (Angel Heel Feedback device);
- Kontrollmérleg és RF kommunikációs modul PC-hez csatlakoztatva (Angel Heel USB-RF modul);
- Angel Heel szerverprogram (Angel Heel server program).

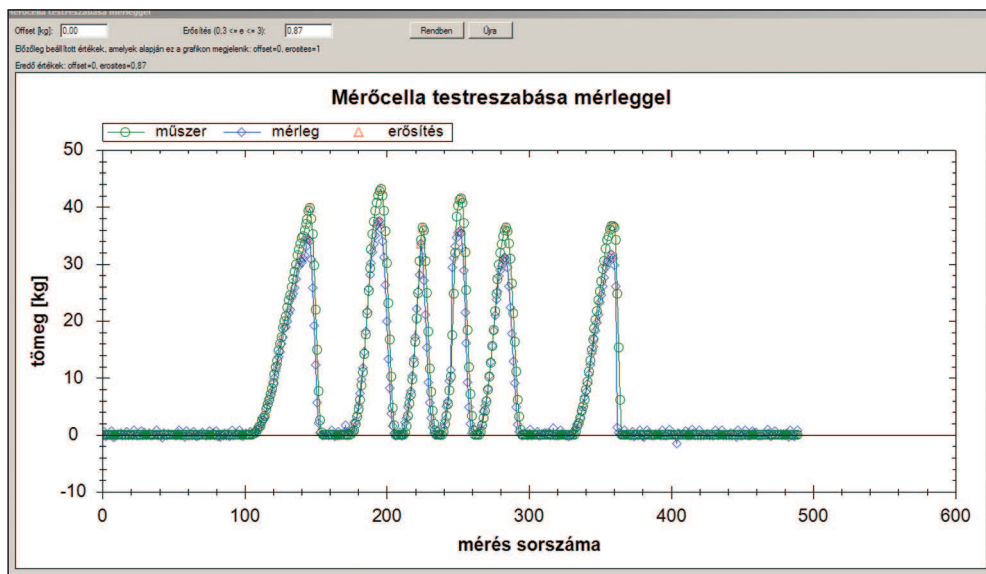
A gyógytornász/orvos egy, az Angel Heel rendszerhez tartozó speciális kontrollmérleg segítségével állítja be a pontos terhelés értéket. A beállítás során a kontrollmérleg mérési eredményei USB-kapcsolaton, a Angel Heel Logger erőmérő cella mérési eredményei pedig vezeték nélküli rádiófrekvenciás kapcsolaton keresztül online jutnak a PC-be. A kontroll-

A mért terhelésnek megfelelően képes visszajelzést adni a beteg számára, így könnyítve az orvos vagy gyógytornász által beállított optimális érték betartását.

A gyógytornász/orvos a kezelés alatt keletkezett adatok lementésével tájékozódhat a végtagot ért terhelésmaximumok értékéről és számáról, amelyeket figyelembe vehet a további kezelések során.

A mért adatokat a műszer az elem (vagy akkumulátor) teljes lemerülése esetén is korlátlan ideig megőrzi.

A visszajelző eszköz nem tárol terápiához kapcsolódó adatokat. A visszajelző eszközt a gyógytornász tudja beállítani, hogy a megfelelő beteghez tartozó erőmérő cellát keresse a kapcsolat létrehozásakor. Így több intelligens



4. ábra. Mérőcella testreszabása a mérleggel

Angel Heel Logger erőmérő cella is működhet a hozzárendelt visszajelző eszközzel azonos helyen.

A visszajelző eszköz egy karóra kivitelű készülék, amely a mérési eredményeket megjeleníti és képes figyelmeztető hangjelzést adni az előírt terhelésértéken kívüli értékek esetén. A visszajelző eszközt a betegnek nem szükséges a kezén tartania, rögzíthető a járókeretre vagy felcsatolhatja a táskájára.

Az informatikai rendszer „lelke” egy webszerveren futó program. A programhoz böngésző-programokkal (Internet Explorer, Firefox, Google Chrome) lehet hozzáférni.

A mérőműszerből a mért adatokat egy letöltő-program olvassa ki, amely a kiolvasott adatokat a műszer azonosítójával együtt az interneten titkosított csatornán keresztül küldi el a szerverprogramnak.

A betegként tárolt információk e-mail cím és titkos jelszó megadásával bármikor, bár-

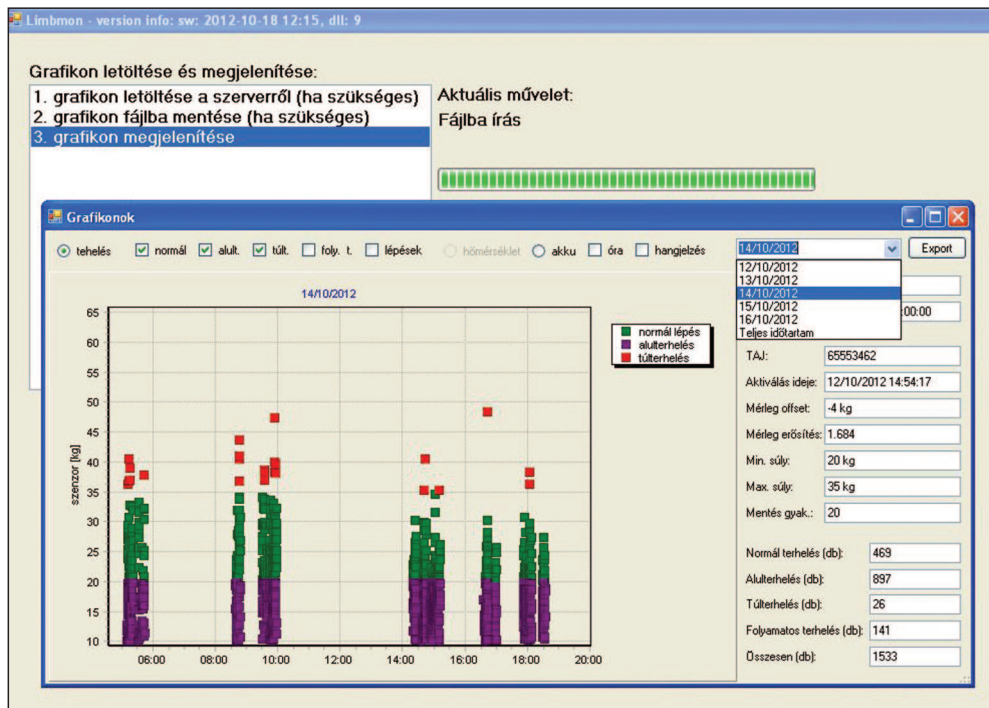
honnan hozzáférhetőek a megfelelő jogosultság esetén. A tárolt információk grafikusán is megjeleníthetők (5. ábra).

A program az általa kezelt adatokon végzett minden hozzáférést és módosítást naplóz.

Az eltárolt információk alapján ellenőrizhető, volt-e kellő számú részleges tehermentesítés, valamint túlterhelte-e a beteg a sérült végtagját, és ha igen, milyen mértékben és hányszor.

Az Angel Heel Logger erőmérő cella dinamikus vizsgálatait a Budapesti Műszaki Egyetem Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpontja végezte el egy INSTRON 8872 szervo-hidraulikus vizsgálógéppel. A mérőcella tesztelése során olyan mérések is történtek, ahol a valós beépítésnél használt közvetítő anyagok (pl. gumitalp) is részt vettek a dinamikus vizsgálatban.

A tesztelések eredményei azt mutatták, hogy a mérőrendszer felbontása megfelelő, és a statikus terheléstartományon jól működő erőmérő



5. ábra. A mérési eredmények megjelenítése grafikus formában



6. ábra. A mérőcella dinamikus tesztelése szervo-hidraulikus vizsgálógéppel



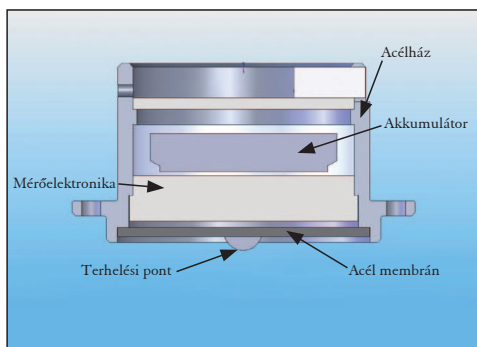
7. ábra. Az intelligens erőmérő cella

cella a gyors terhelésimpulzusok esetén is kiváló eredményt szolgáltat.

Az erőmérő cella első változata (L3V4) már ismertetésre került a 2012-es DAS konferen-

cián „Intelligent load cell as a new medical aid” címmel.²

A továbbfejlesztett cella (L3V5) akkumulátort tartalmaz, amely rendszeres töltéssel korlátlan



8. ábra. Az intelligens erőmérő cella felépítése

használatot tesz lehetővé, míg az L3V4 cserélhető elemes változatnál maximum két hétig maradhat távol a beteg a következő kontrollig,

viszont a betegnek nem kell az erőmérő cella töltésével foglalkoznia.

Az L3V5 intelligens erőmérő cella képes maga is hangjelzésekkel segíteni a beteget, alkalmazása esetén a visszajelző eszköz használata nem szükséges, csak javasolt.

A klinikai tesztek a DE OEC Ortopédiai Klinikának átadott tíz pár Angel Heel Logger erőmérő cellával ellátott gyógyászati papucs-csal kezdődtek meg és csak ezen cikk megjelenése után fejeződnek be.

A klinikai tesztek eredményeiről későbbi lapszámban számolunk be.

IRODALOM

1. Pálinkás J, Daróczy L, Pék G, Manó S, Csernátony Z. Elektronikus járósarok az alsóvégtagi tehermentesítés betanítására és kontrolljára. First Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest 2004;342–7.
2. Molnár P, Németh I, Farfás L, Juhász T. Intelligent load cell as a new medical aid. Danubia-Adria Symposium. Belgrad 2012;70–1.

A készülék fejlesztése az Európai Unió támogatásával, az Európai Szociális Alap társfinanszírozásával valósul meg. Azonosító: GOP-1.1.1-09/1-2010-0183

Dr. Molnár Péter

Metalelekto Méréstechnika Kft.

H–1119 Budapest, Borszék köz 13.

Tel.: (+36) 1 203-0387

INSTRUMENT DEVELOPMENT FOR ACETABULAR ROOF PLASTY IN CASE OF DYSPLASTIC ACETABULAR REPLACEMENT

János Szabó, Sándor Manó, Ádám Lőrincz, Gyula Gyórfi, László Kiss
Department of Orthopaedic Surgery, Medical and Health Science Center, University of Debrecen

szabojan@med.unideb.hu

Abstract

The authors report on the development of special surgical instruments required for the new Intraosseal Structural Graft (ISG) technique in case of dysplastic acetabular replacement presently under introduction at our Institute. One of novelties of procedure is the development of a proximally hinged cortico-spongious plate in the cranial quadrant of the acetabulum that is opened laterally.

