

A LÓ EGY LÉPÉSCIKLUSÁNAK NYOLC PERIÓDUSÚ KÉPI MEGJELÉNTÉSE ÉS A MARMOZGÁSOK KÉTDIMENZIÓS GYORSULÁSAIVAL VALÓ SZINKRONIZÁLÁSA

Pálinkás Judit¹, Manó Sándor², Soha Ferenc Rudolf³, T. Nagy Judit⁴

¹ Debreceni Egyetem Népegészségügyi Kar Fizioterápiás Tanszék

² Debreceni Egyetem ÁOK Ortopédiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium

³ Debreceni Egyetem TTK Szilárdtest Fizika Tanszék

⁴ Debreceni Egyetem TTK Matematika- és Számítástudományok Doktori Iskola

palinkas.judit@sph.unideb.hu

DOI: 10.17489/biohun/2016/1/05

Absztrakt

A lépés jármód, a magasabb jármódokkal ellentétben kevésbé vizsgált, értelmezett és kutatott mozgásforma, melynek oka talán a lovas- és lóversenyek mögött álló jelentős finanszírozásban keresendő. A hippoterápia lóval végzett mozgásterápia, melynek során lépés jármódban dolgozunk, így alapos ismerete és megértése kulcsfontosságú a kezelés eredményességében. Munkánk célja, hogy a lépés jármódot elemeire bontsuk, képileg könnyen érthetővé tegyük, és az objektív mérési adatokkal szinkron kétirányú fázisazonosítást végezzünk. A mérést egy két elemes gyorsulásmérő segítségével végeztük nyolc gidrán egyeden, lépés jármódban, kézen vezetve. A kapott gyorsulási adatokat összesítve egy átlagos elmozdulási görbét kaptunk, melyre a ló előrehaladó mozgását illetve beazonosítottuk a korábban fázisaira bontott lépéselemeket. A kapott görbe a lépésben haladó ló hátmozgásának előre és oldalra történő kitérését mutatja. A hippoterápiával foglalkozó szakemberek a lépő ló mellett haladva leginkább annak előrehaladó mozgását, törzsének oldalra kilengését érzékelik. Munkánkkal, a kezelés kulcsának, azaz a hát finom mozgásának jobb megértéséhez kerültünk közelebb. További célunk, hogy a mozgást szinkron videó felvétellel, több mérési ponttal, nagyobb egyedszámmal és egyéb lófajtákkal is elvégezzük.

Kulcsszavak: hippoterápia, lépés, mozgáselemzés, gyorsulásmérés

Phase visualisation of the horse's single stride cycle in eight periods and its synchronization with the wither's two dimensional acceleration

Abstract

Horse stride, contrary to trot or gallop is less examined and researched, which may be backgrounded at a higher horse race financing. Hippotherapy is a part of physiotherapy taking advantage of the striding horses back movements. Thorough comprehension of horse gait, specially stride is a key to the treatment value. This study aims at the horse gait cycle sectionalize, visualize and use synchronized objective parameters identify phase correlation in two dimension. We made measurement using two tri-axial accelerometer by eight gidran horse, leading by halter-rope in stride. Acceleration data were counted into averaged displacement, and next the horse locomotion with measured speed was calculated, which resulted an averaged displacement curve. This curve shows the horse withers movement in the sagittal and lateral plane. We identified elements of horse gait cycles stride phases. For hippotherapists walking by the horse the most perceptible horse movement is the forward and lateral trunk amplitude. With this study we came closer to the key of treatment, consequently to understand the horse back fine movement. Further studies aim synchronized video recording with more accelerometer and several horse breed.

Keywords: hippotherapy, stride, movement analysis, accelerometry

1. Témafelvetés

A lovasterápiában, azon belül a hippoterápiában a lovak lépés jármódját használjuk. A ló mozgása a kezelés kulcsa, a jármód megértése elengedhetetlen a lóval foglalkozó szakemberek számára.

2. Célkitűzés

Jelen munkánk célja, hogy a lépés jármód egyes szakaszait képileg ábrázoljuk és a gyorsulásmérőkkel mért elmozdulási görbén azonosítsuk.

