

AZ EGÉSZSÉGES EMBER JÁRÁSÁNAK BIOMECHANIKAI ELEMZÉSE

Kiss Rita * - *Kocsis László* ** - *Knoll Zsolt* ***

RÖVID KIVONAT

Az emberi mozgások tanulmányozása, modellezése az emberiség régi kutatási területe, a fejlődés sarokpontjai a cikk első részében kerülnek ismertetésre. A mozgások elemzésére igen sok módszer terjedt el, amelyek közül a szerzők a zebris CMS-HS ultrahangos mozgásanalizáló rendszert használják. A mérés lényege az alsó végtagra felhelyezett ultrahang-adók segítségével a kijelölt anatómiai pontok térbeli helyzetének mozgás közbeni meghatározása.

A több éves kutatásuk első fázisának célja az egészséges ember járásának biomechanikai modellezése. A szerzők 20 egészséges ember futószalagon történő, azonos sebességu járását vizsgálták. Egyedileg kifejlesztett szoftver segítségével az egyes anatómiai pontok térbeli helyzetét, a térd- és a csípő szögének alakulását elemezték és meghatározták a járás legfontosabb biomechanikai jellemzőit.

1. BEVEZETÉS, TÖRTÉNETI ÁTTEKINTÉS

Az emberi mozgások tanulmányozása és ezen belül a járás elemzése több évszázados múltra tekint vissza. Az emberi mozgás tanulmányozásának célja és módszere az évszázadok során folyamatosan változott.

A görög filozófusok (i.e. 500 – 300 között) mozgás-elemzésének a célja az volt, hogy megtalálják a mozgások helyét a Világegyetem harmóniájában [1]. A mozgások megfigyelésen alapuló első tudományos elemzését Arisztotelész (i.e. 384 – 322) „Az állatok mozgásáról” című tanulmányában foglalta össze [2]. Már a görögök számára is világossá vált, hogy a szem nem megfelelő „mérési eszköz” a mozgások elemzésére [3,4]. A reneszánsz koráig az emberi mozgás vizsgálata nem volt a tudományos érdeklődés középpontjában.

A reneszánsz polihisztor, Leonardo da Vinci (1452 – 1519) az emberi ízületek mozgásait mechanikai kapcsolatokkal próbálta modellezni, például a csípőt, a vállat csuklónak tette fel. Az ő nevéhez fűződik az a megállapítás is, hogy az izmok és a szalagok csak húzást képesek felvenni, irányuk megegyezik a kialakuló erők irányával.

A tudományos forradalom korának (XVI. – XVII. század) az égitestek és a tárgyak mozgásának elemzése mellett az emberi mozgások tanulmányozása is fontos kutatási területe. Galileo Galilei (1564 – 1642) mechanikai módszerekkel elemezte az

* okl. építőmérnök, a musz. tud. kandidátusa, tudományos főmunkatárs, MTA-BME Vasbeton Kutatócsoport

** okl. gépészmérnök, PhD, egyetemi docens, laboratórium-vezető, BME Muszaki Mechanikai Tsz. Biomechanika Laboratóriuma

*** ortopéd- és traumatológus szakorvos, MEDICAMENTOR Alapítvány

ugrást, a lovak mozgását illetve vizsgálta a csontok szerkezetét, szilárdságát. Megállapításait „Az állatok mozgása” (De Animalium Motibus, 1641) és „Két új tudomány vitája” (1638) című műveiben foglalta össze. René Descartes (1596 – 1650) a L’Homme (1637) című tanulmányában derékszögű koordináta rendszerben írta le az emberi mozgást. Giovanni Borelli (1608 – 1679) „Az állatok mozgása” (De Motu Animalium, 1680-81) című könyvében geometria módszerekkel modellezte az ugrás, a futás, a repülés és az úszás biomechanikáját. Tanulmányozta a térd mozgásait, az izmok fiziológia és mechanikai szerepét [4]. Isaac Newton (1642 – 1727) három mechanikai alaptörvényével lehetőség nyílt a mozgások komplex elemzésére.

A mozgások kísérleti elemzésében lényeges áttörést a XIX. század hozta. Weber testvérek (Eduard 1795 – 1881, Wilhelm 1804 – 1891) 1836-ban publikálták „Az emberi járás mechanikája” (Die Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge) című dolgozatukat, amely az emberi mozgás modernkori térbeli és időbeli elemzésének alapjának tekinthető. Étienne Jules Maray (1838 – 1904) és Edward Muybridge (1830 – 1904) munkásságának köszönhető a mozgások tudományos, kvantitatív elemzésének elterjedése. Ebben az időben a mozgások felvételére rendelkezésre állt a fényképezés. Maray a mozgás közbeni talpnyomás változásának elemzésére kifejlesztette az első, cipotalpra szerelhető pneumatikus nyomásérzékelőt, ami a mai mérőeszközök alapját képezi. A járást nagy sebességű fényképezőgéppel rögzítette [5]. Muybridge sorbakötött fényképezőgépek segítségével készített sorozat-fényképeken elemezte az állatok, elsősorban a lovak, majd később az emberi mozgás jellemzőit [5]. A Stanford Egyetemen készített több mint húszezer fényképfelvételét és annak elemzését 1885-ben a „Az állatok mozgása” (Animal Locomotion), „Állatok mozgásban” (Animal in Locomotion) és „Az emberi test mozgásban” (The Human Figure in Motion) könyveiben jelentette meg. Wilhelm Braune (anatómus) és Otto Fisher (matematikus) 1891-ben kiadott „Az emberi járás” (Der Gang des Menschen) című könyvükben az emberi járásról pontos matematikai leírást adtak. Az egyes testrészek inerciáját, súlypontját halott szerveken kísérleti úton határozták meg. A newtoni mechanika figyelembevételével számították a járás különböző fázisaiban az ízületekben keletkező erők nagyságát és irányát. Kísérleteikkel megállapították, hogy a egészséges ember járásának periódus ideje jó közelítéssel megegyezik a lábnaak, mint fizikai ingának a periódus idejével [6].

