

ALAPVETŐ JÁRÁSPARAMÉTEREK MEGHATÁROZÁSA JÁRÁSHANG ALAPJÁN

Rácz Kristóf*, Kiss Rita M.

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



DOI: 10.17489/biohun/2025/1/617

Absztrakt

A járásvizsgálatok a mozgásszervi állapotfelmérések fontos eszközei, azonban az ehhez szükséges mérőeszközök igen költségesek. A hangalapú járásvizsgálat ezeknek egy ígéretes alternatívája, amelyhez a szükséges eszközök jóval alacsonyabb áron beszerezhetők. Jelen kutatás célja annak vizsgálata, hogy alkalmas-e egy klasszikus jelfeldolgozáson alapuló (gépi tanulás felhasználása nélküli) algoritmus hiteles időbeli járásparaméterek meghatározására futópados, háttérzaj szempontjából élethű, nem kontrollált környezetben rögzített hangfelvételek esetében. A vizsgálatok során 91, javarészt idős és mozgásszervi problémákkal rendelkező személy futópados járását rögzítettük két módszerrel. A hangok felvétele a futópád két oldalánál elhelyezett kondenzátor típusú mikrofonokkal történt, 48 kHz-es mintavételezéssel és 24 bites felbontással. A talajreakció-erő a futópádba épített talpnyomáseloszlás mérő eszközzel, 100 Hz-en került rögzítésre. A rögzített jelek feldolgozása saját fejlesztésű, python programnyelven implementált algoritmusokkal történt. A számított időbeli paraméterek a jobb- és baloldali lépésidő, ezek aránya, a lépésciklus idő és a lépésfrekvencia voltak. Ezek mellett vizsgálatra került még a kétoldali terhelés aszimmetriája is. A feldolgozó algoritmus ideális jel-zaj viszonytal rendelkező hangfelvételek esetén képes a talajreakció-erő mérés alapján meghatározható időbeli járásparamétereket pontosan reprodukálni, a kétoldali terhelés aszimmetriája azonban a hangfelvételek alapján nem megállapítható. A rosszabb jel-zaj viszonytal rendelkező felvételeken az algoritmus robusztussága kifejezetten alacsony: a 91 rendelkezésre álló felvételtől csupán 10 felvétel esetén (~11%) adott megbízható eredményeket. Ez az arány feltételezetten a mérési protokoll módosításával, a hangfelvételek háttérzajának csökkentésével jelentősen javítható. Ha a jobb minőségű felvételeken elérhető az algoritmus konzisztens működése, úgy a bemutatott módszer a jövőben egy alacsony költségű, rutinvizsgálatokba beépíthető alternatívát nyújthat az időalapú járásparaméterek méréséhez.

Kulcsszavak: járáshang, járásparaméterek, talajreakció-erő

***Levelező szerző elérhetősége:** Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék, H-1111 Budapest, Műgyetem rakpart 3. **E-mail:** racz.kristof@mogi.bme.hu **Tel.:** +36 1 463-2145

Citáció: Rácz K, Kiss RM. Alapvető járásparaméterek meghatározása járáshang alapján. *Biomech Hung. 2025;18(1):40-51.*

Beérkezés ideje: 2025.10.27. **Elfogadás ideje:** 2025.12.16.

DETERMINATION OF BASIC GAIT PARAMETERS BASED ON ACOUSTIC GAIT RECORDINGS

Abstract

Gait analysis is an important tool for musculoskeletal assessments, but the necessary measurement devices are very expensive. Acoustic gait analysis is a promising alternative, which can be implemented at a fraction of the cost compared to traditional solutions. The purpose of the present research is to investigate whether an algorithm based on classical signal processing techniques (without the use of machine learning) is capable of accurately determining a small subset of temporal gait parameters using treadmill based acoustic recordings in an otherwise uncontrolled (in terms of background noise), life-like environment. For the experiments, simultaneous audio and ground reaction force measurements were recorded with 91 mostly elderly participants with various musculoskeletal problems. The gait sound was recorded with two condenser microphones placed at either side of the treadmill, with 48 kHz sampling rate and 24-bit resolution. Ground reaction force was recorded with the built-in pressure distribution plate of the treadmill at 100 Hz. Custom algorithms were implemented in python for processing the recorded data. The calculated temporal gait parameters were the left and right step times and their ratio, the stride times and the cadence. The left and right-side load asymmetry was also investigated. The developed algorithm can accurately reproduce the ground reaction force based temporal gait parameters when applied to clean audio recordings with good signal-to-noise ratio. Left and right-side balance asymmetry was not reproducible using audio based temporal parameters that can be otherwise determined using ground reaction force measurements. When applied to more noisy recordings, the robustness of the processing algorithm is greatly diminished. Out of 91 total recordings, only 10 (~11%) provided reliable results. This ratio can presumably be improved with the rework of the measurement protocol to better control and eliminate the amount of background noise on the audio recordings. If the improved clarity of the recordings can lead to a good consistency of the processing algorithm, acoustic gait analysis could serve as a low-cost alternative, which could be integrated into routine medical checkup applications.

