

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 védőkortát 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 védőkortáthoz 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

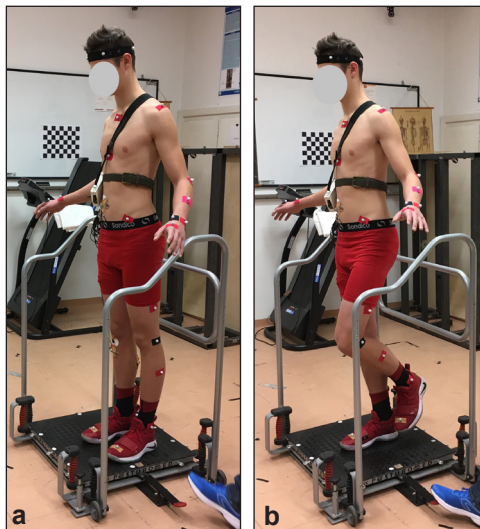
Vizsgált paraméterek

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

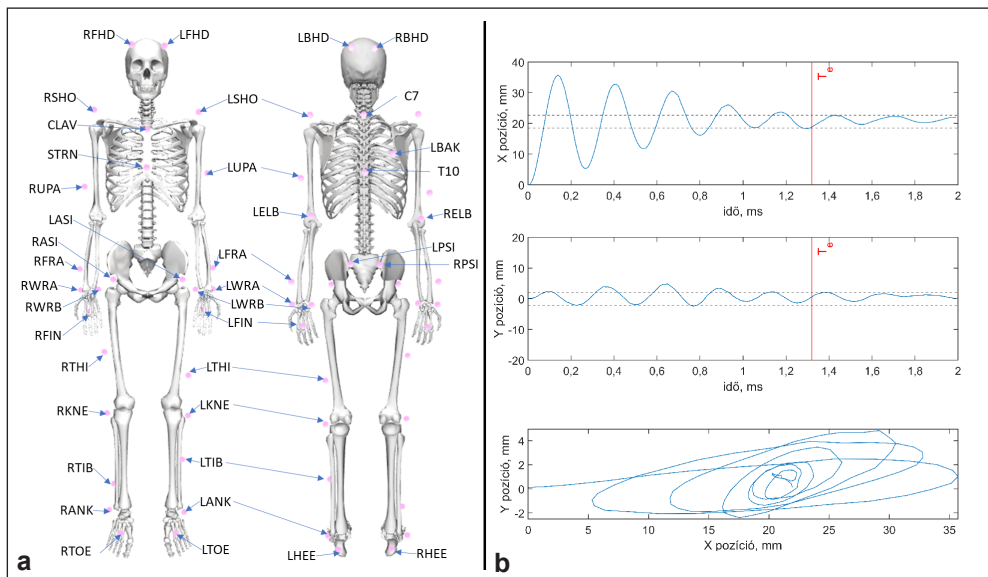
lésére a platform mozgásfelvételének (példa a 2. ábrán) felhasználásával az irodalomból ismert, korábban is alkalmazott paramétereket számítottuk:



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.

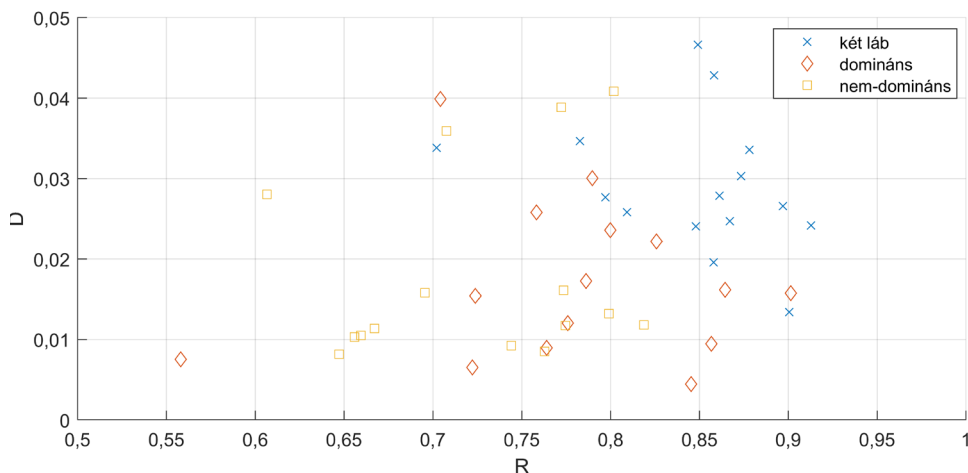
A testmozgás értékelésére a PMAlyzer szoftvert használtuk,¹⁸ mely számos funkcióval segíti a PCA elvégzését mozgásfelvételeken. A nyers mozgásfelvételeket, vagyis a testre helyezett markerek idő-pozíció adatait aluláteresztő szűrővel (harmadrendű Butterworth, vágási frekvencia 7 Hz, lineáris fázistolás) 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

