

BIOMECHANICA HUNGARICA

XV. évfolyam 1. szám

2022. április

- Köszöntő
- Ízületi szöghelyzet-specifikus erődeficit és EMG aktivitás a quadriceps femoris izomban mikrosérülést okozó edzést követően
- Method to analyse the failure process of Metal-polymer implants by 3D scanning
- Az egyensúly-visszanyerési mozgás formája és eredményessége a hirtelen irányváltoztatási teszt során fiatal kosárlabdázók esetében
- A futás és szökdelés tömeg-rugó modell dinamikai viselkedésének globális feltérképezése és paraméterhangolása
- Utánpótláskorú kézilabdázók alsóvégtag állapotfelmérő vizsgálatának műszerezése



BIOMECHANICA HUNGARICA

A Magyar Biomechanikai Társaság tudományos folyóirata

XV. évfolyam 1. szám: 2022. április 25.

A folyóirat honlapja: www.biomechanica.hu

Alapítva: 2008.

SZERKESZTŐSÉG

Alapító

Csernátony Zoltán

Főszerkesztő

Kiss Rita M.

Szerkesztő

Manó Sándor

Szerkesztőbizottság

Alon Wolf
Bojtár Imre
Borbás Lajos
Fekete Károly
Halász Gábor
Hamid Sharim
Jacek Karski
Josef Eberhardsteiner
Kiss László
Kurutzné Kovács Márta
Luca Cristofolini
Noviczki Miklós
Nyitrai Miklós
Pálinkás Judit
Sárosiné Lakatos Éva
Stépan Gábor
Tóth Brigitta Krisztina
Száva János

Külső tagok

Allen Goodship
Nyáry István
Szikora István

Tiszteletbeli tag

George Bentley

Adminisztráció, korrekktúra

Kovács Ágnes Éva

Tördelés, design

Manó Sándor

ROVATVEZETŐK

Labor/társaság bemutató

Imre Bojtár bojtár.imre@cmk.bmc.hu

State of the Art

Halász Gábor ghalasz@hds.bmc.hu

Továbbképzés

Borbás Lajos borbas@kge.bmc.hu

Eredeti közlemények

Kiss Rita M. rita.kiss@mogi.bmc.hu

Mozgásvizsgálat és -terápia

Szőke György sceleto@freemail.hu

Történet

Noviczki Miklós noviczki@josa.hu

Cégbemutató

Manó Sándor manos@med.unideb.hu

Kiadó

Magyar Biomechanikai Társaság
1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3.

Felelős kiadó

Kiss Rita M.

A szerkesztőség elérhetőségei

Cím: 1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3.
Tel./fax: (+36) 1 463-1738
E-mail: chiefeditor@biomechanica.hu

Kéziratbeküldés, cikkek letöltése

www.biomechanica.hu

Online ISSN

HU ISSN 2060-4475

DOI előtag

10.17489

A folyóiratban minden cikk Open Access módon jelenik meg a *Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International (CC BY-NC-ND 4.0)* licenz szerint. A Biomechanica Hungarica a DOAJ tagja.



BIOMECHANICA HUNGARICA

A scientific journal of the Hungarian Society of Biomechanics

Volume XV, Issue 1: 25th April, 2022Journal website: www.biomechanica.huFounded in 2008.

EDITORIAL BOARD**Founder**

Zoltán Csernátóny

Chief editor

Rita M Kiss

Editor

Sándor Manó

Editorial board members

Alon Wolf

Imre Bojtár

Lajos Borbás

Károly Fekete

Gábor Halász

Hamid Sharim

Jacek Karski

Josef Eberhardsteiner

László Kiss

Márta Kurutzné Kovács

Luca Cristofolini

Miklós Noviczki

Miklós Nyitrai

Judit Pálinkás

Éva Sárosiné Lakatos

Gábor Stépán

Brigitta Krisztina Tóth

János Száva

Külső tagok

Allen Goodship

István Nyáry

István Szikora

Tiszteletbeli tag

George Bentley

Adminisztráció, korrekció

Ágnes Éva Kovács

Tördelés, design

Sándor Manó

COLUMN HEAD**Introduction of a laboratory/society**Imre Bojtár bojt.ar.imre@cmk.bme.hu**State of the Art**Gábor Halász ghalasz@hds.bme.hu**Further studying**Lajos Borbás borbas@kge.bme.hu**Original articles**Rita M Kiss rita.kiss@mogi.bme.hu**Motion analysis and -therapy**Szőke György scelecto@freemail.hu**History**Noviczki Miklós noviczki@josa.hu**Introduction of a company**Manó Sándor manos@med.unideb.hu

PublisherHungarian Society of Biomechanics
1111 Budapest, Műgyetem rakpart 3.**Responsible publisher**Rita M Kiss

Editorial board contact

Address: 1111 Budapest, Műgyetem rakpart 3.

Tel./fax: (+36) 1 463-1738

E-mail: chiefeditor@biomechanica.hu

Manuscript submission, paper downloadswww.biomechanica.hu

Online ISSN

HU ISSN 2060-4475

DOI prefix10.17489

Each papers published Open Access under the licence of *Creative Common Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International (CC BY-NC-ND 4.0)*.

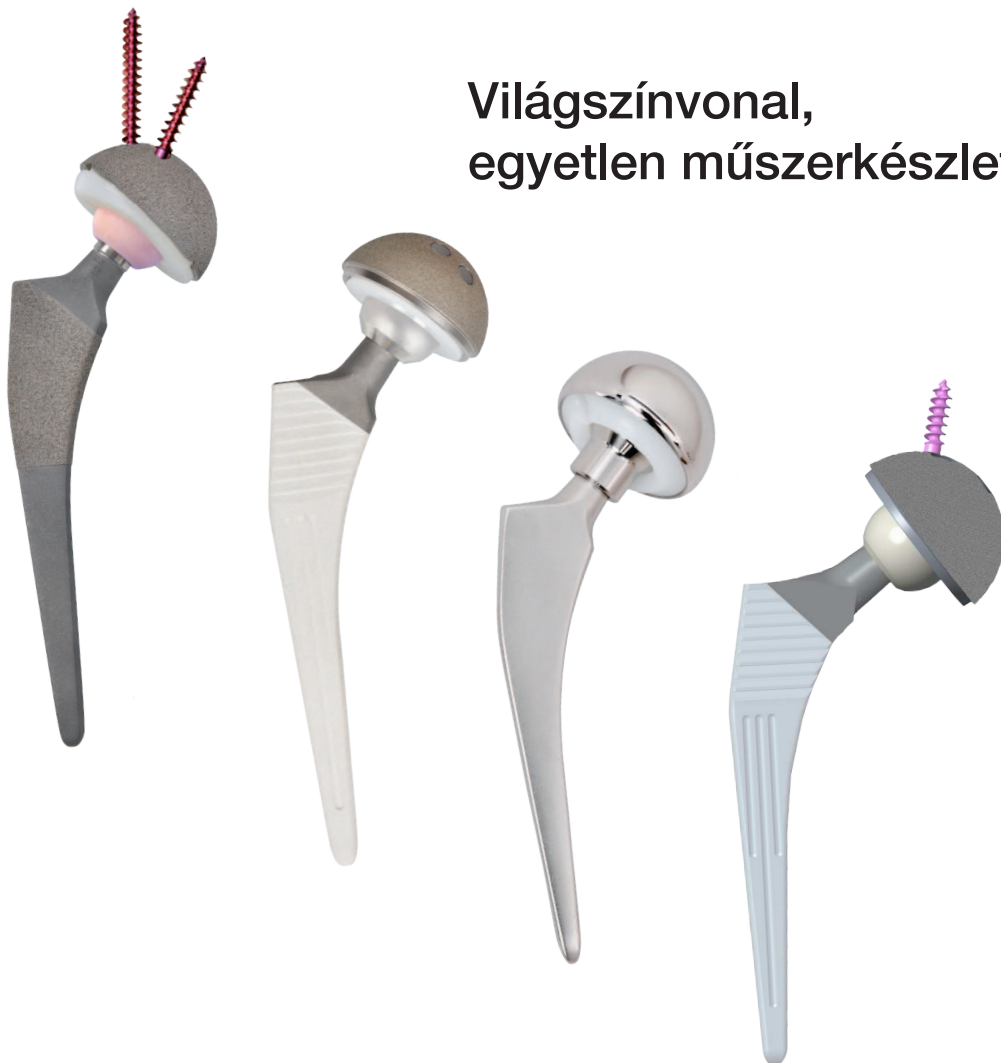
Biomechanica Hungarica is a member of the DOAJ.



Pannon

csípőprotézis szár család

Világszínvonal,
egyetlen műszerkészlettel!



www.muszeroldal.hu

(a magyar műszerportál)

- Céginformációk:

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

- Referencia oldalak:

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

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

MŰSZER
OLDAL

TARTALOMJEGYZÉK

Köszöntő

Kiss Rita M 5

Eredeti közlemények

Ízületi szöghelyzet-specifikus erődeficit és EMG aktivitás a quadriceps femoris izomban mikrosérülést okozó edzés után

Fésüs Ádám, Fésüs Viktória, Sebesi Balázs, Balázs Bence, Gáspár Balázs, Varga Mátyás, Négyesi János, Váczi Márk 7

Method to analyse the failure process of Metal-polymer implants by 3D scanning

István Nemes-Károly, Gábor Szebényi.. 17

Mozgásvizsgálat és -terápia

Az egyensúly-visszanyerési mozgás formája és eredményessége a hirtelen irányváltoztatási teszt során fiatal kosárlabdázók esetében

Petró Bálint, Kiss Rita M 28

A futás és szökdelés tömeg-rugó modell dinamikai viselkedésének globális feltérképezése és paraméterhangolása

Patkó Dóra, Nagy Ábel Mihály, Zelei Ambrus 39

Utánpótláskorú kézilabdázók alsóvégtag állapotfelmérő vizsgálatainak műszerezése

Ágoston Dorottya, Pálya Zsófia, Bacskai Katalin, Kiss Rita M 51

TABLE OF CONTENTS

Editorial

Rita Kiss M 5

Original articles

Knee joint angle-specific strength deficit and EMG activity in the quadriceps femoris muscle following a single bout of damaging exercise

Ádám Fésüs, Viktória Fésüs, Balázs Sebesi, Bence Balázs, Balázs Gáspár, Mátyás Varga, János Négyesi, Márk Váczi 7

Method to analyse the failure process of Metal-polymer implants by 3D scanning

István Nemes-Károly, Gábor Szebényi.. 17

Motion analysis and -therapy

Motion elements and effectiveness of balance recovery after the sudden perturbation test in the case of youth basketball players

Bálint Petró, Rita M Kiss 28

Global analysis and parameter tuning of the dynamic behaviour of the slip model of running and hopping

Dóra Patkó, Ábel Mihály Nagy, Ambrus Zelei 39

Assessment of lower limb condition of young handball players via motion analysis

Dorottya Ágoston, Zsófia Pálya, Katalin Bacskai, Rita M Kiss 51

ÍZÜLETI SZÖGHELYZET-SPECIFIKUS ERŐDEFICIT ÉS EMG AKTIVITÁS A QUADRICEPS FEMORIS IZOMBAN MIKROSÉRÜLÉST OKOZÓ EDZÉST KÖVETŐEN

Fésüs Ádám¹, Fésüs Viktória², Sebesi Balázs¹, Balázs Bence¹, Gáspár Balázs¹, Varga Mátyás¹, Négyesi János³, Váczi Márk¹

¹ Pécsi Tudományegyetem, Természettudományi Kar, Sporttudományi és Testnevelési Intézet, Sportágak Elmélete és Gyakorlata Tanszék

² Somogy Megyei Kaposi Mór Oktató Kórház, Szülészeti-Nőgyógyászati Osztály

³ Department of Medicine and Science in Sports and Exercise, Tohoku University, Graduate School of Medicine, Sendai, Japan

fesusadii4@gmail.com

DOI: 10.17489/biohun/2022/1/313

Absztrakt

A korábbi kutatások igazolták, hogy a vázizom mikrosérülései erődeficitet és az izom myoelektromos (EMG) aktivitásának módosulását okozhatják.

Vizsgálatunkban feltételeztük, hogy a térdextenzorok erődeficitje, valamint a térdextenzorok és a *biceps femoris* izom EMG aktivitásának módosulása ízületi szöghelyzet-specifikus.

Tizenhét egészséges, fizikailag aktív fiatal férfi esetében vizsgáltuk elektromiográf és Multicont II. dinamométer segítségével, hogy miként változik a 30, 50 és 70°-os ízületi szöghelyzetben kifejtett maximális izometrikus forgatónyomaték mértéke, valamint az agonista és antagonisták izomaktivációja egy maximális intenzitású excentrikus-koncentrikus térdextenzió edzést követően 24 órával.

A térdextenzorok izometriás forgatónyomatéka az edzés után mindhárom ízületi szöghelyzetben csökkent. Az nyomatékdeficit annál nagyobb volt, minél kisebb ízületi szöghelyzetben mértük azt. Az edzés egyetlen ízületi szöghelyzetben sem okozott változást a térdextenzorok EMG aktivitásában izometriás kontrakció alatt. A *biceps femoris* izom ko-aktivációja azonban nőtt izometriás térdextenzió alatt valamennyi ízületi szöghelyzetben. A *biceps femoris/quadriceps femoris* EMG arány nőtt 70 és 50°-os szöghelyzetű izometriás kontrakció alatt. A *quadriceps* EMG/extenziós nyomaték arány az edzés hatására a 30 és 50°-os izometriás extenzióban nőtt, 70°-os ízületi szöghelyzetnél változatlan maradt.

Kutatásunk alapján elmondhatjuk, hogy minél kisebb izomhossznál történik az izometrikus térdextenzió, annál nagyobb forgatónyomatékdeficit következik be mikrosérülést okozó edzést követően. Ugyanakkor az antagonisták *biceps femoris* izom ko-aktivációja nagyobb izomhossznál nagyobb mértékben fokozódik.

Az eredményekből arra következtetünk, hogy intenzív terhelést követően a térdízület stabilitása mind a térdextenzorok forgatónyomatékának, mind pedig az extenzor/flexor aktivitási arány tekintetében ízületi szöghelyzet-specifikusan módosul.

Kulcsszavak: quadriceps femoris, biceps femoris, forgatónyomaték, dinamométer, EMG

KNEE JOINT ANGLE-SPECIFIC STRENGTH DEFICIT AND EMG ACTIVITY IN THE QUADRICEPS FEMORIS MUSCLE FOLLOWING A SINGLE BOUT OF DAMAGING EXERCISE

Abstract

Due to the microdamage, caused by high tension in the muscle, contractile strength decreases along with the modification of the muscle's myoelectric (EMG) activity.

In the present study we hypothesized that strength attenuation of knee extensors as well as the change in knee extensor and *biceps femoris* EMG activity is joint-angle-specific.

Using a dynamometer, maximal voluntary isometric knee extension torque was measured at 30, 50 and 70° knee joint angles in seventeen healthy, physically active male participants. *Quadriceps* and *biceps femoris* EMG activity was measured during the knee extensions. All tests were repeated 24 hours after a single bout of maximal intensity eccentric-concentric knee extension exercise training performed on the same dynamometer.

As a result of the acute exercise, a substantial amount of muscle pain developed, indicating the presence of muscle damage. The isometric knee extensor torque decreased in all 3 joint angles; the smaller the joint angle was, the bigger the torque deficit was. *Quadriceps femoris* EMG activity measured at knee extensions remained unchanged after exercise. However, *biceps femoris* co-activation increased significantly in all joint angles. The *biceps femoris/quadriceps femoris* EMG activity ratio increased only at 70° and 50°. The *quadriceps femoris* EMG activity/knee extension torque ratio increased at 30° and 50° but remained unchanged at 70°.

Our results indicate that, in case of exercise induced muscle damage, the torque deficit is greater at smaller muscle length. At the same time, the antagonist co-activation increases towards when the isometric knee extension test is performed at greater muscle length.

We conclude that an acute bout of knee extensor resistance exercise induces joint-specific alterations in knee stability in terms of changes in torque and agonist-antagonist activation ratio.

Keywords: quadriceps femoris, biceps femoris, rate of torque development, dynamometer, EMG

BEVEZETÉS

Szokatlan mozgás vagy szokatlanul magas intenzitású fizikai aktivitás következtében 24-72 órán belül a vázizmokban jelentős fájdalom keletkezik, melyet I-es típusú izomfájdalomnak nevezünk.¹ A jelenséget széleskörűen dokumentálták, és ma már elfogadott az az álláspont, hogy az izom magas feszülése (elsősorban excentrikus kontrakció) következtében mikroszkopikus sérülések (mikrosérülések) keletkeznek, melyek az izomban gyulladási folyamatok indítanak el.¹

A gyulladás és a fájdalom mellett jelentős lehet az izom kontraktilitási erejének csökkenése,² mely annak tulajdonítható, hogy a sérült motoros egységek ideiglenesen nem vesznek részt a kontrakcióban. A kutatók az antigravitációs izomcsoportok esetében kisebb (~12%), a nem antigravitációs izom esetében azonban extrém (~60%) erődeficitről számoltak be.³ Amennyiben egy izomcsoport mikrosérülést szenved, csökkenhet a fizikai aktivitást végző személy funkcionális teljesítménye vagy mozgáskoordinációja, de az ízület aktív stabilizációja is módosulhat.⁴ Bármely említett módosulás emelheti a sérülések rizikóját.

Amennyiben egy mozgásforma nagy feszüléssel járó excentrikus kontrakciókat tartalmaz (vagyis erő kifejtés közben az izom hossza nő), a szarkomerek túlnyúlnak, aminek következtében az aktív izomhossz-feszülési görbe módosul.⁵ Ennek a módosulásnak a következtében az izom optimális erő kifejtési helyzete nagyobb izomhossznál következik be, vagyis egy mikrosérülést okozó edzés gyakorlat után különböző ízületi szöghelyzetekben eltérő erődeficitet tapasztalhatunk.⁵

A nagy izomfeszüléssel járó edzés gyakorlatok tehát akut erődeficitet okozhatnak, de létezik egy kompenzációs mechanizmus is, mely az erődeficit mértékét redukálhatja. Egyes tanulmányokban beszámolnak arról, hogy a mikrosérülést szenvedett izom elektromos aktivitása fokozódhat maximális erejű akaratlagos kontrakció alatt.⁶ Továbbá bizonyították azt is, hogy az ép izomban az ízületi szöghelyzet (vagyis az izom hossza) befolyásolja az ízületet mozgató izmok maximálisan akaratlagosan elérhető elektromos aktivitását.⁷ Mindezen információk alapján feltételezhető, hogy egy mikrosérülést okozó edzést követően nem csak az izom erődeficitjének mértéke, hanem elektromos aktivitásának (EMG) módosulása is ízületi szöghelyzet-specifikus lesz. Ismeretlen az is, hogy a sérülést szenvedett izom épen maradt antagonistája vajon megváltoztatja-e működését. A Golgi receptoroknak köszönhetően ugyanis egy agonista izom megfeszítésekor az antagonistá izom ko-aktivációt végez. Ha az antagonistá ko-aktiváció, és ennek következtében az agonista/antagonista EMG aktivitási arány az agonista mikrosérülései miatt megváltozik, akkor az az adott ízület stabilizációjának módosulását okozhatja.

Vizsgálatunkban kvantitatív dinamometriai és EMG méréseket végeztünk a térdextenzor és térdflexor izomcsoportoknál egy nagy intenzitású, térdextenzorokra irányuló edzés-

protokoll előtt és után. Feltételeztük, hogy az edzésprotokoll következtében kialakuló térdextenziós forgatónyomaték-deficit, valamint az extenzio agonista és antagonistá EMG aktivitás módosulások ízületi szöghelyzet-specifikusak.

MÓDSZEREK

Vizsgálati személyek

Vizsgálatunkban 17 testnevelés szakos férfi hallgató (átlagéletkor: $22,94 \pm 2,19$ év, átlag testmagasság: $181,06 \pm 7$ cm, átlag testtömeg: $80,32 \pm 9,23$ kg) vett részt. A vizsgálatban résztvevők átlagosan $13,12 \pm 4,72$ éve sportolnak különböző sportágakban (labdarúgás: 10 fő, atlétika: 4 fő, kosárlabda: 3 fő). Az egyetemi fizikai aktivitással járó kurzusok mellett átlagosan $3,76 \pm 1,52$ órát töltenek el sportági edzéssel.

A vizsgálati személyeknek sem korábban, sem a vizsgálat alatt nem volt műtétet igénylő térdízületi sérülése, amely a kutatásunkból való kizárását eredményezte volna. A vizsgálati személyek a vizsgálat megkezdése előtt beleegyező nyilatkozatot tettek, amiben nyilatkoztak többek közt arról is, hogy önként vállalkoznak a vizsgálatra. A vizsgálatot a Regionális és Intézményi Kutatás-Etikai Bizottsága engedélyezte (ügyiratszám: 7961-PTE 2019).

Vizsgálati protokoll

A vizsgálat két mérési alkalomból állt, melyek között 24 óra telt el. A mérések alkalmával meghatároztuk a térdextenzorok forgatónyomatékát, illetve a térdextenzorok és a térdflexorok EMG aktivitását. Mindkét mérési alkalom egy standardizált aerob bemelegítéssel kezdődött, ami 5 perc alacsony intenzitású, kerékpár ergométeren történő kerékpározásból (keringésfokozás) és alapos csípőízületi, illetve

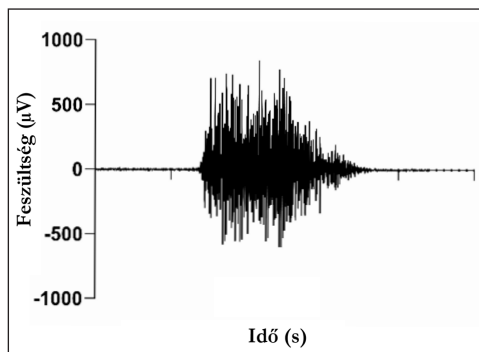
alsóvégtagi nyújtó hatású gimnasztikából állt. Az első mérést követően azonnal a vizsgálati személyek egy dinamometriai térdextenziós edzést végeztek el. Mind a méréseket, mind pedig az edzéskontrakciókat csak a domináns végtaggal végezték el. Dominánsnak azt a végtagot tekintettük, amelyet a vizsgálati személyek labdarúgás során „ügyesebbik lábuknak” tekintenek. A vizsgálati személyeket megkértük, hogy a vizsgálatot megelőző 72 órában, illetve a vizsgálat alatt ne végezzenek fizikai aktivitást.

Dinamometria

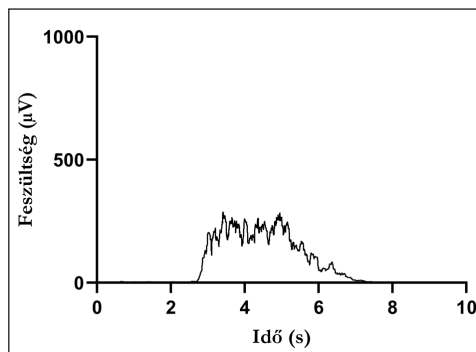
Multicont II. típusú dinamométer (Mechatronic Kft, Szeged, Magyarország) segítségével megmértük a térdextenzorok által kifejtett maximális izometriás forgatónyomatot ülő helyzetben, 30, 50, illetve 70°-os térdízületi szöghelyzetben. A vizsgálati személyek mindhárom ízületi szöghelyzetben a maximális erő kifejtést megelőzően egy 70%-os és egy 90%-os bemelegítő jellegű próbát végeztek, felkészülve a maximális forgatónyomaték kifejtésére. Szöghelyzetenként 2-2 ismétlés maximális erejű kontrakciót hajtottak végre, melyek között 2 perc pihenődő telt el. A két ismétlésből kapott értékek közül a magasabb értéket vettük figyelembe.

EMG

A vizsgálati személyek combjának elülső és hátulsó részéről a testszőrzetet eltávolítottuk, majd a bőrfelületet alkohollal tisztítottuk. Ezt követően felületi elektródákat (Ag/AgCl, átmérő: 1 cm, elektródák középpontja közötti távolság: 3 cm) helyzetünk el a *biceps femoris*, valamint a *vastus medialis*, *vastus lateralis* és a *rectus femoris* izmokra, melyek aktivitásának átlagát tekintettük a *quadriceps femoris* izom aktivitásának. Ko-aktivációnak a térdextenzió alatt jelentkező antagonistá *biceps femoris* izom EMG aktivitását tekintettük. Az elektródák elhelyezése a SENIAM (Suface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assesment of Muscles, www.seniam.org) által leírt eljárásnak megfelelően történt. Az elektródák helyét megjelöltük, ezáltal biztosítottuk, hogy a következő napon a felhelyezésük azonos helyre történjen. Az EMG jeleket telemetriás készülékkel (Noraxon, Scottsdale, USA) rögzítettük (mintavételi frekvencia: 2000 Hz), a nyers jeleket pedig a négyzetgyök-átlag módszerrel simítottuk (myoRESEARCH 3.18-as szoftver, 50 ms-os mozgó ablak). Valamennyi tesztkontrakció alatt a vizsgált izmokról nyert és simított (1. ábra) EMG csúcserőértéket használtuk fel a statisztikai elemzésekhez.



a)



b)

1. ábra. Reprezentatív nyers és simított EMG.

a) Nyers EMG; b) Simított EMG

Intenzív térdextenziós edzés

A vizsgálati személyek 4 sorozat 15 ismétlésből álló térdextenzor izomcsoportot célzó edzés végeztek el, és egy ismétlés egy excentrikus és egy koncentrikus fázisból állt. A kontrakciók kiindulóhelyzete 20°-os térdízületi szöghelyzetben volt. A vizsgálati személyeknek erőt kellett kifejteniük a karra és 50 Nm forgatónyomaték-küszöb elérésekor a dinamométer karja automatikusan elindult és állandó (60 fok/s) szögsebességgel megkezdte a térdízület behajlítását, miközben a vizsgálati személyeknek maximális erővel ellen kellett tartaniuk (excentrikus fázis). 80°-os ízületi szöghelyzet elérésekor a kar mozgásának iránya megfordult, és ugyanakkora szögsebességgel a kiinduló helyzetig mozgott, miközben a vizsgálati személyeknek maximális erőt kellett kifejteniük a dinamométer karjára (koncentrikus fázis). Az ismétlések között 2 másodperc, a sorozatok között 2 perc pihenőidő telt el.