Keywords: acoustic gait, gait parameters, ground-reaction force

BEVEZETÉS

A mozgásszervi állapotfelmérések fontos részét képezik a járásvizsgálatok, melyeknek alapvető eszközei a több kamerás mozgáskövető rendszerek és az erőt vagy talpnyomáseloszlást mérő platformok. Ezen mérőeszközök ára a milliós nagyságrendben mozog, ami sok magyar egészségügyi intézmény számára elérhetetlenné teszik ezek beszerzését. Jelen kutatás fő kérdése, hogy megvalósítható-e a legalapvetőbb járáspáraméterek meghatározása egy töredék áron beszerezhető hangalapú mérőrendszerrel, így széles körben elérhetővé téve ezen vizsgálatok beépítését a rutin szűrővizsgálatok sorába.

A szakirodalomban már található pár példa hasonló kísérletekre. Altaf és mtsai.¹ 8 pár (páronként egy kardoid és egy omnidirekcionális karakterisztikájú) mikrofont helyeztek el egy 5,10 m x 6,57 m alapterületű teremben. A résztvevők járáshangját a terem szélén, természetes tempóban körbesétálva rögzítették, mindkét irányban, többféle lábbeliben. Összesen 32 kísérleti esetet rögzítettek, ezek közül egyet női résztvevővel, a többi pedig férfi résztvevőkkel. A felvételek 48 kHz-es mintavételezéssel és 24 bites felbontással készültek. A kísérleti esetek közül 23 darabnál két vizsgáló kézzel azonosította az egyes lépéseket. A maradék kísérleti esetek feltehetően nem kerültek feldol-

gozásra. A hangfelvételek előfeldolgozásához egy Tieger-Kaiser energia operátort² alkalmazták, amit egy negyedrendű aluláteresztő Butterworth szűrő követett 20 Hz-es vágási frekvenciával. A számolt paramétereik közül a lépésidő/-frekvencia, illetve a két oldal közötti energia-aszimmetria azok, amelyek a klasszikus járásvizsgálatoknál szerepeltekkel megegyeznek. Az eredményeik alapján a mérési módszerrel a paraméterek relatíve konzisztensen reprodukálhatók, azonban nagy hiányosság, hogy a kutatásukban nincs összehasonlítás semmilyen referenciának tekinthető adattal.

Wang és mtsai.³ egy Android alapú okosóra hardverét alakította át egy 3D nyomtatott doboz és elasztikus pánt segítségével egy bokán viselhető, gyorsulásmérőt és mikrofonokat tartalmazó rögzítőeszközzé. A kísérletek során 15 (feltehetően egészséges) résztvevő (6 nő – 9 férfi, életkor 21-54 év) járását rögzítették, aminek eredménye egy 1732 lépést tartalmazó adathalmaz volt. A két bokán viselt egy-egy eszköz által mért adatokat egy okostelefon segítségével rögzítették, majd azok feldolgozását számítógépen végezték. A rögzített hangfelvételek a szokásoshoz képest alacsony, 8 kHz-es mintavételi frekvenciával és 16 bites felbontással rendelkeztek. A sarokütések és teljes talp leérkezések pillanatát kézi címkézéssel határozták meg referenciaadatnak, majd ezek felhasználásával egy SVM (Support Vector Machine) modellt tanítottak be az egyes lépések időbeli tartományának felismerésére. Az adott tartományokon belül a jel energiáján végeztek csúcskeresést a végleges sarokütés és teljes talp leérkezések meghatározására. A módszer ~95% pontossággal képes volt 0,075 másodpercnél kisebb eltéréssel azonosítani a kézzel címkézett időpontokat. Ezek alapján lépésciklus-időket, lépésfrekvenciát, bal és jobb oldali lépésidőket számoltak, amelyek jó egyezést mutattak a kézzel címkézett időpontok alapján számolt értékekkel (statisztikai tesztet nem végeztek ezek összehasonlítására).