Az I. világháborúban a harcászati aknák csonkolásos sérülést okoztak. A művegtagok ergonómiai szempontból optimális tervezéséhez elengedhetetlen volt a járás elemzése [7]. Ebben az időben hazánkban Hetényi Miklós foglalkozott a járás biomechanikai elemzésével.

A II. világháború alatt és után intenzív kutatás indult meg az emberi mozgás kísérleti elemzésére [7]. A mérési eszközök és a számítógép fejlődése, elterjedése robbanásszerű fejlődést hozott a biomechanikai kutatásokban. A mozgások kinematikai és kinetikai elemzése már nemcsak tudományos probléma, hanem a mindennapos gyógyításban, a diagnosztizálásban és a rehabilitációban is alkalmazzák. A jelenleg legjobban elterjed módszer a borre ragasztott érzékelőkkel történő vizsgálat. A módszer lényege, hogy legfontosabb anatómiai pontokra fényvisszaverő jelzőket (markereket) helyeznek. A ízületek (térd, boka, váll) mozgásainak elemzésekor a jelzők helyét fotoelektronikusan rögzítik [8-12]. A sztereóradiográf rögzítési mód alkalmas az egész test mozgásainak felvételére [12-16].

Az igen elterjedt fotoelektronikus vagy sztereoradiográf mód elonye, hogy a mozgást rögzíti és megjeleníti. Hátránya, hogy a mechanikai paraméterek (egykes paraméterek koordinátája és annak idobeni változása) meghatározása nehézkes, nem megfelelően pontos, mert csak a haladási irányba eso elmozdulások határozhatóak meg. A mérés pontossága növelhető a jelzok méretének csökkentésével és a számának növelésével [17,18].

A zebris CMS-HS mozgásanalizáló rendszer a végtagokra helyezett ultrahang-adók segítségével rögzíti a térbeli mozgást [19,20].

A cikkben összefoglalt kutatásunk célja, hogy az ultrahangos mérómuszer segítségével meghatározzuk egészséges emberek esetén, futószalagon történő, azonos sebességu járáskor a járás alapvető, nemzetközileg is elfogadott biomechanikai jellemzőit (pld. lépés hossza, lépés szélessége, lépés ideje, lépés fázisok, a térd és a csípő szögének idobeni változása). Az irodalomban megtalálható és az általunk meghatározott jellemzőket összehasonlítottuk annak eldöntésére, hogy a kidolgozott mérési módszer alkalmas-e az alsó végtag mozgásainak elemzésére.

2. MÉRÉSI MÓDSZER

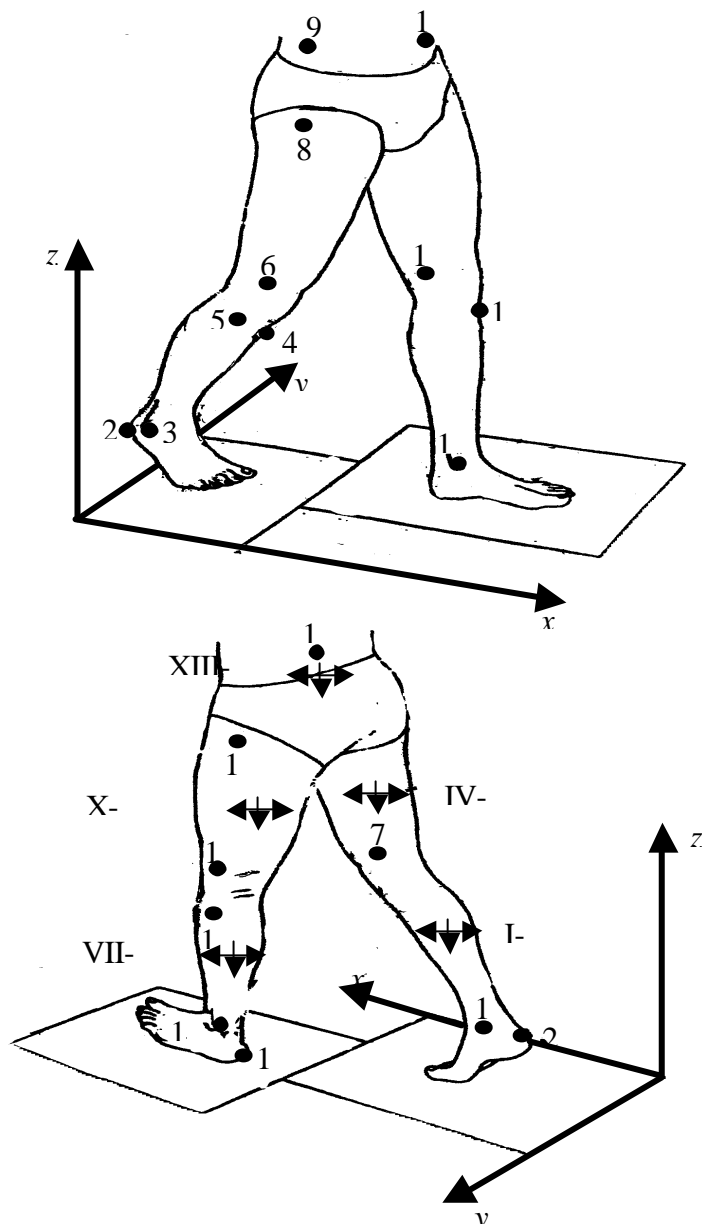
Az alsó végtag biomechanikai modellezését a Budapesti Muszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Muszaki Mechanikai Tanszék Biomechanikai Laboratóriumában található zebris CMS-HS ultrahangos mozgáselemző rendszerrel végeztük.