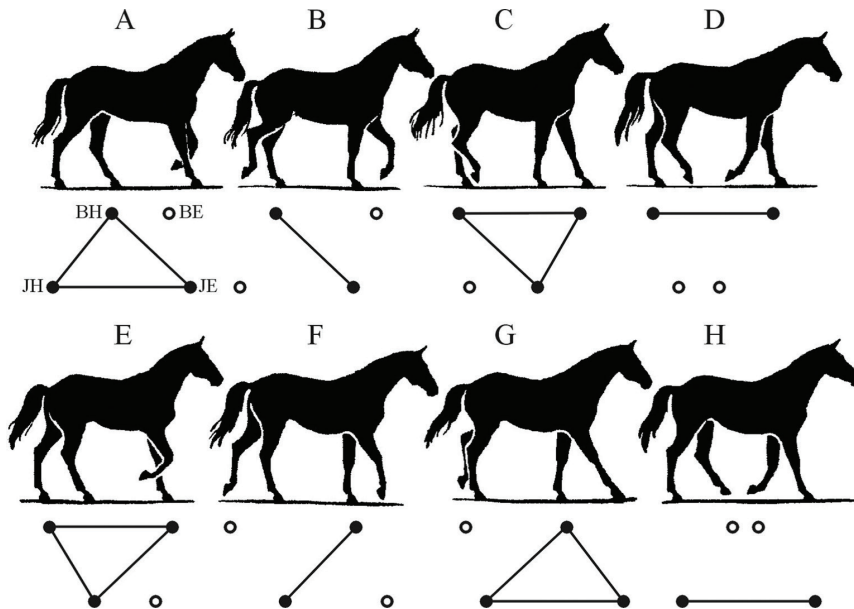
3. Bevezetés

A lépés a leglassabb jármód, mely négyütemű, a következő lábsorrenddel: jobb hátulsó, jobb elülső, bal hátulsó, bal elülső. Lépésben a ló egyik lába mindig a levegőben van, miközben a többi három a talajon, kivéve azon pillana-

tot, amikor a testsúly áthelyeződik egyik láb-ról a másikra.¹ Lépés jármódban a mozgáshoz szükséges impulzust adó hátulsó végtagok az azonos oldali elülső végtagok patanyomát mintegy fél lépéshosszal megelőzik. Jellemző az is, hogy az elülső végtag előreleadítésekor a far fölemelkedik, majd az alátámasztás időszakában süllyed. Járás közben az állatok farka mindig az alátámasztás fázisában levő elülső végtag irányába lendül.²

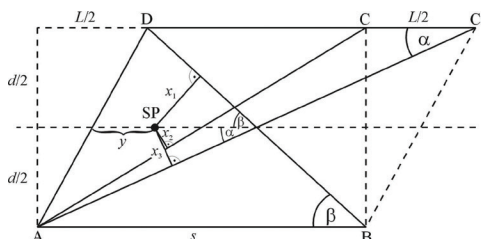
Gambarjan³ 1972-ben szemléletesen ábrázolta a lépéssorrendet és az ezzel összefüggő alátámasztási felületeket. Ábráján jól láthatóak a lépés fázisainak alátámasztási vetületei, melyeket az összekötött pontok jelképeznek (*1. ábra*).

A lépés jármód az egyik legstabilabb a lovak esetében. Nem véletlen, hogy a szabadon mozgó ló ezt a jármódot használja leginkább. Horváth és mtsai⁴ egy olyan geometriai modellt



1. ábra. A lépés ciklusának nyolc mozzanata; a fekete pontok a talajon lévő végtagot, míg a fehér pontok a levegőben lévő végtag talajra való függőleges vetületét mutatják³

hoztak létre, melyben a ló lábsorrendjének mechanikai okait az állat stabilitása szempontjából igazolják. A 2. ábrán látható a legnagyobb állásszilárdságot eredményező alátámasztási háromszög.



2. ábra. A lassú négylábú járás alátámasztási háromszögei

A, B, C, C' : végtagok, L : lépéshossz, d : oldalsó lábköztávolság, s : mellső és hátsó lábak távolsága, SP : súlypontvetület, x_1, x_2, x_3 : SP távolsága BD, AC, AC' -től, y : SP távolsága AD -től a hossz tengely mentén⁴

A lovak lépés jármódjában gyorsulásmérőkkel végzett tanulmányok száma kevés, elsősorban a magasabb jármódokban áll rendelkezésre nagyobb számú kutatás. A lépés vizsgálatok során elsősorban a vertikális irányú gyorsulási értékeket elemezték azzal a céllal, hogy felhasználják a fiatal lovak szelekciójára.⁵ Egy másik kutatócsoport azt vizsgálta, hogy fájdalomcsillapító injekció beadását követően hogyan változnak a mozgásparaméterek. Eredményeik alapján jól detektálható a gyógyszer hatása a mozgásra.⁶ A lovak mindhárom jármódjának vizsgálatával foglalkozó publikációk célkitűzései sokrétűek: a ló mozgásának biomechanikai jellemzése;⁷ a lóra adaptált patkószenzor kifejlesztése;⁸ más validált vizsgálatokkal való összevetés;⁹ az optimális mérési pontok meghatározása.¹⁰ A lovasterápia járásfejlesztő hatását vizsgáló publikációkban a kapott gyorsulási paraméterek alapján a ló és ember gyorsulási értékei hasonlóságot mutattak, így következtetésükben a lovasterápia ehhez kapcsolódó lehetséges járásfejlesztő hatását emelik ki.^{11,12}

4. Anyagok és módszerek

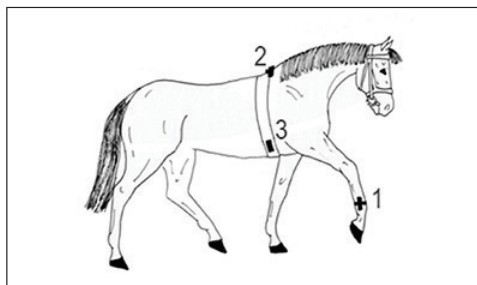
Lovak

Választásunk egy olyan lóállományra esett, mely a XX. század elejére homogén, nemes küllemű, tudatos tenyésztői munkával Európa meghatározó anglo-arab fajtája lett. A gidrán ló erőteljes szervezetű, elegáns félvér fajta, melyet közepes, jól izmolt háthossz, lendületes, szabályos, egyenes vonalú laza, hosszú, térnye-rő lépés jellemez.¹³