Izomfájdalom meghatározása

Az edzés hatására keletkezett mikrosérülések kialakulásának indirekt igazolása az izomfájdalom meghatározásával történt. A vizsgálati személyeknek a második felmérés alkalmával az erő kifejtés közbeni szubjektív fájdalomérzetüket egy 100 mm-es jelöletlen skálán kellett jelölniük.⁸

Statisztikai elemzés

A mért és számolt változókra átlagot és szórást határoztunk meg. A Shapiro-Wilk tesztek alapján valamennyi változó normál eloszlást mutatott. Az egyes változókban az edzés hatására bekövetkező ízületi szöghelyzet-specifikus változásokat kétszemponos ismétléses varianciaanalízissel határoztuk meg, ahol az egyik faktor az idő (pre és post), a másik faktor pedig a térdízületi szöghelyzet (70°, 50° és 30°) volt. Szignifikáns ízületi szöghelyzet

fő hatás vagy szignifikáns interakció esetén a Bonferroni korrekciót alkalmaztuk a párosított összehasonlításokra. Statisztikai elemzéseink során a szignifikancia szintjét $p = 0,05$ -ben határoztuk meg.

EREDMÉNYEK

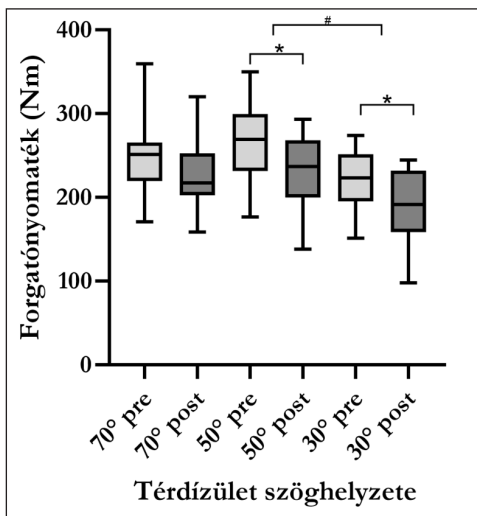
A vizsgálati személyek második tesztnapon mért szubjektív izomfájdalmának értéke 53,6 ($\pm 7,2$ SD) volt.

A térdextenzorok maximális izometriás forgatónyomatéka

A térdfeszítő izmok maximális forgatónyomatékában szignifikáns ízületi szöghelyzet ($F = 35,4$, $p = 0,0001$) fő hatást találtunk. A 30°-ban mért forgatónyomaték mind a 70°-ban, mind pedig az 50°-ban mért forgatónyomatéktól különbözött ($p < 0,001$), függetlenül az időtől. Az idő fő hatása is szignifikáns volt ($F = 35,0$, $p = 0,0001$), vagyis az edzés forgatónyomaték-deficitet eredményezett, függetlenül az ízületi szöghelyzettől. Az idő és ízületi szöghelyzet interakciója éppen szignifikáns volt ($F = 3,6$, $p = 0,050$) (2. ábra). A post-hoc elemzések alapján a 30° és 50°-ban mért forgatónyomaték az edzés hatására jelentősen csökkent ($p < 0,05$), míg a 70°-ban mért forgatónyomaték csökkenése nem volt szignifikáns.

A quadriceps femoris izom EMG aktivitása

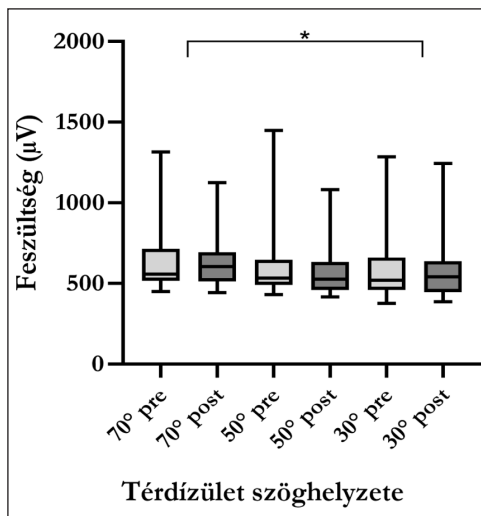
A quadriceps femoris EMG aktivitásában szignifikáns ízületi szög fő hatást találtunk ($F = 4,4$, $p = 0,020$). A post-hoc elemzés szerint a 30°-ban mért EMG aktivitás kisebb volt, mint 70°-ban ($p = 0,042$) és 50°-ban, de ez utóbbi csak megközelítette a szignifikancia értékét ($p = 0,076$) (3. ábra). Sem az idő fő hatás, sem az idő-ízületi szöghelyzet interakció nem volt szignifikáns.



2. ábra. A térdextenzor izmok által kifejtett maximális izometriás forgatónyomaték 70, 50 és 30°-os ízületi szöghelyzetben a mikrosérülést okozó edzés előtt (pre) és után (post).

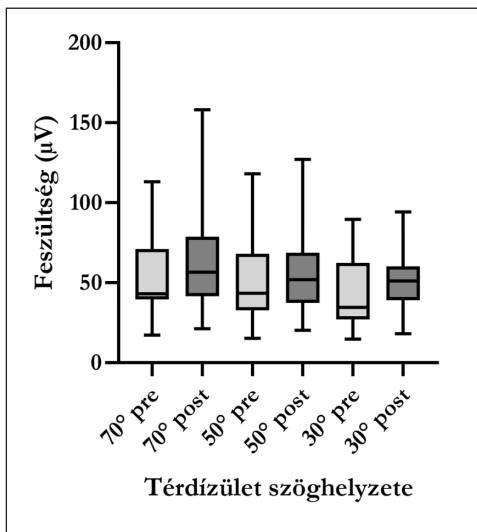
#: 30°-ban mért forgatónyomaték mind a 70°-ban, mind pedig az 50°-ban mért forgatónyomatéktól szignifikánsan különbözött

*: az edzés forgatónyomaték deficitet eredményezett 50- és 70°-ban

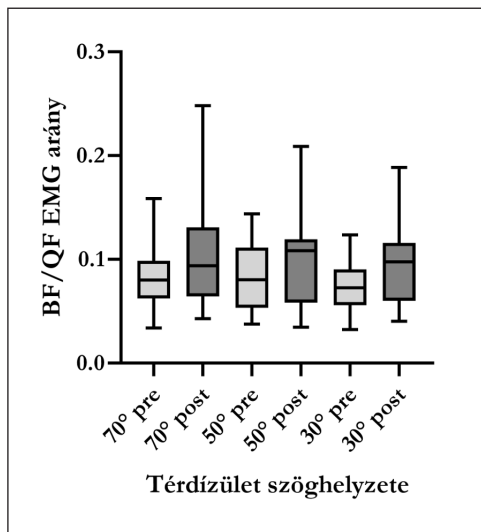


3. ábra. A quadriceps femoris izom EMG aktivitása 70, 50 és 30°-os ízületi szöghelyzetben a mikrosérülést okozó edzés előtt (pre) és után (post).

*: a quadriceps femoris izom EMG aktivitása függetlenül az időtől kisebb volt 30°-os ízületi szöghelyzetben, mint 70°-os ízületi szöghelyzetben



4. ábra. A biceps femoris izom ko-aktiváció 70, 50 és 30°-os ízületi szöghelyzetben a mikrosérülést okozó edzés előtt (pre) és után (post)



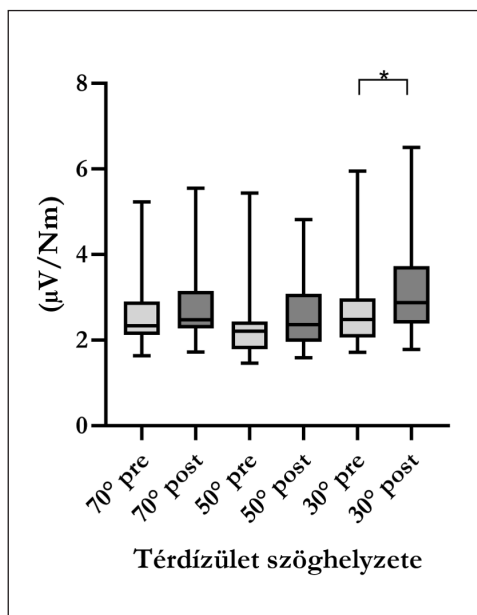
5. ábra. A m. biceps femoris / quadriceps femoris EMG aktivitás aránya 70, 50 és 30°-os ízületi szöghelyzetben a mikrosérülést okozó edzés előtt (pre) és után (post)

Biceps femoris izom ko-aktivációja

A maximális erejű térdextenziók alatt a *biceps femoris* izom ko-aktivációjában az ízületi szöghelyzet fő hatás megközelítette a szignifikancia értéket ($p = 0,084$). Sem az idő fő hatása, sem az idő-ízületi szöghelyzet interakció nem volt szignifikáns (4. ábra).

Biceps femoris / quadriceps femoris EMG aktivitás aránya

A maximális erejű térdextenziók alatt mért *biceps femoris* / *quadriceps femoris* EMG aktivitás arányában szignifikáns idő fő hatás találtunk ($F = 5,47$, $p = 0,033$). Sem az ízületi szöghelyzet sem az idő-ízületi szöghelyzet interakció nem volt szignifikáns (5. ábra).



6. ábra. A *m. quadriceps femoris* EMG aktivitás / térdextenziós forgatónyomaték aránya 70, 50 és 30°-os ízületi szöghelyzetben a mikrosérülést okozó edzés előtt (pre) és után (post).

*: az edzés hatására 30 fokos ízületi szöghelyzetben szignifikánsan növekedett a *m. quadriceps femoris* EMG aktivitás / térdextenziós forgatónyomaték aránya

Quadriceps femoris EMG aktivitás / térdextenzor forgatónyomaték arány

A maximális térdextenziók alatt mért *quadriceps femoris* EMG aktivitás / térdextenzor forgatónyomaték arányban mind az ízületi szöghelyzet ($F = 65,5$, $p = 0,0001$), mind pedig az idő ($F = 11,3$, $p = 0,003$) fő hatása szignifikáns volt. Szignifikáns volt továbbá az idő és az ízületi szöghelyzet interakciója is ($F = 3,0$, $p = 0,047$).

A post-hoc elemzés szerint az edzés hatására ez a mutató szignifikánsan nőtt a 30°-os ízületi szöghelyzetben ($p = 0,005$), a másik két szöghelyzetben azonban a növekedés nem volt szignifikáns (6. ábra).

MEGBESZÉLÉS

Vizsgálatunk eredményei azt mutatják, hogy a mikrosérülések következtében a térdextenzor izmokban kisebb térdízületi szöghelyzetben, tehát nagyobb izomhossznál nagyobb forgatónyomaték deficit alakult ki (2. ábra). A deficit mellett nőtt a *biceps femoris* / *quadriceps femoris* EMG aktivitás aránya (5. ábra), ez a változás azonban nem volt ízületi szöghelyzetspecifikus. Mindkét fő eredményünk azt mutatja, hogy a *quadriceps femoris* izom sérülése következtében a térdízület aktív stabilitása megváltozott maximális térdextenzió alatt.

A térdízületet feszítő izmok által produkált maximális forgatónyomaték eltér a különböző ízületi szöghelyzetekben, függetlenül a mikrosérülések jelenlététől (2. ábra). Vizsgálatunkban nagyobb forgatónyomaték nagyobb ízületi szöghelyzetben, tehát nagyobb izomhossznál következett be (2. ábra), ami megfelel korábbi vizsgálatok eredményeinek.⁵ Gordon és munkatársai szerint nagyobb izomhossznál az aktin és miozin filamentumok optimális

átfedettsége és a nagyobb számú keresztírd okozza a magasabb forgatónyomaték kifejtés lehetőségét a térdízületben.⁹

Sorozatos excentrikus kontrakciók során az izomban nagy feszülés keletkezik és a szarkomerek túlnyúlnak, ami az izomhosszfeszülés görbe módosulásához vezethet.⁵ Így a szarkomerek túlnyúlását követően az optimális nyomaték kifejtési helyzet nagyobb izomhossz irányába tolódik el. Ezek alapján úgy gondoltuk, hogy az edzésprotokoll hatására az erődeficit eltérő lesz különböző ízületi szöghelyzetekben. 24 órával a vizsgálatunkban alkalmazott edzésprotokollt követően 30° és 50°-ban csökkent a maximális forgatónyomaték, míg 70°-ban nem változott (2. ábra). Tehát elmondható, hogy az ízületi szöghelyzet (izomhossz) befolyásolja az edzés hatására kialakuló forgatónyomaték deficit mértékét, igazolva első hipotézisünket és Morgan⁵ elméletét.

Az ép izomzatban korábban azt is megfigyelték, hogy eltérő hosszánál az izom eltérő maximális EMG aktivitást képes produkálni akaratlagos kontrakciók alatt.⁷ Ezt a mi eredményeink is alátámasztják, ugyanis az edzés előtti *quadriceps* EMG aktivitás nagyobb ízületi szöghelyzetben, vagyis nagyobb izomhossznál valóban magasabb volt (3. ábra). Ebből a megállapításból vetettük fel második hipotézisünket, vagyis, hogy a mikrosérülést szenvedett izom EMG aktivitásának módosulása is ízületi szöghelyzetspecifikus. Vizsgálatunk eredményei azonban azt mutatják, hogy bár a forgatónyomaték a kisebb ízületi szöghelyzetekben csökkent, a *quadriceps femoris* izom aktivitása valamennyi szöghelyzetben változatlan maradt (3. ábra). A két jelenség együtt azt mutatja, hogy az idegrendszeri aktivitás fennmaradt és a nyomatékdeficit egyedül miofibrilláris sérüléseknek köszönhető.

A maximális térdextenzió alatt megfigyeltük az antagonista (*biceps femoris* izom) viselkedését is. Az antagonista izom ko-aktivációja az agonista megfeszítésekor a Golgi receptroknak köszönhető, és fontos markere az érintett ízület stabilizációjának. Vizsgálatunkban feltételeztük, hogy az agonista izom mikrosérüléseivel nemcsak az agonista izom aktivitása, hanem az antagonista izmok ko-aktivációja is módosul. Bár a *biceps femoris* izom EMG aktivitás átlagai mindhárom ízületi szöghelyzetben növekedést mutatnak, ez a növekedés nem volt szignifikáns (4. ábra). Mindazok ellenére tehát, hogy sem a *quadriceps femoris* izomban sem a *biceps femoris* izomban nem történt változás a mikrosérülést provokáló edzést követően, a *biceps femoris* / *quadriceps femoris* EMG aktivitás arányában mégis szignifikáns növekedést figyelhetünk meg (5. ábra), bár ez független volt az ízületi szöghelyzettől. Mivel a két izom aktivitásának aránya meghatározza a térdízület stabilizációját, elmondható, hogy a térdízület stabilizációs mechanizmusa módosult. Ez az aktivitás növekedés meglepő, ugyanis korábbi vizsgálatok szerint általában csökkenés történik mindkét izom esetében,¹¹ melyet állatkísérletek eredményei is igazolnak. Az izomorsók érzékenységét különféle gyulladással kapcsolatos anyagcseretermékek is előidézhetik.¹⁰

A *quadriceps femoris* izom EMG aktivitása változatlan maradt, azonban a térdextenzióban kifejtett maximális forgatónyomaték csökkent. Ez azt jelenti, hogy bár mikrosérülés jelenlétében a vázizmot érő idegi impulzusok erőssége nem változik, mégis ugyanakkora ellenállás legyőzésére képtelen, mint ép állapotban. Ezt a jelenséget vizsgálatunkban az egységnyi forgatónyomatéokra eső EMG aktivitás mértékével fejeztük ki (*m. quadriceps femoris* EMG/ térdextenziós forgatónyomaték arány). Ez az arány az edzés hatására szöghelyzet specifikusan változott: 30°-os ízületi szöghelyzetben nőtt, míg a másik két szöghelyzetben nem

változott (6. ábra). Ez természetesen annak az eredménye, hogy a kisebb ízületi szöghelyzetben (30°) volt a legnagyobb a forgatónyomaték erődeficit mértéke, a három felmért szöghelyzet esetében. Mindenesetre úgy tűnik, hogy a vizsgálatunkban alkalmazott edzésprotokoll által kiváltott csekély mikrosérülés és fájdalom nem módosította az izmot érő idegi impulzusok erejét.

Vizsgálatunkban fontos limitáció, hogy a térdflexorok maximális forgatónyomatékát és a térdflexió alatti EMG aktivitását nem mértük, és érdekes lehet annak megállapítása, hogy a térdextenzorok sérülése kialakít-e neurális gátlást a hajlítók akaratlagos erő kifejtésekor. Vizsgálatunkban továbbá nem mértünk molekuláris mikrosérülés markereket, bár az izom szubjektív fájdalomérzete önmagában mutatja, hogy az izomban gyulladásos folyamatok indultak el

mikrostrukturális változások következtében. Erőkifejtés közben egy ízület stabilitását olyan markerekkel határozhatjuk meg, mint az ízületet működtető izmok ereje, aktivitása és koaktivitása. Jelen vizsgálatban igazoltuk, hogy a térdextenzor izomcsoport mikrosérülése következtében, a fenti markerek tükrében a térdízület stabilitása módosul. Ez a módosulás kétféleképpen értelmezhető. Egyrészt az épen maradt térdflexor izomcsoport mellett ízületi szöghelyzet-specifikusan csökkent a térdextenzorok forgatónyomatéka annak ellenére, hogy ez utóbbi EMG aktivitása változatlan maradt. Másrészt maximális térdextenzió mellett a térdflexorok koaktivitása nőtt amelle, hogy a térdextenzorok aktivitása változatlan maradt. Mivel az agonista és antagonista izmok működése miatt az ízület normális stabilizációs mechanizmusa módosul, ezért az érintett ízület sérülésének kockázata fokozódhat.

IRODALOM

- Hotfiel T, Freiwald J, Hoppe MW, Lutter C, Forst R, Grim C, et al. Advances in Delayed-Onset Muscle Soreness (DOMS): Part I: Pathogenesis and Diagnostics. *Sportverletz Sportschaden Organ Ges Orthopädisch-Traumatol Sportmed.* 2018;32(4):243–50.
- Warren GL, Lowe DA, Armstrong RB. Measurement tools used in the study of eccentric contraction-induced injury. *Sports Med Auckl NZ.* 1999;27(1):43–59.
- Váczai M, Tihanyi J, Hortobágyi T, Rácz L, Csende Z, Costa A, et al. Mechanical, biochemical, and electromyographic responses to short-term eccentric-concentric knee extensor training in humans. *J Strength Cond Res.* 2011;25(4):922–32.
- Byrne C, Twist C, Eston R. Neuromuscular function after exercise-induced muscle damage: theoretical and applied implications. *Sports Med Auckl NZ.* 2004;34(1):49–69.
- Morgan DL. New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophys J.* 1990;57(2):209–21.
- Váczai M, Río-Rodríguez D, Négyesi J, Fernández Del Olmo M. Acute neuromechanical modifications and 24-h recovery in quadriceps muscle after maximal stretch-shortening cycle exercise. *J Electromyogr Kinesiol.* 2018 Jun;40:64–71.
- Arampatzis A, Karamanidis K, Stafilidis S, Morey-Klapsing G, DeMonte G, Brüggemann GP. Effect of different ankle- and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *J Biomech.* 2006;39(10):1891–902.
- Lau WY, Blazevich AJ, Newton MJ, Wu SSS, Nosaka K. Assessment of Muscle Pain Induced by Elbow-Flexor Eccentric Exercise. *J Athl Train.* 2015;50(11):1140–8.

-
9. *Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ.* The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol.* 1966;184(1):170–92.
 10. *Pedersen J, Ljubisavljevic M, Bergenheim M, Johansson H.* Alterations in information transmission in ensembles of primary muscle spindle afferents after muscle fatigue in heteronymous muscle. *Neuroscience.* 1998 Jun;84(3):953–9.
 11. *Hassanlouci H, Arendt-Nielsen L, Kersting UG, Falla D.* Effect of exercise-induced fatigue on postural control of the knee. *J Electromyogr Kinesiol* 2012 Jun;22(3):342-7.
-

A közlemény a Hallgatói Kiválósági Pályázat, illetve a Kriszbacher Ildikó ösztöndíj támogatásával készült.

Fésüs Ádám

Pécsi Tudományegyetem, Természettudományi Kar, Sporttudományi és Testnevelési Intézet,
Sportágak Elmélete és Gyakorlata Tanszék

H-7624 Pécs, Ifjúság útja 6.

Tel.: (+36) 70 314-7119

METHOD TO ANALYSE THE FAILURE PROCESS OF METAL-POLYMER IMPLANTS BY 3D SCANNING

István Nemes-Károly¹, Gábor Szabó^{1,2}

¹ Department of Polymer Engineering, Faculty of Mechanical Engineering, Budapest University of Technology and Economics

² Biomechanical Research Centre, Faculty of Mechanical Engineering, Budapest University of Technology and Economics

szabog@pt.bme.hu

DOI: [10.17489/biohun/2022/1/296](https://doi.org/10.17489/biohun/2022/1/296)

Abstract

In our study, we have demonstrated that 3D scanning provides a powerful tool for the examination of explanted worn implants. The 3D models of 6 worn hip and 6 worn knee implants were created by 3D scanning and compared to the original geometries. The root causes of the failure of the implants could be assumed even without information about the service of the implant. This can help in the design of more durable and robust implants and to select the most critical operation parameters, and to avoid premature loosening.

Keywords: hip implant, knee implant, wear process, 3D scanning, failure process analysis

INTRODUCTION

The goal of our research is to examine and evaluate the wear process of hip and knee prostheses and to create a model that adequately represents the wear and failure process of the chosen implants based on 3D scanning of explanted parts. Based on our findings, we refined and generalized the created theses to the different types of prosthesis groups studied, thus pointing out the strengths and possible shortcomings, weaknesses, or defects of the implants currently in use and analysed by us. The examined prostheses were divided into groups by type and implantation procedure. Based on the literature and the results, we tried to conclude comparable and relevant consequences.

To understand the very complex and complicated process of wear, we considered it essential to analyse the summary of the most com-

mon diseases of the examined joints, which leads to prosthesis implantation and to try to briefly describe the possible treatments. In excerpts, we covered the entire life cycle of the implant – its effect on the biological and physiological processes of the body – highlighting revision surgeries and their leading causes. One of the fundamental pillars of our work is to determine the cause of the processes leading to the removal of the implant and to compare the degree of wear with the original part, possibly with its model. Removed prostheses were examined by a 3-dimensional imaging procedure – 3D scanning and visual inspection to determine the regions most exposed to wear.

These zones were then examined more closely for characteristic lesions. Furthermore, the length of operation of the prosthesis, the manufacturing and material quality of the part itself and, of course, what kind of professional surgical procedure of the implantation, as well

as the lifestyle and discipline of the patient can be deduced from the extent of the wear areas.

Finally, we compared the obtained results with the information obtained from the literature and drew our conclusions based on this.

From an engineering point of view, it is essential to say a few words about the structure and properties of bones. In terms of bone architecture, it is found in two types of arrangement, on the one hand in a solid-hard (*substantia compacta*) and on the other hand in a porous-spongy (*substantia spongiosa*) form.¹ Solid bone tissue mostly forms a relatively thin cortex (cortical) on the surface of the bones.² The modulus of elasticity of the bone cortex ranges from 7 to 30 GPa.³ The spongy bone stock forms the bones' inner part instead of the cortical - solid cortex.² Due to its highly sophisticated - strict trajectory - structure, Young's modulus is 0.5-1.5 GPa - significantly lower than the mechanical properties of solid bone tissue -, yet it provides adequate strength with low self-weight.³ This is because the spongy bone is a complex web of beams made of bone tissue, the gaps of which are interwoven by a network of medullary cavities. The beams of the spongy bone stock do not occur irregularly but in orderly into strictly lawful architectures,

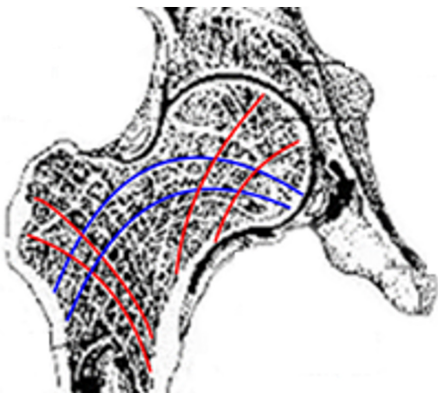


Figure 1. Structure of human bone in the cross-sectional view of a hip joint²

in accordance with the static lines of force passing through them.

The structure of the bones is continuously adapted to the mechanical stresses effected on them - since the human body also aspires for the principle of minimum - so it is „economical” in the biological sense, i.e. it reaches the necessary strength with minimal use of materials. At the same time, the bone-losing and building processes rebuild the trajectory structure according to changes in stress conditions. The phenomenon is most clearly observed in the femur neck (*Figure 1*). In terms of structure, the femoral neck and upper femur can be compared to a crane boom, as the top of the femoral neck is a tensile - blue - highlighted lamellar bone tissue - while the bottom is pressurized - a red - highlighted tubular bone beam.⁴

In terms of the most common diseases of the joints, coxarthrosis of various abrasive origins, which has now become almost a common disease, leads to painful contractures - narrowing of the range of motion - and finally to complete loss of function. We must also not forget about the various traumas and cancerous lesions, which can also lead to surgical treatment. In the field of surgical interventions, arthroplasty has significantly reduced the number of other such therapies. Arthroplasties include surgeries in which joint movements are improved by re-forming, possibly replacing, or removing joint ends. Implantation of joint prostheses is one of the most successful surgical procedures.⁵ In terms of fixation, we distinguish two types of prostheses, cemented and non-cemented. In the case of cement, the bone cement (two-component polymethyl methacrylate) ensures the fixation of the prosthesis in the bone bed after polymerization. In the case without cement, the structure is fixed with a wedge effect during implantation - this is called primary stability, which could easily

fall victim to “economic” osteoporotic processes. The surface of the prosthesis is often coated with a hydroxyapatite surface layer, so it can interweave with bone tissue by bone-building, thus creating secondary or biological stability (Figure 2).^{1,6}

Today, the most commonly used implant sliding surface material pairings are UHMWPE – cap – and cobalt-chromium (230 GPa), or TiAl6V4 (110 GPa) – head. These promise the most favourable results, and also the greatest experience has been gained in these fields. UHMWPE, like cartilage tissue, distributes the load and reduces the modulus of elasticity for the entire prosthesis – as the modulus of the metals is two orders of magnitude higher than that of bone tissue – thus improving the integration of the artificial joint. The serious problem is that the mechanical properties of implants differ significantly from that of the body, as stress creates micromovements between the bone tissue and the implant, causing the prosthesis to irritate bone tissue in its environment, causing osteolysis – bone loss – and eventually complete dislocation.