A vizsgálandó személyre mini ultrahang-adókat kell felszerelni. A vizsgált személy mögött elhelyezett vevo segítségével a muszer az ultrahang terjedési idejét méri, amiből a feldolgozó program az ultrahang-adók mindenkori koordinátáját határozza meg. A mérés megkezdése előtt az egyes test-szegmentekre (pld. comb, lábszár) helyezett adókhöz speciális ultrahangos jelölő ceruza segítségével anatómiai pontok rendelhetők. Az anatómiai pontok térbeli koordinátáit az adók koordinátáiból a Muszaki Mechanikai Tanszék irányításával a zebris által kifejlesztett ARMMODEL program segítségével a méréssel egyidőben számolható és rögzíthető.

A vizsgálandó anatómiai pontok kijelölésénél feltételezzük, hogy az alsó végtag szegmentjei (comb, lábszár) merevek és a mozgások csak az ízületekben jöhetnek létre. Hármás ultrahang-adót helyezünk a lábszárra (1. ábra VIII illetve VII-IX jelű adó), amihez a külső és belső bokacsúcsot, a sarokpontot, a sípcsont dudort és a szárkapocscsont fejét rendeljük. A combra helyezett hármás adóhoz (1. ábra IV-VI illetve X-XII jelű adó) a combcsont külső és belső bütyökjét és a forgó pontját rendeljük. A gerincre helyezett hármás adóhoz (1. ábra XIII-XV jelű adó) a jobb és a bal oldali csípőlapát dudorját és a lumbális V. csigolya tövisnyúlványát rendeljük. A kijelölt anatómiai pontok elhelyezkedését az 1. ábrán foglaltuk össze.

Az izmok összehúzódásából keletkező elmozdulások kivédésére az adókat egy polisztirol „övön” helyezük el és ezt rögzítjük a testrészekre.

A járás mechanikus, 15 fokos lejtésben beállított futószalagon, minden vizsgált személynél azonos, állandó 2 km/h sebességgel történt. A hármás ultrahang-adók (triplet), a vevo és a futószalag elrendezése a 2. ábrán látható.



1.ábra: A vizsgálathoz kijelölt anatómiai pontok és ultrahang-adók elhelyezése az alsó végtagon:

1. jobb oldali belső boka (malleolus medialis l.d.), 2. jobb oldali sarok (tuber calcanei l.d.), 3. jobb oldali külső boka (malleolus lateralis l.d.), 4. jobb oldali sípcsonti dudor (tuberositas tibiae l.d.), 5. jobb oldali szárkapocs feje (caput fibulae l.d.), 6. jobb oldali külső combcsont büttyök (epicondylus fem. lateralis l.d.), 7. jobb oldali belső combcsont büttyök (epicondylus fem. medialis l.d.), 8. jobb oldali forgó (trochanter major l.d.), 9. jobb oldali csípőlapát (spina iliaca anterior superior l.d.), 10. bal oldali belső boka (malleolus medialis l.s.), 11. bal oldali sarok (tuber calcanei l.s.), 12. bal oldali külső boka (malleolus lateralis l.s.), 13. bal oldali sípcsonti dudor (tuberositas tibiae l.s.), 14. bal oldali szárkapocs feje (caput fibulae l.s.), 15. bal oldali külső combcsont büttyök (epicondylus fem. lateralis l.s.), 16. bal oldali belső combcsont büttyök (epicondylus fem. medialis l.s.), 17. bal oldali forgó (trochanter major l.s.), 18. bal oldali csípőlapát (spina iliaca anterior superior l.s.), 19. lumbális V. csigolya (processus spinosus vertebra lumbalis V). I-XII ultrahang adók

A RehaRob programcsomag végzi a mérési adatok elsődleges feldolgozását, azaz a javítást, a simítást, és a transzformációkat. Az adatok simítása a súlyozott átlagok módszerével történik.

A tér egy pontjának helyzetét adott koordináta-rendszerben határozzuk meg (1. ábra). A kísérlethez felvett és a futószalaghoz rögzített *koordináta rendszer értelmezése*: **x** irány a haladási irány, **y** (az **x** irányra merőleges) az oldalirány és **z** a vertikális irány. Az emberi test bármely pontjának a helyzete, bármely időpontban az **x**, **y** és **z** koordinátájával jellemezhető. Ezek a koordináták a mozgás, jelen esetben a járás során az idő függvényében változnak (3. ábra).