Summoogum és mtsai.⁴ idős személyeket figyelt meg egy a mindennapi életet lehető legkevésbé zavaró, otthoni hangalapú megfigyelőrendszer teszteléséhez. A kutatásukban 10 idős személy (6 nő és 4 férfi, 65 és 80 év között) vett részt. A hangfelvételeket egy kézi hangfelvételhez csatlakoztatott RODE-NTG shotgun mikrofonnal rögzítették, 44,1 kHz mintavétel és 16 bites felbontás mellett. A résztvevők egy lakossági otthon jellegű környezetben sétáltak fel-alá két pont között háromszor, cipő nélkül. A felvételhez a résztvevő a mikrofont a kezében tartotta, a lábai felé irányítva azt. A hangfelvétel mellett a két bokára rögzített egy-egy, gyorsulásmérőt és giroszkópot tartalmazó IMU-val (Inertial Measurement Unit) és egy okostelefonnal is rögzítettek adatokat. Utóbbival videófelvétel készült, amely látótere a séta teljes tartományát lefedte. A sarokütések detektálásához a hangfelvételt először a noisereducer python könyvtárban található algoritmussal zajtalanították, majd mel-spektrogrammá konvertálták, amely alapján végül kiszámították az hangfelvétel teljes energiáját az egyes időpillanatokra. Az így kapott energiajelen csúcskereséssel azonosították a sarokütések pillanatát. A publikáció nem tesz említést arról, hogy ez a módszer mennyire volt sikeres a sarokütések azonosításában. Az azonosított sarokütések alapján lépésfrekvenciát, lépésciklus-időt és a kétoldali lépésidőket határozták meg. A referenciaként használt IMU és videófelvételeken kézzel határozták meg a sarokütések időpontjait. Megjegyzendő, hogy az általuk azonosított IMU alapú sarokütés pontok, azaz a boka mediolaterális szögsebességének csúcspontjai a szakirodalom⁵⁻⁷ alapján nem a sarokütésekhez, hanem a lendítőfázis közepéhez tartoznak. Az IMU alapján számolt eredményeik így inkább közelítésnek, mint pontos referenciának tekinthetők. A videófelvételek alapján számított értékekhez képest a hangalapú megközelítés a lépésfrekvenciát 1 lépés/perc értékkel alul-, míg a lépésciklus és lépésidőket 0,02 másodperccel felülbecsli.

A fentiekben bemutatott kutatások alapján látható, hogy megfelelő jelfeldolgozási módszerekkel a hangfelvételek alapján a sarokütések időpontjai meghatározhatók, abból pedig az alapvető időbeli járásparáméterek (lépésszám, bal és jobb oldali lépésidő, lépésciklus idő) meghatározhatók. A fenti kutatások azonban mind talajon történő járás esetén, és zajforrások tekintetében relatíve kontrollált körülmények között készítették felvételeket. A járásparáméterek statisztikai jellemzése céljából, egy klinikai alkalmazás esetében praktikusabb lehet futópados járás vizsgálata, így jelentősen nagyobb számú lépésciklus vizsgálható egy egyszerűbb mérési összeállítás mellett.

Jelen kutatás a fentiek alapján a következőre keresi a választ: alkalmas-e egy klasszikus jelfeldolgozáson alapuló (gépi tanulás felhasználása nélküli) algoritmus hiteles időbeli járásparáméterek meghatározására futópados, háttérzaj szempontjából nem kontrollált környezetben rögzített felvételek esetében. A validálás talajreakció-erő mérés alapján számított paraméterekkel segítségével történik. Altaf és mtsai.⁴ kutatásuk során a jobb és bal oldal közötti aszimmetriát jellemző paramétert is számoltak, azonban ezt semmilyen referenciának tekinthető adathoz nem hasonlították. További kérdése így jelen kutatásnak, hogy számítható-e megbízható módon a két oldal közötti terhelés aszimmetriája a hangfelvételek alapján.

MÓDSZER

Résztevők

A mérés résztvevői a mérés időszakában a Szolnoki MÁV Kórház és Rendelőintézet járóbetegjei közül kerültek beválogatásra. A részvétel feltétele volt, hogy a résztvevő a mérési feladatokat biztonsággal teljesíteni tudja, amelynek megítélését a mérésben résztvevő ortopéd szakorvos végezte. A jelen cikkben felhasznált mérési adatok 91 résztvevőtől szá-

maznak, ebből 36 férfi (életkor $52,92 \pm 17,63$ év, testmagasság $176,92 \pm 5,87$ cm, testtömeg $87,18 \pm 15,90$ kg) és 55 nő (életkor $56,05 \pm 17,87$ év, testmagasság $161,60 \pm 7,18$ cm, testtömeg $72,83 \pm 16,06$ kg). A résztvevők nagyrésze időskorú, különböző mozgásszervi problémákkal rendelkező személyek voltak. A mérésben való részvételhez és az adatok anonim kezeléséhez minden résztvevő írásos beleegyező nyilatkozat formájában hozzájárult. A kutatást a Testnevelési Egyetem Kutatás-Értékelési Bizottsága engedélyezte (TE-KEB/17/2021).