Its mechanical properties similar to those of the human body, and its special tribological properties and excellent biocompatibility also contribute to achieving excellent results with UHMWPE systems.⁶

Although UHMWPE systems have numerous advantages, they need to be replaced after a period of time, as septic loosening can occur. Some infection usually occurs often due to abrasion products. The excretion of these products from the joint occurs through the lymphatic circulation, through complex mechanisms, some of which are still unknown even today. This is limited by the ability of the “assigned” cells to absorb and absorb, and after a while, the tired mechanism is unable to process foreign abrasion products. Reactive tissue is formed, which, penetrating between the bone bed and the layers of prosthesis or adhesive cement, initiates implant loosening.⁷

Furthermore, another major cause of revision surgeries is aseptic dislocation, in which case no infection is present. These include various traumas – often caused by the implant itself – allergic reactions, granulomatous inflammation, metallosis (metal allergy), or Willert disease. Also, the implant can simply wear out and break down.^{3,7,8}

For these reasons, it can be seen that a severe proportion of revision surgeries can be traced back to artificial joint wear and its negative consequences. Therefore, it is in our fundamental interest to better understand these processes and reduce them to the minimum possible level concerning our possibilities.



Figure 2. Different shapes for hip prosthesis implants.

a) polished surface for cement fixation; b) structured surface for integration without bone cement⁶

UHMWPE abrasion testing in the 1980s attempted to classify various surface abrasions – defects – and identified different numbered regions on each prosthesis. After examining implants at 10x magnification under a light microscope, Hood⁹ identified seven forms of surface damage:

1. “Pitting” (point corrosion): 2-3 mm wide, 1-2 mm deep craters, depressions on the surface.
2. “Embedded debris” (fragile debris): Bone chips or a metal component may cause this phenomenon. In addition to osteolysis, it damages the metal surface and causes further abrasive wear on the UHMWPE.
3. “Scratching”: Linear defects on the surface, which are a form of abrasive wear, are likely caused by microscopic unevenness on metal surfaces.
4. “Delamination”: Severe forms of damage, which can lead to catastrophic wear and tear, the disintegration of the implant, require immediate revision.
5. Surface Deformation: Unlike other forms of damage, it does not lead to material loss and strictly speaking, is not considered wear.
6. “Burnishing” (grinding): Abrasive wear so that it can be considered as adhesive, abrasive wear, but it also produces a wear product, debris, which can cause an osteolytic reaction.
7. “Abrasion”: Bruising of the surface, typical abrasive wear.

Wear is classified by region and severity. The Hood-type methodology, which we used in our studies, is semi-quantitative and allows comparison between different types of prostheses.^{6,9}

Nowadays, there are several methods to evaluate UHMWPE wear and tear gravimetric, radiographic, optical, fluid-displacement, and

micro-computed tomography (microCT). All of these techniques have unique peculiarities and advantages. Fluid-displacement and gravimetric methods provide relatively accurate results, but these techniques were sometimes time-consuming because from the results, they do not find the damaged region from where implants have lost material. The optical method is included in this group, but in recent years – due to reverse engineering and image processing – computer science and software engineering has been so dynamically developed. Using the optical method, we can also get a point cloud – like from the end of the microCT technique – but it is sometimes faster, easier, cheaper, requires smaller and mobile equipment and contains fewer hazards.⁶

Because of the advantages of the optical method, it is widely used in anatomical studies, implant modelling, and pre-surgical planning. Sindhu and colleagues modelled knee load-bearing joints for developing the surgery process of total knee replacement. They compared different scanning techniques like coordinate measuring machine, 3D laser scanner, X-ray computed tomography and FARO arm edge. And then they examined the point clouds with CAD systems. At the end of the study they found, that X-ray computed tomography had given the most accurate data from scanning techniques, but the laser scanner was the second, not far behind from CT.¹⁰

Kocsis and his colleagues measured the wear rate of 24 total shoulder replacements with a 3D scanner. They found that the volumetric wear rate is more than twice as fast as in the case of total hip replacement.¹¹ Sometimes implants have a coating, and a group of researchers proposed an intelligent automatic control system for plasma processing of medical products with complex shapes utilizing 3D scanning. This system uses the data of a 3D scanner to control a robot manipulator.¹²

3D scanning is the most widely used in the dental industry today because tailor-made implants are a common way in dentistry.^{13,14} Below a tailor-made implant model is presented (Figure 3) in scanned anatomical position.

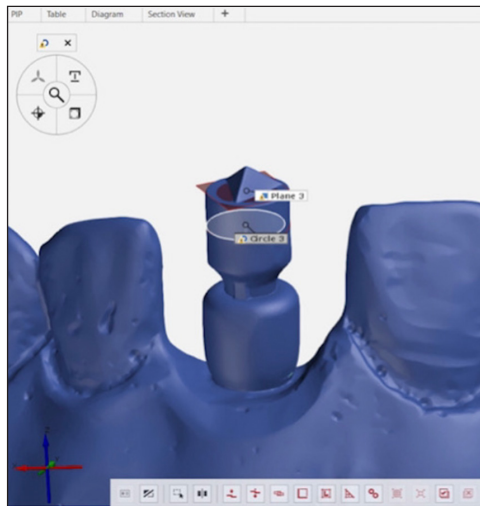


Figure 3. Tailor-made implant model in an anatomical position¹³

MATERIALS AND METHODS

In our study, we investigated 3 cementless and 3 cemented hip prostheses, 3 unicondylar and 3 total knee implants, removed by revision. Our measurements were performed with a GOM ATOS Core 5M 3D scanner (Carl Zeiss GOH Metrology GmbH, Braunschweig, Germany). We created a point cloud of each implant, which was compared with the CAD model of the parts. Where the CAD model was not available, we tried to assume a geometry that best represented the original, as the working surfaces of the implants are usually standardized. Either we compared our workpiece with a CAD model from another manufacturer's system, assuming identical standardized working surfaces, or we created a geometry that best represents the original system using a CAD program (Figure 4).

The warm colours displayed by the software in the figures show deviations from the reference surface in a positive direction, which means that the surface element under examination exceeds the reference. Cold colours have just the opposite meaning, so the deviation is in a negative direction, which means that the surface under study is under the reference surface. The green colour indicates the perfect fit. The method of the description given by us can only be interpreted on the surface of bodies and this is also given for the sake of illustration, not as an exact definition. The more intense the colour, the greater the deviance. The scale can be adjusted appropriately to the differences in the examined implant in the program.

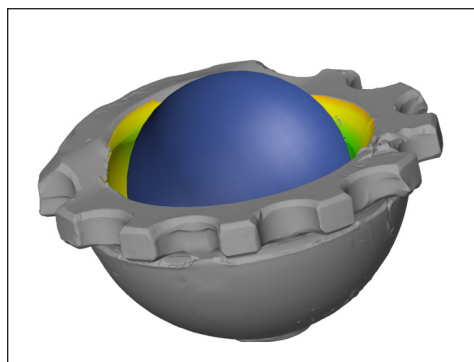


Figure 4. Definition of a sphere into the 3D scanned socket

RESULTS AND DISCUSSION

In the case of implants without cement fixation – Figure 5 top line – it can be noted that the first and third samples are of an older type, but the middle one is a modern prosthesis.

The first implant can be said to have worn along a band during wear, so a stripe can be seen in the images. The spherical part of the cup, which came into contact with the head, became ellipsoidal, the major axis of which is the previously mentioned band. Point corrosion, scratches, and abrasions can be observed

on the surface. The edges of the right-hand cup were wrinkled – also along a band – due to deformations. Abrasions and scratches could also be observed on its surface. However, these changes are perhaps not as conspicuous as the change in the middle workpiece, which is strange since it seemed the youngest of the three prostheses based on its design.

The middle (upper) sample shows that the head began to deepen the ravine around a point, and this process was already very advanced (*Figure 6*). On the opposite side, however, the material was practically not consumed, so there was no stress on the part at that location. At this certain critical point the material thinned so much that, if the implant was kept in intense light, it was almost transparent. The shadows on the other side were already visible, so this clearly had to be replaced during revision surgery.

This wear process appears to be more danger-

ous than that of the other two implants, as here the loads and abrasive effects are concentrated at and around the critical point, but the only abrasion was observed on the work surface.

The approximate original wall thickness is shown at the below part of the cross-sectional figure in *Figure 6*, where the point cloud and the geometry of the CAD model are presented together in overlay. On the other hand, as we look upwards, these two surfaces become more and more distant from each other. The change can also be traced in the colouring, the almost perfect fit is green, while in the upper section, it is getting darker blue with a marked dark blue spot between the blue and green gradients, probably representing damage created during resection.

In the case of cement-fixed implants – *Figure 5* lower line – the difficult-to-remove bone cement caused some problems during the meas-

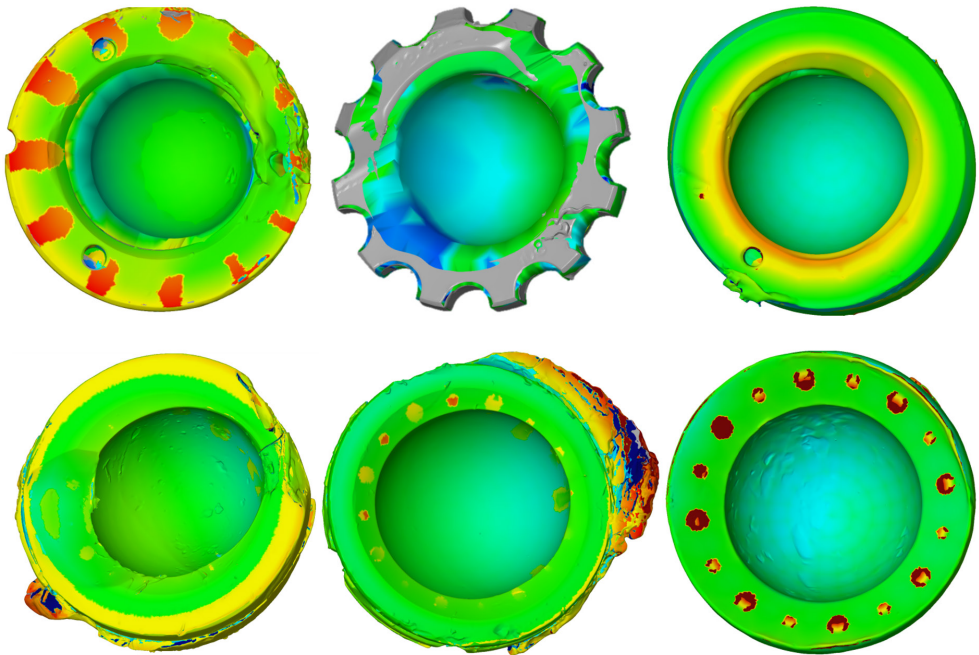


Figure 5. Scanned hip joint implant sockets (upper row – cementless, lower row – cemented sockets)

urements but here we had a CAD model of the original parts for each of them.

In the figures, the elliptical shape of the spherical part of the tufts can be observed with a simple eye measure without taking colouring into account. It was also visible that the rate of uneven wear was also much higher than that of their cementless counterparts.

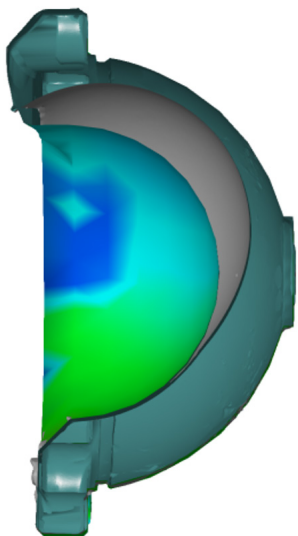


Figure 6. Cross-sectional 3D scan view of the second investigated cementless (Figure 5 upper row, middle) hip joint socket

Also, with these implants, it can be seen that there is a privileged direction in which the head begins to wear out the cup. In the first two cases this is well visible but even in the third, it can be seen, although it presumably spent a much shorter time in regular use. This can be explained by the fact that the material loss found on it is much less than that of other cement-fixed ones. Still, on its surface, a significant amount of craters, abrasive debris, and abrasions can be observed in the pitting pattern. At the same time, relatively large pieces also detached from the cup, leading to implant loosening and premature revision.

Similar surface damage was observed on the first implant, but there the surgeon performing the primary operation fixed the prosthesis into the pelvis in the wrong position, so the femoral neck of the prosthesis touched the cup, creating a depression on the left side of the part of the implant. Damage to this prosthesis (Figure 7) suggests that this may have inhibited the patient's movement, as otherwise, such damage on the cup would not have occurred. This could have caused several problems and symptoms while wearing it.

Implantation of the second prosthesis was appropriate. Even so, its distortion is comparable to that of the first. The recess on the right side is also shown to be blue on the colour scale (Figure 7), and it can be seen with the naked

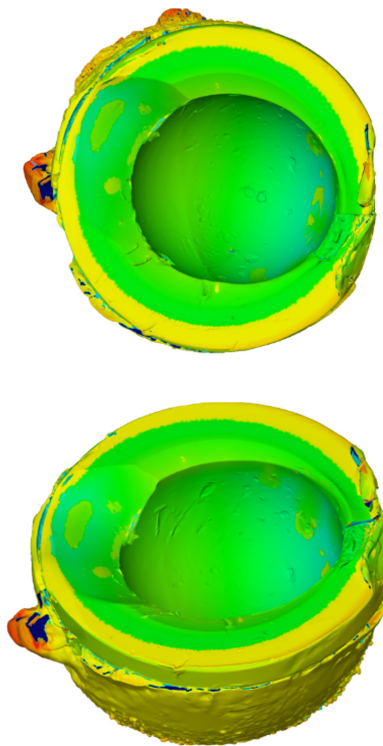


Figure 7. 3D scan of an incorrectly implanted socket

eye that its shape has changed to an oval shape during use. On the other hand, the inner surface of this - in contact with the head of an artificial joint - is relatively even. There are no grooves, scratches, or other signs of damage.

In the case of knee implants, we examined 3 unicondylar knee implants – *Figure 8* upper row – the first two without cement and the last with cement fixation. With these implants, only one condyle of the knee is removed. During the measurements, we did not have a CAD model of the workpieces, and, considering the severe damage, we could not fit a structure that adequately represented the original ge-

ometry to the point clouds, but the extent of the damage is still obvious. It can be said that practically all 7 forms of damage can be found on all uni knee implants, so it does not make sense to highlight them separately. It can be seen that the artificial heads did not wear their surfaces parallel to their longitudinal axis and often not in the middle, so their positioning was not correct. It is due to this, and probably their asymmetrical design – as well as their small tread area – that they received such high forces and abrasive stresses locally that all of them required immediate revision surgery due to an accident-like, sudden failure.

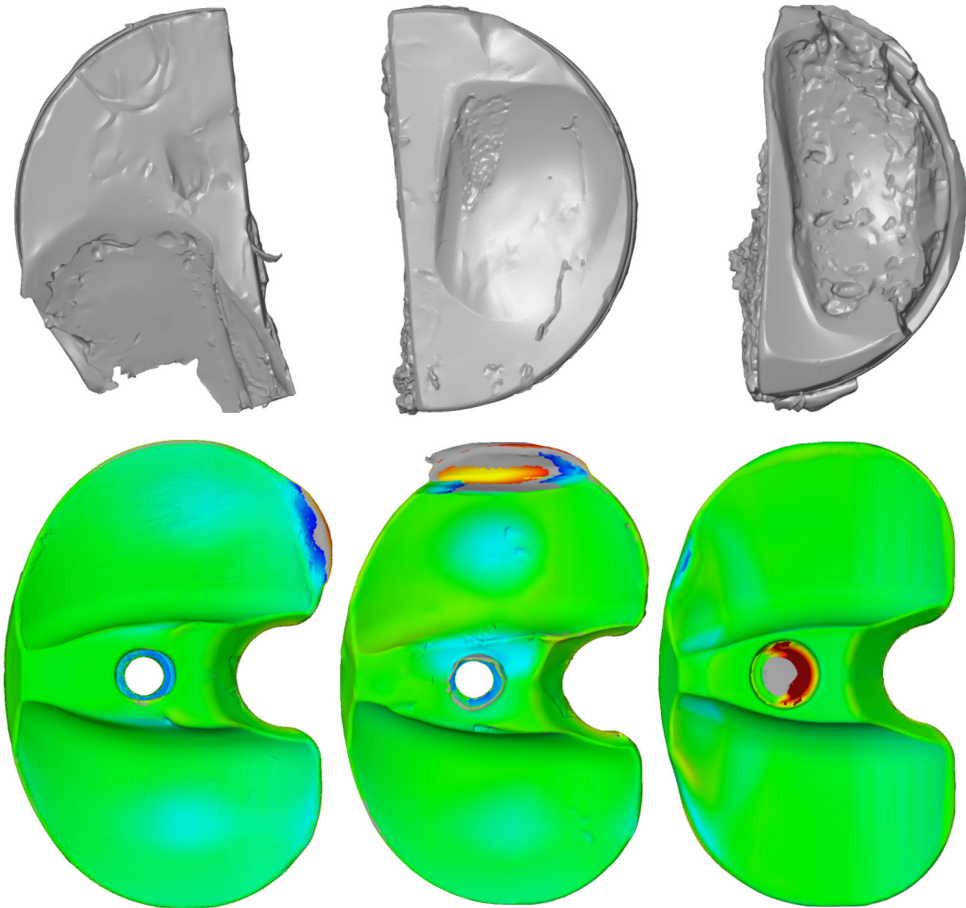


Figure 8. 3D scans of total knee replacement implants

Looking more closely at the first implant, it can be said that the lower corner was practically completely perforated, the artificial head was already working on the metal basket of the cup. This may be one of the interpretations because metal shards were practically rolled into the UHMWPE in the damaged zone. A further interpretation for this is that the metal fibre used for the marker, which can be used to tell how much the implant is worn *in vivo* on X-rays, has wholly disappeared near the cavity.

Examining the second prosthesis, it can be declared that it suffered the least damage and the operation was the best performed, but at the same time, extensive damage and severe locally concentrated lesions can be observed.

Taking the third implant under examination, it can be said that the material detachment was already extremely increased here – huge craters on the tread surface – and grandiose pieces were torn off the corner of the cup. This can be observed between 1 and 5 o'clock since the lower side of the groove containing the

marker thread has already become free – the upper side has disappeared – fortunately, the metal thread has not been damaged. Here too, it can be said that the damage was already in the phase of sudden destruction and due to the large detached pieces, this was probably the greatest danger to the patient.

Examining total knee implants, it can be said that they suffered significantly less damage than the sledge prostheses. In terms of their fixation, all were cement-free.

The most seamless was the third cup, with some abrasions and polishes on the back, running all the way to the middle tract, where scratches can be observed. Deformation is still visible in the posterior and central areas, but the extent of this is not significant either. The almost novel condition of the examined sample suggests that it was most likely removed due to infection or loosening.

Examining the first prosthesis, the middle and back sections were damaged and, not signifi-

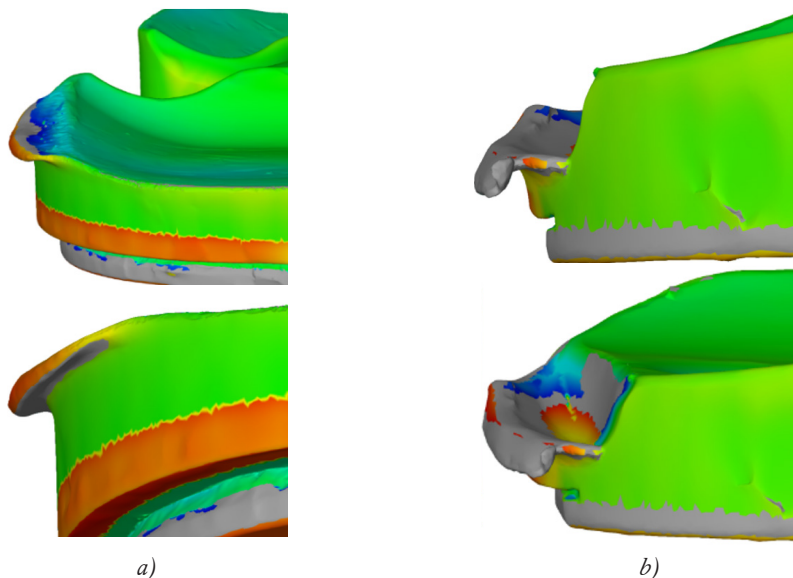


Figure 9. Investigated right back edge of the first investigated sample
a) left edge of the second investigated sample; b) tie-shaped deformation

cantly, obliquely, with scratches and abrasions, and a phenomenon known in the literature as a bow tie, a bow-tie sign (*Figure 9*).

This can also be observed on the right side of the middle sample. However, two recesses can be seen in the central area of the implant – with pitting, abrasion, and scratches around them – it does not appear so markedly here that the wear in the posterior regions is almost the same as in the middle. It can be said that the structure operated at least one-sided, as the deformation on the right side is more extensive, but this is not as significant as in the case of uni knee implants.

CONCLUSIONS

In our study, we have demonstrated that 3D scanning provides a powerful tool for the examination of explanted worn implants. The root causes of the failure of the implant can be assumed even without information about the service of the implant. This can help in the design of more durable and robust implants and to select the most critical operation parameters, and to avoid premature loosening.

Overall, it can be concluded from the hip implants that cementless fixation is more favourable not only for loosening but also for the lifetime of the artificial cup. With the establishment of biological stability, the structure behaves like an adjustable bearing and adapts to loads to a certain extent, making wear processes more even. While for cemented prostheses, a lot depends on the precision of the implant surgeon. Finally, it is no coincidence

that the literature calls hip implants a “golden standard” among prostheses, as they do not show sudden breakage, are more balanced, have stable wear, and have a significantly longer lifetime.

The conclusion of our examinations about knee implants is that small bearing surfaces, and asymmetrical designs should be avoided. It was also observed in the case of hip prostheses that point contact is not desirable. This is much more pronounced here. Uni knee implants probably performed poorly because their mechanical properties were significantly different from human tissues, so it would be essential for the body and the artificial systems to be implanted to have the same mechanical properties. This can be explained by the fact that bone and cartilage tissues absorb the load much softer than the implant, resulting in asymmetric stress and increased wear if only one of the condyles is replaced. However, due to the micro-displacements between the bone and the implant, it is also vital to achieve equivalent mechanical properties. It can also be observed that – according to the literature – the middle and posterior sections of most of the knee prostheses are worn, to eliminate which it would be essential to copy the original – polycentric – geometry of the knee joint as accurately as possible as well as designing an implant that has a play of about 5 centimetres, similar to the original joint. This would prevent entrapment, extreme loads and protrusions in the system – and thus the formation of a bow tie signal – asymmetrical failures – as the structure could work like an adjustable bearing.

ABBREVIATIONS

- UHMWPE: Ultra High Molecular Weight Polyethylene
- CAD: Computer Aided Design

IRODALOM

1. *Szentágothai J.* Functional Anatomy – Human anatomy, development, histology and topography I. volume. Budapest: Medicina Kiadó; 1975.
2. *Vízkelety T.* Az ortopédia tankönyve. Budapest: Semmelweis Kiadó; 1999.
3. *Poprády H.* Újszerű vállprotézis fejlesztése orvosi és mérnöki követelményrendszer alapján [Diplomadolgozat]. Budapest: Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar; 2019.
4. *Szendrői M.* Ortopédia. Budapest: Semmelweis Kiadó; 2006.
5. *Jones CA, Voaqlander DC, Johnston DW, Svarcy-Almazor ME.* Health related quality of life outcomes after hip and knee arthroplasties in a community based population. *The Journal of Rheumatology* 2000;27(7):1745-52.
6. *Kurtz SM, editor.* UHMWPE Biomaterials Handbook. 3rd ed. Amsterdam: Elsevier Inc; 2016.
7. *Sarungi M.* Arthroplastica regiszter [PhD értekezés]. Pécs: Pécsi Orvostudományi Egyetem; 2003.
8. *Holnagy G, Szalay K, Szendrői M.* A csípő arthroplastika tribológiai vonatkozásai. *Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet, Plasztikai Sebészet* 2012;55(3):185-94.
9. *Hood RW, Wright TM, Burstein AH.* Retrieval analysis of total knee prostheses: A method and its application to 48 total condylar prostheses. *J Biomed Mater Res* 1983;17(5):829-42.
10. *Sindhu V, Soundarapandian S.* Three-dimensional modelling of femur bone using various scanning systems for modelling of knee implant and virtual aid of surgical planning, *Elsevier Measurement* 2019;141:190-208.
11. *Kocsis G, Payne CJ, Wallace A, McNally D.* Wear analysis of explanted conventional metal back polyethylene glenoid liners. *Medical Engineering and Physics* 2018;59:1-7.
12. *Alontseva DL, Ghassemieh E, Krasavin AL, Kadyroldina AT.* Development of 3D scanning system for robotic plasma processing of medical products with complex geometries, *J Electronic Science and Technology* 2020;18(3):212-22.
13. *Atalay S, Çakmak G, Donmez MB, Yilmaz H, Kökçat AM, Yilmaz B.* Effect of implant location and operator on the accuracy of implant scans using a combined healing abutment-scan body system. *Journal of Dentistry* 2021;115:103855.
14. *Sami T, Goldstein G, Vafiadis D, Absher T.* An in vitro 3D evaluation of the accuracy of 4 intraoral optical scanners on a 6-implant model. *J Prosthet Dent* 2020 Dec;124(6):748-54.