A lovak vizsgálata során nyolc gidrán került bevonásra: Gidran Cselszövő I-54 (Serény) 2009. május 17, Gidran XXIV-150 (Mecéna) 2010. március 30, Gidran XXIV-61 (Harangvirág) 2004. április 26, Gidran XXVIII-7 (Hópehely e. Hamvas) 2010. július 1, Gidran XXIV-114 (Suhanó) 2007. április 12, Gidran X-43 (Rachel) 2003. április 25, Gidran-14 (Udvarhölgy) 2004. július 12, Gidran XXIV-121 (Igaz) 2007. április 2.

Eszközfelhelyezés

A lovak vizsgálatához két szenzort használtunk: az első szenzort a terápiás heveder közepén műanyag gyorskötegelővel fixen rögzítettük, míg a másodikat a ló bal mellső lábára egy rugalmas fáslival (3. ábra). Az adatgyűjtő a terápiás heveder bal oldalán került rögzítésre (3. ábra).



3. ábra. Eszköz felhelyezése a lovakra
1: szenzor a ló jobb mellső végtagján,
2: szenzor a mar mögött,
3: adatgyűjtő a hevederen

Vizsgálati körülmények

A lovak vizsgálatát egy 20x60 méteres fedeles lovardában végeztük boronált homoktalajon. A lovarda körül 1 méter magas fa deszkázott kerítés futott. A lovakat teljes lovardában az úgynevezett járáson vezettük. A lovakon kötőfék és vezetősár, patrac és terápiás heveder, valamint rugalmas fásli volt. A vizsgálat előtt a lovardában felszerszámoztuk a lovakat, majd még a vizsgálat megkezdését megelőzően minden lovat körbevezettünk. A vizsgálat idején más lovas nem tartózkodott a lovardában. A vizsgálat során a lóvezető a ló bal oldalán, lazán tartott vezetősárral vezette a lovat, míg a vizsgálat irányítója szintén a bal oldalon, a ló marja mögötti vonalban haladt. Minden mérést négy alkalommal végeztünk el, meghatározott sorrendben. A kézváltás átlóváltással történt. Minden egyes fázist külön gyűjtöttünk. A lovak mozgását kizárólag verbális jelekkel segítettük. A mérés minden alkalommal „Állj-ból” indult.

A mérésekhez egy saját készítésű mérő-adatgyűjtő egységet használtunk. Felépítése egy mikrokontroller alapú (Atmel ATMEGA-128), három USB kábellel csatlakoztatott szenzor, SD kártyán történő adatgyűjtéssel. A mintavételezés 182 Hz-en történt, ADC 10 bit volt. Minden szenzor egy háromtengelyű gyorsulásmérőből áll (MMA 7260Q, Freescale Inc., USA, Austin, Texas). A mikroprocesszor AD konvertere periodikus mintavételt használ az analóg jelek vételére. Az összegyűjtött adatokat egy MMC kártyára írja, ami a mikrokontrollerhez van csatlakoztatva.¹⁴ Az adatgyűjtő felületén található egy gomb, aminek a használatával indíthatjuk el és állíthatjuk le a mérést. Akusztikus és vizuális visszacsatolás is jelzi, hogy a mérés elindult, illetve leállt. Két LED jelzi a műszer működését. A mérések során keletkező fájlok növekvő sorszámúak, amiket közvetlenül tud a számítógépes kiértékelő program olvasni és feldolgozni. Az adatgyűjtő

egység biztosítja az energiát az érzékelő egységeknek, a három gyorsulásmérőnek. A gyorsulásmérők érzékenysége állítható négy különböző szinten. Két tartomány a kis gyorsulások vizsgálatára használható, az 1,5 g és a 2 g tartomány pedig nagyobb gyorsulások mérésére alkalmazható 4 g és 6 g korlátokkal. A határértéket 6 g tartományra állítottuk egy jumper segítségével.

Kalibrálás

A gyorsulásmérő mért értékei minden esetben a dinamikus gyorsulások (mozgás) és a föld statikus gravitációs gyorsulásának az összege. A gyorsulásérzékelőt tartalmazó téglatest alakú dobozt a vízszintes felületre téve hat különböző pozícióba forgattuk. A leolvasott feszültségek minden egyes tengelyen 1 g, -1 g vagy 0 g értéket jelentenek. A feszültség adatokat időintervallumokra átlagoltuk. A kalibráló szoftver a 0 és 1 g-s értékek segítségével az átváltási tényezőket minden tengelyen kiszámolja. Mérés során e tényezők segítségével a beolvasott feszültségadatokat a program gyorsulásértékké alakítja. A gyorsulásmérő kalibrálása során a statikus nehézségi gyorsulás szolgált referenciaként. A téglatest alakú dobozba helyezett mérőeszközt egy vízszintes síklapra helyezve mindhárom tengelyen +g és -g referenciagyorsulást hoztunk létre egy tengely mentén. Az így kapott maximális és minimális feszültségértékek alapján meghatározható volt a 0 helyzet és a feszültség/gyorsulás konverziós tényezője. A mért értékeket a kalibrálás alapján g egységekben adtuk meg.¹⁴