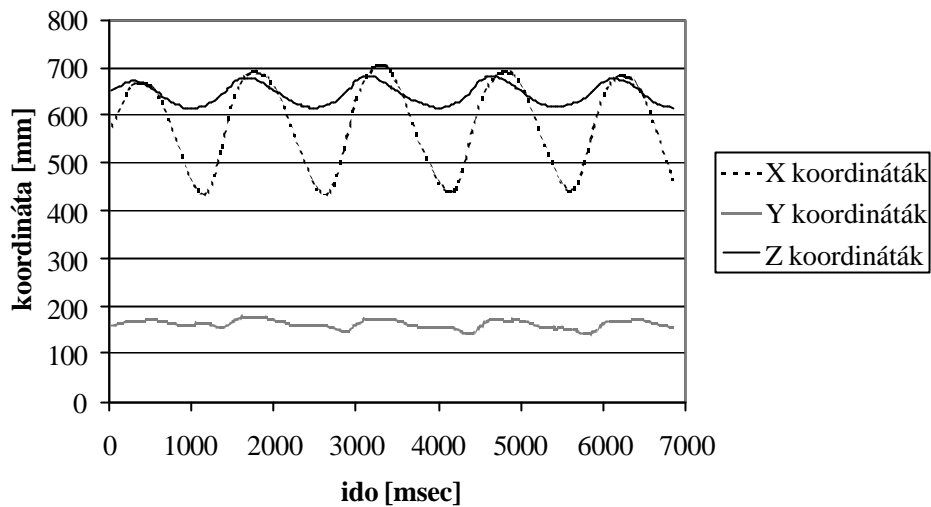


2. ábra A zebris CMS-HS mérőrendszer és futópad elhelyezkedése

Az irodalomban nem találtunk adatot mechanikus (azaz a vizsgált személy által hajtott) futószalagon történő járás és futás biomechanikai elemzésére. Annak eldöntésére, hogy a futószalagon történő járás, futás modellezi-e a fiziológias mozgást meghatároztuk az alapvető, biomechanikai jellemzőket

- a lépés ciklus idejét, ami az egyik láb sarkának a talajjal való érintkezése, majd ugyanennek a lábnak ismételt talajjal való érintkezése között eltelt idő [21].
- a vizsgált pont lépés hosszát, ami az a vízszintes távolság, amelyet két egymást követő lépésnél az egyik láb sarkának a talajjal való érintkezése és a másik láb sarkának a talajjal való érintkezése alatt a vizsgált pont megtesz [21].
- a teljes lépés ciklus hosszát, ami a két lépés hossz összege, azaz az a vízszintes távolság, amelyet a vizsgált pont egyik láb sarkának a talajjal való érintkezése, majd ugyanennek a lábnak ismételt talajjal való érintkezése közötti időben bejár [21].

- a vizsgált pont lépés szélességét, a lépés idő alatti y koordináták maximum és minimum értékének különbsége.



3. ábra: A szárkapocs csont fej térbeli koordinátáinak változása

A sarok (tuber calcaneit) koordinátáiból a nemzetközi irodalomban elfogadott biomechanikai jellemzők a lépés ciklus ideje, a lépés hossza, a teljes lépés ciklus hossza, a külső boka (malleolus lateralis) koordinátáiból a lépés szélessége számítható.

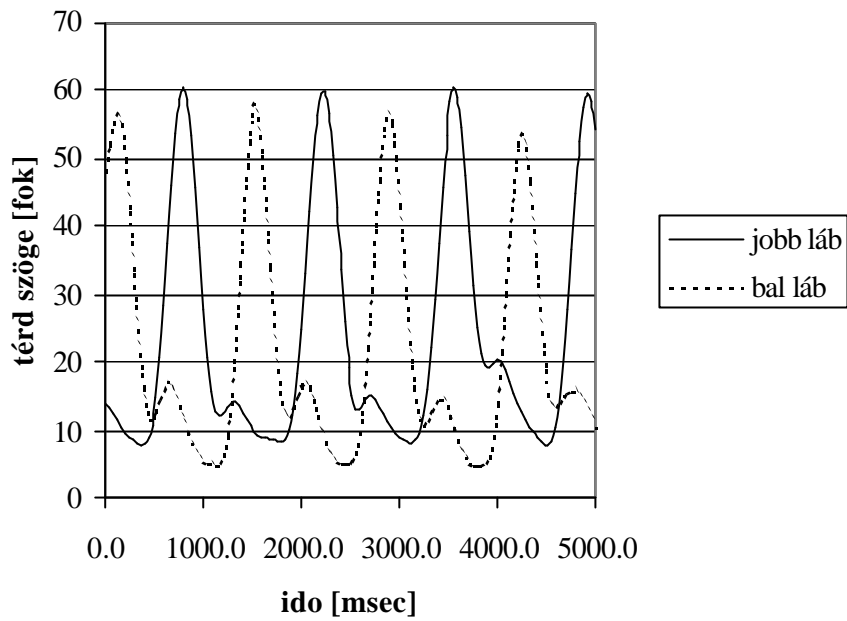
Ezeket a paramétereket hasonlítottuk össze az irodalomban adatbankszerűen megtalálható, (nőkre és férfiakra illetve különböző korosztályokra) fiziológiás mozgásokra vonatkozó értékekkel [22].