The instruments were developed, tested, and modified based on experiments on 14 3D models and 19 cadaver hips. For the cortico-spongious plate a 1 and 3 step method was developed and the prototypes of the chisels required were made. The open the bone block laterally a threaded device was planned and developed.

Based on the experiments the 1 step method was discarded, because the device used for opening the bone block laterally proved difficult, and so it was not further developed.

The instruments required for the 3 step method was finalized and since than 2 successful operations were performed with them.

With the aid of these special surgical instruments the ISG technique is easier, quicker and safer to perform.

Keywords: hip dysplasia, prosthesis, graft, special chisels

Introduction

The replacement of the dysplastic acetabulum is a surgically demanding procedure. One of the most important aspects is the reconstruction of the supero-lateral defect of the acetabulum.¹⁻⁵

During the development of the Intraosseal Structural Graft (ISG) technique our research group also worked on the surgical instruments required during the operation. During the procedure in the cranial quadrant of the acetabulum a proximally hinged cortico-spongious plate is fashioned that is opened laterally

and a wedge shaped graft made from the femoral head is impacted. This is stabilized by 1-2 cortical screws with washers (*Figure 1*).

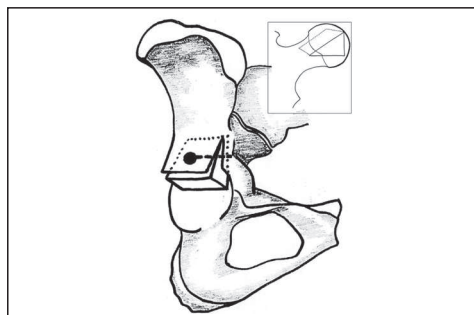


Figure 1. Schematic drawing of the ISG technique

Methods and materials

In the ISG technique there are two surgical steps which can be made easier if special instruments are at our disposal. During the development of the instruments it was a basic requirement that they should be simple, easy to use, and economical.

1. The preparation of the cortico-spongious block

Prior to development morphological examinations were performed on 3D models in order to determine the parameters of the instruments. It can be seen on the cranial to caudal sections in the supra-acetabular region that the iliac crest thins towards the cranial direc-

tion. This is most prominent at dorsal plane of the acetabulum (*Figure 2* white arrows).

Following this we measured the thickness of the pelvic wall in 4 places in the supra-acetabular region where the proximal hinged cortico-spongious plate is planned to be made (*Figure 3*). The plate is calculated to be 4 × 3 cm. The thickness measurements were made at the rim of the acetabulum and 4 cm cranial to it.

Fourteen pelvic models were used that cover the most frequently sizes occurring during hip replacement surgery (*Table 1*). It can be seen that the thinnest part of the pelvis in this area is the proximal-dorsal point. The lowest value was 10 mm, which means that the bone block at this point cannot be thicker than this.

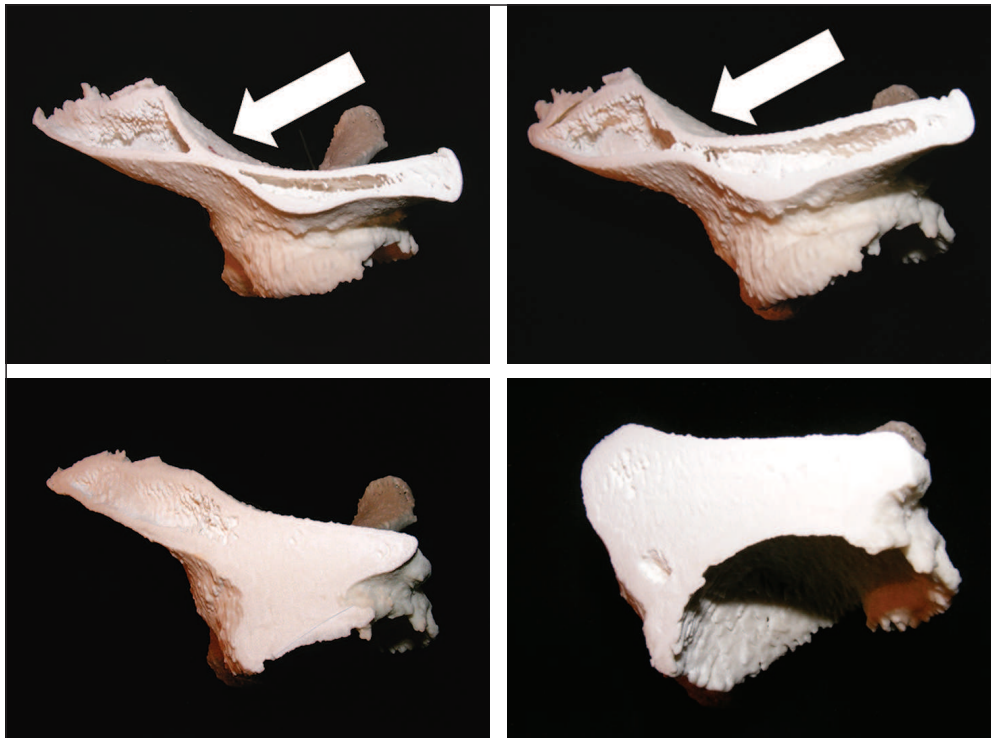


Figure 2. The supra-acetabular region on the horizontal sections of the right hip. The white arrows show the thinning of the pelvis

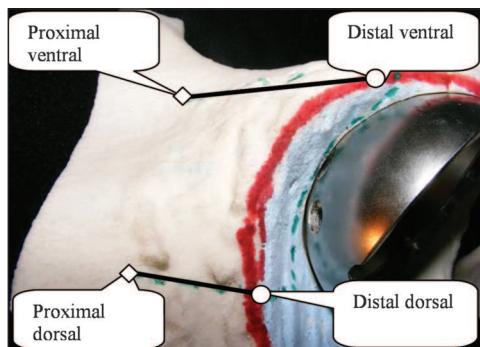


Figure 3. The points of thickness measurements

No.	Cup	Distal		Proximal	
		ventral	dorsal	ventral	dorsal
1	46	19	31	16	11
2	48	19	33	13	12
3	48	15	37	15	13
4	50	22	45	21	14
5	50	13	26	14	13
6	50	23	47	19	15
7	52	15	40	17	10
8	52	23	47	19	15
9	54	22	25	19	10
10	54	16	34	17	17
11	54	17	30	15	21
12	54	22	43	15	11
13	58	20	33	17	15
14	60	24	38	11	19

Table 1. The thickness of the bone in the four measured points in relation to the size of the acetabular cup (mm)

Two ideas were examined for the instrument development. Both were tested on models and cadaver experimentations. During the development great emphasis was taken to protect the gluteal muscles and to avoid pelvic perforation.

1. a) One step concept

The U shaped chisel would make it possible to develop the cortico-spongyous block in one step (Figure 4).

The one step concept

Benefits:

- quick;
- simple, no need to reconcile each step;
- less soft tissue damage.

Disadvantages:

- hard to control, therefore the probability of pelvic perforation increases;
- due to the length of the chisel great force is needed;
- because of different sized acetabula a series is required.

1. b) Three step concept

Two chisels are required. The T shaped rasp-chisel (Figure 5) is used for the frontal cut while the flat rasp-chisel (Figure 6) is used to make the horizontal osteotomy.

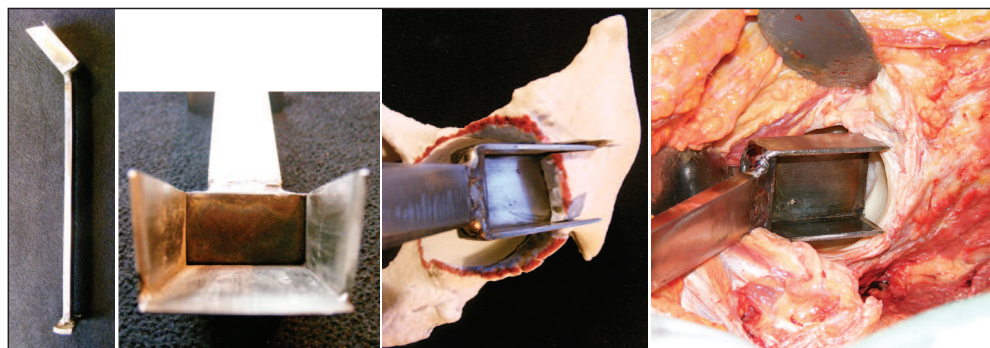


Figure 4. The U shaped chisel and its use on a model and in cadaver examinations

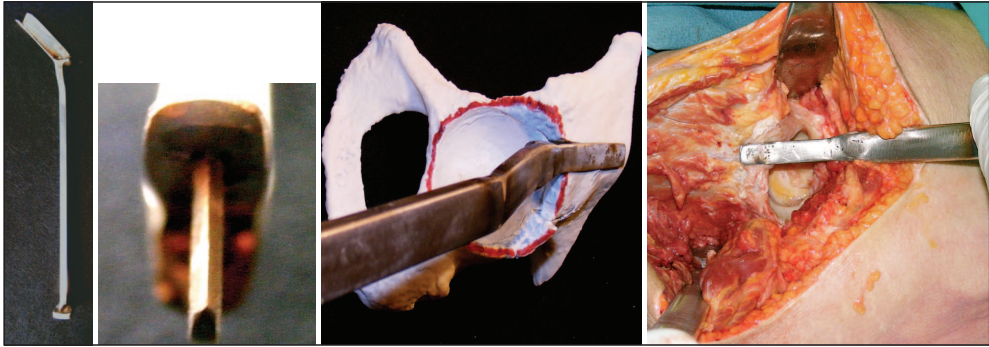


Figure 5. The T shaped rasp-chisel and its use on a model and in cadaver examinations

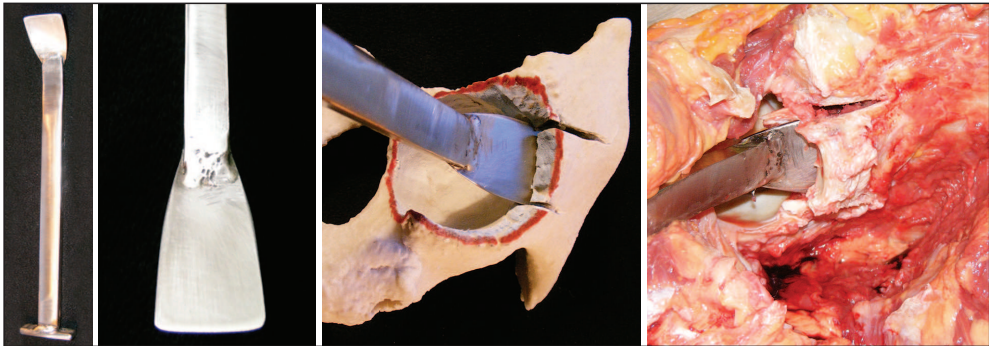


Figure 6. The flat rasp-chisel and its use on a model and in cadaver examinations

The horizontal blade of the T instrument guides the chisel on the exterior cortical of the pelvis. This way the detachment of the gluteal muscles is less traumatic, and by choosing the proper width of the vertical blade pelvic perforation can be avoided. Based on model examinations taking into consideration the periosteal coverage the width of the vertical blade was chosen to be 10 mm. The length of the cranial direction chiseling is 30 mm in case the implanted acetabular cup is under 50 mm and 40 mm if it is larger.