Validálás

A kalibrált mérőeszköz dinamikus validálását egy harmonikus mechanikai kényszerrezgés mérésével történt. A rezgőrendszer egy függőleges helyzetű rugóból és egy arra rögzített vasrúdból állt, amelyre a gyorsulásmérőt felerősítettük. A vasrúd félig egy légmagos tekercsbe

lógott, melyet szinuszos váltóárammal gerjesztettünk. Ily módon a mechanikai rendszer rezonanciafrekvenciáján stabil harmonikus rezgést hoztunk létre. A függőleges mozgást egy kamera segítségével digitalizáltuk, majd a számolt és mért gyorsulásértékeket különböző amplitúdók esetén korreláltattuk. A validálás igazolta az eszköz lineáris viselkedését és megbízhatóságát a lovasterápia során fellépő gyorsulásérték tartományra vonatkozóan.¹⁴

Az adatelemzéshez a lovak egyes mérésekhez tartozó járási szakaszait vettük alapul. Lépésekre bontottuk a j -edik járási szakaszt, a következő módon: Az 1. szenzoron mért, fel-le irányú gyorsulásadatok alapján azonosítottuk a támasz pillanatában jellemző gyorsuláscsúcsokat. Az i -edik gyorsuláscsúcs időpontját t_i -vel jelöltük ($i=1,2,\dots,N+1$). A gyorsuláscsúcsok alapján a vizsgált járási szakaszt N lépésre bontottuk. Ezt követően az időtengely újraszkalázása történt, oly módon, hogy minden t_i -hez ($i=1,2,\dots,N$) az $r=0$ skálaértéket rendeltük (a $t_{(N+1)}$ időpontot és a hozzá tartozó gyorsulásértéket a további vizsgálatban nem szerepeltettük), a régi, t_1 és $t_{(N+1)}$ közötti, t skálaértékhez az új r -el jelölt skálaértéket rendeltük, melyre $r=(t-t_{(i-1)})/(t_i-t_{(i-1)})$, ahol a $t_{(i-1)}$ a t időpontbeli gyorsulásértéket közvetlenül megelőző gyorsuláscsúcs időpontja.

Az új skála r értékei az adott (i -edik) lépésen belüli relatív időt mérik ($0 \leq r < 1$), így az adott (j -edik) járási szakasz esetén, minden r értékhez N darab gyorsulásérték tartozik, melyeket átlagoltunk. A 2. szenzoron mért oldalra (balra-jobbra) irányú gyorsulásértékeket $a_j^{(o)}$ (i,r)-el, míg az előre (előre-hátra) irányú gyorsulásértékeket $a_j^{(e)}$ (i,r)-el jelölve ($i=1,2,\dots,N$), létrehoztuk egy lépés idő - átlagos gyorsulás függvényét:

$$\bar{a}_j^{(o)}(r) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N a_j^{(o)}(i,r) \quad \bar{a}_j^{(e)}(r) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N a_j^{(e)}(i,r)$$

Ezt követően az egyes járáások megfelelő r értékéhez tartozó átlagos gyorsulásadatok átlagolása történt meg:

$$\bar{a}^{(o)}(r) = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M \bar{a}_j^{(o)}(r) \quad \bar{a}^{(e)}(r) = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M \bar{a}_j^{(e)}(r)$$

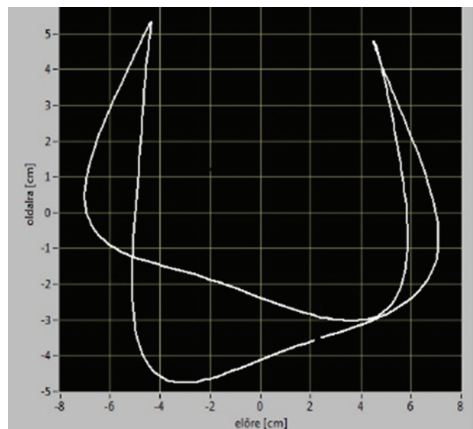
Az $\bar{a}^{(o)}(r)$ és $\bar{a}^{(e)}(r)$ függvények integráljaként az oldalra (balra-jobbra) és előre irányú átlagos sebesség függvények:

$$\bar{v}^{(o)}(r) = \int \bar{a}^{(o)}(r) dr \quad \bar{v}^{(e)}(r) = \int \bar{a}^{(e)}(r) dr$$

Ezután, a sebesség függvények integráljaként az elmozdulás függvények adódtak:

$$\bar{s}^{(o)}(r) = \int \bar{v}^{(o)}(r) dr \quad \bar{s}^{(e)}(r) = \int \bar{v}^{(e)}(r) dr$$

A megfelelő r -ekhez tartozó $\bar{s}^{(o)}(r)$, illetve $\bar{s}^{(e)}(r)$ értékeket egy kordináta-rendszerben jelenítettük meg, méghozzá olyan speciális módon, hogy az $\bar{s}^{(o)}(r)$ értékeket $\bar{s}^{(e)}(r)$ függvényében ábrázoltuk (4. ábra).