A térd szöge a külső boka (malleolus lateralis) – szárkapocs feje (caput fibulae) illetve a combcsont bütyke (epicondylus fem. lateralis) és a forgó (trochanter major) anatómiai pontok által meghatározott egyenesek által bezárt szög, amelynek időbeni változását a 4. ábrán ábrázoltunk.

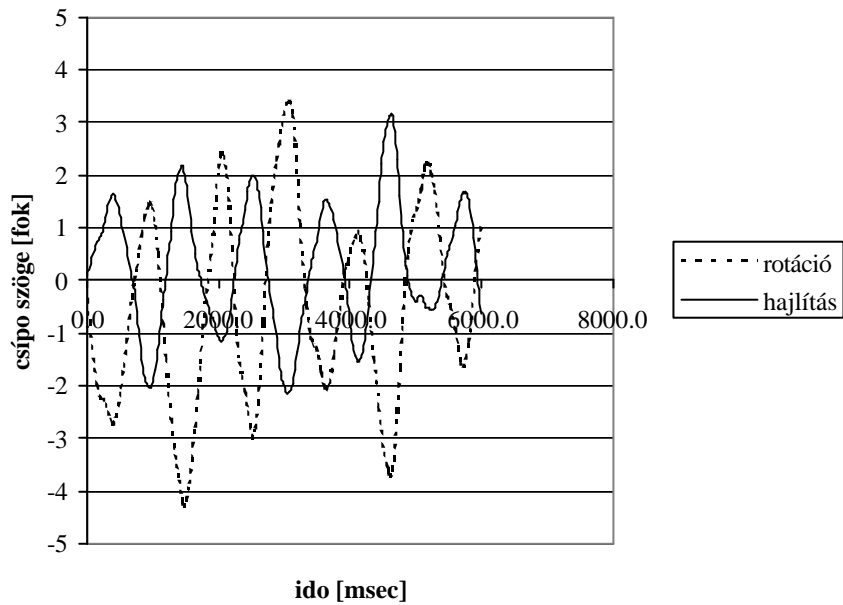
Az általunk választott anatómiai pontok kijelölésével lehetőség nyílik a LV csigolya tövisnyúlványa, a két csípőlapát dudorja által meghatározott csípőnek, mint merev test testnek a mozgásának az elemzésére. Meghatározható az idő függvényében az előre-hátra hajlítás és a rotációs mozgások szögei (5. ábra) illetve az oldalirányú mozgások nagysága. A csípő szögének időbeni változásából következtethetünk a gerinc természetes és kóros mozgásaira.

3. VIZSGÁLT EGYÉNEK

20 (13 férfi és 7 nő) közepes sportaktivitású, 30,4 ($\pm 5,93$) átlagéletkorú egészséges ember járását elemeztük. A vizsgálatba csak olyan egyéneket vontunk be, akik mozgásszerv-rendszeri betegsége vagy sérülése nem volt. A személyek átlagos testmagassága 178,1 ($\pm 7,58$) cm, átlagos testtömege 72,4 ($\pm 19,64$) kg.



4. ábra A térd szögének idobeni változása



5. ábra: A csípő szögének idobeni változása

4. A VIZSGÁLAT EREDMÉNYEI

Az x koordináta az időben periodikusan, hullámgörbe szerint változik (3. ábra), aminek az oka, hogy a járás futószalagon történik, azaz a lendítési fázisban előre lépünk

(a görbe emelkedő szakasza), míg a támaszfázisban a láb nem marad egy helyben (mint a fiziológiás járás esetén), hanem a szalag visszahúzza.

A járás nemzetközileg elfogadott biomechanikai paraméterei férfiak esetében a következők: a domináns láb lépés hossza 597,1 ($\pm 84,3$) mm, a másiké 553,0 ($\pm 96,1$) mm, a teljes lépés ciklus hossza 1150,1 ($\pm 168,6$) mm, a lépés ciklus ideje 1,372 ($\pm 0,157$) másodperc, a domináns láb lépés szélessége 40,5 ($\pm 14,3$) mm, a másiké 37,3 ($\pm 13,4$) mm. A nők esetében: a domináns láb lépés hossza 503,7 ($\pm 96,1$) mm, a másiké 419,1 ($\pm 76,1$) mm, a teljes lépés ciklus hossza 922,9 ($\pm 152,0$) mm, a lépés ciklus ideje 1,413 ($\pm 0,081$) másodperc, a domináns láb lépés szélessége 26,5 ($\pm 15,3$) mm, a másiké 25,9 ($\pm 12,8$) mm. A fenti adatok az irodalomban [22] megadott, fiziológiás járásra vonatkozó határértékek között vannak. Az általunk meghatározott paraméterek is egyértelműen bizonyították, hogy

- a domináns láb lépés hossza és lépés szélessége átlagosan 5-10%-kal nagyobb, mint a másik lábé
- a nők lépés hossza, teljes lépés ciklus hossza, lépés szélessége kisebb, mint a férfiaké
- a nők teljes lépés ideje hosszabb, mint a férfiaké

Az elvégzett vizsgálatok alapján azt mondhatjuk, hogy a normális járás modellezhető mechanikus futószalagon történő mozgással.