For the sagittal plane chiseling we developed the instrument shown in *Figure 6*. The tip of the chisel is asymmetric this directs the head of the instrument towards the external cortical bone. In this manner it decreases the risk of pelvic perforation.

The three step concept

Benefits:

- the shape and size of the graft is adaptable;
- the individual steps require less force;
- the work is easier to control.

Disadvantages:

- slower, the individual steps require more planning;
- greater soft tissue damage;
- the instruments because of left and right versions are more expensive.

Modifications

The basic concept was to design the instruments based on available models and to test these prototypes on similar models and cadavers. Since all the work phases were performed



Figure 7. The first prototypes

by our team – including the prototype manufacturing – we had the chance to modify or discard every concept. Figure 7 shows the first prototype series.

During the cadaver experimentation using the final prototypes we realized that the 45 degree angle between the shaft and the head of the chisel although allows good reach of the supra-acetabular region; this also decreases the amount of force that can be applied. To solve this problem we modified the instruments by making the distal third bayonet shaped with a 30-30 degrees break (Figure 8–9).

The modifications solved the problems with the applied force, but new problems arose. The blade of the U chisel was so long that even after modification large force was required to pass through the subchondral bone. Also due to its size and shape it was difficult to maneuver the instrument in the acetabulum, and the cortico-spongious block frequently became entrapped into the head of the chisel and dur-

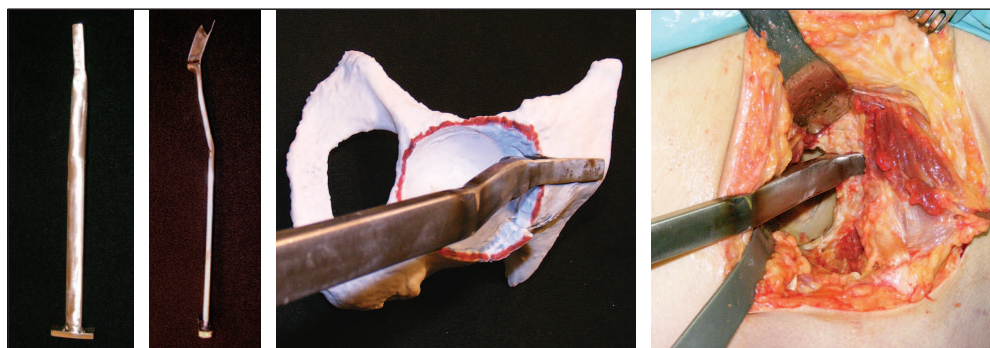


Figure 8. The modified T chisel

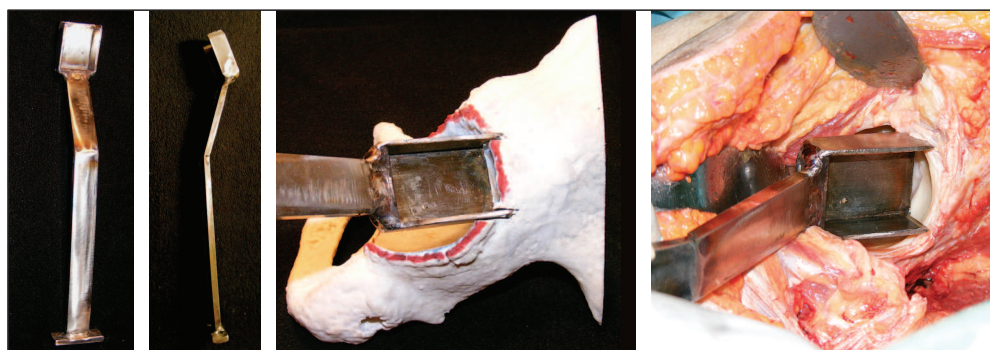


Figure 9. The modified U chisel

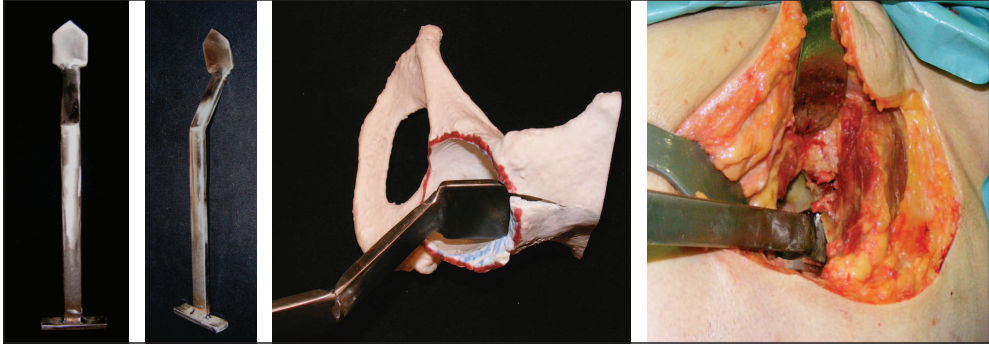


Figure 10. The final prototype version of the flat chisel

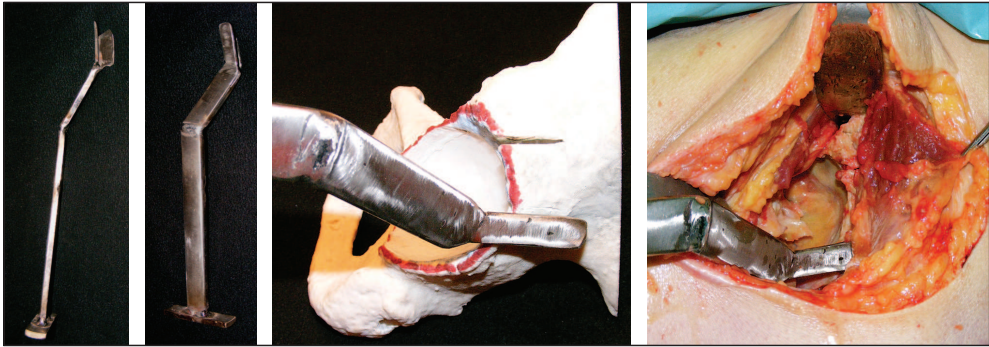


Figure 11. The final prototype version of the T shaped chisel

ing removal it broke the proximal hinge. Examining these results we discarded the one step concept.

During the modification of the flat chisel the head was also modified. The new sharp design makes it easier to begin and control the osteotomy (Figure 10). Though the asymmetric sharp end, due to good experience was maintained.

The bayonet redesign of the T instrument besides increasing the amount of force that can be applied also made the ventral approach easier. Dorsally there was serious difficulty with the proximal femur. This problem was solved by bending the shaft of the chisel 30-30 degrees in the frontal and saggital plane (Figure 11). It can be seen from the figure that this

modification allows for better aiming in the dorsal proximal direction. Unfortunately this requires a left and a right version of the instrument.

Based on the final and tested prototype plans were drawn up as can be seen in Figure 12 and the final version of the chisels was manufactured by a company (Figure 13).

2. The lateral bending of the cortico-spongious block

A combined instrument was made to ease the lateral bending of the block (Figure 14).

The gripping device rests on the acetabulum. The blade at the end of a threaded rod is inserted into the osteotomy. By lifting the han-

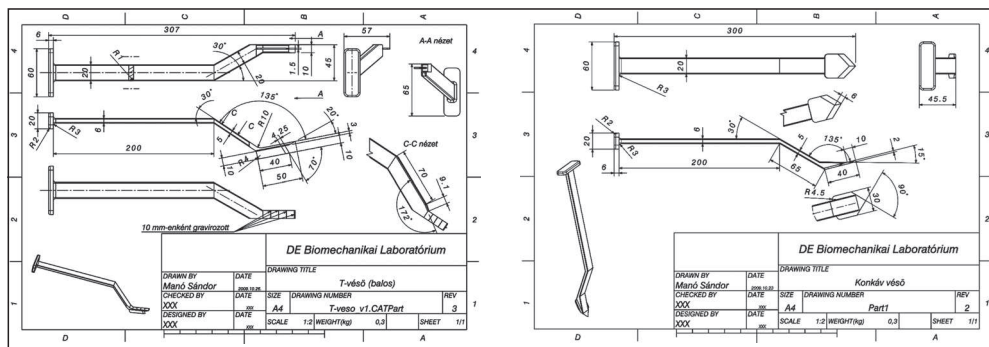


Figure 12. Plans of the finalized version

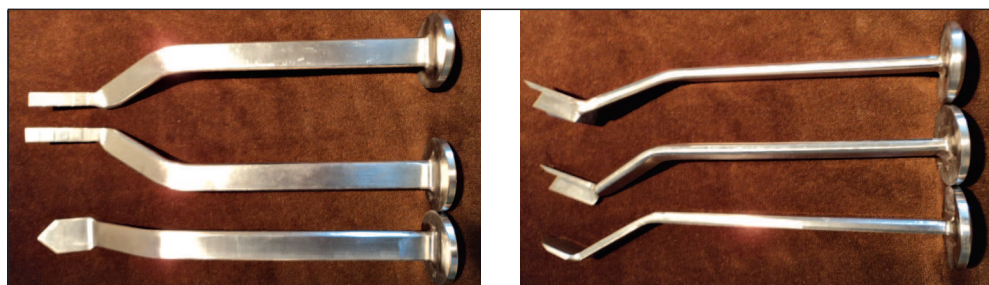


Figure 13. The final version of the instruments



Figure 14. The use of the instrument required for the lateral bending of the block on a model

dle a lateral displacement of the cortico-spongi-ous block occurs. The advantage of the device is that due the threaded nature the procedure can be carried out gently and under good control. Since the grip is applied to the edge of the acetabulum during lateral displacement the fracture of the internal cortices can be avoided. By calibrating the shaft this device can also be used for measurement purposes.

The prototype was encouraging during the model tests, but in the cadaver examination it proved to be difficult to use and uncontrollable so we gave up on further development.