4. ábra. A lovak háti szenzorjából kinyert adatok transzverzális és saggitális síkú elmozdulási görbéje

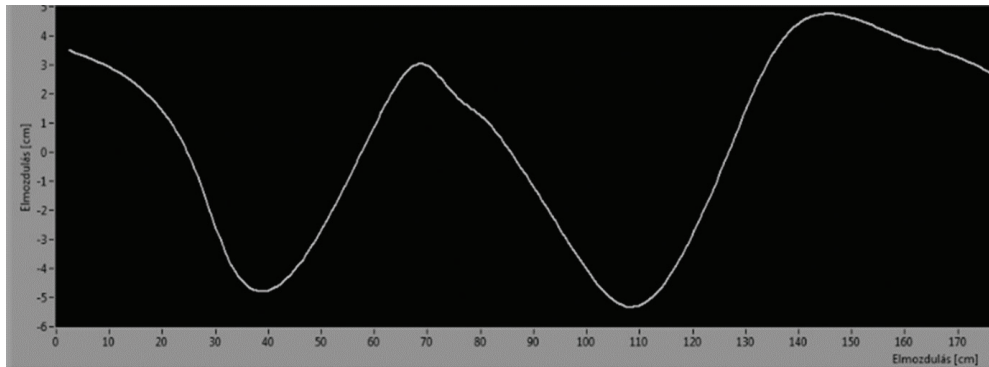
Figyelembe véve, hogy a járás során előrehaladás is történt, az $\bar{s}^{(e)}(r)$ értékeket módosítottuk, 60 cm/s állandó sebességet feltételezve, így a 4. ábra az 5. ábrának megfelelően módosult.

Képi ábrázolás

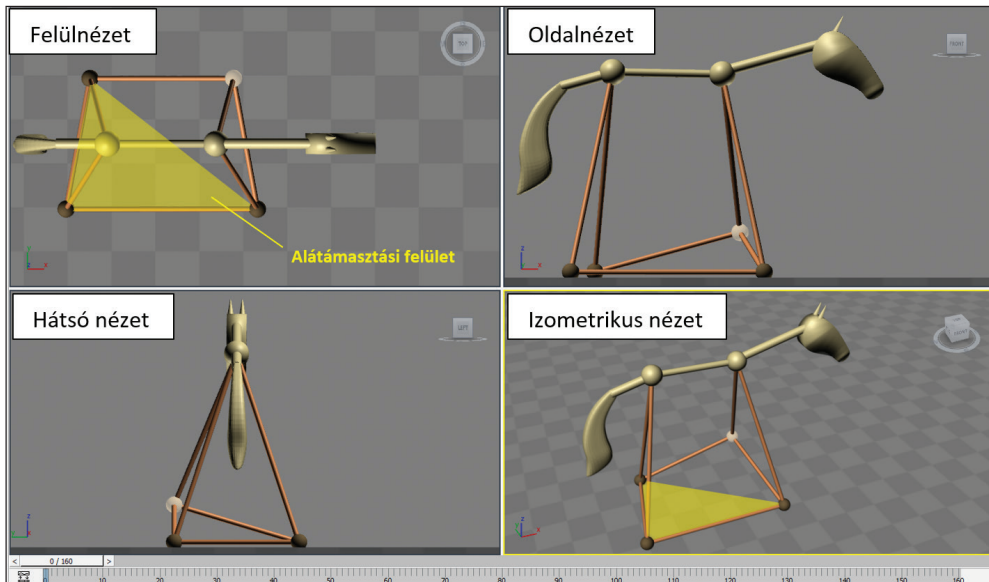
A lépés jármód szakaszainak ábrázolásához egy eltorzított háromszög alapú hasábot vetünk alapul, ahol a felső két csúc a ló hátát, míg az alsó négy csúc a patákat jelöli. A test arányait a lóra méretezve sematikus jelöltük a fej és fark helyzetét.

Mozgásábrázolás

A lépésciklus fázisait Gambarjan³ szerinti nyolc mozzanata alapján ábrázoltuk. A földdel érintkező patákat sötétebbel, míg az aktuális fázisban a levegőben lévőket világos színnel jelöltük. A mozgásfolyamat pontosabb elemzhetősége érdekében minden fázist négy nézetben (felülről, oldalról, hátulról és izometrikus



5. ábra. A lovak háti szenzorjából kinyert adatok transzverzális és saggitális síkú elmozdulási görbéje, figyelembe véve az előrehaladást



6. ábra. A mozgásábrázolás elemei

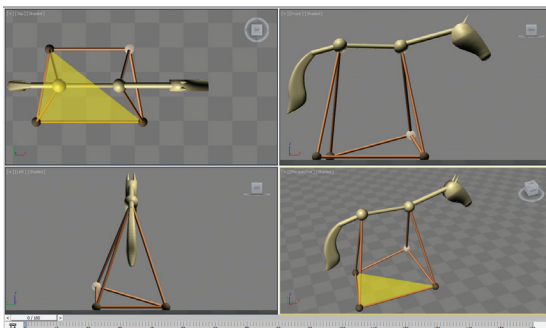
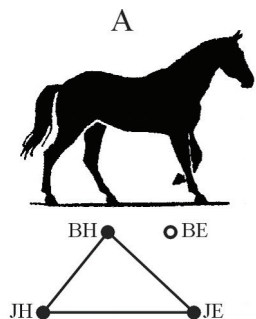
nézetben) ábrázoltunk. A talajon támaszkodó végtagok által meghatározott háromszög alakú területet, vagy szakaszt az ábrákon sárgával jeleltük (6. ábra). A statikus ábrázolás mellett a mozgásfolyamatról animáció is készült.