A térd szögének időbeni változása a 6. ábra segítségével pontosan leírható.

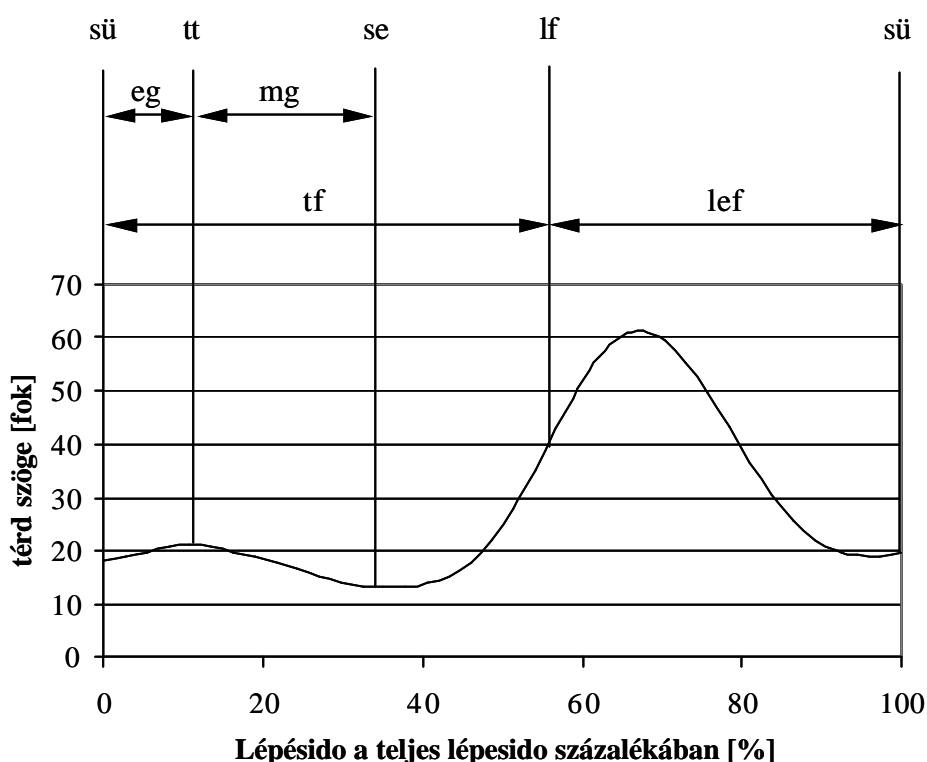
A lendítő fázis végén a térd szöge csökken és közvetlenül a sarokütés (sü) előtt a térd szögének helyi minimuma van. Az első gördülés (eg) ideje alatt, mikor a terhek átadódnak a támasztó lábra, a térd fokozatosan hajlik, a térd szöge növekszik. Helyi maximumát akkor éri el, mikor a teljes talp rásimul a talajra. A második gördülés (mg) szakaszában a térd extendál, azaz a térd szöge csökken, abszolút minimuma a sarok felemelése (se) pillanatának környékén alakul ki. Ettől a ponttól kezdődően a térd hajlik, a térd szöge növekszik. A lábujjhegynek a talajtól való elszakadásának pillanatában a térd maximum hajlítási szögének közel a felét éri el. A térd szögének hajlítási maximum értéke a lengő fázis közepén alakul ki (ekkor van teljesen behajlítva a láb, azaz teljes flexióban). Ettől kezdődően a térd extendál, a térd szöge csökken a sarokütésig.

Az irodalomban ismertetett vizsgálatokat tökéletes sima talajon végezték és a térd szögét a combcsont és a szárkapocs-csont kezdeti érintőjének szögével jellemezték. Ebben az esetben a sarokütéskor és a támaszfázis végén a térd szöge nulla. Méréseink ettől azért térnek el, mert a mérést döntött futószalagon végeztük és a térd szögét anatómiai pontok által meghatározott egyenesek szögeként definiáltuk.

A ferde futószalagon történő járás esetén meghatározott ábra elemzéséből megállapítható (ha a teljes lépés ciklust 100%-nak tekintjük), hogy

- a ciklus támaszfázissal kezdődik és az a lépés ciklus 55-60%-t teszi ki
- az első gördülés a ciklus első 10-18%, míg a második gördülés a lépés ciklus 32-38%-ig tart
- a sarokütés pillanatában a térd szögének helyi minimuma 10° és 35° közötti
- a teljes talppal való talajérintés a lépés ciklus 10-18%-ánál van, 12° és 36° között éri el helyi maximumát

- a sarok felemelkedése a lépés ciklus 32-38%-ánál van és a térd szögének abszolút minimumának értéke $6^\circ - 16^\circ$
- a térd flexiójának abszolút maximuma $51^\circ - 70^\circ$
- a kettos támasz fázis a támaszfázis része, kezdete a lépés ciklus 48-52%-ánál van, a támaszkodó láb még érintkezésben van a talajjal, a másik, lengo láb pedig már elérte a talajt. Ez az a fázis, mikor az eddigi támaszlábról az eddigi lengolábra a teherátadódás történik. A kettos támasz eltunése a futás legbiztosabb jele.