Mérési összeállítás és protokoll

A mérések helyszíne a Szolnoki MÁV Kórház és Rendelőintézet biomechanikai laboratóriuma volt, a mérés a talajreakció-erő és járás-hang egyidejű rögzítéséből állt. A talajreakció-erő mérése Zebris FDM-T (zebris Medical GmbH, Isny im Allgäu, Németország) erőmérővel ellátott futópadoson történt (mintavételezési frekvencia 100 Hz). A hangrögzítéshez két Audio-Technica AT-2035 (Audio-Technica Corporation, Tokió, Japán) kondenzátor mikrofon került elhelyezésre a futópados elejének két oldalán, a futópadoson sétáló személy lábai felé irányítva, a föld felett ~ 30 cm magasságban, az 1. ábrán látható elrendezéssel megegyezően. A mikrofonok egy Roland Rubix44 (Roland Corporation, Hamamatsu, Japán) USB audio-interfészen keresztül csatlakoztak egy



1. ábra. Futópados hangfelvétel mérési elrendezésének illusztrációja

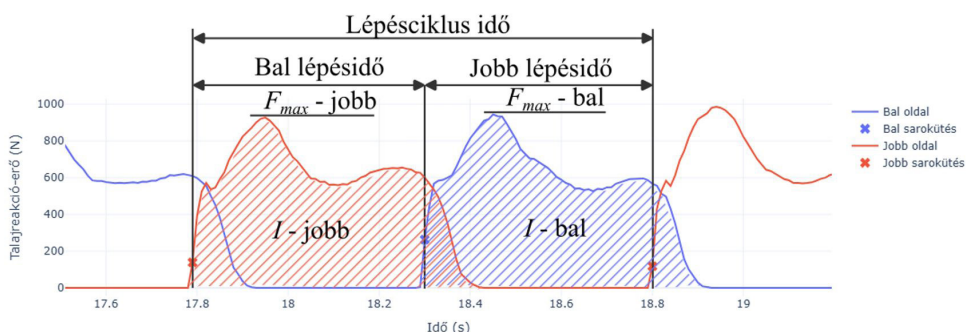
laptop PC-hez, ahol jeleik Audacity (v3.3.3) programmal kerültek rögzítésre. A rögzítés 24 bites felbontással és 192 kHz-es mintavételezéssel történt, azonban a feldolgozás során a felvételek beolvasása 48 kHz-es mintavételezéssel történt. A résztvevők először egy teljes körű szóbeli tájékoztatást kaptak a mérésről, majd kitöltötték az írásos bejegyző nyilatkozatukat. A mérések mezítláb vagy zokniban történtek. A futópáds sebessége kényelmes séta-sebesség volt, amelyet a résztvevők határoztak meg úgy, hogy a futópáds szalagjának sebességét alacsony sebességről fokozatosan emelték. A mérésvezető előzetesen megfigyelte a résztvevők természetes járásképet talajon járás közben. A sebesség meghatározásánál ügyelt arra, hogy a résztvevők lehetőleg a természetessel megegyező járásképet mellett válasszák meg a kényelmes sebességet. A mérés megkezdése előtt a szakirodalomban⁸ meghatározott 6 perces, a futópádon való járáshoz történő akklimatizációs időszak biztosítva volt. Ennek letelte után egyidejű rögzítésre került 2 percen keresztül a talajreakció-erő és a járás hangja, így lépésfrekvenciától függően nagyságrendileg 100 lépésciklust rögzítve.

A mérést normál esetben a futópáds kapaszkodójának használata nélkül kellett teljesíteni. A résztvevők azonban időskorú, mozgásszervi problémával rendelkező személyek voltak, így a kapaszkodás nélküli séta, és a teljes 6+2 perc

teljesítése nem minden esetben volt számukra triviális. Ezekben az esetekben a mérésvezető belátása szerint eltérhetett a fenti protokolltól az akklimatizáció és/vagy a mérés idejének rövidítésével vagy a kapaszkodás megengedésével. A mérés során a hangfelvételek valós klinikai környezetnek megfelelő körülmények között kerültek rögzítésre, azaz a felvételek közben nem volt előírva a teljes csend. A felvételeken így a járás hangján és a futópáds zaján kívül előfordulhatott a mérésvezető és a résztvevő közötti párbeszéd és kívülről beszűrődő egyéb zajok.

Feldolgozás

A felvételek feldolgozása saját fejlesztésű, python programozási nyelven implementált algoritmussal történt, mind a talajreakció-erő, mind a hangfelvételek esetén. A futópáds talajreakció-erő mérés eredménye két adatsor, amely 100 Hz-es felbontással tartalmazza a jobb és bal lábhoz tartozó talajreakció értékeket. A kiértékeléshez meghatározásra kerültek a sarokütések pillanatai, ahol az adott oldali, konstans 0 N nagyságú szakaszok után mért érték volt tapasztalható. A sarokütés pillanatai alapján számolható a jobb és bal oldali lépések ideje, az egymást követő jobb oldali sarokütések különbségeként a lépésciklusok ideje, ez alapján pedig a lépésfrekvencia. Meghatározásra került továbbá az egyes lépések során a



2. ábra. A járást jellemző időbeli (lépésidő, lépésciklus idő) és a kétoldali terhelés (maximális erő – F_{max} és teljes impulzus – I) paraméterek számítása a talajreakció-erő adatok alapján.

kétoldali maximális erő (F_{max}) és a kétoldali teljes impulzus (I - az idő-erő görbe alatti teljes terület a támaszfázis alatt). A meghatározott paraméterek a 2. ábrán láthatók. Ezekből átlag és szórás értékek számolhatók, a két oldal közötti aszimmetria a jobb és bal oldali átlagos lépésidő, maximális erő és teljes impulzus arányaként jellemezhető.