5. Eredmények

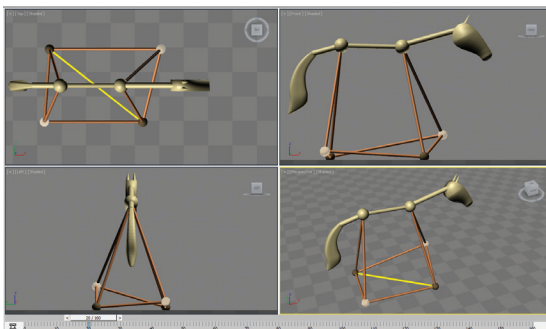
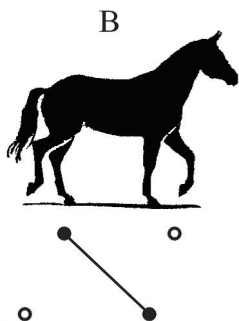
A 7. ábrán egy három pontos alátámasztás esetében a testsúly a hátsó végtagok és a jobb

mellső végtag között van. A testsúly a bal mellső végtag felé tolódik el. A bal hátsó végtag tolóereje jelentős. A ló tolódási iránya: hátulról előre, balról jobbra.

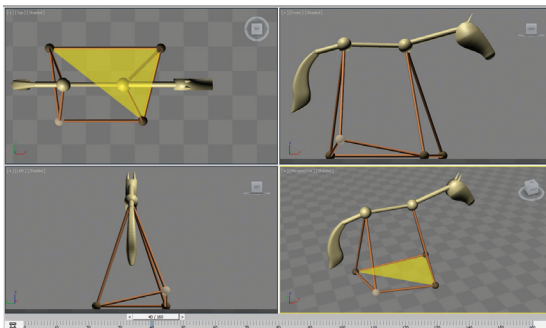
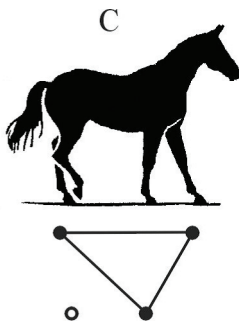
A 8. ábrán egy két pontos alátámasztás esetében a stabilitást a bal hátsó és a jobb mellső végtag biztosítja. A testsúly a jobb testfélről a bal mellső végtag irányába tolódik. A ló tolódási iránya: hátulról előre, balról jobbra.



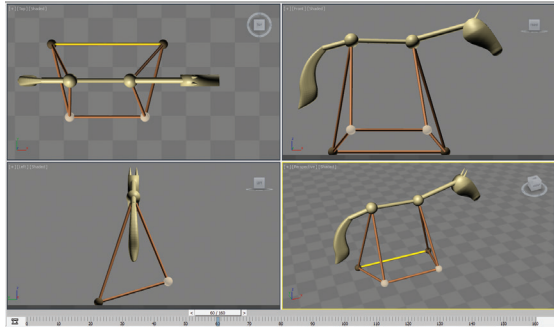
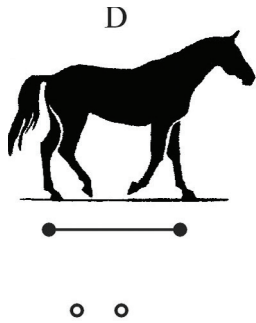
7. ábra. Gambarjan³ A fázisának térbeli ábrázolása



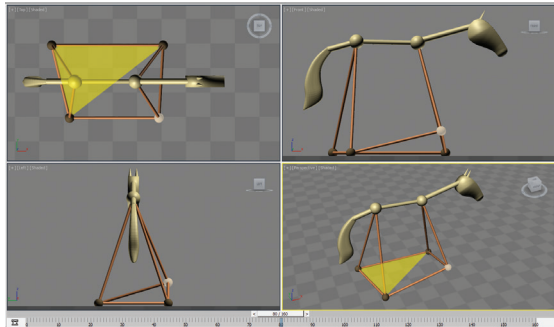
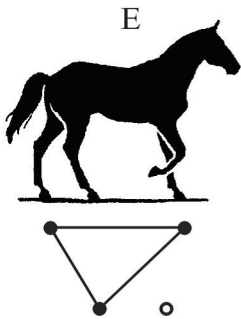
8. ábra. Gambarjan³ B fázisának térbeli ábrázolása