Numerous other instruments were tried, but the flat chisel proved to be the most simplistic and reliable. Since the instrument has a relatively wide head there is no need to fear internal cortical fracture.

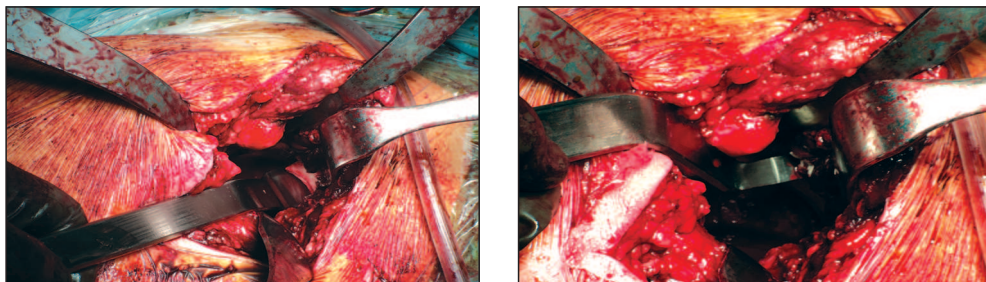


Figure 15. Intraoperative use of the final version of the instruments

Results

The instruments were tested on 14 models and 19 cadavers and we used the final version in 2 successful surgeries so far. The greatest result of our work was that the instruments were up to standard in the intraoperative setting (Figure 15).

Discussion

The Intraosseal Structural Graft (ISG) technique belongs to the group of bulk bone graft

techniques used during the replacement of dysplastic hips which presently is under clinical introduction at our Department. The operation can be performed with the usually available orthopaedic surgical instruments, but in order to make the proximally hinged graft preparation easier we decided to develop special instruments. The 3D model testing and cadaver experimentations and numerous modified instrument set proved the success of the developmental work in the intraoperative setting.

REFERENCES

1. *Ikeuchi M, Kawakami T, Kitaoka K, Okanoue Y, Tani T.* Total hip arthroplasty with a sliding iliac graft for acetabular dysplasia. *J Bone Joint Surg Br* 2005 May;87(5):635–9.
2. *Harris WH, Crothers O, Oh I.* Total hip replacement and femoral-head bone-grafting for severe acetabular deficiency in adults. *J Bone Joint Surg Am* 1977 Sep;59(6):752–9.
3. *Hasegawa Y, Iwata H, Iwase T, Kawamoto K, Iwasada S.* Cementless total hip arthroplasty with autologous bone grafting for hip dysplasia. *Clin Orthop Relat Res* 1996 Mar(324):179–86.
4. *Yamaguchi T, Naito M, Asayama I, Shiramizu K.* Cementless total hip arthroplasty using an autograft of the femoral head for marked acetabular dysplasia: case series. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2004 Jun;12(1):14–8.
5. *Feugier P, Fessy MH, Bejui J, Bouchet A.* Acetabular anatomy and the relationship with pelvic vascular structures. Implications in hip surgery. *Surg Radiol Anat* 1997;19(2):85–90.

Dr. János Szabó

Department of Orthopaedic Surgery, Medical and Health Science Center, University of Debrecen H-4032 Debrecen Nagyerdei krt. 98.

Tel.: (+36) 52 255-815

A FÁJDALOMINGERÜLET-VEZETÉS SPINÁLIS GÁTLÁSÁNAK ELVÉT FELHASZNÁLÓ TÉRDMOZGATÓ KÉSZÜLÉK BEMUTATÁSA

Szabó János, Bakó Katalin, Manó Sándor, Csernátony Zoltán
Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika
szabojan@med.unideb.hu

Absztrakt

A szerzők közleményükben a DE OEC Ortopédiai Klinikáján a térdízület posztoperatív rehabilitációjára kifejlesztett mozgatókészüléküket mutatják be. A berendezés a térdízület fájdalom indukálta miogén típusú flexiós kontraktúráját a végtag saját lendületét felhasználva szünteti meg. A kezelés során a háton fekvő beteg végtagja a csípőízület és a sarok magasságában van megtámasztva. A csípő forgáspontként működik, a berendezés a beteg sarkát emeli és süllyeszti előre programozott frekvenciával és amplitúdóval. Mivel a mozgás során a térd nincs alátámasztva, a mozgáspálya alsó végpontja közelében a végtag saját lendülete, mind a lefelé lassuló, mind a felfelé gyorsuló fázisban, az extenzió fokozásának irányába hat. A készülék újszerű elvi felépítése és hagyományostól eltérő műszaki megoldásai miatt az operált ízület mechanoreceptorait is fokozottabban ingerli, mint az eddig használt berendezések. Ezáltal erőteljesebb lesz a spinális gátlás mechanizmusának aktiválása, és a fájdalomérzet csökkenése révén lehetővé válik a kezelés hatékonyságának növelése. A jelenlegi esetszám statisztikai feldolgozáshoz még nem elegendő, de az eddigi kedvező tapasztalatok alapján a szerzők módszerüket közlésre érdemesnek tartják.

Kulcsszavak: térdflexiós kontraktúra, spinális gátlás, rehabilitációs eszköz

The introduction of a knee rehabilitation device for use after total knee replacement using spinal inhibition principle to decrease pain

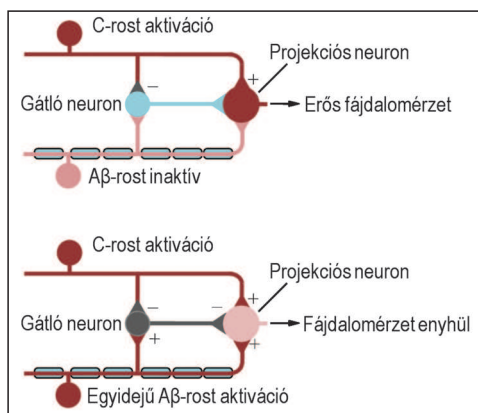
Abstract

The authors present a device that aids in the postoperative rehabilitation of total knee replacement patients at the Department of Orthopaedics in the University of Debrecen. The device terminates myogenic type flexion contractures induced by postoperative knee pain by using the limbs own momentum. During the treatment the operated lower limb of the supine positioned patient is supported at the hip joint and heel. The hip acts as a fulcrum, as the device raises and lowers the patient's heel with a preset frequency and amplitude. Thru all phases of the movement, the knee is not supported, during the path of motion near the lower end point of its own momentum, in both the slowing down of the drop phase and the acceleration in the pick-up phase act on the extension of the knee. The device is a novel conceptual design and due to the unconventional technical solutions the mechanoreceptors are better stimulated than with previously used equipment. With this the activation of the spinal inhibiting mechanism will be more pronounced, and with the decrease of pain the efficiency of the treatment will be better. The current number of cases is not sufficient for statistical analysis, but due to a positive experience to date, the authors deem worthwhile to publish their method.

Keywords: knee flexion contracture, spinal inhibition, rehabilitation device

Bevezetés

A fájdalomingerület-vezetés spinális gátlásának jelenségét – anélkül, hogy mechanizmusa tisztázott lett volna – évezredek óta ismeri és használja az emberiség. Az akupunktúra vagy a fájdalmas régió masszírozása a mechanoreceptorok fokozott ingerlését idézi elő. Az Ad és Ab rostokon a gerincvelő hátsó szarvába érkező ingerület aktiválhatja a hátsó szarv szigetsejtjeit és a III. lamina 3. típusú sejtjeit, melyek axonjaik révén gátolják a fájdalom-továbbító projekciós neuronokat és megakadályozzák a fájdalomingerület továbbítását (1. ábra).



1. ábra. A gerincvelői gátlás mechanizmusa

Jelentősebb térdízületi beavatkozások után igen kifejezett posztoperatív fájdalom alakulhat ki. Ennek részben a vékonyabb lágyrész-köpeny és a relatíve nagy csontfelszínnek, részben a nagyobb erőkarok lehetnek az okai. A jelentős fájdalom által kiváltott izomvédekezés magyarázza az ízület korai posztoperatív szakaszban kialakuló flexiós kontraktúráját. Már néhány fokos mozgásbeszűkülés is súlyos funkcióvesztéssel jár. Ezt részben a végtag relatív rövidülése és a nagyízületek biomechanikai láncolatának megbomlása, részben a passzív végrotáció képességének elvesztése okozza. Amennyiben ez a patológiás helyzet

tartósan fennmarad, az ízület statikus stabilitázatoraiban is bekövetkezik a zsugorodás, és kialakul a többnyire már csak műtéttel megoldható artrogén kontraktúra.¹

A posztoperatív kezelés fő irányai, a fájdalom csillapítása és a korai mozgás

A mobilizálás legelterjedtebb eszközei a Salter² által kidolgozott, közös működési elvük alapján CPM-nek (Continuous Passive Motion) nevezett tornáztató készülékek (2. ábra). Ezek a berendezések a térdízületet a gyógytornász által beprogramozott frekvenciával, amplitúdóval az előre meghatározott ideig mozgatják.



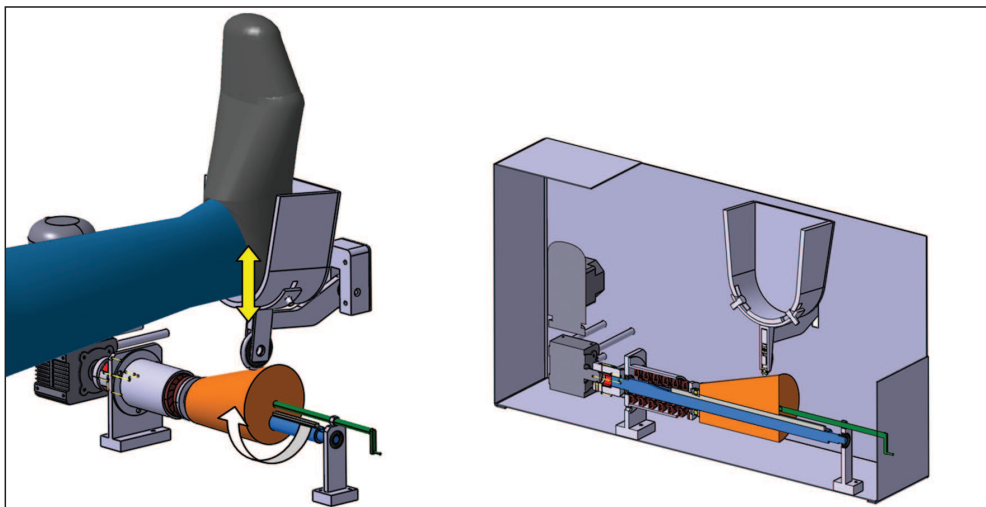
2. ábra. A CPM típusú térdmozgató készülék

Az eljárás irodalmi megítélése nem egyértelmű.³⁻⁵ Saját gyakorlatunkban a végtag megfelelő alátámasztása, a flexiós kontraktúra oldásának hatékonysága és a térd aktuális pozíciójának ellenőrzése okozott nehézséget.