6. ábra: Egy lépés ciklus alatt a térd szögének változása a lépés fázisainak bejelölésével.

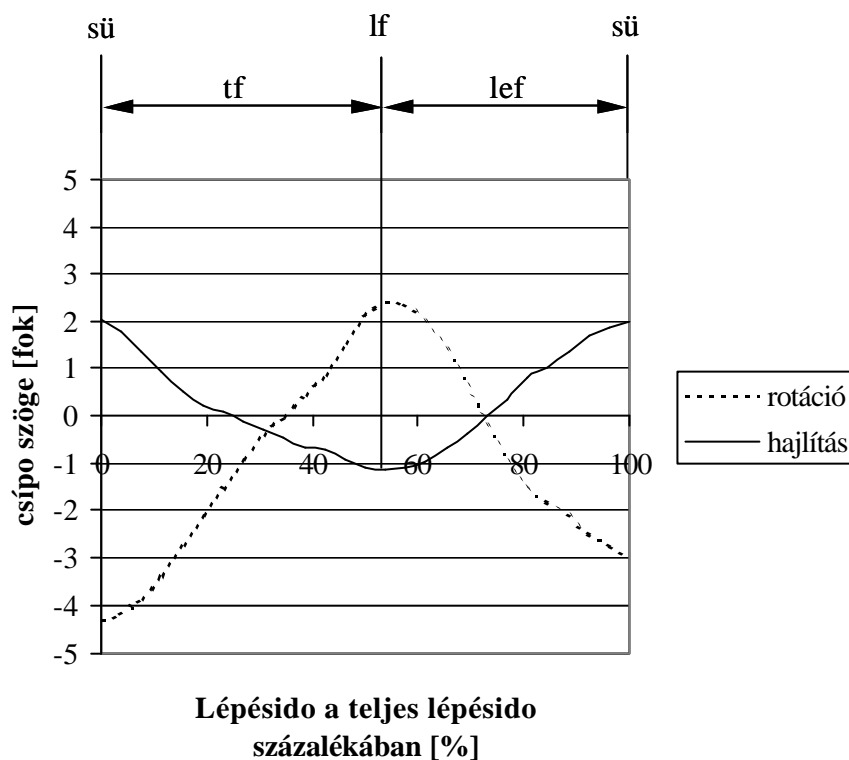
sű: sarokütés, eg: első görbülés, tt: teljes talp rásimul a földre, se: sarok felemelkedése, lf: lábujjhegynek a talajtól való elszakadásának a pillanata, tf: támaszfázis, lef: lengo fázis

A csípo hajlítási (flexió-extenzió) és rotációs szögének idobeni változása a 7. ábrával jellemezhető.

A lendítő fázis végén, a sarokütés (sű) környezetében a csípo hajlítási szöge maximális. A támasztó fázisban a sarokütéstől kezdődően a csípo extendál, azaz a csípo szöge csökken, minimális értékét, azaz a teljes extenziót a lábujjhegynek a talajtól való elszakadásának pillanatában (lf) éri el. A lendítő fázisban, azaz a lábujjhegynek a talajtól való elszakadásának pillanatától a sarokütésig a csípo szöge növekszik, azaz a csípo hajlik, flexál. A csípo sarokütéstől kezdődően kifelé forog, maximális értékét a lábujjhegynek a talajtól való elszakadásának pillanatában éri el. Ettől kezdődően, azaz a lendítő fázisban befelé forog, maximális értéke a sarokütés pillanatában alakul ki. A csípo oldalirányban a lendítő fázisban kifelé, a támasztó fázisban befelé mozog.

A csípo mozgásainak időbeni változását mutató ábra elemzéséből megállapítható, hogy

- a csípo flexiójának maximuma 1° - 7° közötti
- a csípo flexiójának minimuma (extenziójának maximuma) $-0,5^{\circ}$ és -5° közötti
- a csípo befelé maximálisan 1° - 9° , míg kifelé 2° - 11° forog
- egy lépés alatt a csípo oldalirányban 3 – 7 cm-t mozog
- a csípo mozgásainak szórása jóval nagyobb, mint a térdé



7. ábra: Egy lépés ciklus alatt a csípo szögének változása a lépés fázisainak bejelölésével.

sü: sarokütés, lf: lábujjhegynek a talajtól való elszakadásának a pillanata, tf: támaszfázis, lef: lengo fázis

5. ÖSSZEFOGLALÁS

Az elvégzett vizsgálatok legfontosabb kérdése az, hogy a zebris CMS-HS ultrahangos mozgásanalizáló rendszerrel futószalagon történő azonos sebességu járással a fiziológiás járás modellezhető-e.

Az elvégzett vizsgálatok bizonyították, hogy a korábbi kutatások alapján leírt és elfogadott biomechanikai jellemzők ezzel a mérési módszerrel is meghatározhatók és az elfogadott határértékek között vannak. A vizsgálat lehetővé tette a járás modellezését a tér mindhárom irányában és a térd- és csípő szögének definiálását anatómiai pontok által meghatározott egyenesekkel.