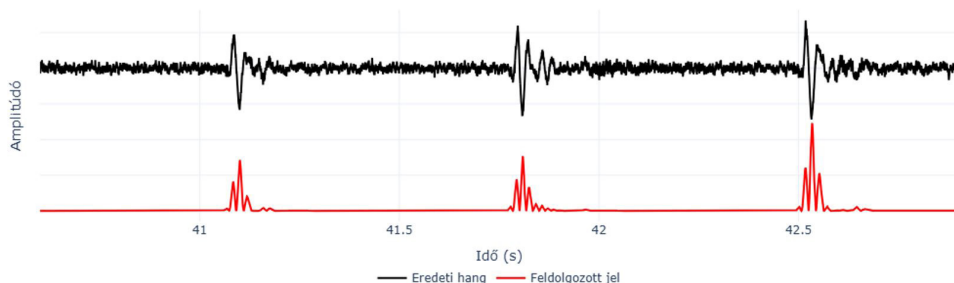
A hangfelvételek feldolgozásához először egy simított hullámforma kerül meghatározásra. Ez egy aluláteresztő szűréssel (4-ed rendű zero-lag butterworth szűrő, empirikusan meghatározott 38 Hz-es vágási frekvenciával) kezdődik. A következő lépésben kiemelésre kerülnek a lépésekhez tartozó impulzusok a szűrt értékek négyzetre emelésével (SEE – Squared Energy Estimate). A kapott jel végül az egyszerűbb kezelhetőség érdekében átskálázásra kerül a [0, 1] tartományra. Az eredeti és az előfeldolgozott jel egy példája a 3. ábrán látható.

A feldolgozás következő lépése a sarokütések impaktja által keltett csúcsok előzetes pozíciójának meghatározása. Ez a hangfelvételek két sztereó csatornáján számított előfeldolgozott jelek átlagolásaként kapott jelen történik. Mind a csúcsok között eltelt átlagos idő, mind a csúcsok magassága felvételről felvételre jelentősen változhat, ezért a csúcskeresés (scipy.signals.find_peaks() függvény) végleges paramétereinek adaptív

meghatározása egy többlépéses folyamat. Az algoritmus lépései a következők:

1. Csúcskeresés a csúcsok közötti legalább 0,1 másodperces távolsággal. Ez a sarokütések között számos kisebb csúcsot is eredményez, azonban a sarokütésekhez tartozó csúcspontok biztosan köztük lesznek.
2. Csúcskeresés a csúcsok közötti legalább 0,1 másodperces távolsággal, és az előző pontban megtalált csúcsok átlagos magasságánál nagyobb csúcserővel. Ez az alacsony, fals csúcsokat kiszűri, azonban előfordulhat, hogy a valós sarokütések közül is figyelmen kívül hagyja az alacsonyabb amplitúdóval rendelkezőket.
3. Csúcskeresés, ahol a csúcsok közötti különbség legalább a lépések közötti átlagos idő 75%-a. A lépések közötti átlagos idő becslése a 2-es pontban megtalált csúcsok közötti távolságok mediánértékével történik.

Az így meghatározott előzetes csúcsok közötti időbeli felezőpontok segítségével a hangfelvétel egyetlen sarokütést tartalmazó szakaszokra bontható. A következő lépés a sarokütés pontos pillanatának meghatározása, és a lépések előzetes jobb/bal oldali lépésekre osztása. A sarokütés időpillanata a feldolgozott jelen az adott szegmensbe eső két legnagyobb csúcs közül az első (a második csúcs amplitúdója általában nagyobb, mint az első csúcse –