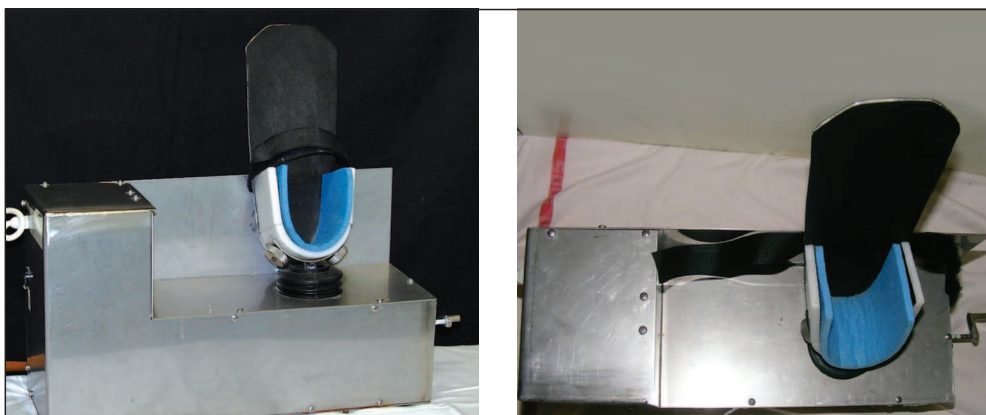
Anyag és módszer

A DE OEC Ortopédiai Klinika és a DE OEC Biomechanikai Laboratórium közös pályázati projektje révén alkottuk meg sarokrezgető munkacímét viselő készülékünket. Munkacsoportunkban orvosok mellett gyógytornászok, gépész, statisztikus és számítástechnikus is dolgozott.

A készülék működési elvét a 3. ábra szemlélteti.



3. ábra. Az excentrikus meghajtás és a saroktartó, melyre a befogó szandál kerül. A kúp forgó mozgását fehér, az általa létrehozott alternáló mozgást sárga nyíljal jelöltük



4. ábra. A mozgatóegység szembenézeti és felülnézeti képe. A motort, a kuplungot és az excentrikus kúpot a szabadon futó görgővel a védőburkolat takarja. Jól látható a talpat megtámasztó párnázott sarokbefogó szandál, melybe tépőzáras pántokkal rögzítjük a lábat

A végtagot a saroknál, rotációstabil helyzetben rögzítjük. A berendezés, excentrikus meghajtása révén, 1 és 2 Hz között fokozatmentesen szabályozható frekvenciával emeli, süllyeszti a csípőízület magasságában alátámasztott végtagot. Az amplitúdót a 3. ábrán látható menetes hajtókar segítségével, a kúp oldalirányú eltolásával állíthatjuk. A 4. ábrán a készülék prototípusa látható.

A berendezés teljes kiépítésében egy különálló tápegységgel és egy vezérlőelektronikával bővült. Ezáltal a rendszer különböző frekvenciájú és időtartamú kezelési programok kivitelezésére képes. Kezelőjével egy palmtopon keresztül kommunikál. A betegek biztonságát egy vészkapcsoló garantálja, mely megnyomása esetén a készüléket azonnal leállítja (5. ábra).



5. ábra. A kísérleti berendezés vezérlőelektronikája és tápegysége (a), valamint a palmtop és a vészkapcsoló (b)



6. ábra. A térdmozgató készülék klinikai alkalmazása

A célcsoportot alkotó betegeket a statisztikusunk által előírt randomizálási séma szerint soroljuk be. A kontrollcsoportnál hagyományos gyógytorna- és CPM-kezelés zajlik.

A kísérleti csoport sarokrezgető és gyógytornakezelést kap (6. ábra).

Mivel a berendezés a flexiót nem javítja, ennek gyakoroltatására szükség esetén a CPM-et alkalmazzuk, melyet 20 foktól a kívánt értékig állítunk be. Betegeink egy három fázisból álló 10 perces kezelési programban vesznek részt:

1. bemelegítés: 1 Hz, 3 perc
2. terápiás fázis: 2 Hz, 4 perc
3. levezetés: 1 Hz, 3 perc

A rezgő mozgás amplitúdóját minden kezelési fázisban 2 cm-re állítottuk.

A beavatkozás során nyert szubjektív tapasztalatokat vizuál-analóg skálán rögzítjük. A kezelés eredményességét közvetlenül a műtét után, illetve a hazabocsátás előtti napon készült röntgenfelvételeken a szögek kiméréssel ellenőrizzük.

Eredmények

Jelenleg a kísérletek kezdeti szakaszában vagyunk. A kis esetszám miatt statisztikai értékű következtetéseket még nem tudunk levonni.

Egyértelműnek látszik, hogy a sarokrezgető alkalmazásával a végtag alátámasztása jól definiálhatóvá vált, a kezelés eredményessége folyamatosan követhető.

A betegek a beavatkozást jól tolerálják, a fektetés és a mozgatus által okozott kellemetlenséget általában elfogadhatónak ítélik. A kezelést szubjektíve igen hatékonynak minősítik.

Statisztikai számítások szerint a CPM és a sarokrezgető hatékonyságában szignifikáns különbség, mindkét csoportra vonatkoztatva, 150 fölötti esetszám után jelentkezik.

Megbeszélés

A gyakorló orvos ritkán kerül olyan szerencsés helyzetbe, hogy munkájában közvetlenül hasznosítani tudjon elméleti tudományos eredményeket. A sarokrezeptő esetében, a fájdalomingerület-vezetés spinális gátlásának elvét felhasználva, egy olyan készülék született, amely új alapokra helyezheti a térdízületi műtéten átesett betegek posztoperatív rehabilitáció-

ját. A klinikai kipróbálás során nyert kezdeti eredmények biztatóak. Reményeink szerint a kísérletek során bizonyítani tudjuk, hogy a sarokrezeptő, a probléma újszerű elméleti és műszaki megközelítése révén, a végtag jobban definiált alátámasztásával, annak saját lendületét felhasználva, kevesebb fájdalom mellett, a jelenleg alkalmazott eljárásoknál hatékonyabban oldja a térdízület flexiós kontrak-túráját.

IRODALOM

1. *Scyler TM, Marķer DR, Bhawe A, Plate JF, Marulanda GA et al.* Functional problems and arthrofibrosis following total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2007 Oct;89 Suppl 3:59–69.
2. *Salter RB.* The biologic concept of continuous passive motion of synovial joints. The first 18 years of basic research and its clinical application. *Clin Orthop Relat Res* 1989 May(242): 12–25.
3. *Ververeli PA, Sutton DC, Hearn SL, Booth RE, Jr Hozack WJ et al.* Continuous passive motion after total knee arthroplasty. Analysis of cost and benefits. *Clin Orthop Relat Res* 1995 Dec(321): 208–15.
4. *Basso DM, Knapp L.* Comparison of two continuous passive motion protocols for patients with total knee implants. *Phys Ther* 1987 Mar;67(3): 360–3.
5. *Gáspár L, Farķas C, Szepesi K, Csernátony Z.* Therapeutic value of continuous passive motion after anterior cruciate replacement. *Acta Chir Hung* 1997;36(1–4):104–5.

A kutatás a Nemzeti Kutatási és Technológiai Hivatal támogatásával, az Öveges József program OMFB-01629/2006 számú projektje keretében valósult meg.

Dr. Szabó János

Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika
H-4032 Debrecen, Nagyerdei krt. 98.
Tel.: (+36) 52 255-815

A TÉRDÍZÜLETI PROTÉZIS HATÁSA A HIRTELEN IRÁNYVÁLTOZTATÁS UTÁNI EGYENSÚLYOZÓ KÉPESSÉGRE KORAI POSZTOPERATÍV IDŐSZAKBAN

Pethes Ákos¹, Kiss Rita M.²

¹Szent János Kórház, Ortopédia-Traumatológiai Osztály

²Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Hidak és Szerkezetek Tanszék

pethesakos@gmail.com

Absztrakt

A hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség a térdízületi kopás következtében romlik. Felmerült az a kérdés, hogy a térdízületi protézisbeültetés utáni korai posztoperatív időszakban a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség fejlődik-e és a fejlődés ütemét a feltárás módja befolyásolja-e. Az egyik csoport esetén hagyományos feltárással, a másikonál navigált minimál invazív feltárással végezték a térdízületi endoprotézis beültetését. A dinamikus egyensúlyozó képesség modellezése a hirtelen irányváltoztatási teszttel történt, melyet rugókkal a keret-höz rögzített merev lappal végeztünk. A vizsgált személy két lábon vagy egy lábon a merev lapon állt, majd a merev lap rögzítését feloldottuk. A merev lap mozgása csillapított lengő mozgás, amely a csillapítási számmal jellemezhető. A csillapítást a vizsgált személy egyensúlyozó képessége adja, az egyensúlyozó képességet numerikusan a csillapítási szám jellemzi. A vizsgálatot a műtét előtt, majd a műtét után 6, 12 héttel végeztük. A két betegcsoport értékeit összehasonlítva látható, hogy az egyensúlyozó képesség fejlődésének ütemét lényegesen befolyásolja a feltárás módja, és a navigált, minimál invazív feltárás kedvezőbbnek mutatkozik. Az eredmények arra is felhívják a figyelmet, hogy a korai posztoperatív szakaszban az elesés kockázata növekedett.

Kulcsszavak: teljes térdízületi protézis beültetés, ultrahangalapú mérőrendszer, hirtelen irányváltoztatás, egyensúlyozó képesség, Lehr-féle csillapítási szám

The influence of knee prosthesis for the balancing ability after sudden perturbation in the early postoperative period

Abstract

The balancing ability after sudden perturbation deteriorates in case of osteoarthritis. The question is if in the early postoperative period after total knee arthroplasty the balancing ability after sudden perturbation develops and how this development is influenced by the operating technique. One group of patients was operated by traditional, the other group by minimal invasive navigated method. Modeling the dynamic balancing by the sudden perturbation test was performed by a rigid plate which was fixed by springs to a frame. The subject stood on one or both legs when the plate was unexpectedly released. The movement of the rigid plate is a damped swinging movement, which can be defined by the damping ratio. The damping is achieved by the investigated subject's balancing ability and the balancing ability is defined by the damping ratio. The measurement was performed before and 6 and 12 weeks after the operation. Comparing the values of the two patient groups it seems that the speed of balancing ability improvement is

influenced by the method of exposure. The navigated minimal invasive exposure turns out to be more favourable. The results indicate that the risk of falls is increased in the early postoperative period.