Hereby we would like to thank Dr. Zoltán Kiss, who supported the preparation of this paper. The research reported in this paper and carried out at BME was supported by the NRDIFund (TKP2020 IES, Grant No. BME-IE-BIO) based on the charter of bolster issued by the NRDIFund Office under the auspices of the Ministry for Innovation and Technology. The research has been supported by the NRDIFund Office (OTKA K 138472). The project is funded by the National Research, Development and Innovation (NKFIH) Fund, Project title: „Developing a new generation of customized medical implants and medical aids for additive technologies”; the application ID number: NVKP_16-1-2016-0022.

Gábor Szabó

Budapest University of Technology and Economics, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Polymer Engineering
H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.
Tel.: (+36) 1 463-1466

AZ EGYENSÚLY-VISSZANYERÉSI MOZGÁS FORMÁJA ÉS EREDMÉNYESSÉGE A HIRTELEN IRÁNYVÁLTOZTATÁSI TESZT SORÁN FIATAL KOSÁRLABDÁZÓK ESETÉBEN

Petró Bálint, Kiss Rita M

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

rita.kiss@mogi.bme.hu

DOI: 10.17489/biohun/2022/1/300

Absztrakt

Az állás közbeni dinamikus egyensúlyozás egyik vizsgálati módszere a hirtelen irányváltoztatási teszt. A résztvevő egy felfüggesztett lapra áll, amelyet oldalirányban hirtelen kitérítve ingadozó lengőmozgást kezd végezni, amelyet a résztvevő egyensúly-visszanyerő mozdulataival csillapít. A lap mozgása alapján a lengés csillapodásával az egyensúly-visszanyerés eredményessége, a bejárt pálya alakjával az egyensúlyozás módja jellemezhető. Jelen munka célja a test komplex mozgásában megjelenő mozdulati elemek vizsgálata volt főkomponens-analízis segítségével.

Tizenöt fiatal fiú kosárlabdázó (életkor: $14,9 \pm 1,5$ év, testmagasság: $181,9 \pm 14,6$ cm, testtömeg: $65,1 \pm 15,7$ kg, domináns láb: bal) végezte el a tesztet mindkét lábon, bal lábon és jobb lábon állva. A lap, valamint a teljes test mozgását felhelyezett markerekkel, mozgáskövető rendszerrel rögzítettük. A komplex mozgást főkomponens-analízissel felbontottuk főposztúrákra; ezek mentén történtek a főmozdulatok, melyeket vizuálisan értékeltünk, illetve a lefedett variancia alapján rangsoroltunk.

A domináns főmozdulat két lábon állás esetén az oldalirányú testsúlyáthelyezés, míg egy lábon állás esetén a tartóláb fölötti, csípőből való oldalirányú elfordulás volt. Jelentős volt továbbá két lábon a bokából való előre dőlés, a domináns lábon a test összehúzása, a nem-domináns lábon az előre-hátra irányú mozdulatok és a térd hajlítása. Ezek összhangban voltak a lap mozgásának irányultságával is. Megjelent még a könyökök hirtelen hajlítása, a felső végtag távolítása is.

Összefoglalva, a főmozdulatokra való felbontás ígéretes lehetőség az összetett egyensúly-visszanyerési mozgás vizsgálatára.

Kulcsszavak: egyensúlyozás, főkomponens-analízis, mozgásvizsgálat

MOTION ELEMENTS AND EFFECTIVENESS OF BALANCE RECOVERY AFTER THE SUDDEN PERTURBATION TEST IN THE CASE OF YOUTH BASKETBALL PLAYERS

Abstract

The sudden perturbation test is a method to analyse standing dynamic balancing. The participant stands on a suspended platform which receives a lateral perturbation; the platform starts to oscillate which is damped by the participant's motion. Based on the platform motion, balancing effectiveness can be characterized by the damping ratio, while the shape of motion trajectory

characterizes the execution of the recovery. The aim of this work was to analyse the elements of the complex body motion using principal component analysis.

Fifteen teenage basketball player boys (age: 14.9 ± 1.5 years, body height: 181.9 ± 14.6 cm, body mass: 65.1 ± 15.7 kg, dominant leg: left) participated in sudden perturbation tests standing in bipedal and unipedal stances on both sides. Motion of the platform and the whole body was tracked by an optical motion capture system using reflective markers. The motion of the body was decomposed into principal postures; principal movements were performed along these postures, which were evaluated visually and ranked by variance measures.

The dominant principal movement was a lateral shift of the centre of mass in the bipedal case, while a lateral rotation above the stance leg in the unipedal case. Considerable movement elements were: forward leaning at the ankle in bipedal stance, contraction of the whole body in the dominant unipedal stance, anterior-posterior motions and flexion of the knee in the non-dominant unipedal stance. These showed a correlation with the platform's motion trajectory. Further elements were the sudden flexion of the elbows and the abduction of the upper limbs.

In sum, decomposing via principal component analysis shows promise as a tool to analyse the complex balancing motion.

Keywords: balancing, principal component analysis, motion analysis

BEVEZETÉS

Az egyensúly visszanyerés jellemzése

Az állás közbeni dinamikus egyensúlyozás egyik vizsgálati módszere a hirtelen irányváltoztatási teszt. A résztvevő egy felfüggesztett lapra áll, amelyet hirtelen kitérítve ingadozó lengőmozgást kezd végezni, amelyet a résztvevő egyensúly visszanyerő mozgulataival csillapít.¹ Korábbi munkákban² a lengő lap mozgásának csillapodása alapján az egyensúly-visszanyerés eredményességét, míg a lap mozgáspályája alapján annak módját jellemeztük. A lap mozgáspályáját elemezve látható, hogy az egyensúly visszanyerésében számos, jellegében különböző megoldás fordul elő. Gyakran az oldalirányú kitérésre merőleges irányban is jelentős mozgást regisztráltunk, különösen a résztvevő számára nehezebb feladat során, például egy lábán állva. Azt feltételeztük, hogy ezen érdekes mozgáspályák egyrészt lehetővé tehetik a nehezebb feladat megoldását, másrészt bizonyos esetekben növelhetik az eredményességet, azaz az

egyensúlyi helyzet visszanyerését. A kérdés az, milyen mozgásszervezési elemek eredményezik ezeket a mozgáspályákat.

Ismert, hogy az egyensúlyozás problémájának megoldására a központi idegrendszer megtanul olyan mozgásstratégiákat – azaz izomhasználati szinergiákat – amelyeket az adott helyzetben gyorsan, tudatos kontroll nélkül működtethet. Az állás közbeni egyensúlyozásban a legmeghatározóbb stratégiák a boka-, a csípő-, illetve az ezeket együttesen használó stratégiák,³ ahol az elnevezés a mozgásban hangsúlyosan részt vevő ízületre utal. A bokastratégia jellemzően az *anterior-posterior* (AP) irányú egyensúlyozási feladatokban vesz részt; a boka és a lábszár izmai kezdik az aktiválódást, és a test merev egészként a boka tengelye körül fordul. A csípőstratégia jellemzően az oldalirányú (*medio-laterális*, ML) feladatokban, az ML irányú testsúlyáthelyezéskor jelentkezik, de nagyobb amplitúdójú tömegközéppont-elmozduláskor használatos AP irányban is. Ekkor az aktiválódást a csípőízü-

let körüli izmok kezdik, míg az alsó- és felsőtest egy-egy megközelítőleg merev tagként viselkedve ellenirányban mozdulnak el.

Korábbi munkánkban⁴ az egyensúlyozó testet egy térbeli, fordított kettős ingaként modelleztük. Ez lehetővé tette a főbb ízületek, így a csípő- és a bokaízület hozzájárulásának számszerűsítését, ezáltal az alkalmazott boka- vagy csípőstratégia megállapítását. A térbeli modell segítségével az egyes irányok közötti kereszt-hatás jellemezhető, illetve elemezhető ennek az összefüggése a platform pályájának alakjával. Ugyanakkor egyértelmű, hogy a hirtelen irányváltoztatási teszt során nem csak ezen nagy ízületek mozgása jelentős. Vizuális megfigyeléseink alapján azt mondhatjuk, hogy a felsőtest elfordulása, valamint a karok hirtelen kompenzáló mozgása, egy lábon állás esetén a felemelt láb abdukciós-addukciós mozgatása mind meghatározzák egyrészt a hirtelen kibillentésre való azonnali reakciót, másrészt befolyásolhatják az azonnali reagálás utáni csillapító jellegű erőfeszítéseket, amíg a mozgó platform ismét nyugvó állapotba nem kerül.

A főkomponens-analízis (*Principal Component Analysis*, PCA) egy egyre inkább elterjedő megközelítés a mozgáselemzésben,⁵ melyet alkalmaznak elmozdulás,⁶ ízületi szög,^{7,8} vagy akár ízületi nyomaték^{9,10} esetében is. A teljes testet lekövető mozgáskövetést (*motion capture*) használva lehetőségünk van az összes testen lévő marker mozgását főkomponens-analízis segítségével elemezni.^{11,12} A főkomponensek, melyeket jelen esetben főposztúráknak is hívhatunk, az egyes markerek elmozdulásának súlyozott összegéből állnak elő:

$$\xi_k(t) = \mathbf{v}^{(k)} \cdot \mathbf{q}(t) \quad (1)$$

ahol:

$\xi_k(t)$: a k . főposztúra amplitúdójának idővektora
 $\mathbf{v}^{(k)}$: a k . főposztúra sajátvektora

$\mathbf{q}(t)$: az egyes markerek elmozdulásvektorai összefűzve

A főposztúra sajátvektora lényegében az egyes markerek hozzájárulását adja, míg a főposztúra amplitúdójának időbeli lefutása a főposztúra hangsúlyát, jelenlétét mutatja a komplex mozgás során. Ennek segítségével a sok marker komplex mozgását felbonthatjuk a főposztúrák mentén történő elmozdulások, ún. főmozdulatok súlyozott összegére:

$$\mathbf{q}(t) \approx \mathbf{q}^{(M)}(t) = \sum_k^{M \leq N} \xi_k(t) \mathbf{v}^{(k)} \quad (2)$$

ahol:

$\mathbf{q}(t)$: az egyes markerek elmozdulásvektorai összefűzve (N komponens)

$\mathbf{q}^{(M)}(t)$: az elmozdulásvektor becslése M komponensből

$\xi_k(t)$: a k . főposztúra amplitúdójának idővektora

$\mathbf{v}^{(k)}$: a k . főposztúra sajátvektora

A főposztúra és a hozzá tartozó főmozdulat fontossága arányos a teljes adathalmazban az általa lefedett variancia arányával, így a főmozdulatok rangsorolhatók. Egy adott mozgásfelvétel esetén a lefedett variancia aránya, azaz a főmozdulat dominanciája is számolható. A jobb megértés érdekében a főmozdulatok vizualizálhatók is a főposztúra sajátvektorát megszorozva egy tetszőleges időbeli amplitúdóvektorral. A főmozdulatokra alapuló megközelítést használták már járásvizsgálat során a térdkopás hatásának megállapítására,¹¹ illetve posztúratartás vizsgálatára nyugodt állás esetén is.^{13,14} Speciális mozgulatok összetettségét is vizsgálták már zsonglőrökdedés esetén.¹⁵

Jelen munka célja megvizsgálni, hogy a hirtelen irányváltoztatási teszt során mutatott egyensúly-visszanyerési mozgás milyen mozgulatokra bontható fel a főkomponens-analízis segítségével. Mivel korábbi munkák alapján megállapítható, hogy a platform mozgásából számítható csillapítás és a mozgáspálya is eltérő a különböző állások esetében, azt feltételezzük, hogy a felbontással kapott főmozdulatok szintén eltérő jellegűek lesznek.

MÓDSZEREK**Résztevők**

A vizsgálatba 15 fiatal fiú kosárlabdázót vontunk be (életkor: $14,9 \pm 1,5$ év, testmagasság: $181,9 \pm 14,6$ cm, testtömeg: $65,1 \pm 15,7$ kg), akiket úgy választottunk ki, hogy mindegyikük ugrólába azonos, így a laterális dominancia hatásai kiszűrhetők. A résztvevők érettsége széles skálán mozgott, a részletes antropometriai adatokat az 1. táblázatban mutatjuk be. A sportolók látáshibától, neurológiai és ortopéd elváltozásoktól mentesek voltak, pillanatnyi állapotukat, sérülésmentességüket kérdőív segítségével mértük fel. Jelen vizsgálatban minden résztvevő bal lába volt az ugróláb, amely a kosárlabdázóknál a domináns lábnak tekinthető. A résztvevők, valamint törvényes képviselőjük részletes tájékoztatást kaptak a vizsgálatokról és írásos beleegyezésüket adták ahhoz. A kutatás etikai engedélyének száma TE-KEB/No6/2019.

Mérési protokoll

A résztvevők feladata a PosturoMed (Haider Bioswing GmbH, Németország) eszközön állva a hirtelen irányváltoztatási teszt sikeres teljesítése volt két lábon, bal (domináns) lábukon, illetve jobb (nem domináns) lábukon állva, amelyre öt-öt lehetőségük volt (1. ábra). Minden résztvevő esetében az első sikeres teszt felvételét vettük figyelembe. A tesztek előtt lehetőség volt az eszköz kipróbálására, ezáltal csökkentve a mérési helyzet idegenségét. A mozgó lapot egyensúlyi helyzetéből kitérítve egy zárszerkezettel megfogjuk azt. A résztvevő a lap közepére áll, majd felveszi

a kiindulási pozíciót: két lábon állás esetén kényelmes vállszéles terpeszállás, a karok a test mellett pihennek, tekintet egyenesen előre néz; egy lábon állás esetén a tartóláb kerül a lap közepére, a sarok emelésével áll egy lábra, a karok a védőkorlát fölött, átlósan oldalt tartva vannak. A pozíció felvétele után a zárszerkezetet véletlenszerű időpillanatban feloldjuk, majd a lap kilendül két lábon állás esetén jobbra, egy lábon állás esetén a felemelt láb felé. A résztvevő azt az instrukciót kapta előzőleg, hogy igyekezzen minél hamarabb visszanyerni egyensúlyát és megállítani a lap mozgását. A teszt sikertelen, ha a tartóláb elmozdul a lapon; ha a felemelt láb hozzáér a tartólábhöz; ha a résztvevő lelép a lapról, vagy ha bármely testrészt a védőkorláthoz hozzáér.

Mozgásfelvétel

A követendő testrészek pozíciójának méréséhez 39 darab retroreflektív markert helyeztünk el a résztvevőkön „Vicon Plug-in-Gait Conventional Full Body” elrendezésben,¹⁶ amely minden testrész bevonását jelentette (2. ábra). A mozgó platform felületére nyolc darab, lekövetésre alkalmas matricát ragasztottunk fel. A markerek térbeli pozícióját 100 Hz-es mintavételezéssel egy 18 kamerás Optitrack© Motive (NaturalPoint Inc., Oregon, USA) mozgásrögzítő rendszerrel követtük. A rendszer pontossága milliméter alatti.¹⁷

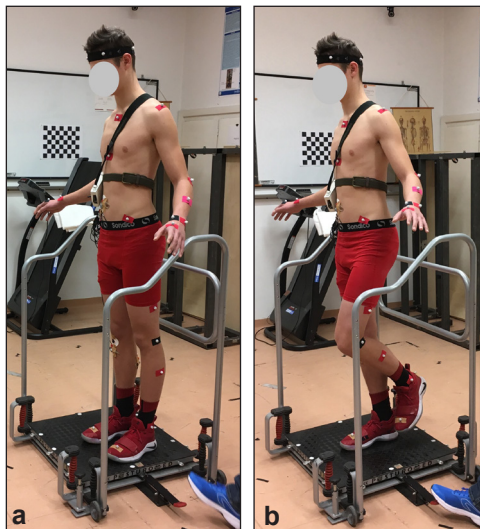
Vizsgált paraméterek

Valamennyi számítási feladatot Matlab-ban (R2018b), saját fejlesztésű programmal végeztük. A hirtelen irányváltoztatási teszt értéke-

1. táblázat. A résztvevők antropometriai adatai

Kor (év)	13	13	13	13	14	14	15	15	15	16	16	16	17	17	17
Magasság (cm)	159	153	165	174	176	178	192	189	199	196	203	191	185	180	189
Testtömeg (kg)	41	37	52	51	60	64	75	71	66	68	101	67	77	71	75
BMI	16	16	19	17	19	20	20	20	17	18	25	18	22	22	21

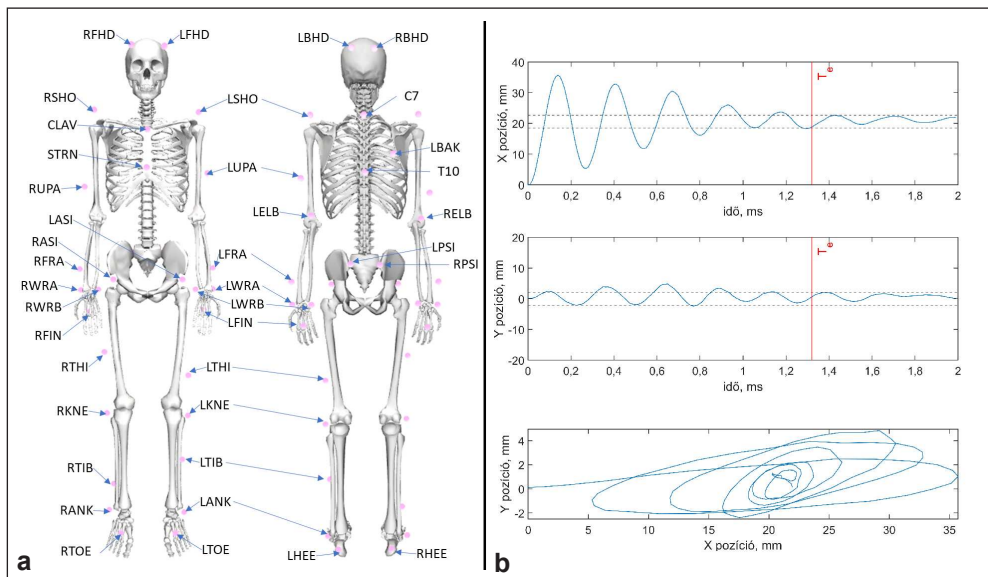
lésére a platform mozgásfelvételének (példa a 2. ábrán) felhasználásával az irodalomból ismert, korábban is alkalmazott paramétereket számítottuk:



1. ábra. A mérési elrendezés: két lábon állás (a) és jobb lábon állás (b)

- A Lehr-féle csillapítási tényezőt (D), amely a csillapodó lengőmozgás logaritmikus dekrementjéből számítható.¹ A logaritmikus dekrementet mindkét szélső pozíció amplitúdójára kiszámítottuk, majd ennek átlagát tekintettük a Lehr-számnak. A D magasabb értéke erőteljesebb, gyorsabb csillapítást jelez.
- A beállási időt (T_e), amely az egyensúly-visszanyerésig eltelt idő a perturbációtól számítva, a végső nyugalmi pozíció ± 2 mm-es tartományának elérése² (2. ábra).
- Az irányultsági arányszámot (R), amely a perturbációval megegyező irányú vetületben megtett hossza, osztva a megegyező és a merőleges vetületekben megtett utak hosszának összegével.² Az R szám magasabb, egyhez közeli értéke vonalasabb mozgást; alacsonyabb, 0,5-höz közeli értéke körkörösbe bejárt pályát jelez.

A PosturoMed platform mozgásából számított paraméterek eredményeit személyn belüli el-



2. ábra. A mért jellemzők magyarázata: a 39 markeres elrendezés (a) és a platform mozgásának képe (b)

rendezésben, Wilcoxon-féle előjeles rangpróbával vizsgáltuk.

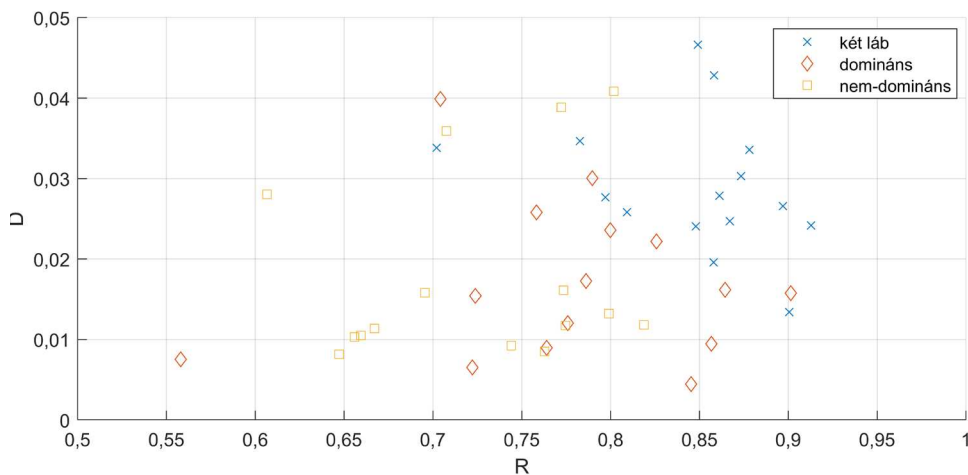
A testmozgás értékelésére a PMAlyzer szoftvert használtuk,¹⁸ mely számos funkcióval segíti a PCA elvégzését mozgásfelvételeken. A nyers mozgásfelvételeket, vagyis a testre helyezett markerek idő-pozíció adatait aluláteresztő szűrővel (harmadrendű Butterworth, vágási frekvencia 7 Hz, lineáris fázistolás) simítottuk. A markereket az origóba eltoltuk, és az elmozdulásokat a résztvevő magasságával normáltuk, amelyet az első időpillanatban a függőleges irányban legtávolabbi markerek távolságaként adtunk meg. A PCA-számítást külön-külön kell elvégezni az egyes testi pozícióknak megfelelően. Így a két lábon, bal lábon, valamint jobb lábon végzett méréseket külön-külön kellett vizsgálni. Az egyes felvételekből kapott normált elmozdulás adatokat a szoftver egymás után fűzte, majd a főkomponenseket a teljes adatsorra egyszerre kiszámította. Ez megadja a főkomponensek fontosságát a lefedett variancia formájában, valamint a főmozdulatokat vizualizálva értékelhetjük azokat. Ezután a kapott főkomponensek sajátvektorai segítségével külön-külön

az egyes felvételekre a főkomponensek (főmozdulatok) dominanciáját az adott felvételen lévő mozgásban lefedett variancia arányaként számítottuk.

EREDMÉNYEK

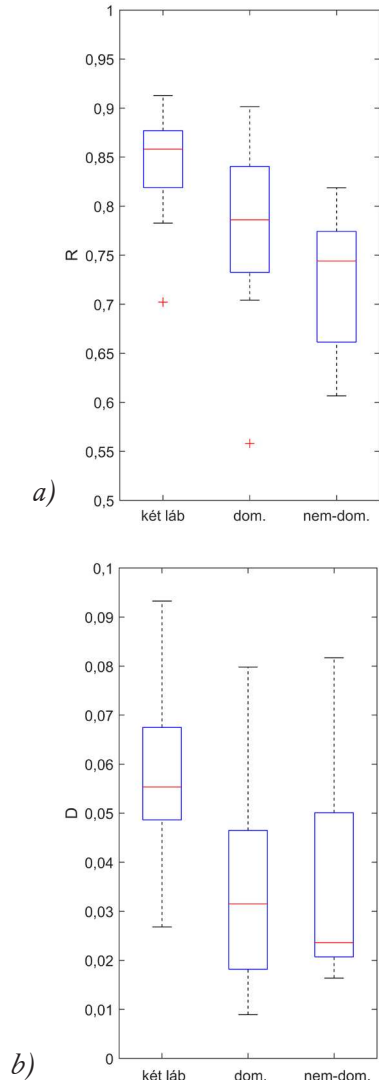
Platform mozgásából számított eredmények

A 15 résztvevő mindegyike sikeresen teljesítette a tesztet. Az összes egyensúly-visszanyerés eredményét mutatja a 3. ábra az irányultságcsillapítás diagramon. A csoportátlag a várakozásnak megfelelően alakult az irányultság tekintetében (3. ábra). A platform bejárt pályája az R alapján a kiterítéssel párhuzamos és vonalas maradt a két lábon végzett tesztek esetén, éles irányváltásokkal a szélső helyzeteknél. Az egy lábon végzett tesztek esetén az R alacsonyabbnak adódott (3. ábra), tehát ezekben az esetekben jobban megjelent az előrehátra irányban lévő mozgás, illetve a platform szélső helyzeténél a lekerekített, nem tökéletes irányváltás. A csillapítási számot, azaz az egyensúly-visszanyerés eredményességét tekintve a csoportátlagról megállapítható, hogy a két lábon állás közben a legmagasabb ez



3. ábra. Az egyensúly-visszanyerés eredménye a teljes csoportra nézve

az érték, ettől alacsonyabb a domináns lábon elért eredmény, valamint ettől is gyengébb a nem-domináns lábon elért csillapítás (3. ábra). Kiemelendő azonban, hogy bizonyos, kiugrónak tekinthető esetekben mindhárom pozícióban elérhető ugyanolyan magas csillapítási érték.