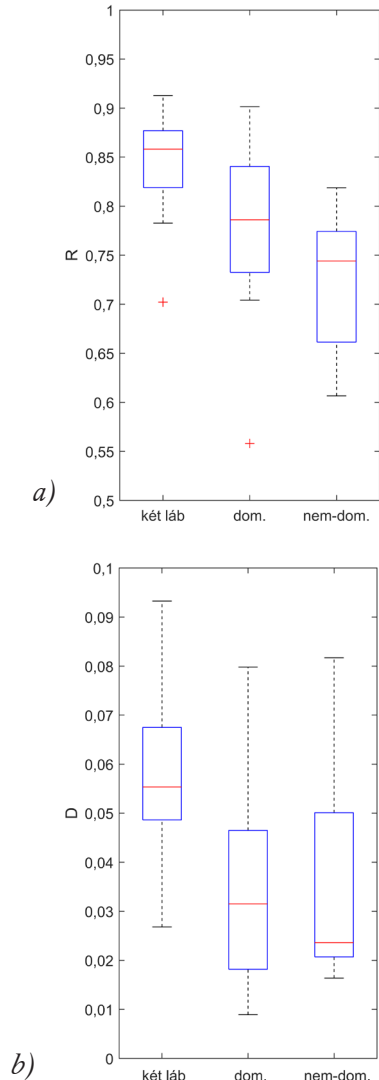
Platform mozgásából számított eredmények

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 dobozárán 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 főosztúra 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 lábön 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 lábön állás esetére

Mozdulat leírása (két lábön)	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 lábön állás esetére

Mozdulat leírása (bal lábön)	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 lábön állás esetére

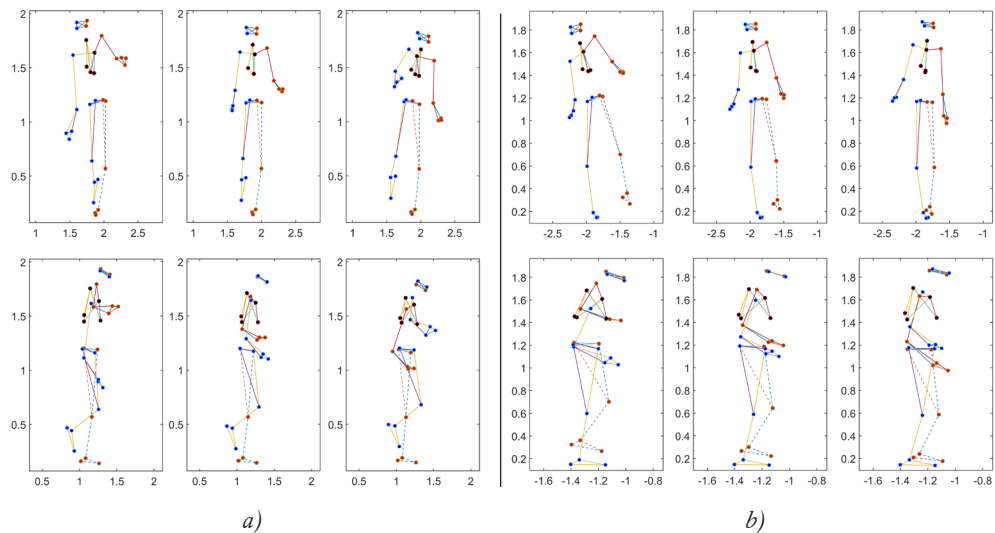
Mozdulat leírása (jobb lábön)	Variancia [%]	Kumulált variancia [%]
1 tartóláb fölött szagittális tengelyen csípőből elfordul az egész test; tartóláb térd flexió	60,0	60,0
2 tartóláb fölött az egész test hátrafelé billen csípőből; karok süllyesztenek	8,7	68,7
3 súlypontáthelyezés a tartóláb felé; emelt 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 lábra!”) 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 lépéscsúszásnak 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 szétártásával 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, Lamoth CJC, Meijer OG, Beek PJ. PCA in studying coordination and variability: A tutorial. *Clin Biomech.* 2004 May;19(4):415–28.
6. Lamoth 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