Keywords: total knee replacement, ultrasound-based measurement system, sudden perturbation, balancing ability, Lehr-damping ratio

1. Bevezetés

A népesség előregedésének következtében a csípőízületi kopáshoz hasonlóan a térdízületi kopás (továbbiakban OA) gyakorisága növekszik, és az idős lakosság 1–3%-ánál az OA olyan mértékű, hogy térdízületi protézis beültetése válik indokolttá. A totál térdízületi protézis (továbbiakban TKA) a fájdalmat megszünteti, a funkcionális képességeket részben visszaállítja, de a posztoperatív időszak alatt a járásminta, azaz a járás távolság-, idő- és szögjellegű paramétere^{1–4} a járás szabályosságát jellemző távolság-, idő és szögjellegű paraméterek szórása, relatív szórása^{5–7} lényegesen eltérnek az azonos korú, egészséges személyek értékeitől. Swanik⁸ instabil merev lapon végzett két lábon álló egyensúlyozó vizsgálattal megállapította, hogy TKA után szignifikánsan javul az instabil lapon való egyensúlyozó képesség a műtét előtti értékhez képest. Isaac és munkatársai⁹ megállapították, hogy a stabilometriás jellemzők nemcsak az érintett, hanem a nem érintett lábon állás esetén is javulnak a TKA-beültetés után a műtét előtti értékekhez képest. Az ízületi helyzetérzékelést vizsgáló szerzők^{10–12} szerint a propriocepció TKA-beültetés következtében nem javul, míg más szerzők^{8–9,13–16} egyértelműen javulást mértek.

A térdízületi endoprotézis beültetése után fél évvel az ízületi helyzetérzékelés megegyezik az egészséges személyek ízületi helyzetérzékelésével¹⁷. Ennek oka valószínűsíthetően az, hogy az ízületi felszín és az ízületi tok állapota jóval kisebb befolyással van az ízületi helyzetérzékelésre, mint az ízületi szalagok és az ízületi

let körüli izmok állapota.¹⁷ Az ízületi protézisbeültetés utáni 17. napon a nyomásközéppont által bejárt terület, valamint az előre-hát-ra és oldalirányú mozgása szignifikánsan nagyobb, mint a kontrollcsoporté.¹⁶ A műtét utáni 6. hétre az állásstabilitást jellemző értékek szignifikánsan javulnak, de a kontrollcsoport értékeit még nem érik el.¹⁶ A két lábon állás közben mért állásstabilitási értékek szignifikánsan javulnak a későbbi posztoperatív időszakban is, de a műtét után egy évvel is szignifikánsan rosszabbak a kontrollcsoport értékeihez képest.¹⁸ A műtét utáni 6. hónapban az érintett lábon állás közben mért nyomásközéppont által bejárt terület a műtét előtti értékekhez képest csökken, de a nyomásközéppont által bejárt út hossza esetén a csökkenés nem szignifikáns.⁹

A jelen kutatás célja annak megállapítása, hogy a dinamikus egyensúlyozó képesség hogyan változik OA-ban és a különböző (hagyományos és minimál invazív) feltárású térdízületi protézisbeültetés utáni időszak első három hónapjában. Ennek eldöntéséhez a műtét előtt, valamint a műtét utáni 6., 12. héten végeztük el az ultrahangalapú, hirtelen irányváltoztatási tesztet.¹⁹ A dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző értékeket összehasonlítottuk a) az azonos korú egészséges személyek értékeivel, b) az OA-ban szenvedő betegek műtét előtti értékeivel, valamint c) a különböző feltárási móddal végzett betegek értékeit egymással. A különböző feltárási módok más-képp érintik az ízületi tokot, az ízület körüli izmokat, és bizonyítottuk, hogy ez lényegesen befolyásolja a járásmintát^{1,20} és a járásválto-

zékonytságot.^{5,21–22} A dinamikus egyenúlyozó képességet lényegesen módosítja az OA.^{8,23} Feltételezhető, hogy a dinamikus egyensúlyozó képesség változása a posztoperatív időszakban különböző. A kapott eredmények befolyásolhatják a TKA utáni klinikai állapot megítélését és az alkalmazott rehabilitációs kezelést.

2. Anyag és módszer

2.1. Vizsgált személyek

A betegcsoportot a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinikájának várólistájáról választott 20 beteg alkotta, akik a kétirányú röntgenfelvétel alapján a műtét előtt 15°-nál kisebb varus- és 10°-nál kisebb valgustengely-eltéréssel és 15°-nál kisebb flexiós kontraktúrával rendelkeztek. A térdízületi artrózis súlyosságát Kellgren és Lawrence (1957) által leírt radiológiai beosztás alapján határoztuk meg,²⁴ a radiológiai felvételek alapján 15 beteget a 4-es fokozatba, 5 beteget a 3-as fokozatba soroltunk. Mindegyik beteg esetében unilaterális térdízületi kopást diagnosztizáltak, tehát az ellenoldali térd-, mindkét oldali csípőízület és a lumbalis gerinc relatív egészséges, tehát klinikailag tünetmentes volt, és radiológiailag maximum enyhe fokú artotikus jelek mutatkoztak. Minden betegnél TKA-beültetés történt. TKA-n kívül egyéb mozgásszervi sebészi beavatkozás, sérülés nem fordult elő. TKA-szövődmény nem fordult elő. A halló- és egyensúlyozó érzékszerv károsodása vagy perifériás idegkárosodás a vizsgált betegeknek nem fordult elő. Kizárási kritériumok között szerepelt az érintett végtag más ízületén végrehajtott korábbi sebészi beavatkozás és a több ízületet is érintő generalizált gyulladós sokízületi megbetegedés. Mindkét csoport esetén a beteget a műtét utáni 3. napon kezdtük járattatni és két héttel a műtét után engedjük őket haza. A kórházból való távozás után nem szab-

tunk speciális rehabilitációs követelményeket. Mindegyik vizsgált személy standard posztoperatív kezelésben részesült (fájdalomcsillapítás, gyógytornaprokoll).

A vizsgálatba beválasztott 20 beteget véletlenszerűen 1:1 arányban két csoportba osztottuk. Az I. csoport (a teljes térdprotézis-beültetés hagyományos feltárással történt) 6 férfiból és 4 nőből állt, életkoruk átlaga $68,4 \pm 7,2$ év; testtömegük átlaga $87,7 \pm 8,2$ kg; testmagasságuk átlaga $169,8 \pm 8,6$ cm. A II. csoport (a teljes térdprotézis-beültetés minimál invazív feltárással és Stryker–Leibinger típusú navigációs rendszerrel történt) 2 férfiből és 8 nőből állt, életkoruk átlaga $67,9 \pm 6,7$ év, testtömegük átlaga $74,1 \pm 11,9$ kg; testmagasságuk átlaga $162,2 \pm 12,2$ cm.

A kontrollcsoportot 23 férfi (életkoruk átlaga $60,9 \pm 3,2$ év; testtömegük átlaga $70,4 \pm 9,8$ kg; testmagasságuk átlaga $170,4 \pm 5,8$ cm) és 22 nő (életkoruk átlaga $60,4 \pm 4,1$ év; testtömegük átlaga $69,7 \pm 11,4$ kg; testmagasságuk átlaga $166,7 \pm 3,8$ cm). A kontrollcsoport tagjai nem voltak korlátozva mindennapi mozgásukban. A mozgásvizsgálat előtt elvégzett ortopédiai fizikális vizsgálat szerint mindkét alsó végtag ízületeinek mozgástartomány, stabilitása, valamint az alsó végtag tengelyállása, izomereje és izomtónusa élettanilag megfelelő volt. A beválasztás és kizárás kritériumai a térdízületi kopás meglétének kivételével megegyeztek a betegcsoport kritériumaival. A lökéseszt²⁵ eredményeként a kontrollcsoport tagjai közül 4 nő és 6 férfi bal oldala, a többi, 18 nő és 17 férfi jobb oldala volt a domináns.

2.2. Vizsgálómódszer

A dinamikus egyensúlyozó képesség modellezésére az ultrahangalapú, hirtelen irányváltoztatás utáni tesztet használtuk. A hirtelen irányváltoztatás a PosturoMed[®] (Haider-Bio-

swing GmbH, Weiden, Németország) terápiás eszközzel modellezhető.^{19,26–27} Az eszköz lényege, hogy a merev lap (60 × 60 cm, 12 kg) nyolc, 15 cm hosszú, azonos erősségű rugóval a merev keretre van felfüggesztve. A rugók segítségével a merev lap a vízszintes síkban szabadon tud mozogni. A felfüggesztett merev lap mozgása a rugók számával (4, 6, 8 rugóval) szabályozható. Jelen vizsgálatban a Posturo-Med[®] terápiás eszköz felfüggesztett merev lapjának mozgását négy rugó szabályozta, amely a könnyű vizsgálatot jelenti, és a merev lap elmozdulása a vízszintes síkban egyirányú volt. Az eszközhöz tartozó rögzítő-feloldó elemmel a rugókkal felfüggesztett merev lap a középhelyzetből való kimozdítás után rögzíthető. A merev lap a rögzítőelem feloldása után eredeti helyzetébe kíván visszatérni, amely a hirtelen irányváltotatást modellezi. A vizsgált személynek a mozgó lapon kellett egyensúlyoznia, egyensúlyát visszanyernie az adott pozícióban. Ebben az esetben a merev lap csillapított szabad lengést végez, a csillapítás a vizsgált személy egyensúlyozó képessége.