4. ábra. Személyen belüli különbségek az R (a) és D (b) paraméterekben. Sorrend: két lábon állás; egy lábon állás domináns lábbal; egy lábon állás nem-domináns lábbal

A személyen belüli változásokat tekintve (4. ábra) a két lábon álláshoz képest a domináns lábon állva nőtt az előre-hátra irányban végzett mozgás, amit az alacsonyabb R érték indikál ($p = 0,01$). A nem-domináns lábon állva még markánsabb a különbség ($p = 0,001$); itt már gyakoriak voltak a körkörösé alakuló mozgások. Az egy lábon állások eseteit összehasonlítva az R értékeiben a statisztikai próba eredménye nem egyértelmű ($p = 0,073$) az egész csoportot tekintve. A dobozábrán azonban látható, hogy sok esetben markáns csökkenés volt a platform mozgásának irányultságában, amely körkörösébb mozgást jelez (4. ábra). Az eredményességet, azaz a csillapítást tekintve az irodalmi megfigyeléseknek ellentmondó eredményt kaptunk, ugyanis a két lábon álláshoz képest alacsonyabb D értéket ért el mind a domináns ($p = 0,001$), mind a nem-domináns ($p = 0,015$) lábon állás. Az egy lábon állások eseteit összehasonlítva nem adódott szignifikáns különbség a D értékében ($p = 0,93$).

PCA eredmények

Mindhárom tesztpozíció esetén az első hat főkomponens lefedi a variancia 90%-át, így a további eredmények ismertetését ezekre korlátozzuk. Példaképpen az 5. ábrán az első főmozdulat látható a bal és jobb lábon állás esetében. A 2-4. táblázatok az egyes főmozdulatokat jellemzik számszerűen a lefedett variancia tekintetében, valamint szövegesen. A szöveges leíráshoz a feldolgozás során generált animációkat vizuálisan értékeltük. A mozdulatok leírásánál az irányokat úgy értelmeztük, hogy a főpozitúra amplitúdója nulláról pozitív irányba változik; természetesen a mozgás pozitív és negatív irányba is megvalósulhat pozitív, negatív vagy nulla értékről kiindulva. Például a „bokából dőlés előre, felsőtest rotációja balra” leírásnál a mozgás történhet előre és balra, vagy hátra és jobbra egyaránt, de ezek nem keverednek. Ahol jellemzően egy irányú

elmozdulás vagy rotáció történt, ott csak az adott irányt vagy tengelyt adtuk meg.

MEGBESZÉLÉS

Jelen munka célja annak vizsgálata volt, hogy a hirtelen irányváltoztatási teszt során megfigyelhető egyensúly-visszanyerési mozgás milyen elemi mozdulatkomponensekre bonthatók fel és ezek miben térnek el a különböző állások esetében.

A két lábon állás esetében az első számú főmozdulat a két láb közötti laterális testsúlyáthelyezés volt (2. táblázat). A feltételezett ingamoddellel lefedhető mozgások – különösen a frontális síkban való egytagú ingamozgás (bokából) vagy kéttagú ingamozgás (boka-csípő ellenfázisban) – csak alacsonyabb rendű komponensek voltak (5., illetve 6. főmozdulat). Vélhetően a kényelmes terpeszállás okozza, hogy oldalirányú billenés helyett inkább testsúlyáthelyezés történik. Az oldalra billenő

2. táblázat. Főmozdulatok jellemzése két lábon állás esetére

Mozdulat leírása (két lábon)	Lefedett variancia [%]	Kumulált variancia [%]
1 testsúlyáthelyezés jobbra és hátra, karok emelése, távolítása	54,6	54,6
2 bokából dőlés előre, felsőtest rotációja balra	17,0	71,6
3 karok süllyesztése és közelítése a törzshöz, csípő kitolása előre	7,8	79,5
4 térdék és könyökök nyújtása	4,2	83,7
5 boka szagittális tengelye körüli elfordulás merev egytagú testként	3,2	86,9
6 felsőtest egy helyben marad, alatta alsótest leng oldalra	3,1	90,0

3. táblázat. Főmozdulatok jellemzése bal lábon állás esetére

Mozdulat leírása (bal lábon)	Lefedett variancia (átlag) [%]	Kumulált variancia [%]
1 tartóláb fölött szagittális tengelyen csípőből elfordul az egész test	55,9	55,9
2 felsőtest előre görnyed; karok, emelt láb közelít a tartólábhöz; bal könyök extenzió, jobb könyök flexió	12,5	68,5
3 könyökök abduálnak; emelt láb csípőből rotál befelé	9,4	77,9
4 csípő kitolása előre; karok és emelt láb süllyesztése, előre tolása; emelt láb abduál	5,4	83,2
5 az emelt láb és a felsőtest berotál a tartó láb felé, karok extenzióval süllyednek	4,2	87,5
6 emelt láb flexió, felsőtest jobbra (kifelé) rotáció, jobb könyök flexió, bal kar stabilan marad	2,4	89,9

4. táblázat. Főmozdulatok jellemzése jobb lábon állás esetére

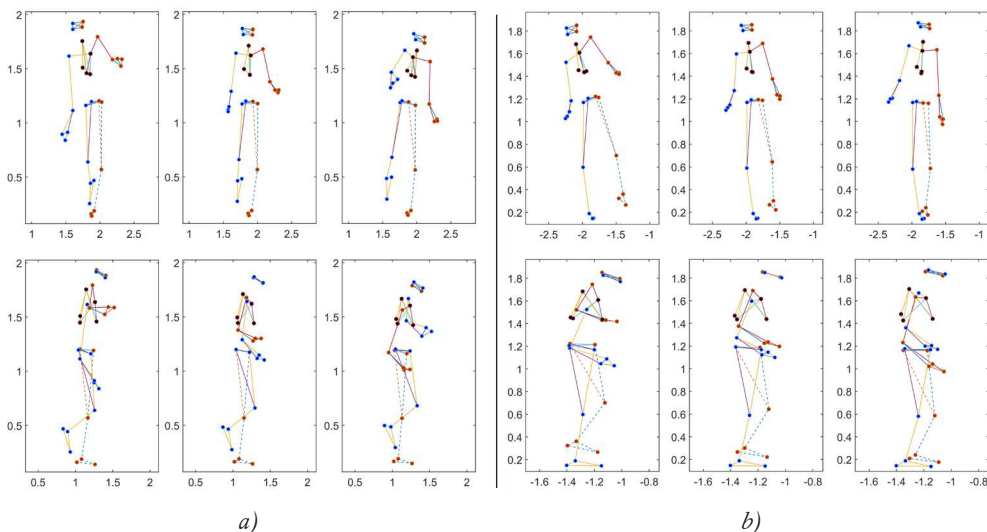
Mozdulat leírása (jobb lábon)	Variancia [%]	Kumulált variancia [%]
1 tartóláb fölött szagittális tengelyen csípőből elfordul az egész test; tartóláb térd flexió	60,0	60,0
2 tartóláb fölött az egész test hátrafelé billen csípőből; karok süllyesztenek	8,7	68,7
3 súlypontáthelyezés a tartóláb felé; emelt térd extenzió	7,3	76,0
4 egész test hátrafelé mozdul, mint egy hátrafelé lépés indításánál; karok emelnek, könyökök hajlítanak	6,9	82,9
5 felsőtest jobbra átlósan felfelé rotál	4,0	86,9
6 törzs előre lefelé dönt; emelt láb felhúz (összegörnyedés)	3,6	90,5

mozgásokhoz képest dominánsabb volt a bokából való előre dőlés (2. főmozdulat) vagy a csípő kitolása előre (3. főmozdulat). Utóbbi az irodalmi megfigyelések szerint ritkán fordul elő, mégpedig csak nagyobb amplitúdójú AP mozgások során.³ Éppen ezért különös, hogy az ML irányú meglökés után ez ilyen markánsan jelentkezik. Ez a megfigyelés újabb érv annak kutatására, hogy milyen, a perturbációra merőleges mozdulatokkal reagál a test az egyensúlyvesztésre. Megjelent még a könyökök és térdek nyújtása is, mint külön elem (4. főmozdulat).

Az egy lábón állás esetén a várakozásoknak megfelelően mindkét esetben a tartóláb csípőízülete fölötti, frontális síkban való elfordulás volt a domináns (5. ábra). Különbség volt a két állás között, hogy a domináns lábón a tartóláb térde nyújtva maradt, míg a nem-domináns lábón jelentős mértékben hajlított-nyújtott a tartóláb. Emellett már a nyugalmi, kiindulási helyzet is eltérőnek mutatkozott, mivel az instrukciókkal ellentétben („sarka felemelésével álljon egy lábúra!”) a nem-domináns lábón állva az emelt láb a frontális síkban maradt.

A domináns főmozdulat mellett bal lábón állva jellemző volt az emelt láb közelítése a tartóláb felé (3. táblázat). Ez többnyire addukcióval valósult meg (2., 4. és 5. főmozdulat), de rotációval is előfordult (3. főmozdulat). Ezen mozdulatok arra irányulhattak, hogy az egész test függőleges vetülete az alátámasztáshoz közelítsen; ezt támogathatta a felsőtest mozgása is. Jobb lábón állva meghatározóak a kifejezetten az előre-hátra irányt kihasználó mozdulati elemek (4. táblázat, 2., 3. és 6. főmozdulat). Közös jellemzője még ezen mozdulatoknak, hogy egyben kezelik a teljes testet: ilyen az egész test egyben hátra vagy előre történő billentése (2. főmozdulat), a lépésindításnak megfelelő mozdulatszervezés (4. főmozdulat) vagy az összegörnyedés (6. főmozdulat). Szintén egységként kezeli a testet a laterális súlypontáthelyezés (3. főmozdulat).

A főmozdulatok domináns irányai összhangban voltak a platform mozgásának irányultságával is, hiszen a két lábón álláshoz képest szignifikánsan alacsonyabb R értékek adódtak egy lábón állva. Ugyanakkor nem volt egyértelmű az eltérés az R értékekben a domináns



5. ábra. Az első főmozdulat bal lábón (a) és jobb lábón állás (b) esetén.

Felső sor: szemből; alsó sor: jobb oldalról tekintünk a személyre. A bal láb szaggatott vonallal rajzolt.

és a nem-domináns lábon állás között, tehát eltérő mozdulatok is eredményezhetnek hasonló bejárt pályákat a platform mozgásában.

Külön említendő a felső végtag mozgása, amely a domináns lábon állva kétfajta funkciót is betölthetett résztvevőtől függően: vagy a könyök flexiójával, illetve extenziójával a tartólábhöz való közelítést szolgálta, vagy a karok emelésével és széttáráásával az egyensúlyozást segíthette. A nem-domináns lábon állva a felső végtagok mozgása sokkal mérsékeltebb volt; a legtöbb mozdulat esetében nem volt hangsúlyos, csak a karok süllyesztése (4. táblázat, 2. főmozdulat) vagy a könyökök flexiója (4. főmozdulat) jelent meg egy-egy komponensben.

Az egyensúly-visszanyerés eredményességét tekintve meglepő volt, hogy egy lábon állás esetében mindkét lábon szignifikánsan alacsonyabb csillapítást értek el a résztvevők a két lábon álláshoz képest (4. ábra). Korábbi megfigyelések azt igazolták, hogy a domináns lábon állás esetén fiatal felnőttek és idősek esetén sem tér el a csillapítás a két lábon állástól.^{1,19} A mostani eltérés okai lehetnek, hogy a résztve-

vők egy része serdülőkorú volt, illetve az, hogy a kosárlabdázó ugrólábát tekintettük a laterálisan domináns alsó végtagnak.

Összefoglalva, a főkomponens-analízisen alapuló megközelítés eredményesen felbontotta a komplex mozgást önmagukban értelmezhető főmozdulatokra. Különbségek adódtak a dominánsnak tekintett és a másik lábon való egyensúly-visszanyerésben kapott főmozdulatok jellegében: a domináns lábon inkább a tartólábhöz való közeledés lehetett a mozdulatok célja, míg a nem-domináns lábon kifejezetten az előre-hátra irányt használó mozgásstratégiák jelentek meg. A főmozdulatok amplitúdójának lefutásának elemzése további részletes adatokat szolgáltathat a megvalósult mozgás objektív értékelésére, például annak eldöntésére, melyek a periodikusan ismétlődő, illetve egyszeri vagy tranzienst mozdulatok. További kutatási kérdés a detektálható mozdulati elemek összefüggései az egyensúly-visszanyerés eredményességével és kivitelezési módjával. Arra is felhasználhatjuk, hogy egy „átlagos mozdulatot” hozzunk létre és az ettől való eltérést számszerűsítsük.

IRODALOM

1. Kiss RM. A new parameter for characterizing balancing ability on an unstable oscillatory platform. *Med Eng Phys.* 2011;33(9):1160–6.
2. Petró B, T Nagy J, Kiss RM. Effectiveness and recovery action of a perturbation balance test—a comparison of single-leg and bipedal stances. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2018;21(10):593–600.
3. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol.* 1986;55(6):1369–81.
4. Petró B, Kiss B, Kiss RM. Analyzing human balance recovery action using calculated torques of a double pendulum model. *Materials Today: Proceedings, Part 2.* 2019;12:431–9.
5. Daffertshofer A, Lamothe CJC, Meijer OG, Beek PJ. PCA in studying coordination and variability: A tutorial. *Clin Biomech.* 2004 May;19(4):415–28.
6. Lamothe CJC, Daffertshofer A, Huys R, Beek PJ. Steady and transient coordination structures of walking and running. *Hum Mov Sci.* 2009 Jun;28(3):371–86.
7. Tanabe H, Fujii K, Kouzaki M. Inter- and intra-lower limb joint coordination of non-expert classical ballet dancers during tiptoe standing. *Hum Mov Sci.* 2014;34(1):41–56.
8. Noé F, García-Massó X, Paillard T. Inter-joint coordination of posture on a seesaw device. *J Electromyogr Kinesiol.* 2017 Jun 1;34:72–9.

9. Kipp K, Palmieri-Smith RM. Principal component based analysis of biomechanical inter-trial variability in individuals with chronic ankle instability. *Clin Biomech.* 2012 Aug;27(7):706–10.
10. Boström KJ, Dirksen T, Zentgraf K, Wagner H. The contribution of upper body movements to dynamic balance regulation during challenged locomotion. *Front Hum Neurosci* 2018;12:8.
11. Federolf PA, Boyer KA, Andriacchi TP. Application of principal component analysis in clinical gait research: Identification of systematic differences between healthy and medial knee-osteoarthritic gait. *J Biomech.* 2013 Sep 3;46(13):2173–8.
12. Federolf PA. A novel approach to study human posture control: “Principal movements” obtained from a principal component analysis of kinematic marker data. *J Biomech.* 2016 Feb 8;49(3):364–70.
13. Federolf P, Roos L, Nigg BM. Analysis of the multi-segmental postural movement strategies utilized in bipedal, tandem and one-leg stance as quantified by a principal component decomposition of marker coordinates. *J Biomech.* 2013 Oct 18;46(15):2626–33.
14. Haid TH, Doix ACM, Nigg BM, Federolf PA. Age effects in postural control analyzed via a principal component analysis of kinematic data and interpreted in relation to predictions of the optimal feedback control theory. *Front Aging Neurosci.* 2018 Feb 5;10:22.
15. Zago M, Pacifici I, Lovecchio N, Galli M, Federolf PA, Sforza C. Multi-segmental movement patterns reflect juggling complexity and skill level. *Hum Mov Sci.* 2017 Aug 1;54:144–53.
16. VICON. Full body modeling with Plug-in Gait - Nexus 2.5 Documentation - Vicon Documentation [Internet]. [cited 2021 May 31]. Available from: <https://docs.vicon.com/pages/viewpage.action?pageId=50888852>
17. Nagymáté G, Tuchband T, Kiss RM. A novel validation and calibration method for motion capture systems based on micro-triangulation. *J Biomech.* 2018 Apr 12;74:16-22.
18. Haid TH, Zago M, Promsri A, Doix ACM, Federolf PA. PManalyzer: A software facilitating the study of sensorimotor control of whole-body movements. *Front Neuroinform.* 2019 Apr 5;13.
19. Kiss RM. Effect of degree of knee osteoarthritis on balancing capacity after sudden perturbation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(4):575–81.

A szerzők köszönetüket fejezik ki Gál-Pottyondy Annának a mérések elvégzésében, valamint Pálya Zsófiának a mérések szoftveres kiértékelésében nyújtott segítségükért. Jelen kutatás a KI35042 számú OTKA-pályázat keretében és támogatásával valósult meg. A jelen publikációban megjelenő kutatások az ITM NKFIÁ által nyújtott TKP2020 NKA támogatásból, az NKFIH által kibocsátott támogatói okirat alapján valósultak meg (projekt azonosító: TKP2020 BME-NKA).

Kiss Rita M.

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.

Tel.: (+36) 1 463-1738

A FUTÁS ÉS SZÖKDELÉS TÖMEG-RUGÓ MODELL DINAMIKAI VISELKEDÉSÉNEK GLOBÁLIS FELTÉRKÉPEZÉSE ÉS PARAMÉTERHANGOLÁSA

Patkó Dóra¹, Nagy Ábel Mihály¹, Zelei Ambrus^{1,2}

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Műszaki Mechanikai Tanszék

² MTA-BME Gépek és Járművek Dinamikája Kutatócsoport

zlelei@mm.bme.hu

DOI: 10.17489/biohun/2022/1/308

Absztrakt

Annak ellenére, hogy a futás és szökdelés tömeg-rugó modellje (SLIP – spring-loaded inverted pendulum) nagyon széles körben alkalmazott, nem találtunk teljes térképet a stabil mozgások dimenziótlan paramétertartományaira és a vonzási tartományokra. A Buckingham-féle Π -tétel segítségével minimálisan szükséges paraméterhalmazt vezetünk be. Feltárjuk a konzervatív rendszer két dimenziótlan paraméterének és a dimenziótlan mechanikai energiának a 3D teret numerikus paraméterkövetés segítségével. A szakaszosan folytonos (hibrid dinamikai) rendszer stabilitási tulajdonságait a monodrómia mátrix numerikus számításával határozzuk meg. A mechanikai energia megváltoztatásával járó perturbációk esetére külön hangsúlyt fordítunk. A Nelder-Mead simplex módszer alkalmazásával úgy hangoljuk a modellt, hogy különféle mozgásformák utánzására legyen alkalmas, mint például a lassú futás és a sprintelés.

Kulcsszavak: futás, szökdelés, tömeg-rugó modell, szakaszosan folytonos dinamikai rendszerek, stabilitás analízis

GLOBAL ANALYSIS AND PARAMETER TUNING OF THE DYNAMIC BEHAVIOUR OF THE SLIP MODEL OF RUNNING AND HOPPING

Abstract

Despite the fact that the spring-loaded inverted pendulum (SLIP) is possibly the most widely used model of running and hopping, we could not find a complete map of the dimensionless parameter regions of stable periodic solutions and the basin of attraction. We present a minimum set of independent physical parameters using the Buckingham Π theorem. The 3D space of two dimensionless physical parameters and the dimensionless total mechanical energy of the conservative system was discovered by means of numerical continuation. The stability analysis of the piecewise-smooth (hybrid dynamical) system was provided by the numerical calculation of the monodromy matrix. The explanation of the non-energy conserving perturbations was addressed. The Nelder-Mead simplex method was applied to tune the model parameters in order to imitate the motion characteristics of specific locomotion types such as moderate speed running and sprinting.

Keywords: running, hopping, SLIP model, piecewise-smooth dynamical systems, stability analysis

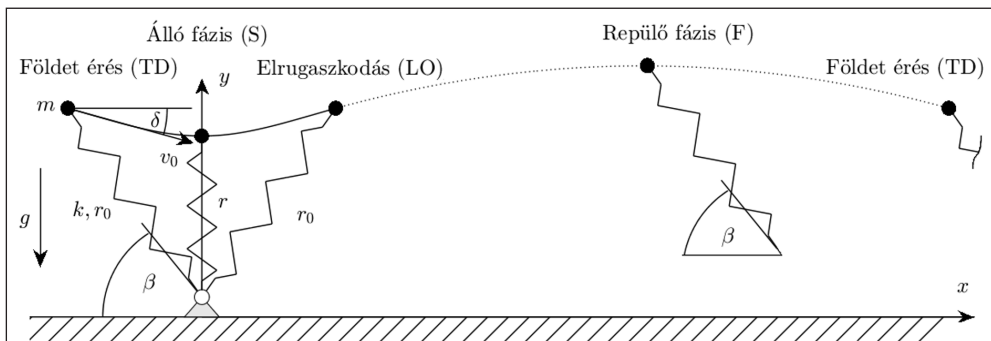
BEVEZETÉS

Az emberi járás és futás biomechanikájának megértésére már több száz éve erős törekvés irányul,¹ ennek ellenére nyitott kérdések továbbra is fennállnak. A Newtoni mechanika, a képrögzítési és mozgáskövetési eljárások, valamint a számítógépes szimulációs eszközök lendületet adtak a terület fejlődésének. A futás és szökdelés modellezésére számos mechanikai modell alakult ki a bonyolultság széles skáláját lefedve. A nagy szabadsági fokú modellek jellemzően leíró jellegűek és mérési adatok feldolgozását szolgálják.^{2,3} Ezzel szemben az alacsony szabadsági fokú modellek segítségével általában könnyen megvalósítható a teljes járás, szökdelés vagy futó mozgás generálása pusztán dinamikai egyenletek felhasználásával.^{4,5} Ezek a nemlineáris dinamikai modellek mérési adatok felhasználása nélkül képesek megjósolni a paraméterek megváltozásának hatását. Az ilyen, prediktív jellegű modellek közül az egyik legegyszerűbb és legelterjedtebb az ún. tömeg-rugó inverz inga modell⁶ (SLIP – *spring-loaded inverted pendulum*), amely egy anyagi pontból és egy rugóból áll (1. ábra). A modell képes a futáshoz hasonlóan repülő és támasz fázisok produkálására. A modell az emberi mozgás leírására és annak megértésére irányult, hogy mi a hatása a mozgást jellemző paraméterek – mint például a frekvencia vagy a függőleges amplitúdó – megváltoztatásának. Blickhan a modell segítségé-

gével megmutatta, hogy az ember a rugalmas energia tárolására törekszik a futó és szökdelő mozgás során.⁶ A SLIP modellt és változatait a mai napig alkalmazzák.^{7,8} Lábakon közlekedő robotok mozgásának szabályozási algoritmusába közvetlenül beépíthető a modell.⁹ Az emberi mozgás szabályozásának és az emberi mozgástervezés mögötti optimális stratégiáknak az elemzését szolgáló prediktív dinamikai modellek is közvetlenül tartalmazzák a SLIP modellt.¹⁰

A SLIP modellnek számos kibővített változata megtalálható az irodalomban; a torzót reprezentáló tömegpont helyett gyakran merev test szerepel,⁴ mely a torzó elfordulását is képes modellezni. A rugó lineáris karakterisztikája helyettesíthető nemlineáris karakterisztikával, továbbá több lábú és térbeli kibővítéseket is alkalmaznak, melyről Holmes⁵ cikke átfogó összefoglalót ad. A több szegmensből álló modellek¹⁰ már nehezen alkalmazhatóak a futó mozgás generálására.

Sokan vizsgálták a SLIP modellt, de nem láltunk olyan átfogó paraméterelemzést vagy a paraméterek hatását kompakt módon bemutató térképet a szakirodalomban, amelynek segítségével könnyen kiválaszthatók lennének a stabil mozgást biztosító paraméterek. Jelen munkánkban bemutatjuk a SLIP modell dimenziótlan egyenleteit, a dimenziótlan paraméterek azon tartományait, ahol létezik



1. ábra. A SLIP modell mozgása és fázisai, a röppálya legalacsonyabb és legmagasabb pontja

periodikus mozgás. Bemutatjuk a stabilitást garantáló paramétertartományokat és megkeressük azokat a modellparamétereket, amelyek a legjobban illeszkednek az ember és egyes kétlábú állatok futásának biomechanikai paramétereire Ludwig¹¹ cikkében leírtakhoz hasonlóan. Összefoglaljuk a matematikai módszereket és a stabilitáselemzés főbb lépéseit, melyet nem találtunk meg a magyar nyelvű szakirodalomban.

MÓDSZEREK

A SLIP modell alapötlete és mozgásegyenletei megtalálhatóak Blickhan munkájában.⁶ Az m tömegű anyagi pont a futó testét annak kiterjedése nélkül modellezi, a k merevséggel és r_0 terheletlen hosszal rendelkező lineáris karakterisztikájú rugó a talajon támaszkodó lábat modellezi. A rendszer periodikus mozgása váltakozó támasz- és repülő fázisokból, valamint az azokat összekötő elrugaszkodás és földetérés eseményekből áll az *1. ábra* szerint. A repülő fázisban (F – flight) a tehetetlenség nélküli rugó nem befolyásolja a dinamikai viselkedést: a tömegpont parabolikus pályán halad, miközben a rugó β szögben áll.

A földetérés (TD – touchdown) akkor következik be, amikor a terheletlen láb eléri a talajt. A rugó a tömegpontot a talaj egy pontjához kapcsolja a talajfogást követő támasz fázisban (S – stance) egy csuklós kényszerrel. Az elrugaszkodás (LO – liftoff) akkor következik be, amikor a rugó visszanyeri eredeti hosszát, így a talaj és a láb közötti nyomóerő éppen megszűnik. Az elrugaszkodás után a rugó azonnal β szöghelyzetbe kerül, mely nem mond ellent a mechanika törvényeinek amiatt, hogy a rugó tehetetlensége teljes mértékben el van hanyagolva. A rendszer konzervatív, mely lehetővé teszi az állandó magasságú ugrások sorozataként kialakuló periodikus megoldásokat külső energia bevitele nélkül. Egy valódi élőlény esetében természetesen fellép energiavesztés

a szövetek csillapítása és a talajjal való rugalmatlan ütközés miatt, amelyet az izmok mechanikai munkája pótol elrugaszkodáskor. Így ugyancsak periodikus mozgás jön létre. A szakirodalomban^{4,6} elfogadott módon az energiavesztéseket és az izmok munkáját nem feltétlenül szükséges modellezni, a periodikus mozgást a konzervatív rendszer is reprodukálni tudja.