3. ábra. Eredeti és előfeldolgozott hangfelvétel egy részlete három lépéssel

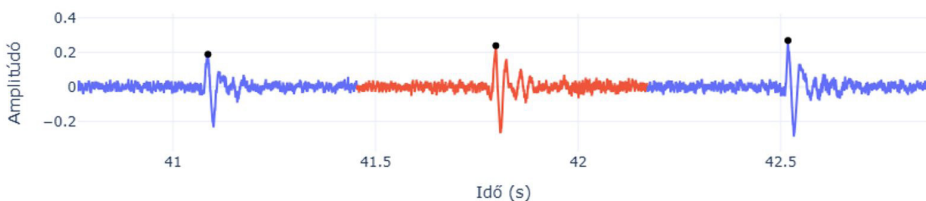
3. ábra). Az így megtalált sarokütés körüli 0,01 másodperc sugarú környezetben megkeresésre kerül a hangfelvétel eredeti bal és jobb oldali csatornáján a maximum amplitúdó helye. A mikrofonok elhelyezéséből adódóan a jobb oldali láb sarokütése hamarabb detektálható a jobb oldali csatornán, míg a bal oldali láb sarokütése előbb detektálható a bal oldali csatornán. Amennyiben a sarokütések pontos idejének megtalálása sikeres volt, a jobb és bal oldali csatornákon található csúcsok időbeli pozíciójából meghatározható, hogy az adott sarokütés a jobb vagy bal lábhoz tartozik-e. Amennyiben a sarokütés pillanatának meghatározása nem pontosan sikerül, az oldalhoz sorolás eredménye véletlenszerűnek tekinthető.

Járás esetén feltételezhető, hogy a jobb és bal sarokütések felváltva követik egymást. Ezek szekvenciája kétféle lehet, attól függően, hogy az jobb vagy bal sarokütéssel kezdődik. Feltételezhető továbbá, hogy ezek közül a helyes szekvencia az, amelyik az esetek többségében egyezik az előző lépésben az egyes sarokütések becsült oldalával. A sarokütések időpillanatai és ezek jobb/bal lábhoz tartozása így meghatározásra került (4. ábra). A jobb és bal sarokütések időpillanatai alapján a járás időbeli paraméterei a 2. ábrán bemutatottakkal megegyező módon számolhatók. Altaf és mtsai.¹ kutatásához hasonlóan a két láb terhelése közötti

aszimmetria az egymást követő jobb és bal sarokütésekhez tartozó maximum amplitúdók arányaként becsülhető.

Kiértékelés

A bemutatott algoritmusok segítségével a mérések feldolgozásának eredménye egy-egy átlagos lépésidő, lépésfrekvencia, jobb és bal oldali lépésidő, lépésidő aszimmetria érték a hangfelvétellel, és a talajreakció-erő értékek alapján. Ezekon kívül egy méréshez a talajreakció-erő alapján kétféle átlagos terhelési arány (két egymást követő lépés F_{max} és I értékei alapján – 2. ábra), a hangfelvétel alapján pedig egyféle átlagos terhelési arány (egymást követő lépés Amp_{max} értékei alapján) tartozik még. A két módszer alapján kapott értékek összehasonlítása, az azok közötti egyezés vagy eltérés értékelése a Bland-Altman analízis⁹, a két érték egymás függvényében történő ábrázolása, illetve Pearson féle korrelációs együttható közül az adott kapcsolatot legjobban szemléltető eszközzel történik. A Bland-Altman analízis során egy-egy mérés eredménye egy pontként szerepel, amely megmutatja a két módszerrel kapott értékek különbségét a két módszerrel kapott érték átlagának függvényében. A teljes Bland-Altman diagram szemlélteti a két mérési módszer közötti szisztematikus hibát (az értékek különbségének átlaga), illetve a két módszer közötti eltérés 95%-os konfidencia intervallumát az átlagos eltérés $\pm 1,96$ szórás sávok ábrázolásával.

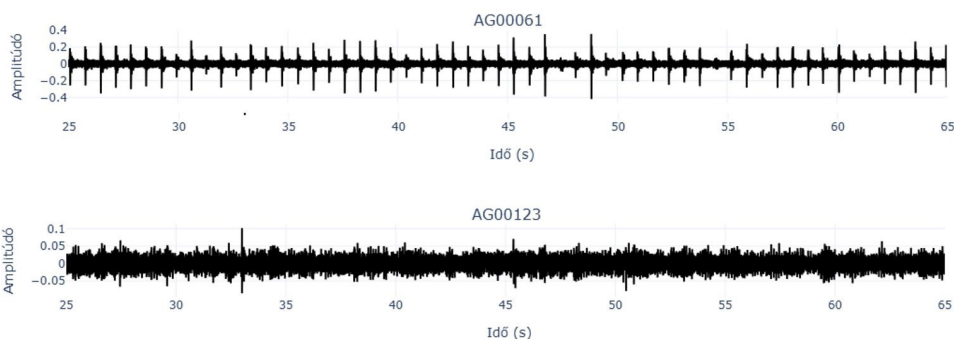


4. ábra. A 3. ábrán is látható eredeti hangfelvétel a meghatározott oldalak (kék- bal lépés, piros – jobb lépés) és a sarokütések jelölésével