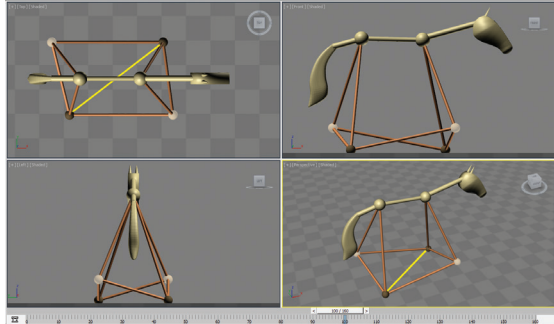
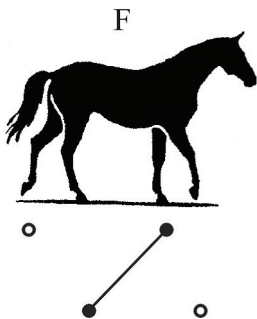
9. ábra. Gambarjan³ C fázisának térbeli ábrázolása



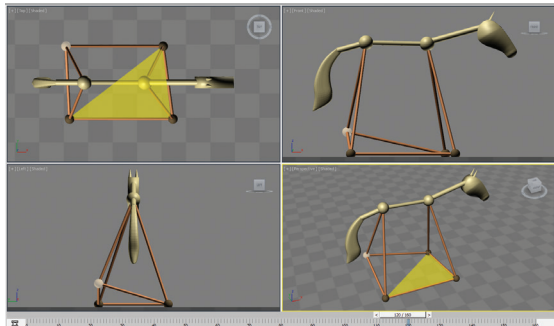
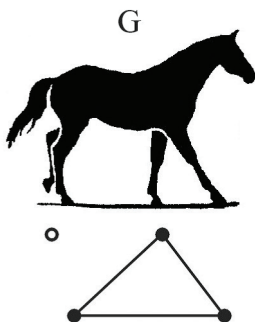
10. ábra. Gambarjan³ D fázisának térbeli ábrázolása



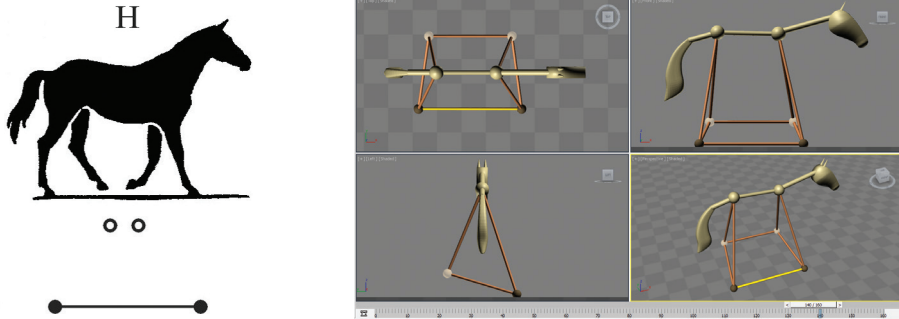
11. ábra. Gambarjan³ E fázisának térbeli ábrázolása



12. ábra. Gambarjan³ F fázisának térbeli ábrázolása



13. ábra. Gambarjan³ G fázisának térbeli ábrázolása



14. ábra. Gambarjan³ H fázisának térbeli ábrázolása

A 9. ábrán egy három pontos alátámasztás esetében a testsúly a ló bal oldala és a jobb mellső végtag között oszlik el. A tolóerőt a bal hátsó és a jobb mellső végtag biztosítja. A testsúly a ló bal oldalára helyeződik át. A ló tolódási iránya: jobbról balra.

A 10. ábrán egy két pontos alátámasztás esetében a testsúly a baloldalon terhelődik, a súlypont pedig a jobb oldal felé tolódik. A ló tolódási iránya: hátulról előre, balról jobbra.

A 11. ábrán egy három pontos alátámasztás esetében a stabilitást a hátsó végtagok és bal mellső láb biztosítja. A testsúly a bal mellső végtag irányába tolódik. A ló tolódási iránya: hátulról előre, balról jobbra.

A 12. ábrán egy kétpontos alátámasztás esetében a jobb hátsó végtag tolóereje jelentős. A testsúly jobbra, előre tolódik el. A ló tolódási iránya: hátulról előre, balról jobbra.

A 13. ábrán egy három pontos alátámasztás esetében a testsúly a ló eleje és a jobb hátulja között oszlik el. A ló baloldala felé tolódik a testsúly. A ló tolódási iránya: jobbról balra.

A 14. ábrán egy kétpontos alátámasztás esetében a stabilitást a ló jobb oldala biztosítja. A testsúly a ló bal hátulsó végtagja felé tolódik. A ló tolódási iránya: elölről hátra, balról jobbra.