A SLIP modell stabil periodikus mozgását lehetővé tévő paraméterek feltérképezéséhez dimenziótlán változókat és paramétereket vezetünk be a Buckingham-féle Π –tétel segítségével.¹² A tétel szerint egy n számú változóra vonatkozó összefüggés átalakítható $p = n - d$ darab független dimenziótlán mennyiség közti összefüggéssé, ahol d az eredeti összefüggésben szereplő alapmennyiségek száma. A mozgásegyenletben szereplő $n=7$ változó a t idő, az x és y helykoordináták, az m tömeg, k rugómerevség, r_0 rugóhossz és g gravitációs gyorsulás. A $d=3$ alapmennyiség: kg, m, s. Tehát $p=4$ darab dimenziótlán mennyiség választható, amelyre több lehetőség van. Célszerű a $\xi = x/r_0$ és $\eta = y/r_0$ dimenziótlán helykoordináták, és a $\bar{t} = \sqrt{k/mt}$ dimenziótlán idő megválasztása. Így a támasz fázis mozgásegyenletei mindössze az $\mathbf{x} = [\xi \ \eta \ \xi' \ \eta']^T$ állapotváltozókat és a $\gamma = kr_0/(mg)$ dimenziótlán rugómerevség paramétert tartalmazzák:

$$\xi'' + \left(1 - \frac{1}{\bar{r}}\right)\xi = 0. \quad (1)$$

$$\eta'' + \left(1 - \frac{1}{\bar{r}}\right)\eta + \frac{1}{\gamma} = 0 \quad (2)$$

ahol $\bar{r} = \sqrt{\xi^2 + \eta^2}$ a pillanatnyi dimenziótlán rugóhossz. A nyújtatlan dimenziótlán rugóhossz $\bar{r}_0 = 1$. A \square jelölésű dimenziótlán idő szerinti derivált és az idő szerinti derivált összefüggése $\square = \sqrt{k/m} \square'$. Repülő fázisban $\bar{r}=1$ helyettesítéssel az (1) és (2) mozgásegyenletben a zárójeles tagok eltűnnek. Be-

vezetjük az $\bar{E} = E / (kr_0)^2$ dimenziótlan mechanikai összenergiát is:

$$\bar{E} = \frac{1}{2}(\xi'^2 + \eta'^2) + \frac{1}{2}(\bar{r} - 1)^2 + \frac{\eta}{\gamma} \quad (3)$$

A két fázis (F és S) és az azokat összekötő események (TD és LO) alkotnak egy mozgásciklust, melyek együttes vizsgálata a szakaszosan folytonos dinamikai rendszerek területére vezet. A periodikus pályák stabilitásának vizsgálatához kiszámítjuk a monodrómia¹³⁻¹⁸ mátrixot a (4) egyenlet szerint.

$$\mathbf{C} = \mathbf{S}_{TD} \Phi_F \mathbf{S}_{LO} \Phi_S \quad (4)$$

Egy periodikus pálya stabil, ha a \mathbf{C} minden sajátértéke egynél kisebb: $\lambda_i < 1, \forall i$. A (4) egyenletben szereplő Φ_S és Φ_F mátrixok rendre a támasz, illetve repülő fázisokhoz tartozó alap megoldási mátrixok, amelyeket a folytonos szakaszokhoz tartozó első variációs egyenlet megoldásával határozunk meg.¹³⁻¹⁸ Az \mathbf{S}_{LO} és \mathbf{S}_{TD} mátrixok rendre az elrugaszkodás $h_{LO}(\mathbf{x}) = 1 - \bar{r}$, illetve földetérés $h_{TD}(\mathbf{x}) = \eta - \sin \beta$ eseményeknek és a hozzájuk tartozó $\mathbf{g}_{LO}(\mathbf{x}) = \mathbf{x}$ és $\mathbf{g}_{TD}(\mathbf{x}) = \mathbf{x}$ ugrásfüggvényeknek a gradiensét foglalják magukba. Ezek az ugrásfüggvények ebben a felírásmódban azonosságot jelentenek, de ahogy később is látni fogjuk, a modelltől és a felírásmódtól függően ez nem mindig igaz. A periódus elejét, azaz a Poincaré-metszetet a $\tilde{h}(\mathbf{x}) = h_{TD}(\mathbf{x})$ függvény definiálja, amely jelen speciális esetben egybeesik a földetérés eseményfüggvényével, de máshogy is megválasztható lenne. Ahhoz, hogy periodikus megoldás adódjon, a rugó végpontját minden periódus végén a globális koordináta-rendszer origójába képezzük a Poincaré-metszethez tartozó $\tilde{\mathbf{g}}(\mathbf{x}) = [-\cos \beta \quad \eta \quad \xi' \quad \eta']^T$ ugrásfüggvény segítségével. Ezt azért tehetjük meg, mert ξ egy kvázi ciklikus koordináta, azaz a repülő fázisban nem befolyásolja, támasz fázisban pedig csak a talajfogási ponttól mért relatív helyzete befolyásolja a mozgást. A periodikus pályák

keresésével és stabilitásukkal kapcsolatos matematikai módszerek a szakirodalomban¹³⁻¹⁸ rendelkezésre állnak.

Alternatívaként bevezethető egy újabb ξ_G állapotváltozó, amely a talajfogási pont helyét jelöli. Ekkor $\hat{\mathbf{x}} = [\xi \quad \eta \quad \xi' \quad \eta' \quad \xi_G]^T$ az állapotváltozók vektora, és nincs szükség a fázis végén a ξ változó visszaképezésére, tehát $\tilde{\mathbf{g}}(\hat{\mathbf{x}}) = \hat{\mathbf{x}}$, továbbá a módosult leképezés $\mathbf{g}_{TD}(\hat{\mathbf{x}}) = [\xi \quad \eta \quad \xi' \quad \eta' \quad \xi + \cos \beta]^T$.

Az (5) általános alakban felírt mozgásegyenleteket a (6) első variációs egyenlettel együtt numerikusan integráljuk MATLAB környezetben az *ode45* függvény segítségével, a beépített eseménykeresési algoritmust felhasználva. Az alkalmazott abszolút és relatív hibahatár egyaránt 10^{-12} az előzetesen elvégzett szimulációs vizsgálatok alapján. Túlzottan kicsi hibahatár esetén a számítási idő növekszik meg, túl nagy hibahatár esetén a monodrómia mátrix sajátértékei válnak pontatlanná.

$$\mathbf{x}' = \mathbf{f}(\mathbf{x}); \quad \mathbf{x} = \mathbf{x}_0 \quad (5)$$

$$\Phi' = \mathbf{f}_x \Phi; \quad \Phi_0 = \mathbf{I} \quad (6)$$

A periodikus pályák megkeresésére Adolffson munkájában¹⁴ található iteráció kibővített változatát alkalmazzuk, mely a (7) és (8) egyenletekből indul ki. A (7) egyenlet fejezi ki, hogy a $\Phi(\mathbf{x}_0, T)$ megoldás megegyezik az \mathbf{x}_0 kezdeti feltétellel, azaz a mozgás periodikus. A (8) egyenlet pedig arra utal, hogy a Poincaré metszetről indul a mozgás. Mivel a SLIP modellnél adott γ és β paraméterekre végtelen sok periodikus megoldás található, melyek különböző \bar{E}_0 mechanikai összenergiához tartoznak, felírjuk a (9) energia egyenletet is.

$$\Phi(\mathbf{x}_0, T) - \mathbf{x}_0 = \mathbf{0} \quad (7)$$

$$\tilde{h}(\mathbf{x}_0) = 0 \quad (8)$$

$$\bar{E}(\mathbf{x}_0) - \bar{E}_0 = 0 \quad (9)$$

Az (5) \mathbf{x} -re vonatkozó megoldása $\Phi(\mathbf{x}_0, t)$, melynek a kezdeti feltétel szerinti gradiense

$\Phi(\mathbf{x}_0, t)$. Az \mathbf{x}_0 kezdeti feltétel és T periódusidő körüli linearizálás után a (10) lineáris egyenletrendszer írható fel.

$$\begin{bmatrix} \Phi_c^+ - \mathbf{I} & \mathbf{f}_c^+ \\ \tilde{\mathbf{h}}_x(\mathbf{x}_0) & \mathbf{0} \\ \bar{E}_x(\mathbf{x}_0) & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta \mathbf{x}_0 \\ \Delta T \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_0 - \mathbf{x}_c^+ \\ -\tilde{h}(\mathbf{x}_0) \\ \bar{E}_0 - \bar{E}(\mathbf{x}_0) \end{bmatrix} \quad (10)$$

ahol $\mathbf{x}_c^+ = \varphi(\mathbf{x}_0, t_c)$ az \mathbf{x}_0 -ból indított megoldás a t_c pillanatban, amikor a megoldás eléri a Poincaré-metszetet, azaz földet érésel befejeződik egy mozgásperiódus. Az $\mathbf{f}_c^+ = \mathbf{f}(\mathbf{x}_c^+, t_c)$ ugyanitt a Poincaré-metszet utáni függvény értéke és $\Phi_c^+ = \Phi(\mathbf{x}_0, t_c)$. A (10) egyenletrendszer az ismeretlenek számánál egynél több egyenletet tartalmaz, ezért a Moore-Penrose-féle¹⁹ általánosított inverz segítségével fejezhető ki az állapotváltozókra és periódusidőre vonatkozó $\Delta \mathbf{x}_0$ és ΔT növekmény, valamint a \mathbf{x}_0 és T új becslése. Az így kapott Newton-Raphson iteráció pár lépés után a periodikus megoldás kezdőpontját (a $\tilde{h}(\mathbf{x})$ Poincaré-metszet dőféspontja) jelentő \mathbf{x}_0^* -ba konvergál, ha megfelelő közelségből indítjuk. Nemlineáris rendszer lévén arra, hogy a kezdeti becslésnek és a megoldásnak milyen közel kell lenniük egymáshoz a konvergencia biztosításához, nincs általános iránymutatás. A vonzási tartomány rendszertől és paraméterektől függően változik.

A stabil paramétertartomány határát paraméterkövetés (parameter continuation) segítségével keressük meg, azaz a γ , β és \bar{E}_0 paramétert kis mértékben változtatjuk, majd alkalmazzuk az energiaegyenlettel kibővített Adolffson-féle iterációt az aktuális paraméterekhez tartozó periodikus megoldás megtalálására. A paraméterekben történő túl nagy ugrás miatt a (10) iteráció elveszítheti a konvergenciáját.

A paraméterek hangolásával adott mozgásformák szimulációjára tehetjük alkalmassá a modellt, pl. különböző sebességű futás, szökde-

lés, vagy akár különböző állatok mozgásának modellezése. Mivel az \mathbf{x}_0 becslésnek közel kell lennie az \mathbf{x}_0^* megoldáshoz, a paraméterek csak kis mértékben változtathatóak új periodikus pálya keresése előtt. Tehát olyan módszerre van szükség a modell hangolásához, amely lokálisan vizsgálja a paramétertartományt. Továbbá deriváltak nélküli módszerre van szükség, hiszen nem garantálja semmi, hogy egy tetszőlegesen választott célfüggvény folytonos. Ezek miatt a Nelder–Mead szimplex módszer²⁰ választottuk, amely eleve biztosítja, hogy az iteráció során a γ , β és \bar{E}_0 paramétertérben ne következzen be túl nagy ugrás. Amennyiben a (10) iteráció nem konvergál, a szimplex algoritmus egy büntető értéket ad, és az iteráció más irányban vagy kisebb lépésben változtatott paraméterekkel próbálja keresni az optimumot. A Nelder–Mead algoritmust Matlab környezetben implementáltuk.

EREDMÉNYEK

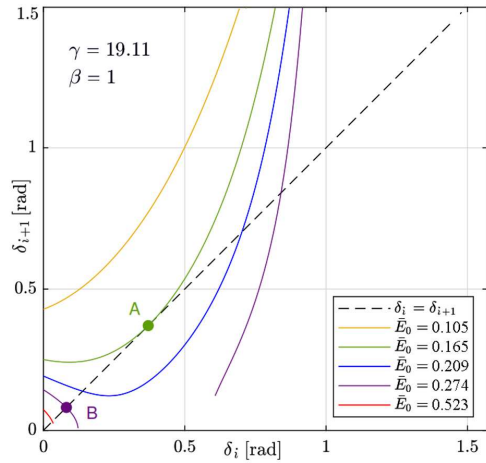
Különböző \bar{E}_0 összenergiákhoz tartozó periodikus pályák a 2. ábrán láthatóak. Megfigyelhető, hogy a repülő fázisban érvényes x irányú ξ' sebesség mentén tekintve a stabil periodikus pályákat instabilak határolják, illetve az is, hogy minél kisebb a haladási sebesség, annál nagyobbak az ugrások. A SLIP modell viselkedésének egyik szemléletes interpretációja a Poincaré-féle visszatérési térkép, mely a 3. ábrán látható az emberi mozgáshoz közel álló $\gamma = 19,11$ és $\beta = 1$ értékeknél. Egy tetszőlegesen választott skalár Poincaré metszeten vett i -edik értékéhez (vízszintes tengely) rendel az egy periódussal későbbi, azaz $i + 1$ -edik értéket. Amennyiben nincs változás egy periódus alatt, a 45° -os szaggatott vonal jellemzi a dinamikai változó viselkedését. A sebességvektor vízszintestől mért $\delta = -\tan^{-1}(\eta' / \xi')$ szögét⁴ ábrázoljuk a földetérés pillanatában értelmezve. Az A pont feletti, 45° -nál nagyobb meredekségű metszéspontok instabil, míg az A pont alatti metszéspontok stabil megoldáso-

kat jelentenek. Az A pont a legkisebb energiához tartozik, amelynél még létezik periodikus pálya. A B ponthoz tartozik a legnagyobb összenergia, ahol még létezik stabil periodikus pálya.

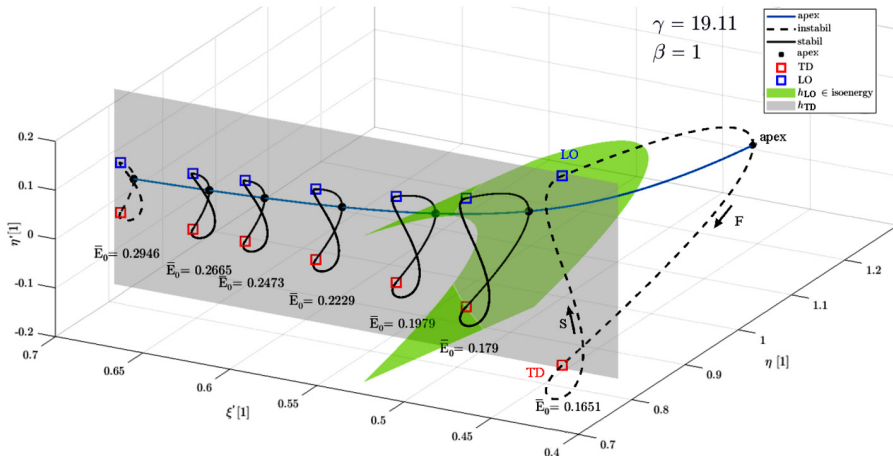
A 4. és 5. ábra a vonzási tartományokat szemlélteti rögzített γ és β értékeknél az összenergia és a repülő fázisban állandó értékű ζ' vízszintes sebesség illetve a δ szög síkján. A kék folytonos és a piros szaggatott görbék rendre a stabil és instabil periodikus megoldásokat jelölik. Megállapítható, hogy amennyiben egy energiaszinten maradván zavarjuk meg a mozgást (pl. ζ' vagy δ mentén), az visszatér a stabil pályára, míg ha az \bar{E}_0 mentén perturbáljuk a kezdeti feltételt, akkor nem tér vissza az eredeti pályához stabil megoldás esetén sem. Az 1., 2. és 3. jelű határgörbéken kívülről (halvány-sárga tartomány) indítva a mozgást a megoldás nem éri el újra a Poincaré-metszetet, azaz egy periódust sem tud megtenni anélkül, hogy eldőlné. Nem periodikus pályán indítva a rendszert, annak viselkedését a nyilak iránya jellemzi. A piros nyilak mentén haladva (fehér tartomány) a rendszer véges számú perióduson belül eléri valamelyik határgörbét az 1., 2.

és 3. számú közül és a SLIP modell elesik. A halványkékkel színezett vonzási tartományból (BoA – Basin of Attraction) indítva a rendszert a mozgás stabil periodikus pályához konvergál, amint a kék nyilak is mutatják. Az 1., 2., és 3. jelölések a 4. és 5. ábrán látható határgörbék egymásnak való megfeleltetését segítik.

A SLIP modell viselkedésével kapcsolatban a leginkább átfogó képet a stabilitási határok felderítése adja a γ , β és \bar{E}_0 paramétertérben,



3. ábra. A Poincaré-féle visszatérési térkép

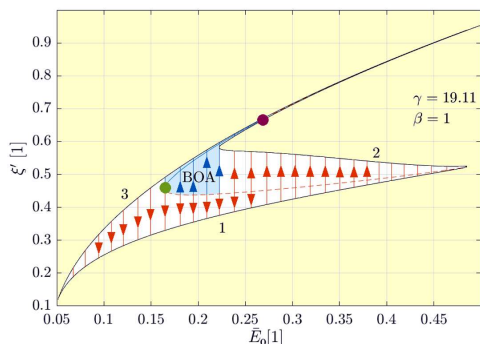


2. ábra. A periodikus pályák különböző mechanikai összenergiákon (fekete vonallal). A $h(\mathbf{x})$ események által meghatározott felületek zölddel (h_{LO}) és szürkével (h_{TD}) láthatóak. A ζ' tengely balról jobbra csökken

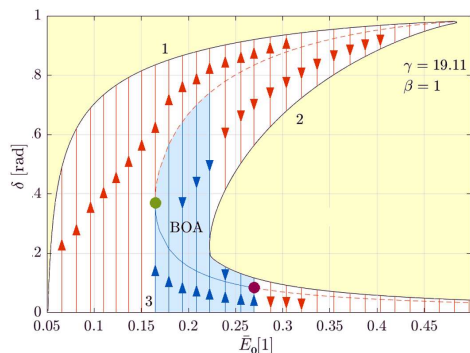
mely a 6. ábrán látható. A 6. ábra a különböző γ értékekhez tartozó vetületeket mutatja. A stabil tartomány térbeli szemléltetésére egy interaktív Matlab program²¹ is elérhető. A stabilitási határfelületek segítségével könnyen meghatározhatók olyan paraméter-beállítások, amelyekkel garantálható a stabil moz-

gás. Azonban még ekkor is kihívást jelenthet a kezdeti feltételek beállítása, melyhez a 4. és 5. ábra ad segítséget rögzített γ és β fizikai paraméterek esetén.

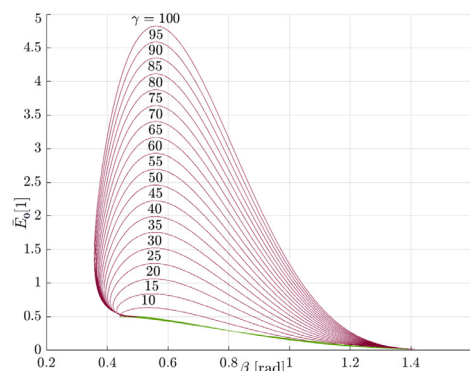
A 7., 8. és 9. ábrákon a Nelder–Mead szimplex módszerrel végrehajtott paraméterillesztések eredményei láthatóak. Hobara cikkében²² egy 400 méter hosszú pályán álló helyzetből indulva sprinteltek a mérésben részt vevő személyek. A megtett út mentén jelentősen változik a futók mozgásformája a fáradás miatt



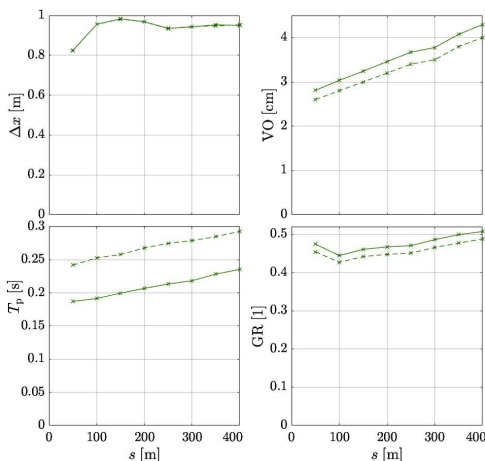
4. ábra. Vonzási tartomány, (\bar{E}_0, ξ') - sík



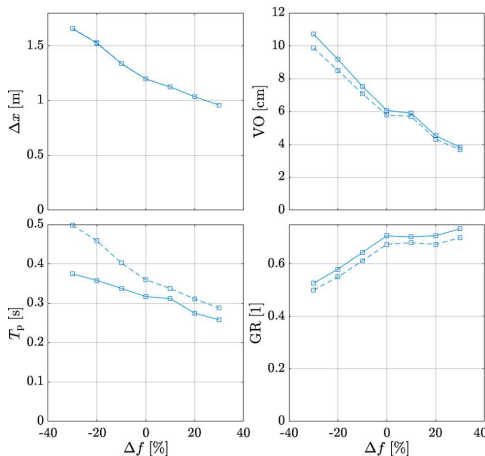
5. ábra. Vonzási tartomány, (\bar{E}_0, δ) - sík



6. ábra. A stabilitási térkép vetülete



7. ábra. Mérésekből²² (szaggatott) és a SLIP modell illesztésével kapott (folytonos) mutatószámok



8. ábra. Mérésekből²³ (szaggatott) és a SLIP modell illesztésével kapott (folytonos) mutatószámok

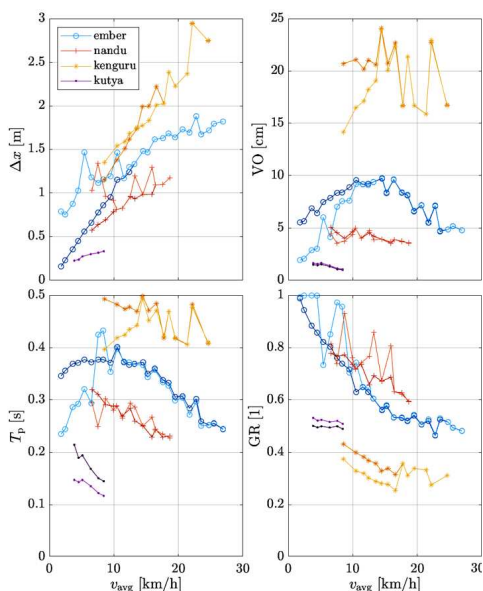
és stratégiai okokból. A Δx lépéshossz, a VO (vertical oscillation) függőleges irányú elmozdulás, a T_p periódusidő és a GR (ground ratio) talaj fázis időaránya paraméterek változására szolgáltat adatot a cikk. A SLIP modell γ , β és \bar{E}_0 és paramétereit úgy hangoltuk, hogy a modellből kapott és a mérésből származó Δx , VO, T_p és GR mutatószámok relatív hibáinak négyzetösszege (célfüggvény) minimális legyen (7. ábra).

A szimplex módszer kezdeti becslése a paraméterterben nagymértékben befolyásolja a konvergenciát. A mérési adatsorok első pontjában a kezdeti becslés a 6. ábrán látható stabil tartomány közepén volt ($\gamma = 30$, $\beta = 0,7$, $\bar{E}_0 = 0,8$). A további pontokhoz a kezdeti becslést mindig az előző pont eredménye szolgáltatta. A relatív hibák $R_x = 100(x_M - x_S) / x_M$ értékeit a 11. ábrán tüntettük fel (a mért értéket x_M , a szimulációval kapott értéket x_S jelöli). Morin²³ adataira vonatkozóan ugyanezt az illesztést hajtottuk végre azzal a

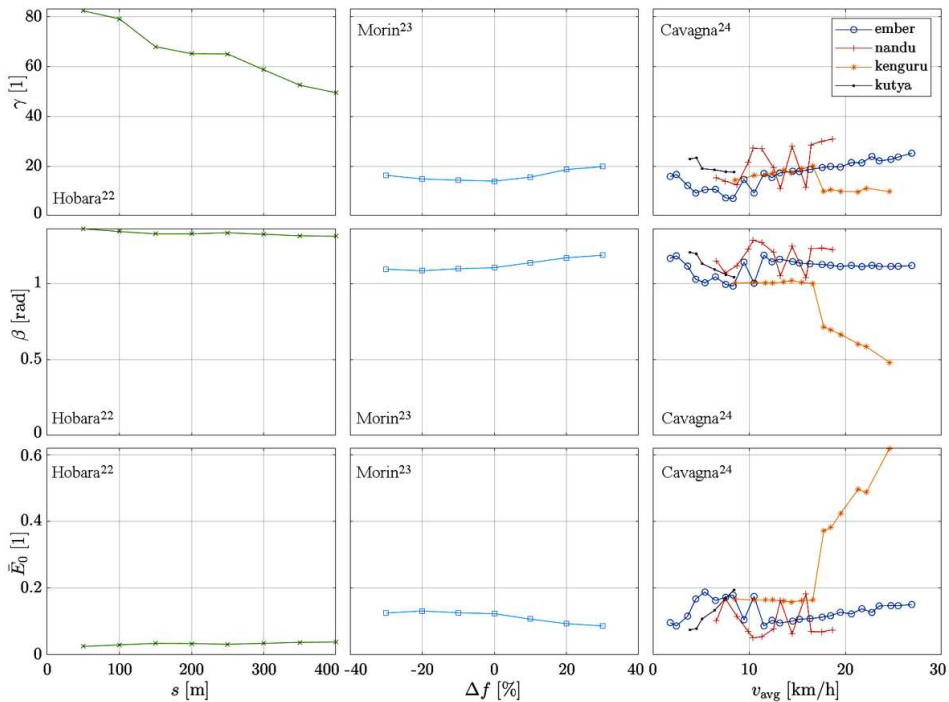
különbséggel, hogy a Δx , VO, T_p és GR mutatószámok a kényelmes lépésfrekvenciától való eltérés függvényében álltak rendelkezésre (8. ábra). Végül az átlagsebességet független paraméternek tekintve Cavagna²⁴ adataira is megtörtént az illesztés (9. ábra) négyféle gerinces esetén. Az illesztés eredménye minden esetben jelleghelyes. A számszerű eltérés oka, hogy a 4 mutatószám illesztésére mindössze három független paraméter állt rendelkezésre (γ , β és \bar{E}_0). A 10. ábrán a megfelelő γ , β és \bar{E}_0 paraméterértékek láthatók.