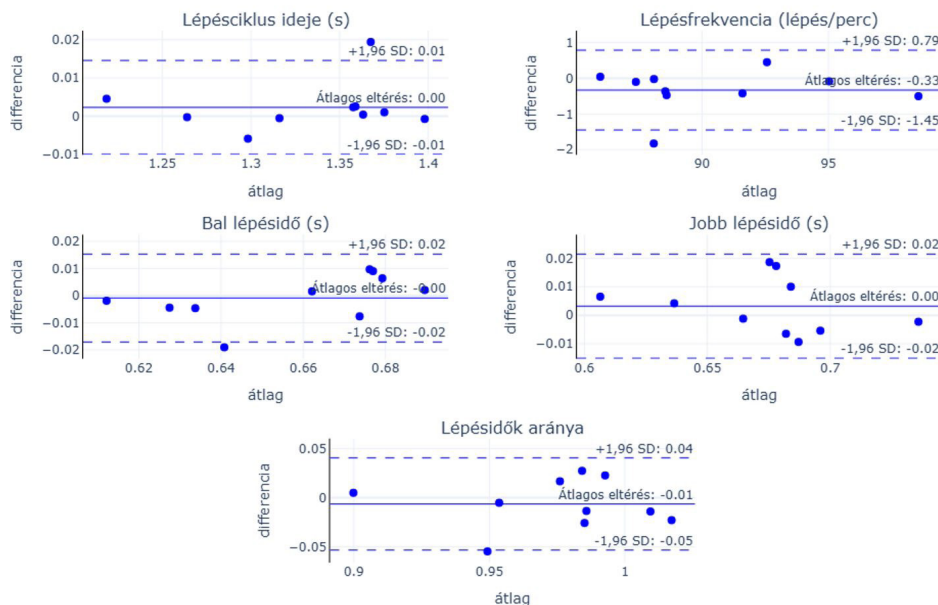
EREDMÉNYEK

A hangfelvételek feldolgozásának fent bemutatott algoritmus a robosztus megoldást nyújt, amikor a lépések a felvételeken vizuálisan is jól elkülöníthetők. A mérési protokoll eredményeként azonban a felvételek többségénél ez nem áll fenn (5. ábra). Egyes felvételeken az erősebb háttérzaj elfedheti a sarokütésekhez tartozó impulzusokat. További nehézséget je-

lent, hogy a résztvevők egy része nagyon halk sarokütésekkel járt, ami feltehetően a mezítlábas járás, és a komolyabb mozgásszervi problémák miatt a lassú, óvatos lépések eredménye. A nehezen feldolgozható felvételek esetén két eset fordult elő. Egyes esetekben az algoritmus nem is képes lépéseket definiálni, így a járásparáméterek nem számolhatók. A 91 felvételtől összesen 17 esetben volt mind a hangfelvétel mind a talajreakció-erő mérés



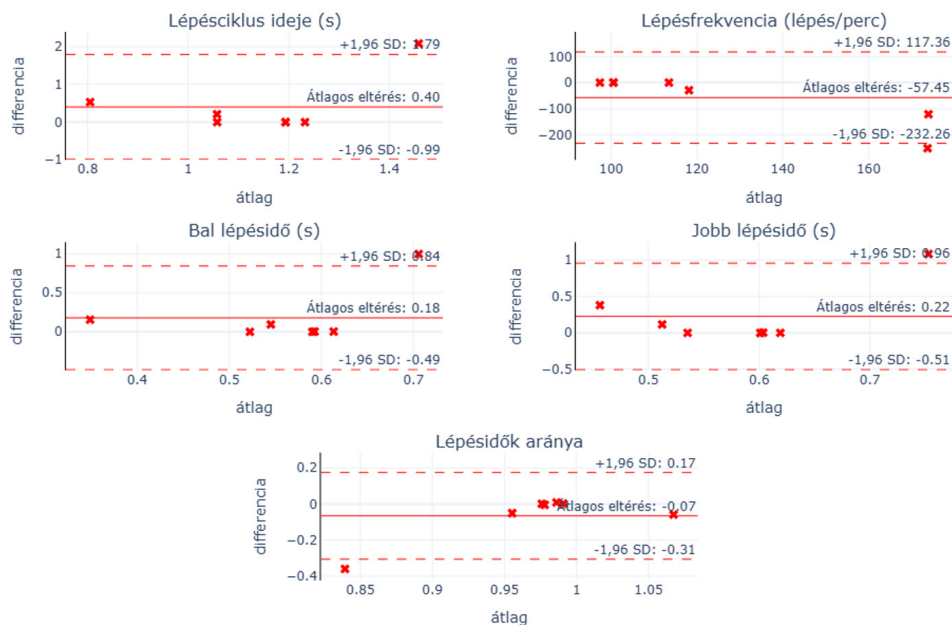
5. ábra. Részlet jól feldolgozható (felül) és feldolgozásra alkalmatlan (alul) felvételekből. A jelalakok felett a felvételek azonosítója szerepel