A merev lap mozgását Zebris CMS-10 ultrahangalapú, egyedi aktív érzékelőket használó mérőrendszerrel (Zebris, Medizintechnik GmbH, Isny, Németország) rögzítettük. A függőlegessel 30°-ot bezáró mérőfej az aktív adókkal szemben (a vizsgált személy oldalán) úgy helyezkedett el, hogy a mérőfej érzékelői az aktív, ultrahangjeleket kibocsátó, egyedi adókat folyamatosan látta. Az adókat a merev lap oldalára helyeztük el. A mérés frekvenciája 100 Hz. A merev lap mozgását a Win-Posture (Zebris, Isny, Németország) mérésvezérlő program rögzítette és tárolta. A mérés menete a következő: a merev lap 20 mm-es kimozdítása a domináns oldal irányába, utána a rögzítő-feloldó elemmel a lap rögzítése; a vizsgált személynek a merev lap közepére állítása a vizsgálati pozícióban (két lábon, jobb lábon, bal lábon). 2 másodperc után a rögzítő-feloldó elem oldásával a rugókkal felfüggesz-

tett merev lap mozgásba hozása után a vizsgált személynek a mozgó lapon kellett előretékin-ve egyensúlyoznia, egyensúlyát visszanyernie, mialatt 3 másodpercig a mérést vezérlő program rögzítette a merev lap mozgását. A vizsgált személyeket kértük, hogy mozgásukat ne nézzék, és egyensúlyozáshoz a felső végtag használható, de a keretet nem foghatják meg, egy lábon történő állás közben mért vizsgálatkor a másik lábat sem tehetik le. Ellenkező esetben a vizsgálat eredménye nem érvényes. A vizsgálatot háromszor ismételtük meg, a mérések között 1 perc pihenő volt. Egészséges személyek esetén először a két lábon, majd a domináns, végül a nem domináns lábon történő állás közben történt a vizsgálat. Betegek esetén először a két lábon, majd a nem érintett, végül az érintett lábon történő állás közben történt a vizsgálat. Minden vizsgált személy esetén 9 vizsgálat történt. A mérés részletei Kiss 2011-es cikkében található meg.¹⁹

A merev lap mozgása az elmozdítás irányába csillapított lengőmozgás, amely a Lehr-féle csillapítási számmal jellemezhető. A Lehr-féle csillapítási szám a tényleges és a kritikus csillapítás hányadosa. A Lehr-féle csillapítási szám értéke 0 és 1 között lehet. Ha $D = 0$, akkor nincs csillapítás, a lengés csillapítatlan szabad lengés, azaz a vizsgált személy elveszti egyensúlyozó képességét. Ha $D = 1$, akkor a csillapítás megegyezik a kritikus csillapítással, lengés nem jön létre, azaz az egyensúlyozó képesség ideális. Minél nagyobb a Lehr-féle csillapítási szám, annál jobb a tényleges csillapítása, azaz annál jobb az egyensúlyozó képesség. A merev lap mozgásából a Lehr-féle csillapítási szám számolható.¹⁹

$$D = \frac{A}{\sqrt{A^2 + 4\pi^2}}$$

ahol A a logaritmikus dekrementum:

$$A_i = \frac{1}{i} \ln \frac{K_0}{K_i}$$

ahol $K_0 t = t_0$, időpontban a kitérés, $K_i t = t_i$ időpontban a kitérés. Lehr-féle csillapítási számot célszerű százalékban megadni, azaz

$$D[\%] = \frac{A}{\sqrt{A^2 + 4\pi^2}} \times 100,$$

ami azt fejezi ki, hogy a vizsgált személy dinamikus egyensúlyozó képességét jellemző csillapítási szám hány százaléka a kritikus csillapításnak. $D [\%] = 100\%$ esetén a csillapítás tökéletes, azaz lengés nem jön létre.

A kapott adatokat a többváltozós ANOVA módszerrel elemeztük, szükség esetén a Tukey-féle post-hoc vizsgálattal kiegészítve. Az egészséges csoportban a változók az oldaliság (domináns és nem domináns) és a vizsgált személy

neme (férfi és nő). A betegcsoportban a változók az oldaliság (nem érintett, érintett), a vizsgált személy neme (férfi és nő), a vizsgálat ideje (műtét előtt, 6, 12 héttel műtét után), a feltárás módja (hagyományos és minimál invazív). Az adatok feldolgozását az SPSS 14 software (SPSS, Chicago, IL USA) segítségével végeztük. A szignifikanciaszintet (p) minden esetben 0,05-re állítottuk be.

3. Eredmények

Minden vizsgált személy elvégezte a teszt mindhárom részét. Az eredményeket az 1. táblázatban foglaltuk össze. $D < 100\%$ volt minden vizsgált személynél, azaz a lengő lap mozgása csillapított lengés.

Csoport	Nem	Idő	Állás		
			mindkét végtagon	domináns/ nem operált végtagon	nem domináns/ operált végtagon
Egészséges	Férfi	–	4,65 ± 0,33	4,47 ± 0,30	2,90 ± 0,39 ^{a,b}
	Nő	–	4,99 ± 0,29 ^g	4,83 ± 0,28 ^g	3,41 ± 0,31 ^{a,b,g}
Hagyományos feltárás	Férfi	preop.	3,25 ± 0,49 ^c	3,05 ± 0,42 ^c	0,84 ± 0,49 ^{a,b,c}
		6. hét	3,21 ± 0,34 ^c	3,17 ± 0,39 ^c	1,05 ± 0,39 ^{b,c}
		12. hét	3,62 ± 0,37 ^{c,d,e}	3,57 ± 0,35 ^{c,d,e}	1,87 ± 0,35 ^{a,b,c,d,e}
	Nő	preop.	3,20 ± 0,41 ^c	3,12 ± 0,49 ^c	0,88 ± 0,47 ^{a,b,c}
		6. hét	3,08 ± 0,37 ^c	3,04 ± 0,37 ^c	1,08 ± 0,33 ^{a,b,c}
		12. hét	3,67 ± 0,35 ^{c,d,e}	3,60 ± 0,37 ^{c,d,e}	1,91 ± 0,33 ^{a,b,c,d,e}
Minimál invazív feltárás	Férfi	preop.	3,28 ± 0,49 ^c	3,11 ± 0,42 ^c	0,85 ± 0,41 ^{a,b,c}
		6. hét	3,75 ± 0,31 ^{c,d,f}	3,58 ± 0,35 ^{c,d,f}	1,57 ± 0,37 ^{a,b,c,d,f}
		12. hét	4,14 ± 0,37 ^{c,d,e,f}	4,02 ± 0,31 ^{c,d,e,f}	2,09 ± 0,35 ^{a,b,c,d,e,f}
	Nő	preop.	3,38 ± 0,49 ^c	3,24 ± 0,49 ^c	0,99 ± 0,47 ^{a,b,c}
		6. hét	3,41 ± 0,35 ^{c,d,f}	3,79 ± 0,32 ^{c,d,f}	1,59 ± 0,38 ^{a,b,c,d,f}
		12. hét	4,09 ± 0,35 ^{c,d,e,f}	3,99 ± 0,37 ^{c,d,e,f}	2,17 ± 0,34 ^{a,b,c,d,e,f}

1. táblázat. Domináns/nem operált oldal: domináns végtag egészséges személyeknél, betegéknél nem operált (egészséges) végtag

nem domináns/operált oldal: nem domináns oldal egészséges személyeknél, betegéknél operált oldal

^a Szignifikáns különbség a D értékekben a két lábon mért paraméterekhez képest

^b Szignifikáns különbség a D értékekben a domináns/nem operált oldali végtaghoz képest

^c Szignifikáns különbség a térdartroszisos betegek D értékeiben az egészséges kontrollcsoporttal összehasonlítva

^d Szignifikáns különbség a TKA beültetés előtti és utáni D értékekben

^e Szignifikáns különbség a TKA beültetés után 6 héttel és 12 héttel mért D értékek között

^f Szignifikáns különbség a különböző típusú feltárással (hagyományos és minimál invazív) végzett TKA beültetések D értékei

^g Szignifikáns különbség a különböző nemek D értékei között

3.1. A térdízületi kopás hatása az egyensúlyozó képességre

OA-ban szenvedő betegek mindhárom vizsgálati móddal mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan alacsonyabb, mint a hasonló korú egészséges személyeké (1. táblázat). A műtetre váró előrehaladott artrózisban szenvedő oldali végtagon álláskor értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb volt, mint az egészséges, illetve a mindkét lábon állva mért értékekből számított érték (1. táblázat). OA-s betegeknél a férfiak és nők értékei között nem találtunk szignifikáns eltérést, ami különbözik az egészséges kontrollszemélyek értékeitől, ahol a nemek között szignifikáns különbség jelentkezik (1. táblázat).

3.2. A térdízületi protézis beültetés hatása az egyensúlyozó képességre

Az érintett oldalon történő álláskor mért értékekből meghatározott Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb, mint a két lábon álláskor és a nem érintett oldalon történő álláskor mért értékekből meghatározott érték a teljes posztoperatív szakaszban (1. táblázat). 12 héttel a műtét után minden mindkét betegcsoport esetén mindhárom vizsgálati móddal mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan magasabb, mint a műtét előtt, de az egészséges kontroll csoport értékeihez hasonlítva szignifikánsan alacsonyabb (1. táblázat). A nemek között szignifikáns különbség protézis beültetés után sem volt kimutatható (1. táblázat).

3.3. A feltárási mód hatása az egyensúlyozó képességre

6 héttel a műtét után a minimál invazív módon operált TKA esetében Lehr-féle csillapítási szám minden esetben – tehát az operált,

az ellenoldali és mindkét lábon is állva nemektől függetlenül – szignifikánsan nőtt a műtét előtti értékekhez képest. A hagyományosan operált betegek esetén a Lehr-féle csillapítási szám 6 héttel a műtét után nem különbözik szignifikánsan a műtét előttihez képest. A minimál invazív feltárással végzett TKA-beültetés után 6 és 12 héttel az operált, az ellenoldali és mindkét lábon mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan magasabb, mint a hagyományosan operált csoport értékei. Ennek ellenére még 12 héttel a műtét után is a minimál invazív módon operált betegek D értékei szignifikánsan különböznek a egészséges kontrollcsoport D értékeitől.

4. Megbeszélés

Vizsgálataink célja volt tisztázni, hogy a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség hogyan változik hasonló életkorú kontrollcsoporttal összehasonlítva TKA-beültetés követő korai időszakban. Kérdésként merült fel, hogy a TKA-feltárási módja befolyásolja-e a dinamikus egyensúlyozó képesség javulásának ütemét.

A hagyományos technikával végzett TKA utáni 6. héten a mindhárom vizsgálati móddal meghatározott Lehr-féle csillapítási arány szignifikánsan nem tér el a műtét előtt mért értékektől (1. táblázat), és szignifikánsan kisebb, mint a kontrollcsoport értékei. Korábbi vizsgálatok leírták, hogy a korai időszakban a két lábon állás közben mért statikus egyensúlyozó képesség rosszabb az egészséges személyekénél,¹⁶ de a kutatásaink azt is bizonyították, hogy az érintett oldalon és a nem érintett oldalon történő állás közben meghatározott dinamikus egyensúlyozó képesség sem javul a műtét előtti állapothoz képest, azaz az elérés kockázata igen magas.²⁸ A posztoperatív időszak következő szakaszában a dinamikus

egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási szám folyamatosan növekszik mindhárom vizsgálati módszer esetén (1. táblázat), de a műtét utáni 12. héten sem éri el egyik vizsgálati mód esetén sem a kontrollcsoport értékeit. Ez azt mutatja, hogy a két lábon álláskor az érintett oldal csökkent egyensúlyozó képességét a nem érintett oldal még nem tudja kompenzálni, ami felhívja a figyelmet arra, hogy a műtét utáni 12. héten az elesés kockázata még mindig magas.²⁸ Ennek feltételezhető oka az, hogy az érintett ízületi tok és a kiirtott szalagok egyensúlyozásban játszott szerepét az izmok nem tudják átvenni.²⁹ A nem érintett oldalon és a két lábon álláskor mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám is csökkent a kontrollcsoport értékeihez képest, ami egybevág Gage³⁰ megállapításával: a kinematikai válaszok unilaterális betegségeknél és műtéteknél bilaterálisan jelentkeznek.