DISZKUSSZIÓ

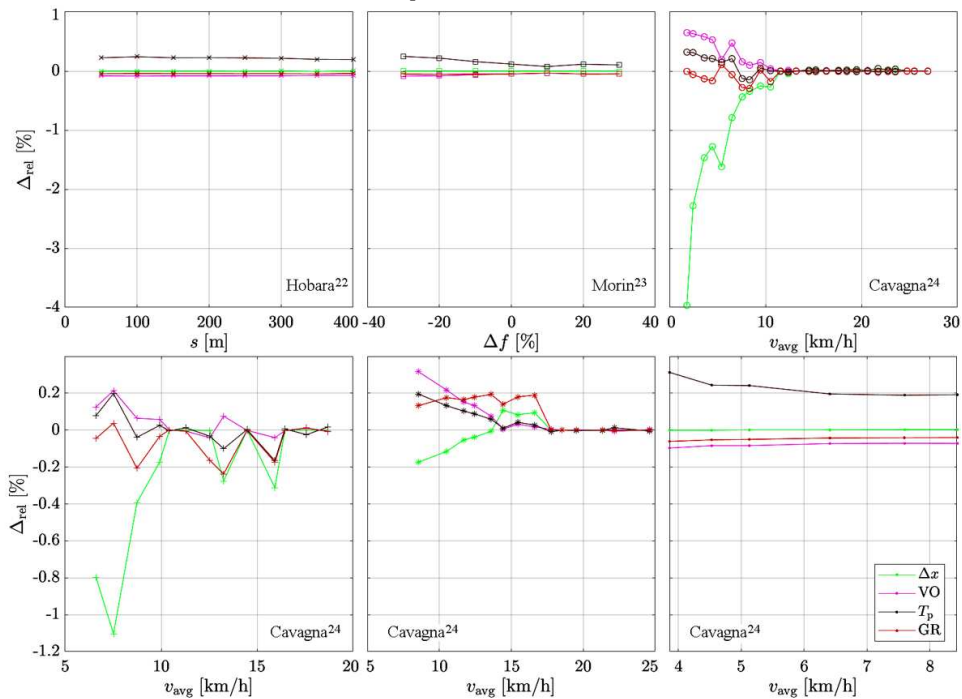
A periodikus pályák stabilitását a C monodrómia mátrix sajátértékei határozzák meg. A négy sajátérték között két darab egyes, egy zérus továbbá egy kezdeti értékektől és paraméterektől függő van: $\lambda_1 = 1$, 1 , 0 , λ_4 . Az egyik egyes sajátérték a pályával érintőleges sajátirányhoz tartozik, mely abból adódik, hogy a rendszer autonóm. A zérus sajátérték a ξ irányú sajátvektorhoz tartozik. Értéke azért zérus, mert függetlenül a kezdeti értékeitől a ξ minden periódus végén a $-\cos \beta$ értékbe képeződik vissza a $\vec{g}(\mathbf{x})$ ugrás függvény által. A kezdeti értékektől függő sajátérték azt mutatja meg, hogy amennyiben a c kezdeti érték $\xi_0^* + \Delta \xi_0$ megzavarása úgy történik, hogy nem változik meg a rendszer mechanikai energiája, akkor milyen a ξ_0^* kezdeti értékhez tartozó periodikus megoldás stabilitása. A második egyes sajátérték azért szerepel, mert a rendszer konzervatív, így mikor a $\xi_0^* + \Delta \xi_0$ zavarás hatására megváltozik a mechanikai összenergia, az a mozgás mentén végig állandó marad. Következésképp, a rendszer csupán marginálisan lehet stabilis. Mit jelent ez a zavarás okozta hiba alakulására vonatkozóan? Amennyiben a zavarás olyan, hogy nem változik meg a rendszer mechanikai összenergiája, a megoldás továbbra is az eredeti \bar{E}_0 izoenergia felületen mozog, amennyiben a λ_4 sajátérték kisebb,



9. ábra. Mérésekből²⁴ (sötét) és a SLIP modell illesztésével kapott (világos) mutatószámok



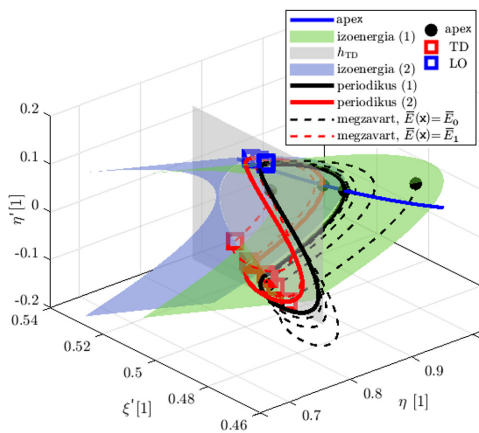
10. ábra. A SLIP modell paramétereit a mérési adatokra²²⁻²⁴ illetve



11. ábra. Az illesztések relatív hibái a Δx , VO, T_p és GR mutatószámokra

mint egy, a megoldás egyre közelebb fog kerülni a periodikus megoldás trajektóriájához, a hiba eltűnik. Ha megváltozik a mechanikai összenergia, a megoldás másik $\bar{E}(\mathbf{x}) = \bar{E}_1$ izoenergia felületre kerül, melyek között külső beavatkozás nélkül nincs átjárás (12. ábra).

Egy bizonyos energiaintervallumon belül léteznek periodikus pályái a rendszernek, és ezen periodikus pályák döféspontjai a Poincaré-metszeten egy folytonos görbét rajzolnak ki. Általános zavarásra az mondható el, hogy az eredeti pályagörbéhez képesti hiba egy részre eltűnik, ahogy a megoldás az új összenergiához tartozó periodikus megoldásához közelít, viszont marad egy fennmaradó eltérés, mely a két különböző összenergiához tartozó periodikus megoldás távolságából adódik.



12. ábra. Periodikus megoldások eltérő összenergiák esetén a pálya legmagasabb pontjáról (apex) indítva

Az ötváltozós esetben még egy egyes sajátérték keletkezik: $\lambda_1 = 1, 1, 0, \lambda_4, 1$. Ezen kívül bizonyos sajátértékekhez tartozó sajátvektorok iránya és jelentése megváltozik. A zérus sajátértékhez tartozó sajátvektor iránya ξ_G lesz, mivel minden periódusban a talajhoz rögzítés során előírjuk az értékét. Az újonnan megjelenő egyes sajátérték sajátiránya vele, illetve a másik ciklikus koordinátával, ξ_G -vel lesz összeköttesben, méghozzá az alábbi módon:

$$\mathbf{v}_5 = [a, 0, 0, b, a]^T \quad (11)$$

ahol a és b skaláris értékek. Az 1 értékű sajátérték azt jelenti, hogy ha az ξ_1 irányban adott $\Delta \xi_1$ értékkel módosított pozícióból indul a mozgás, akkor a periódus végén éppen $\Delta \xi_1$ távolsággal lesz arrébb.

Az eredményeink egybevágóan Ghigliazza és Rummel cikkeiben^{4,25} publikáltakkal. Ezen felül cikkünk 6. ábráján ismertetett, a SLIP modell minden dimenziótlan paraméterének terében megalkotott stabilitási térkép még inkább segíti a modell megértését, és a stabil periodikus pályák létezését garantáló paraméterkombinációk megválasztását, hiszen a térkép a teljes paramétertartományt lefedi. A modell viselkedését mozgás során 3D-s fázistérben mutattuk be, melyeken szemléltettük az izoenergia görbék jelentőségét.

A paraméterillesztések az instabil paraméter-tartományba is kiengedték a szimplexet. Ezt azért tehettük meg, mivel a valóságban az instabil periodikus pályákat szabályozással stabilá lehet tenni. A stabil periodikus pályák szépsége a konzervatív SLIP modell esetében az, hogy a rendszer önbeálló, nem igényel külső beavatkozást. Ha a szimplexet nem engednénk ki az instabil tartományba, akkor önbeálló stabil mozgás jönne ki ugyan, de nagyobb lenne az illesztett biomechanikai paraméterekben a hiba. Érdeemes megjegyezni, hogy kis sebességeknél a SLIP modell nehezen illeszthető mérési adatokra, mert a modell stabil paraméter-tartománya kis sebességeknél csökken. Az illesztés pontosságát továbbá az is befolyásolja, hogy a modell három paramétere hangolható csupán, míg az illeszteni kívánt biomechanikai paraméterek száma négy. A modell kibővítésével és paraméterei számának növelésével várhatóan az illesztések is pontosabbak lennének. A 10. ábrán jól látszik, hogy a SLIP modell paraméterei jellemzően milyen tartományba esnek valódi mozgások utánzása esetén.

IRODALOM

1. *Novacheck TF*. The biomechanics of running. *Gait and Posture*. 1998;7(1):77-95.
2. *Otten E*. Inverse and forward dynamics: models of multi-body systems. *Philosophical transactions of the Royal Society of London. B: Biological Sciences* 2003;358(1437):1493–1500.
3. *Czaplicki A, Silva MT, Ambrósio JC*. Biomechanical Modelling for Whole Body Motion Using Natural Coordinates. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*. 2004;42(4):927-44.
4. *Ghigliazza RM, Altendorfer R, Holmes P, Koditschek D*. A Simply Stabilized Running Model. *SIAM Journal on Applied Dynamical Systems*. 2003;2(2):187-218.
5. *Holmes P, Full RJ, Koditschek DE, Guckenheimer J*. The Dynamics of Legged Locomotion: Models, Analyses, and Challenges. *SIAM Review*. 2006;48(2):207-304.
6. *Blickhan R*. The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*. 1989;22(11/12):1217-1227.
7. *Andrada E, Blickhan R, Ogihara N, Rode C*. Low leg compliance permits grounded running at speeds where the inverted pendulum model gets airborne. *Journal of Theoretical Biology*. 2020;494:110227.
8. *Masters SE, Challis JH*. Increasing the Stability of The Spring Loaded Inverted Pendulum Model of Running with a Wobbling Mass. *Journal of Biomechanics*. 2021;123:110527.
9. *Hutter M, Remy CD, Hopfänger MA, Siegwart R*. SLIP Running with an Articulated Robotic Leg. In *proc. 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2010, 18-22 October, Taipei, Taiwan, 4934-9.
10. *Millard M, Kubica E, McPhee J*. Forward dynamic human gait simulation using a SLIP target model. In *proc. Procedia IUTAM 2011 Symposium on Human Body Dynamics*. 2011, 5-8 June, Waterloo, Canada, 142-57.
11. *Ludwig C, Grimmer S, Seyfarth A, Maus HM*. Multiple-step model-experiment matching allows precise definition of dynamical leg parameters in human running. *J Biomechanics*. 2012;45(14):2472–5.
12. *Buckingham E*. On physically similar systems; illustrations of the use of dimensional equations. *Physical Review*. 1914;4(4):345-76.
13. *Müller PC*. Calculation of Lyapunov exponents for dynamic systems with discontinuities. *Chaos, Solitons and Fractals*. 1995;5(9):1671-81.
14. *Adolfsson J, Dankowicz H, Nordmark A*. 3D passive walkers: finding periodic gaits in the presence of discontinuities. *Nonlinear Dynamics*. 2001;24(2):205-29.
15. *Dankowicz H, Piiroinen PT*. Exploiting discontinuities for stabilization of recurrent motions. *Dynamical Systems*. 2002;17(4):317–42.
16. *Leine RI, van Campen DH*. Discontinuous bifurcations of periodic solutions. *Mathematical and Computer Modelling*. 2002;36(3)259-73.
17. *Piiroinen, PT, Dankowicz, J*. Low-cost control of repetitive gait in passive bipedal walkers. *International Journal of Bifurcation and Chaos*. 2005;15(6):1959-73.
18. *Dieci L, Lopez L*. Fundamental matrix solutions of piecewise smooth differential systems. *Mathematics and Computers in Simulation*. 2011;81(5):932-53.
19. *Penrose R, Todd JA*. A generalized inverse for matrices. *Mathematical Proceedings of the Cambridge Philosophical Society*. 1955;51(3):406-13.
20. *Nelder JA, Mead R*. A simplex method for function minimization. *The Computer Journal*. 1965;7(4):308-313.
21. *Patkó D, Nagy AM*.: Matlab eszköz a SLIP modell stabil paraméter- tartományának interaktív bemutatására. [Internet] [cited: 2022.02.28.] Available from: https://www.mm.bme.hu/~patko_dora/SLIP_3Dmap.zip
22. *Hobara H, Inoue K, Gomi K, Sakamoto M, Muraoka T, Iso S, Kanosue K*. Continuous change in spring-mass characteristics during a 400 m sprint. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2010;13(2):256-61

-
23. *Morin JB, Samozino P, Zameziati K, Belli A G.* Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of Biomechanics.* 2007;40(15):3341-8.
24. *Cavagna GA, Franzetti P, Heglund NC, Willems P.* The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *The Journal of Physiology.* 1988;399(1):81-92.
25. *Rummel J, Seyfarth A.* Stable running with segmented legs. *The International Journal of Robotics Research.* 2008;27(8):919-934.
-

A jelen publikációban a BME-n folyó kutatások eredményei jelennek meg. Támogatást nyújtott a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatal (projekt azonosítók: TKP2021 BME-EGA, NKFIH FK-18 128636)

Zelei Ambrus

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Műszaki Mechanikai Tanszék

H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.

Tel.: (+36) 1 463-3678

UTÁNPÓTLÁSKORÚ KÉZILABDÁZÓK ALSÓVÉG TAG ÁLLAPOTFELMÉRŐ VIZSGÁLATAINAK MŰSZEREZÉSE

Ágoston Dorottya¹, Pálya Zsófia¹, Bacskai Katalin², Kiss Rita M¹

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

² Országos Sportegészségügyi Intézet

rita.kiss@mogi.bmc.hu

DOI: 10.17489/biohun/2022/1/314

Absztrakt

Mint minden sportágban, így a kézilabda sport keretein belül is rendkívül fontos a sportolók megfelelő állapotfelmérése. Ezen mérések kiértékelésével a gyógytornászok átfogó képet kapnak a sportolók aktuális állapotáról. A felmérések után a megfelelő feladatok kiválasztásával tudják a versenyzők ízületeinek mozgástartományát növelni, a gyenge izmokat erősíteni, vagy a túlműködőket nyújtani.

A kutatás célja az alsó végtag állapotfelmérésére szolgáló objektív módszer kidolgozása, amely alkalmas a főbb ízületek mozgásterjedelem és szögtartomány értékeinek pontos meghatározására. Ehhez egy kitelepíthető optikai-alapú OptiTrack márkájú mozgásvizsgáló (motion capture) rendszert használtunk, amely a kijelölt anatómiai pontok térbeli helyzetét rögzíti. Az ebből számított jellemzők monitorizálhatóvá teszik a változásokat, segítik a gyógytornászt az egyéni rehabilitáció kialakításában. Az optikai mozgáskövetésnek köszönhetően objektíven mérhetők a mobilizációs feladatok során a térdízületi és bokaízületi szögek terjedelmei, a medence dőlési szöge, ezekből következtethetünk combhajlító izmok feszességére és lazaságára. A négy teszt-feladat: speciálisan kivitelezett guggolási feladat, a Thomas teszt, egy a *hamstring* izomcsoport (combhajlító izmok) nyújthatóságát vizsgáló feladat, valamint az úgynevezett *sit and reach* teszt. A méréseinket 11 utánpótláskorú (16-18 éves) női kézilabdázó bevonásával végeztük el. Az alkalmazott feladatok kiértékelése teljes képet ad az alsó végtag (boka-, térd- és csípőízületek) állapotáról, valamint következtetéseket vonhatunk le az izomzat feszességéről. A kidolgozott módszer segítségével a hagyományos (korábban is használt) mérőszámok – mint a boka dorsiflexiós szöge, a térdszög flexió-extenziós mozgástartománya vagy a maximális előrenyúlás – a szakirodalmi adatoknak megfelelően nagy pontossággal mérhetők. Ezen felül olyan mérőszámok meghatározását teszi lehetővé (pl. medence billenése, transzverzális síkban történő szögkitérések), ami szemrevételezéssel korábban nem volt lehetséges.

Kulcsszavak: motion capture, kézilabda, gyógytorna, Thomas teszt, sit and reach teszt

ASSESSMENT OF LOWER LIMB CONDITION OF YOUNG HANDBALL PLAYERS VIA MOTION ANALYSIS

Abstract

As in most sports, it is crucial to assess the condition of athletes in handball properly. By evaluating these measurements, the physiotherapists receive a comprehensive picture of the athletes' physical condition. These results can help the athletes increase the range of motion of joints, strengthen the weak muscles, and stretch the overactive ones.

This present study aimed to develop an objective method for assessing the condition of the lower limb coordination in young female handball players (age of 16-18). For this purpose, optical-based motion analysis was carried out, which helps the physiotherapists to monitorize the small, achieved results more efficiently during the progress. With the help of the 3D motion analysis the range of motion of the lower extremities' joint can be objectively measured during the mobilization tasks, which can also be used to infer the tightness and looseness of the flexor muscles. In the motion analysis, four field tests were included; a special squat, the Thomas test, a test that helps to examine the extensibility of the hamstring muscle group, and the 'sit and reach' test. For evaluating the results, a self-developed Matlab program was applied. To sum up, the tests and the described method allow us to determine the condition of ankle, knee, and hip joints and the quality of the muscles of the whole lower limb. The developed objective, in-site measurement procedure could be built in the athletes' training program.

Keywords: motion capture, handball, physiotherapy, Thomas test, sit and reach test

BEVEZETÉS

Napjainkban is a gyógytornász állapotfelmérő vizsgálatok – köztük az alsóvégtag állapotára irányuló vizsgálatok legtöbbjét – eszközök nélküli, szemrevételezésen vagy tapintáson alapuló módszeren alapul. Ezen szemrevételezéses vizsgálatok fő problémája, hogy kvalitatív adatokkal nem szolgálnak, és nagyfokú szubjektivitással járhatnak. Néhány vizsgálat esetén a hagyományos eszközöket alkalmazzák, mint a goniométer vagy mérőszalag.¹ Bár a hagyományos eszközök alkalmazása egyszerű, azok térbeli és anatómiailag helyes pozíciójának felvételéből adódó pontatlanságok az eredményt szignifikánsan befolyásolhatják. Ezt fokozza, ha a vizsgálatvezető személye is változik. E mérési pontatlanságok megnehezítik például a kis mértékű változások nyomonkövetését, illetve a mérések megismételhetőségét.^{2,3}

A technológia fejlődésével egyre több példát találhatunk a szakirodalomban az állapotfelmérő tesztek korszerű műszerezésére.^{2,3} Mourcou és mtsai egy telefonos applikációt készítettek, amely az adott végtagra felhelyezett mobiltelefon szenzorainak segítségével lehetővé teszi az ízület mozgástartományának meghatározását.⁴ Továbbá egyre elterjedtebbek az egy, esetleg több kamerát alkalmazó, 2D képelemzésen alapuló mozgáselemzési eljárások alkalmazása. Ilyen egyszerűbb, ingyenes elérhető szoftver az így készült felvételek kiértékelésére például a Kinovea,^{5,6} amellyel ízületi szögváltozásokat, mozgástartományokat is meg lehet határozni. Ennél pontosabb megfigyelést és elemzést tesznek lehetővé a háromdimenziós (3D) technikák. Napjainkban az egyik legelterjedtebb, térbeli mozgásvizsgáló rendszerek markereket alkalmaznak, amelyek milliméter alatti pontossággal hatá-

rozzák meg a markerek térbeli helyzetét mozgás közben, lehetővé téve ezzel az anatómiai szögek meghatározását térben és időben, non-invazív módon.⁷

Jelen kutatás célja egy az alsó végtag állapotfelmérésére alkalmas objektív mérési módszer kidolgozása, amely nagy pontosságú, kvalitatív adatokat szolgáltat a térd-, boka- és csípőízületekről, valamint következtetést enged az ezeket összekötő izmok állapotáról, hozzájárulva a sportolók állapotfelmérési vizsgálataihoz. A kidolgozott módszer elsődleges célja, hogy kiküszöbölhetővé tegye a hagyományos gyógytornász vizsgálati módszerek során esetlegesen felmerülő szubjektivitásból adódó pontatlanságokat, nyomon követhetővé tegye a relatíve kicsi változásokat. Ezzel segíti a gyógytornászok munkáját, valamint a sportolók – és köztük kiemelten a kézilabdázók – fizikai állapotának javítását. A kidolgozott módszer része egy mobilis, gyorsan elvégezhető tesztekkel álló mérési sorozat kialakítása, ami megfelelően jellemzi az alsó végtagok állapotát. A mozgásvizsgálaton alapuló mérési módszer alkalmazásával a korábban alkalmazott "hagyományos" mérőszámokat (boka dorziflexiós szöge, térdszög mozgásterjedelme, előrenyúlás mértéke) szeretnénk objektív módon, nagy pontossággal meghatározni a mérések során, valamint bevezetni olyan új mérhető paramétereket, amelyek segítik a nyomon követést és a korábbi eszközökkel nem, vagy csak nehezen megadhatók.

MÓDSZEREK

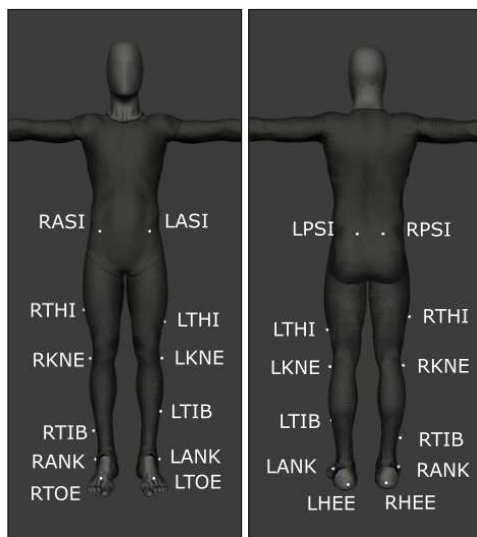
A mérési keretrendszer bemutatása

A méréseket az Országos Sportegészségügyi Intézetben végeztük el egy kitelepíthető optikai-alapú OptiTrack (NaturalPoint, Corvallis, Oregon, USA) mozgásvizsgáló rendszer segítségével. A tesztek felvételéhez hat darab infravörös tartományban működő, Flex 13 (felbontás: 1280×1024 px, felvétel sebessége:

30-120 fps, FOV: 56×46°) típusú kamerát alkalmaztunk. A kamerák működéséhez szükséges Motive szoftver (Motive Inc., Austin, Texas, USA, 1.21) segítségével rögzítettük a markerek térbeli helyzetét A mérések során az előre beállított mintavételezés 120 Hz volt, az alsó végtag anatómiai pontjainak megjelenésére egy előre definiált, 16 markerből álló marker elrendezést használtunk (1. ábra). A markerek között található anatómiai ponton elhelyezkedő (12 db) és "szabadon elhelyezhető" oldaljelölő marker (4 db) is. Ezen kívül néhány tesztnél speciálisan elhelyezett markerek kerültek felhelyezésre: két markerrel a vizsgálati ágy széle került kijelölésre, és a csípőmobilitás teszt során plusz marker került a vizsgált személyek kezének középső ujjára is.

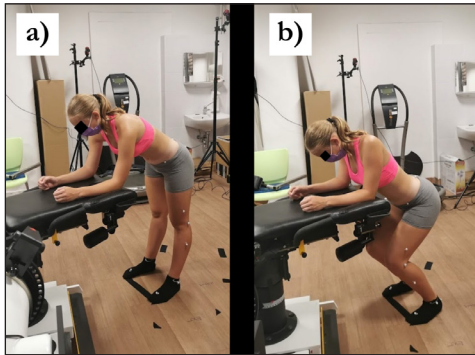
A kiválasztott tesztek bemutatása

A tesztek kiválasztásánál számos szempontot figyelembe vettünk. A tesztek kiválasztása



1. ábra. A használt markerösszeállítás. Anatómiai markerek: elülső felső csípőtővis (RASI, LASI), hátulsó felső csípőtővis (RPSI, LPSI), térd (RKNE, LKNE), boka (RANK, LANK), sarok (RHEE, LHEE), lábfej (RTOE, LTOE). Szegmens markerek: comb (RTHI, LTHI), lábszár

során szem előtt tartottuk, hogy a feladat elvégzése során csak minimális számú marker kerüljön letakarásra. Fontos, hogy a tesztekkel az összes ízületet (boka, térd, csípő) megvizsgáljuk, és ezek mozgásában résztvevő izmok (csípő flexorok, combhajlítók, feszítők és a háromfejű lábikraizom) állapotát illetően is többletinformációhoz juthatunk. A guggolás egy úgynevezett mobilizációs gyakorlat, azonban számos esetben használják a bokaízület állapotának felmérésére sportolók esetén. Az általunk végzett guggolás teszt kiindulóhelyzetének felvételekor a sportoló egy asztal előtt alkartámaszban helyezkedik el (2. ábra). A térdék nyújtva és a talpak csípőszéles távolságra vannak. A mérés során a sportoló elkezd hajlítani a térdízületét addig, amíg a sarkai nem emelkednek el a talajtól. Ezt a térdhajlítást úgy végezi el, hogy a súlypontja előre, a lábujjakra helyeződik. Minden vizsgált személy esetén egy, a leírás szabályainak megfelelően elvégzett guggolás került rögzítésre.



2. ábra. A guggolás teszt kezdő (a) és végpozíciója (b)

A Thomas teszt a flexor izmok, elsősorban a *quadriceps* és az *iliopsoas* feszességének tesztelésére alkalmas. A teszt kivitelezése során a sportoló az ágy széléhez áll, a nem vizsgált oldali lábát hashoz húzza és így fekszik az ágyra. A vizsgált oldali láb lelóg az ágyról és a térd is feszítetlen állapotban marad (3. ábra). A tesztet mindkét láb felhúzásával elvégzésre

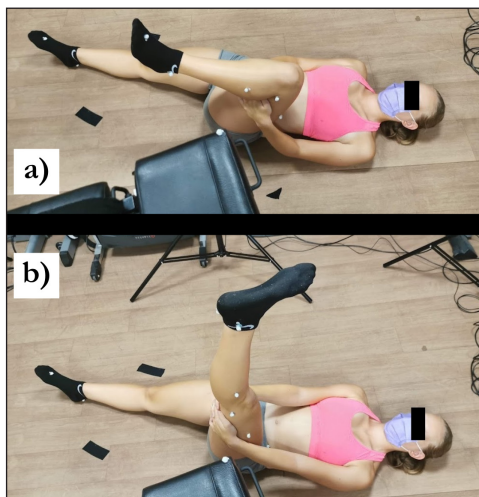
került. A vizsgált oldali (nem felhúzott) láb helyzetét a vizsgáló ágy vízszintes és függőleges síkjához képest vizsgáltuk. Ehhez külön markereket helyeztünk fel a vizsgálóágy két szélére.