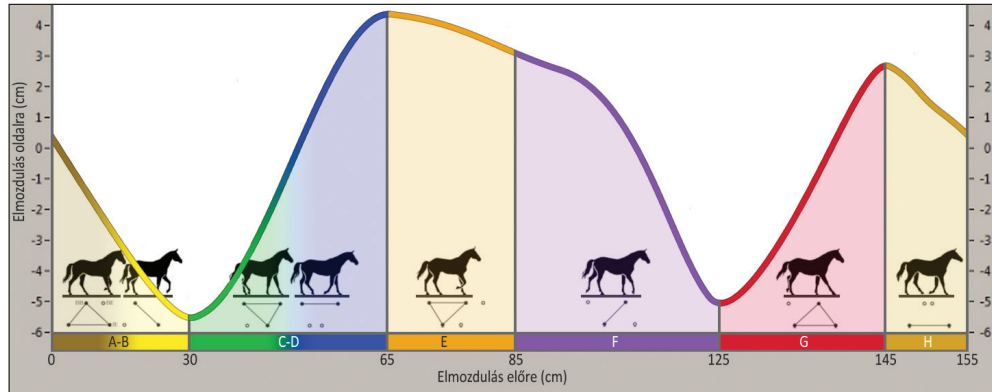
Fázisazonosítás

A gyorsulásmérő eszköz a ló jobb mellső végtagján rögzítettük, mérési eredményeivel a lépés ciklusok beazonosíthatóak. Mérési eredményeinkből meghatározott elmozdulási görbe a jobb mellső végtag talajfogásának pillanatától került ábrázolásra, melyet Gambarjan³ fázisai szerint toltunk el. Az így kapott elmozdulási görbén az oldal irányú testsúlyáthelyezések beazonosításával egy lépési ciklusban a ló hátának előre és oldal irányú elmozdulásait ábrázoltuk (15. ábra).

6. Megbeszélés

A gyakorlati hippoterápia során, a ló mellett haladva mozgásából leginkább a test előrehaladását, a törzs oldalmozgását és a végtagok lendítését érzékeljük. A terápia kulcsa a hát elmozdulásai, amelynek alapos megfigyelése és tanulmányozása döntő. Jelen kutatás célja az volt, hogy a ló végtagmozgásainak, térben való előrehaladásának és a hátmozgásainak pillanatait szinkronba hozva képileg érthetőbbé tegyük. A vizsgálat egy elmozdulási görbe segítségével bemutatja, hogy az egyes alátámasztási pillanatokban milyen irányban és mértékben mozog a ló háta miközben halad előre felé. Munkánkkal a hát finom mozgásának jobb megértéséhez kerültünk közelebb. A munka korlátja, hogy a mozgáselemek egy

számolt lépésgörbe esetében kerültek beazonosításra. További célunk, hogy a mozgás szinkron videó felvétellel, több mérési ponttal, nagyobb egyedszámmal és egyéb lófajtákkal is elvégezzük.



15. ábra. A számított elmozdulási görbe és Gambarjan³ fázisainak beazonosítása

IRODALOM

1. Fehér Gy. A háziállatok funkcionális anatómiája. A mozgás szerveinek statikája és dinamikája. Budapest: Mezőgazda Kiadó; 2000.
2. Gillian H. A ló mozgásának biomechanikája. Budapest: Mezőgazda Kiadó; 2014.
3. Gambarjan PP. The running of mammals. Leningrad: Nauka; 1972. p. 25.
4. Horváth G. Négy lába van a lónak... A járás statikai és dinamikai elemzése. Term Vil 1986;117:547-52.
5. Barrey E, Hermelin M, Vaudelin JL, Poirel JD, Valette P. Utilisation of an accelerometric device in equine gait analysis. Equine Vet J 1994;7-12.
6. López-sanromán FJ, Holmback-Petersen R, Santiago I, Gómez de segura IA, Barrey E. Gait analysis using 3D accelerometry in horses sedated with xylazine. The Vet J 2012;193(1):212-6.
7. Galloux P, Richard N, Dronka T, Leard M, Perrot A, Jouffroy JL, et al. Analysis of equine gait using three-dimensional accelerometers fixed on the saddle. Equine Vet J 1994;26(17):44-7.
8. Kai M, Aoki O, Hiraga A, Oki H, Tokuriki M. Use of an instrument sandwiched between the hoof and shoe to measure vertical ground reaction forces and three-dimensional acceleration at the walk, trot, and canter in horses. Am J Vet Res 2000;61(8):979-85.
9. Burla JB, Ostertag A, Westerath HSch, Hillmann E. Gait determination and activity measurement in horses using an accelerometer. Comp and Electr in Agriculture 2014;102:127-33.
10. Morrison R, Sutton DGM, Ramsoy C, Hunter-Blair N, Carnwath J, Horsfield E, et al. Validity and practical utility of accelerometry for the measurement of in-hand physical activity in horses. BMC Vet Research 2015;11:233.
11. Uchiyama H, Ohtani N, Ohta M. Three-dimensional analysis of horse and human gaits in therapeutic riding. Appl Anim Behav Sci 2011;135(4):271-6.
12. Pálincás J, Szabó I, Soha F, Bagi Á, Csernátony Z. Terápiás célra használt lovak mozgásértékeinek műszeres vizsgálati lehetősége. Magyar Állatorvosok Lapja 2011;133:200-6.
13. Mihók S, Ernst J. A Gidrán. Budapest: Mezőgazda Kiadó; 2015.
14. Soha FR, Szabó IA, Harasztosi L, Pálincás J, Csernátony Z. Development of an accelerometer based motion analysis system for biomedical applications. Acta Phys Debr 2009;43:23-30.

Pálincás Judit

Debreceni Egyetem, Népegészségügyi Kar, Fizioerápiás Tanszék

H-4028 Debrecen, Kassai út 26.

Tel.: (+36) 52 512-732/77138