A minimál invazív technikával végzett térd-ízületi protézisbeültetésen átesett betegek esetén a vizsgált teljes posztoperatív időszakban a dinamikus egyensúlyozást jellemző Lehr-féle csillapítási szám fokozatosan javul a műtét előtti értékekhez képest, és a javulás gyorsabb, mint a hagyományos technikával műtött betegek esetén, de a műtét utáni 12. héten sem éri el egyik vizsgálati mód esetén sem a kontrollcsoport értékeit. Az érintett oldal csökkent egyensúlyozó képességét a nem érintett oldal ennél a műtéti típusnál sem tudja kompenzálni a korai posztoperatív időszakban. Ennek oka lehet a még nem megfelelően regenerá-

lódott ízületi tok, a műtét során sérült izmok nem megfelelő regenerálódása vagy a fájdalom. A két feltárási mód közötti eltérés feltételezhető oka az, hogy a minimál invazív technika esetén az ízületi tok érintettsége jóval kisebb, mint a hagyományos technika esetén.

Mindkét betegcsoport esetén a vizsgált személy neme nem befolyásolta a hirtelen irányváltotatás utáni egyensúlyozó képességet (1. táblázat), amely azt mutatja, hogy az egyensúlyozás módja is eltér a kontrollcsoportétól, vagyis a nemek közti fiziológiás különbség megszűnik.

A rehabilitációs protokollok összeállításánál a csípőízületi protézisbeültetés utáni rehabilitációhoz hasonlóan az ízületi mozgások növelése, az izmok fejlesztése mellett hangsúlyt kell fektetni a dinamikus egyensúlyozó képesség fejlesztésére is. Figyelembe kell venni azt, hogy a műtét utáni 12. héten mindkét feltárási mód esetén a dinamikus egyensúlyozó képesség rosszabb, mint a kontrollcsoport esetén, amely azt mutatja, hogy az elesés kockázata nagy. Más szóval a váratlan helyzetekhez való alkalmazkodás, pl. egyenetlen vagy csúszós talajon való járás képessége a korai posztoperatív szakban még jelentősen elmarad a hasonló korú kontrollcsoportéhoz képest, így a műtét utáni kontrollvizsgálatokon megfontolandó az életkor és a kísérő betegségek hatásának értékelését követően a prolongált gyógytorna és a járást segítő segédeszközök hosszabb alkalmazásának javaslata a balesetek megelőzése céljából.

IRODALOM

1. *Bejek Z, Paróczai R, Szendroi M, Kiss RM.* Gait analysis following TKA: comparison of conventional technique, computer-assisted navigation and minimally invasive technique combined with computer-assisted navigation. *Knee Surgery, Sport Traumatology, Arthroscopy*, 2011;19: 285–91.
2. *Fuchs S, Floren M, Skwara A, Tibesku CO.* Quantitative gait analysis in unconstrained total knee arthroplasty patients. *Int J Rehabil Res* 2002;25: 65–70.
3. *Smith AJ, Lloyd DG, Wood DJ.* Pre-surgery knee joint loading pattern during walking predict the

- presence and severity of anterior knee pain after total knee arthroplasty. *J Orthop Res* 2004;22: 260–6.
4. *Smith AJ, Lloyd DG, Wood DJ.* A kinematic and kinetic analysis of walking after total knee arthroplasty with and without patellar resurfacing. *Clin Biomech* 2006;21:379.
 5. *Kiss RM, Bejék Z, Szendroi M.* Variability of gait parameters in patients with total knee arthroplasty. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 2012;doi:10.1007/s00167-012-1965-y.
 6. *McClelland JA, Webster KE, Feller JA.* Variability of walking and other daily activities in patients with total knee replacement. *Gait & Posture* 2009;30:288–95.
 7. *Yakhdani HRF, Bafgi HA, Meijer OG, Bruijn SM, van den Dikkenberg N, Stibbe AB, van Royen BJ, van Dieen JH.* Stability and variability of knee kinematics during gait in knee osteoarthritis before and after replacement surgery. *Clin Biomech*, 2010;25:230–6.
 8. *Swanik CB, Lephart S, Rubash H.* Proprioception, kinaesthesia and balance after total knee arthroplasty with cruciate-retaining and posterior stabilised prostheses. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86-A:328–34.
 9. *Isaac SM, Barker KL, Danial IN, Beard DJ, Dodd CA, Murray DW.* Does arthroplasty type influence knee joint proprioception? A longitudinal prospective study comparing total and unicompartmental arthroplasty. *The Knee* 2007; 14:212–17.
 10. *Barrack RL, Skinner HB, Cook SD, Haddad RJ.* Effect of articular disease and total knee arthroplasty on knee joint position sense. *J. Neurophysiol* 1983;50:684–7.
 11. *Skinner HB, Barrack RL, Cook SD, Haddad RJ.* Joint position sense in total knee arthroplasty. *J. Orthop. Res* 1984;1:276–83.
 12. *Simmons S, Lephart S, Rubash H, Pifer GW, Barrack R.* Proprioception after unicompartmental knee arthroplasty versus total knee arthroplasty on knee joint position sense. *Clin Orthop* 1996; 331:179–84.
 13. *Attfield SF, Wilton TJ, Pratt DJ, Sambatakakis A.* Soft-tissue balance and recovery of proprioception after total knee replacement. *J. Bone Joint Surg Br* 1996;78-B 540–55.
 14. *Warren P, Olanlokun T, Cobb AG, Bentley G.* Proprioception after knee arthroplasty. *Clin. Orthop* 1993;297:182–7.
 15. *Barrett DS, Cobb Ag, Bentley G.* Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *J. Bone Joint Surg Br* 1991;73-B:53–6.
 16. *Gauchard GC, Vancon G, Meyer P, Mainard D, Perrin PP.* On the role of knee joint balance control and postural strategies: Effects of total knee replacement in elderly subjects with knee osteoarthritis. *Gait & Posture* 2010; 32:155–60.
 17. *Ishii Y, Terajima K, Terashima S, Shojiro, Bechtold JE, Laskin RS.* Comparison of joint position sense after total knee arthroplasty. *J. Arthroplasty* 1997;Aug;541–5.
 18. *Quagliarella L, Sasanelli N, Moaco V, Belgiovine G, Spinarelli A, Notarnicola A, Moretti L, Moretti B.* Relevance of orthostatic posturography for clinical evaluation of hip and knee joint arthroplasty patients. *Gait & Posture* 2011;34: 49–54.
 19. *Kiss RM.* A new parameter for characterizing balancing ability on an unstable oscillatory platform. *Medical Engineering & Physics* 2011; 33:1160–6.
 20. *Pethes Á, Bejék Z, Lakatos T, Kiss RM.* Térdprotézis beültetés után a járás egyes kinematikai paramétereiben bekövetkezett korai változások vizsgálata. *Magy Traumatol Ort* 2010;53(1): 55–65.
 21. *Pethes Á, Kiss RM, Kovács N.* A térdízületi feltárás hatása a járás változékonyságára a korai posztoperatív szakaszban. *Biomechanica Hungarica* 2011;4:36–46.

22. *Pethes Á, Kiss RM.* The Effect of Knee Joint Exposure on Variability of Gait Parameters in the Early Postoperative Period. *Biomechanics* 07–09. November 2011. Pittsburgh, USA.
23. *Kiss RM.* Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011;21: 695–703.
24. *Kellgren JH, Lawrence JS.* Radiological assessment of osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, 1957; 16:494–502.
25. *Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Kocaja T.* Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *Journal of Athletic Training* 1998;33:319–22.
26. *Boer J, Mueller O, Krauss I, Haupt G, Axmann D, Horstman T.* Effect of a sensory-motor exercise program for older adults with osteoarthritis or prosthesis of the hip using measurements made by PosturoMed oscillatory platform. *Journal of Geriatric Physical Therapy* 2010;33: 10–5.
27. *Müller O, Günther M, Krauß I, Horstman T.* Physical characterization of the therapeutic device Posturomed as a measuring device—Presentation of a procedure to characterize balancing ability. *Biomedizinische Technik* 2004;49:56–60. (in German, Abstract in English)
28. *Nevitt MC, Cummings SR, Kidd S, Black D.* Risk factor for recurrent nonsyncopal falls: a prospective study. *J. of Am Med As* 1989;261:2663–8.
29. *Freeman M.* Treatment of rupture of the lateral ligament of the ankle. *J. Bone Joint Surg Br* 1965;47:661–8.
30. *Gage WH, Frank JS, Prentice SD, Stevenson P.* Postural responses following a rotational support surfaces perturbation, following knee joint replacement: Frontal plane rotations. *Gait & Posture* 2007;25:112–20.

A kutatást az OTKA K083650 számú pályázata támogatta. A szerzők köszönetüket fejezik ki Prof. Dr. Szendrői Miklós és Dr. Bejek Zoltán PhD. kollégáknak a műtétekben és a mérésekben való közreműködésben.

Dr. Pethes Ákos

Szent János Kórház, Ortopédia-Traumatológiai Osztály
1121 Budapest, Diósárok 3.
Tel.: (+36) 1 458-4603

A MAGYAR BIOMECHANIKAI TÁRSASÁG ÉLETÉVEL KAPCSOLATOS INFORMÁCIÓK

Kérjük, ne feledkezzen meg az ez évi változatlan tagsági díj befizetéséről, ami a sikeres V. Magyar Biomechanikai Konferencia egyik záloga lehet.

Az ebben az esztendőben, május 24–25. között a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetemen megrendezésre kerülő V. Magyar Biomechanikai Konferencia ismételten lehetőséget biztosít a szakmát gyakorló orvosok, mérnökök számára ismereteik kicserélésére, bővítésére, új eljárások, folyamatban levő kutatások megismerésére.

A rendezvényre várjuk továbbá mindazon eszköz-, készülék és berendezégyártók jelentkezését, akik eszközeikkel jelentősen hozzájárulnak az életminőség javításához a bennük foglalt innovatív gondolatok megvalósításával.

A rendezvény honlapjának címe: www.asszisztencia.hu/biomechanika

Absztraktok beküldési határideje: 2013. február 20.

Előzetes jelentkezés határideje: 2013. május 22.

Kedvezményes részvételi díj MBMT tagok részére: 20 000 Ft

Reményeink szerint a soron következő rendezvény mind az orvos-, mind a mérnökszakma számára olyan sikerekről fog beszámolni, amelyek jelentősen hozzájárulnak társadalmunk napi gondjainak csökkentéséhez.

Dr. Borbás Lajos
elnök
Magyar Biomechanikai Társaság