Az egészséges embereken meghatározott biomechanikai jellemzők alkalmasak arra, hogy egymással és későbbiekben betegeken meghatározott jellemzőkkel összehasonlítsuk és a legpróbb kóros elváltozást regisztrálhassuk.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A kutatást a MTA-BME Vasbeton Támogatott Kutatócsoport, a MEDICaMENTOR Alapítvány és a T 034150 tematikus OTKA pályázat támogatja. Kiss Rita kutatását részben a 416. sz. Széchenyi István Ösztöndíj fedezi. A szerzők köszönik a támogatást.

HIVATKOZÁSOK

- [1] Lorin, G. - Bossi, D. - Specchia, N.: The concept of movement prior to Giovanni Alfonso Borelli, *Biocomotion: A century of research using moving pictures* (Szerkesztő: Cappozzo, A., Marchetti, M., Tosi, V.) Roma, Italy ISB Series – Volume I. Promograph 1992 pp. 23...32.
- [2] Cavanagh, P.R.: The mechanics of distance running: A historical perspective, *Biomechanics of distance running* (Szerkesztő: Cavanagh, P.R) Human Kinetics Publisher, Champaign, IL, Volume.1. pp.1...34.
- [3] Dagg, A.I.: Running, walking and jumping *Biocomotion: A century of research using moving pictures* (Szerkesztő: Cappozzo, A., Marchetti, M., Tosi, V.) Roma, Italy ISB Series – Volume I. Promograph 1992 pp. 19...23
- [4] Muybridge, E.: Complete human and animal locomotion (All 781 plates from the 1887 animal locomotion), *Biocomotion: A century of research using moving pictures* (Szerkesztő: Cappozzo, A., Marchetti, M., Tosi, V.) Roma, Italy ISB Series – Volume I. Promograph 1992 pp. 47...69.
- [5] Cappozzo, A. - Marchetti, M.: Borelli Heritage, *Biocomotion: A century of research using moving pictures* (Szerkesztő: Cappozzo, A., Marchetti, M., Tosi, V.) Roma, Italy ISB Series – Volume I. Promograph 1992 pp. 33...47.
- [6] Nigg, B.M. - Herzog, W.: *Biomechanics of the musculoskeletal system*, Second Edition, Wiley, 1999.

- [7] Eberhardt, H.D.: Fundamental studies of human locomotion and other information relating to design of artificial limbs, Subcontractors` Report to National Council, Berkeley, Ca 1947.
- [8] Beneditti, M.G. - Cappozzo, A.: Anatomical landmark definition and identification in computer aided movement analysis in a rehabilitation context. II., Universita Degli Studi La Sapienza, 1994 pp. 1...31
- [9] Cappozzo, A. - Capello, A. - Dela Croce, U. - Pensalfini, F.: Surface marker cluster design criteria for 3D bone movement reconstruction, *IEEE Transaction on Biomedical Engineering* 44 (1997).
- [10] Sati, A. - de Guise, J.A. - Larouche, S. - Drouin, G.: Quantitative assessment of skin – bone movement at the knee, *The Knee* 3 (1996) pp.121...138.
- [11] Reinschmidt, C. - Borgert, A.J. - van den Nigg, B.M. - Lundberg, A. - Murphy, N.: Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running, *Journal of Biomechanics* 30 (1997) pp.729...732.
- [12] Holden, J.P. - Orsini, J.A. - Siegel, K.L. - Kepple, T.M. - Gerber, L.H., - Stanhope, S.J.: Surface movements errors in shank kinematics and knee kinetics during gait, *Gait and Posture* 3 (1997) pp. 217...227.
- [13] Jonsson, H. - Karrholm, J.: Three-dimensional knee joint movements during step-up: evaluation after cruciate ligaments rupture, *Journal of Orthopedic Research* 12 (1994) pp.769...779.
- [14] LaFortune, M.A. - Cavanagh, P.R. - Sommer, H.J. - Kalenak, A.: Three dimensional kinematics of the human knee during walking, *Journal of Biomechanics* 25 (1992) pp. 347...357.
- [15] Banks, S.A. - Hodge, W.A.: Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 43 (1996) pp. 638...649.
- [16] Stiehl, J.B. - Komistek, R.D. - Dennis, D.A. - Paxson, R.D. - Hoff, W.A.: Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty, *Journal of Bone and Joint Surgery* 77 (1995) pp. 884...889
- [17] Andriacchi, T.P. - Sen, K. - Toney, M.K. - Yoder, D.: New developments in musculoskeletal testing, *Proceedings of the Canadian Society of Biomechanics* 1994 pp. 221...222.
- [18] Andriacchi, T.P. - Alexander, E.J. - Toney, M.K. - Dyrby, C.O. - Sum, J.A.: A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics, *Journal of Biomechanical Engineering* 120 (1998) pp.743...749
- [19] Bär, H.F. - Witte, H.F. - Pape, H.G. - Grifka, J: Die Bewegungsanalyse der Beschleunigungsverletzung, *Orthopedie* 27 (1998) pp. 827...833.
- [20] Obens, T.É: Ganganalyse und plantare Druckverteilungsmessungen - Hilfsmittel für den Orthopedie-Techniker, *Orthopedie-Technik* 9 (2000) pp.798...806
- [21] Barton, J.: *Biomechanikai járáselemzés* Aesculart Kiadó, 1995.
- [22] Whittle, M.W.: *Gait analysis. An introduction*, Second Edition, Butterworth, Heinemann, 1998.