3. ábra. Thomas teszt kivitelezése

A térd extenziójának vizsgálatakor a mérendő személy hanyatt fekszik. A nem vizsgált oldali térd és csípőízület nyújtott állapotban a talajon marad. A vizsgált oldali végtagot a nyújtott helyzetből felhúzza úgy, hogy a térd- és a csípőízület derékszöget zárjon be. Ez a vizsgálat kiinduló helyzete (4. ábra). A mérés során arra kérjük a sportolót, hogy nyújtsa ki a térdét a plafon irányába. A mérést megismételjük a másik oldalra is. A véghelyzet során a vizsgált végtagnak a lehető legközelebb kell lennie a kinyújtott (180° bezáró) állapothoz. A kapott eredmény során a térdhajlító izomcsoport feszességéről kapunk információt.

A *sit and reach* teszt esetén a kiindulóhelyzet felvételekor a sportoló egyenes háttal ül és mindkét térdízület nyújtva van. A teszt során azt kérjük, hogy hajoljon előre és próbálja megérinteni a lábujjait, esetleg nyúljon túl a láb síkján, majd ezt a pozíciót tartsa meg 5 másodpercig (5. ábra). A teszt során plusz markerek kerültek felhelyezésre a középső ujjakra, a kezek mozgásának rögzítése érdekében. Abban az esetben sikeres a teszt, ha sikerül a sportolónak elérni legalább a lábfeje síkját.



4. ábra. A térd extenziójának vizsgálata, a mérés kezdő (a) és végpozíciója (b)



5. ábra. A sit and reach teszt kivitelezése

A vizsgált személyek

A mérések során 11 utánpótláskorú, 16-18 éves kézilabdázó lányt vizsgáltunk (életkor: $16,91 \pm 0,67$ év, magasság: $165,77 \pm 5,54$ cm, testtömeg: $62,56 \pm 5,08$ kg). A lányok egy csapatból kerültek kiválasztásra. A beválogatás során azt is figyelembe vettük, hogy különböző poszton játszó játékosok kerüljenek a vizsgált személyek közé. Az összes mérési alanya aktuálisan fizikálisan egészséges volt, az esetleges múltbeli sérüléseiket feljegyeztük. Mindenki megfelelően kipihent és hidratált állapotban érkezett a délelőtti vagy kora dél-

utáni mérésekre. Minden vizsgált személy írásos beleegyezését adta, miután a vizsgálat minden részletéről tájékoztatást kapott. A kutatást a Testnevelési Egyetem Tudományos és Kutatásügyi Bizottsága engedélyezte (TE-KEB/17/2021).

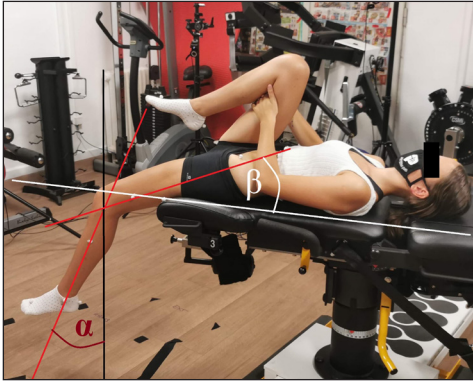
Mért és számított jellemzők

A guggolás teszt során a boka dorsiflexiós szögének mozgástartományát határozzuk meg. Kocsis munkája alapján az anatómiailag helyes bokaszög meghatározásához az V. lábujjra, a külső bokára és a szárcapocs fejére helyezett markerek térbeli koordinátájára van szükség.⁸ A mérés során egy egyszerűsített marker elrendezést alkalmaztunk, csak a III. és IV. lábujjak tövével, a külső bokán, valamint a térdízületre helyezett markerek álltak rendelkezésre. Így a boka dorsiflexiós szögének meghatározásához ezen markereket használtuk fel. A teljes teszt folyamán számított szögértékek minimum és maximum értékeinek meghatározásával a dorsiflexiós szög mozgástartományát számítható.

Thomas-teszt végrehajtásakor cél a comb, és lábszár helyzetének elemzése a gyakorlat során. A teszt során meghatároztuk a lábszár *sagittalis* síkban vett helyzetét a vizsgáló ágy síkjára merőleges, függőleges síkhoz képest (6. ábra: α szög). Ezen kívül meghatározásra került a comb *sagittalis* síkban vett helyzete a vizsgáló ágy vízszintes síkjához képest (6. ábra: β szög). A lábszár és a comb helyzetének meghatározása után a transzverzális síkban vett oldalirányú kitéréseket is kiszámítottuk. Ehhez a korábban használt egyenesek transzverzális síkba vett vetületét határoztuk meg. A kiértékelés során pozitív a teszt, azaz az ideális állapothoz képest eltérést mutat a sportoló állapota, amennyiben:

- a medence elemelkedik;
- a comb nem fekszik fel az ágyra;

- a térd magasabban helyezkedik el a csípőnél (ilyenkor a 6. ábrán látható β szög negatív előjellel kerül megkülönböztetésre);
- a comb elmozdul az ágy széle felé;
- illetve a lábszár előremozdul a függőleges állapothoz képest (6. ábra: α szög).



6. ábra. A Thomas teszt során számított szögértékek

A térd extenziójának vizsgáló teszt során azt vizsgáljuk, hogy a vizsgált oldali végtag kinyújtása után mekkora lesz annak a függőlegestől való eltérésének mértéke.⁹ A teszt kiinduló pozíciójában a térd- és a csípő ízület 90° -t zárnak be, így a térdízület vizsgált mozgástartománya a 0° és 90° tartományba esik. Ha a sportoló nem tudja teljesen kinyújtani a térdízületét (90° -nál kisebb értéket kapunk), és ez feszülő érzésen kívül más panasszal nem jár, akkor ez csökkent mobilitást jelent. Ha ehhez az állapothoz egyéb panasz (zsibbadás, fájdalom) is jár, akkor további vizsgálatot kell végezni. A térdízület extenziós szögét a bokára, térdre és csípőre ragasztott markerek segítségével határoztuk meg mindkét oldal esetén. Ezen kívül a két oldal közötti relatív eltérést is számítottuk.

A *sit and reach* teszt kiértékeléséhez vizsgáltuk a kéznek a lábfejektől vett eltérését az időben, figyeltük a medencebillenést. Az előre nyúlást a III. és IV. lábujj tövére, valamint a kézujjakra helyezett markerek távolságából hatá-

roztuk meg. Amennyiben a sportoló előrébb tudott nyúlni mint a talpa, a távolság értéke negatív előjelet kapott. Így mindig az abszolút minimumot kell keresni a távolságok között. Fontos, hogy a feladat elvégzésének része a kinyújtózott pozíció megtartása. Így a számított minimum értékek összevetésre kerültek a végpozícióval, ezzel elkerülve azt az eshetőséget, hogy a sportoló lendületből nyúljon előrébb a teszt során. A medence billenési szögéhez annak helyzetét négy anatómiai pont – az elülső felső (SIAS) és hátulsó felső csípőtővisék (SIPS) – segítségével számítottuk. A kezdeti és az előre nyúlt pozíció során a medence helyzete ezzel a négy ponttal jellemezhető. A pontokra fektetett síkok egymással bezárt szöge jellemzi a medence billenését. Ha a sportoló a mozgást nem tudja helyesen kivitelezni, (nem billen a medence, a lumbális gerinc mozgása csökkent) akkor a teszt eredményét pozitívnak tekintjük (ideálistól eltér a sportoló állapota).

A mérés menete, adatfeldolgozás

A mérés megkezdése előtt rögzítésre kerültek a sportolók antropometriai adatai (név, életkor, testtömeg, testmagasság, domináns oldal, játék-poszt), és röviden bemutatásra került a mérés. A sportolókat egyesével vizsgáltuk, első lépésként felhelyezésre kerültek a markerek a meghatározott anatómiai és oldal jelölő pontokra (1. ábra). A tesztek felvétele előtt egy statikus, kalibrációhoz használt pozíciót (T-póz) rögzítettünk, majd a mérés során a négy feladatot mindenki azonos sorrendben hajtott végre. Elsőként a guggolás tesztre került sor, ezt követte a Thomas teszt, majd a térd extenziójának vizsgálata végül a *sit and reach* teszt, amelyhez a középső kézujjra markerek csak közvetlenül a mérés előtt kerültek felragasztásra.

A méréseket követően a rögzített adatokat szöveges formátumban (.csv) kerültek kiexpor-

tálásra. Ezt követően saját készítésű Matlab (The MathWorks, Massachusetts, USA, verziószám: R2019a) programot használtunk az adatsorok feldolgozására. A felvételeket néhol zajosnak ítéltük meg, a rögzített adatsorok a beolvasást követően szakirodalmi ajánlások alapján egy hatodrendű, aluláteresztő Butterworth-szűrővel szűrtük (vágási körfrekvencia: 15 Hz).¹⁰ A szűrést követően a megfelelő marker koordinátákat felhasználva meghatároztuk az előző alfejezetben leírt mérőszámokat.

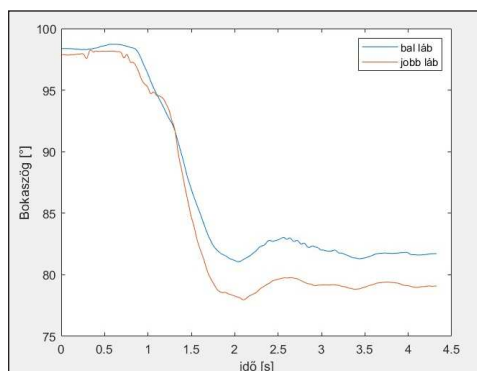
Eredmények

A guggolás teszt esetében az anatómiai bokaszögek és a két oldal közti aszimmetria mértéke került meghatározásra (1. táblázat). Az eredmények alapján különösen hangsúlyosak azon sportolók eredményei, ahol az eltérés mértéke 10% fölött van, hiszen ez sérülésveszélyt vonhat maga után.

Az aszimmetriát és a bokaszöveget az idő függvénye jól szemlélteti (7. ábra). A bemutatott

1. táblázat. A bokaízület dorsiflexiójának mozgástartománya a guggolás teszt során

Vizsgálati személyek	Jobb boka [°]	Bal boka [°]	Relatív eltérés [%]
sportoló 01	26,39	27,89	5,67
sportoló 02	20,25	24,31	20,03
sportoló 03	35,63	38,95	9,33
sportoló 04	24,91	28,83	15,72
sportoló 05	20,29	17,66	12,96
sportoló 06	28,98	29,40	1,44
sportoló 07	34,46	35,30	2,44
sportoló 08	26,99	27,03	0,15
sportoló 09	29,95	28,70	4,19
sportoló 10	36,67	38,00	3,61
sportoló 11	30,18	31,24	3,52



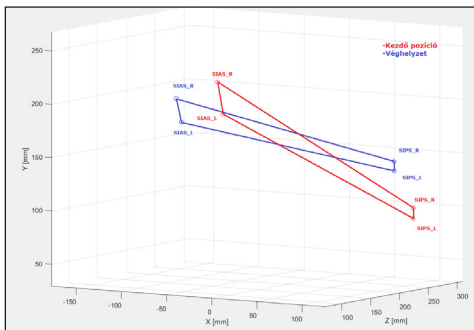
7. ábra. Az 5-ös számú alany bokaszövegének ábrázolása a guggolás teszt közben

2. táblázat. A Thomas teszt kiértékelésével kapott eredményei

Vizsgálati személyek	JOBB				BAL			
	Comb max. sagittalis eltérés [°]	Comb max. transz. kitérése [°]	Lábszár max. sagittalis eltérés [°]	Lábszár max. transz. kitérése [°]	Comb max. sagittalis eltérés [°]	Comb max. transz. kitérése [°]	Lábszár max. sagittalis eltérés [°]	Lábszár max. transz. kitérése [°]
sportoló 01	18,47	13,21	22,68	3,70	7,92	25,69	17,82	3,70
sportoló 02	8,18	10,01	24,77	3,70	7,69	19,34	19,47	5,45
sportoló 03	2,97	19,34	11,78	1,07	18,41	5,18	6,41	10,94
sportoló 04	15,88	23,18	14,65	5,66	14,86	18,62	13,47	7,63
sportoló 05	14,92	24,58	20,98	5,73	0,71	10,83	16,89	3,16
sportoló 06	17,97	23,38	13,93	9,97	10,31	12,71	19,65	5,75
sportoló 07	13,47	15,44	7,98	3,50	11,75	22,31	9,73	9,06
sportoló 08	12,79	22,57	20,91	9,38	12,65	13,43	21,18	10,33
sportoló 09	9,07	18,56	25,34	4,84	5,31	20,45	21,89	8,41
sportoló 10	-1,75	16,20	23,05	3,77	-8,03	17,70	19,75	13,54
sportoló 11	6,57	23,76	30,99	10,88	5,19	17,56	22,37	12,58

sportoló esetén megfigyelhető, hogy a két oldali szög kezdetben megegyezik, azonban a mozgás végére a kétoldali érték már jelentősen (>10%) eltér egymástól. Ez a különbség lehet egy korábbi, kezeletlen sérülés következménye, de egy jövőbeli sérülést is prognosztizálhat.

A Thomas teszt kiértékelése során meghatározásra kerültek a vizsgált oldali lábszár és comb helyzetét leíró szögek a *sagittalis* és *transzverzális* síkban. Mindkét esetben néztük az oldalra való szögkitérést (csípő abduktor izmok feszességének mértékét adja meg a szög nagysága), a comb esetében a *sagittalis* síkban vett vízszintestől mért maximális szöget (6. ábra: β szög), amelynél negatív előjellel kerültek megkülönböztetésre az ágy vízszintes síkjából kiemelkedő testszegmensek. A negatív előjelű szögértékek a csípőízületet hajlító izmok kontraktúrájára utalnak. A lábszár esetében számítottuk a függőlegestől való eltérést a *sagittalis* síkban (6. ábra: α szög), amely maximális szögérték a térdízület nyújtásáért felelős izmok kontraktúrájának mértékére enged következtetni, vagyis minél nagyobb értéket kapunk, annál nagyobb a térd extenzor izmok megrövidülésének mértéke. A két szegmens *transzverzális* síkban vett maximális kitérés szögét is számítottuk. Az így kapott szögértékeket mindkét oldal esetén a 2. táblázat tartalmazza.



8. ábra. A medence helyzete kezdő (piros) és végpozícióban (kék) az 1-es számú vizsgált sportoló esetén

A térd extenziójának vizsgálata esetén a jobb és bal oldali lábszár vízszintestől való maximális szögeltérését is meghatároztuk (3. táblázat). A 3. táblázatban a két oldal közötti relatív eltérést is feltüntettük, ami az aszimmetria mértéke enged következtetni. Az eltérés ideális esetben a 10%-ot nem haladja meg. Ennél nagyobb relatív eltérés esetén fokozott sérülésveszélynek van kitéve a sportoló.^{3,11}

A *sit and reach* teszt célja annak megállapítása, hogy a sportoló meddig tud előrehajolni ülő helyzetben (4. táblázat), amellyel a csípőizmok kontraktúráját vizsgálhatjuk. A 4. táblázatban

3. táblázat. A lábszár vízszintes síkhoz vett maximális eltérése a térd extenziójának vizsgálata során

Vizsgálati személyek	Jobb oldal [°]	Bal oldal [°]	Relatív eltérés [%]
sportoló 01	81,51	83,56	2,51
sportoló 02	65,66	60,37	8,05
sportoló 03	55,87	60,22	7,78
sportoló 04	67,53	59,10	12,49
sportoló 05	58,68	59,02	0,57
sportoló 06	79,88	83,20	4,16
sportoló 07	52,81	48,59	8,00
sportoló 08	80,23	83,08	3,56
sportoló 09	67,60	70,33	4,03
sportoló 10	68,05	69,90	2,73
sportoló 11	78,26	82,24	5,09

4. táblázat. A kézujjak és a láb távolsága *sit and reach* teszt során

Vizsgálati személyek	Jobb oldal [cm]	Bal oldal [cm]
sportoló 01	5,73	9,28
sportoló 02	9,35	7,60
sportoló 03	10,24	8,97
sportoló 04	18,14	17,48
sportoló 05	11,22	14,37
sportoló 06	-3,18	-4,94
sportoló 07	27,20	28,54
sportoló 08	-14,84	-14,82
sportoló 09	15,16	15,88
sportoló 10	-4,13	-3,36
sportoló 11	-5,80	-3,03

feltüntetett eredmények esetén a negatív előjellel vett értékek a lábfej síkján való túlnyúlást jelölik.

A láb-kézujjak távolságának meghatározása mellett a medence dőlésszögét is kiszámoltuk, hiszen ez is többletinformációt szolgáltat (8. ábra). Az egyes sportolók esetén kiszámításra került a medence billenési szögek maximuma is (5. táblázat), amely a hagyományos vizsgálatokhoz képest többletinformáció.

5. táblázat. A medence dőlésszögének szögtartománya *sit and reach* teszt során

Vizsgálati személyek	Dőlésszög tartománya [°]
sportoló 01	15,97
sportoló 02	16,02
sportoló 03	12,08
sportoló 04	23,91
sportoló 05	6,35
sportoló 06	20,11
sportoló 07	3,57
sportoló 08	29,42
sportoló 09	4,37
sportoló 10	19,60
sportoló 11	18,74

MEGBESZÉLÉS

A kutatás elsődleges célja egy olyan mérési módszer kidolgozása, amely segítséget nyújt a gyógytornászoknak az alsó végtag állapotfelmérésében. A módszer során négy tesztfeladatot határoztunk meg, amelyek segítségével sportolók esetén az alsó végtag állapota jól jellemezhető. A mozgásokat és egyes anatómiai pontok térbeli helyzetét optikai-alapú mozgásvizsgáló rendszer segítségével rögzítettük 11 utánpótláskorú kézilabdázó lány bevonásával. Az általunk alkalmazott gyógytornász tesztek egy speciális guggolási feladat elvégzése, a Thomas teszt, egy a térd extenzióját vizsgáló feladat és az úgynevezett *sit and reach* teszt. A bemutatott tesztek során célunk a korábbi

szemrevételezéssel vagy hagyományos mérési eszközökkel (pl.: goniométer, mérőszalag) meghatározható mérőszámok reprodukálása, továbbá olyan mérőszámok meghatározása, ami ezekkel a módszerekkel nem lehetséges, mégis többletinformációhoz jutunk az alsó végtag állapotát illetően. A guggolás tesztnél mért boka dorsiflexió szöge (1. táblázat) a bal boka esetén átlagosan $29,61^\circ \pm 5,83^\circ$, jobb boka esetén átlagosan $28,45^\circ \pm 5,33^\circ$. Ez a szakirodalomban olvasható, terhelt állapotban mérhető $7,1^\circ$ - $34,7^\circ$ -os tartománnyal egybeesik.¹² A Thomas teszt esetében elmondható, hogy számos olyan paraméter került meghatározásra (2. táblázat), amely az eredeti szemrevételezéssel kapott kiértékeléshez képest objektívebb, vagy egyáltalán nem is meghatározható (pl.: oldal irányú, transzverális síkban vett maximális kitérés). Így a műszerezett mérési módszer számos extra információt szolgáltat, valamint komplex képet nyújt az alsó végtag izmainak állapotáról. Továbbá a térd aktív extenzióját vizsgáló teszt során az általunk vizsgálati személyek esetén a lábszár függőlegessel bezárt szöge $21,26^\circ \pm 9,74^\circ$ és $20,94^\circ \pm 11,89^\circ$ a jobb és bal oldal esetén (3. táblázat). A szakirodalom a normatív értékek egészséges lányok esetében $13,4^\circ \pm 6^\circ$ értéket határoz meg.¹³ Itt a szakirodalmi adatokhoz képest nagyobb mértékű eltérés figyelhető meg, mint a bokaszög esetén. A nagyobb eltérés oka vélhetően az, hogy a vizsgált sportolók egy speciális sportág mezőnyjátékosai, így a hamstring izomcsoport a sportágtól függően eltérő feszességű lehet, ezáltal a térd extenziója is nagyobb a játékosoknál. Összességében megállapítható, hogy jellegre helyes adatokat kapunk, a kapott eredmények a gyógytornászok számára használható információk. A *sit and reach* teszt során az előrenyúlás meghatározása mellett (4. táblázat) az alkalmazott mérési módszer segítségével a medence helyzete is vizsgálható (5. táblázat). A billenési szög maximális értéke megfelelő szakmai tapasztalattal rendelkező személy esetén is csak közelítőleg adható meg.

A kapott maximum billenési szögértékek szórása relatív nagy ($\pm 8,21^\circ$; $\sim 40\%$). Ennek oka vélhetően az, hogy a vizsgált sportolók különböző poszton játszanak, így a combizmok eltérő módon erősödnek. A kapott eredményt az is alátámasztja, hogy a kezek előre nyúlásának mértékei is széles skálán mozognak, melyek legtöbbször a szakirodalmi adatok alapján az elfogadható és jó értékek közötti.¹¹

A mért és számított jellemzők alapján megállapítható, hogy a módszer a kézilabdázók alsó végtag állapotfelmérésére alkalmas. A kétoldalon végzett mérések eredményei alapján az aszimmetriák vizsgálhatók. A sportolónál általánosan – főleg az egyoldali sportok esetén – elmondható, hogy a domináns és nem-domináns oldal esetén eltérő értékeket mérhetünk az állapotfelmérő tesztek során, azonban az eltérés mértéke nem lehet nagy (10%-nál nagyobb), mivel az sérülésveszélyt jelent.^{12,13} A kapott numerikus és grafikus eredmények felhívják az edző és a gyógygy-

tornász figyelmét egyes játékosok sérülésveszélyére. A bemutatott mérési módszer egyik előnye, hogy független a vizsgálatot végző személytől, objektív mért értékek alapján mérhetők az egyes szög és távolság jellegű paraméterek. Lehetőséget teremt visszamérések elvégzésére is, amely segítségével akár a megfelelő vízfogyasztásnak, nyújtógyakorlatoknak vagy a masszázshenger (SMR henger) rendeltetésszerű használatának hatása is vizsgálható az alsóvégtag állapotára.

A bemutatott mérési módszer egyik hiányossága, hogy nem minden anatómiai szög meghatározásához használ elég markert. Továbbifejlesztési lehetőségként elmondható, hogy egy több markerből álló markerösszeállítást választva, több anatómiai pontot megjelölve további anatómiai szögértékek meghatározása lehetséges. A mérést több kamerával elvégezve az esetleges vakfoltok és marker kitakarások száma csökkenthető.

IRODALOM

1. *Gandbhir VN, Cunha B.* Goniometer [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 Jan. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK558985/>
2. *Milanese S, Gordon S, Buettner P, Flavell C, Ruston S, Coc D et al.* Reliability and concurrent validity of knee angle measurement: smart phone app versus universal goniometer used by experienced and novice clinicians. *Manual therapy*, 2014;19(6):569-74.
3. *Ore V, Nasic S, Riad J.* Lower extremity range of motion and alignment: A reliability and concurrent validity study of goniometric and three-dimensional motion analysis measurement. *Heliyon* 2020;6(8):e04713.
4. *Mourcou Q, Fleury A, Diot B, Franco C, Vuillerme N.* Mobile phone-based joint angle measurement for functional assessment and rehabilitation of proprioception. *Biomed Res Int* 2015;2015:328142.
5. *Kinovea* [Internet]. [cited: 2021 Nov 30]. Available from: <https://www.kinovea.org/>
6. *Fernández-González P, Koutsou A, Cuesta-Gómez A, Carratalá-Tejada M, Miangolarra-Page JC, Molina-Rueda F.* Reliability of Kinovea® software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors* 2020;20(11):3154.
7. *Nagyimáté G, Kiss RM.* (2018). Application of OptiTrack motion capture systems in human movement analysis: A systematic literature review. *Recent Innovations in Mechatronics* 2018;5(1):1-9.
8. *Kocsis L, Kiss RM, Illyés Á.* *Mozgásszervek biomechanikája.* Budapest: Terc Kiadó; 2007.
9. *Reurink G, Goudswaard GJ, Oomen HG, Moen MH, Tol JL, Verhaar JA, et al.* Reliability of the active and passive knee extension test in acute hamstring injuries. *The American Journal of Sports Medicine* 2013;41(8):1757-61.

10. Rácz K, Kiss RM. Marker displacement data filtering in gait analysis: A technical note. Biomedical Signal Processing and Control 2021;70:102974.
 11. Dorneles RCG, Oliveira HLDR, Bergmann MLDA, Bergmann GG. Flexibility and muscle strength/resistance indicators and screening of low back pain in adolescents. Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano, 2016;18:93-102.
 12. Baggett BD, Young G. Ankle joint dorsiflexion. Establishment of a normal range. J Am Podiatr Med Assoc. 1993;83(5):251-4.
 13. Yıldırım MŞ, Tuna F, Kabayel DD, Süt N. The cut-off values for the diagnosis of hamstring shortness and related factors. Balkan Medical Journal 2018;35(5):388-93.
-

A szerzők szeretnék köszönetet mondani Stébli Gabriella és Szabó Daniella gyógytornászoknak valamint Molnár Cecília hallgatónak, a mérések lebonyolítása közben nyújtott segítségükért. A kutatást az Országos Tudományos Kutatási Alapprogram (OTKA) K135042 számú pályázata támogatta.

Kiss Rita M.

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.

Tel.: (+36) 1 463-1738