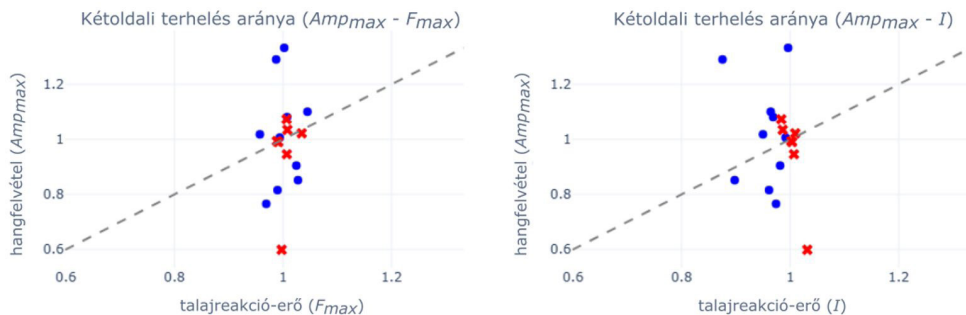
6. ábra. Hangfelvételtől és talajreakció-erőből meghatározott időbeli paraméterek összehasonlítása Bland-Altman analízissel a megbízhatóan feldolgozható mérések esetén

feldolgozható. Más esetekben a hangfelvétel feldolgozható, de a kapott eredmények a talajreakció-erő segítségével számított referencia értékektől jelentősen eltérnek, a meghatározott sarokütés pontok hibásak. Az utóbbi egy valós alkalmazás esetén nagyobb problémát

okozhat, hiszen referencia nélkül a vizsgáló nem feltétlen ismeri fel, hogy a kapott eredmények nem megbízhatók. Ennek megoldására a kiértékelt felvételekhez egy megbízhatóságot jellemző paraméter rendelhető, amely a felbontás jobb- és baloldali lépésekre bontása



7. ábra. Hangfelvételtől és talajreakció-erőtől meghatározott időbeli paraméterek összehasonlítása Bland-Altman analízissel a nem megbízhatóan feldolgozható mérések esetén



8. ábra. Hangfelvételtől (Amp_{max} – sarokütés maximális amplitúdója alapján) és talajreakció-erőtől (F_{max} – maximális erő alapján; I – impulzus alapján) meghatározott kétoldali terhelések aszimmetriájának összehasonlítása. A tökéletes egyezés esetén az értékek a szaggatottal jelölt identitásvonalra esnének. A kék adatpontok a megbízhatóan, míg a piros adatpontok a nem megbízhatóan feldolgozható hangfelvételeket jelölik

során is használt becült oldalakból adódik. Amennyiben a hangfelvétel egyes szakaszaira adott oldalbecslések jó átfedést mutatnak a váltakozó jobb-bal szekvenciával megálapított valós oldalakkal, úgy a sarokütések azonosítása feltételezhetően jól sikerült, és a feldolgozás eredményei megbízhatók. Rossz feldolgozás esetén az oldalbecslés szinte véletlenszerű, így a váltakozó szekvenciával való átfedés 50%-hoz közeli. A továbbiakban erre a paraméterre „oldalbecslési pontosság” néven hivatkozunk. A sikeresen feldolgozott 17 felvétel közül 10 mérés rendelkezik 60% feletti oldalbecslési pontossággal, amelyek esetében a Bland-Altman analízis alapján a hangalapú feldolgozás eredménye jó egyezést mutat a talajreakció-erő alapú referenciákkal (6. ábra). A 60% alatti oldalbecslési pontossággal rendelkező maradék 7 felvétel esetében előfordultak sokkal jelentősebb eltérések (7. ábra). A kétoldali terhelés aszimmetriáját becsülő paraméterek esetében a hangfelvételtől becsült aszimmetria a feldolgozás jóságától függetlenül semelyik talajreakció-erő alapú számítással nem mutatott jó egyezést (8. ábra). A maximális erőből számolt aszimmetria esetén a Pearson féle korrelációs együttható 0,086 ($p = 0,813$), míg az impulzusok alapján számolt aszimmetria esetén 0,104 ($p = 0,775$) a hangfelvétel alapján számolttal összevetve.

MEGBESZÉLÉS

Jelen kutatás célja annak megállapítása volt, hogy alkalmas-e egy klasszikus jelfeldolgozáson alapuló (gépi tanulás felhasználása

nélküli) algoritmus hiteles időbeli járásparaméterek meghatározására futópados, háttérzaj szempontjából nem kontrollált környezetben rögzített felvételek esetében. A Bland-Altman analízis (6. ábra) eredménye alapján megálapítható, hogy az időalapú paraméterek esetében (bal és jobb lépésidő, lépésidők aszimmetriája, lépésciklus idő, lépésfrekvencia) ez határozottan lehetséges, a hangfelvételek alapján számított paraméterek kiváló egyezést mutatnak a talajreakció-erő alapján számított referenciákkal. Summoogum és mtsai.⁴ eredményeivel összevetve az itt bemutatott algoritmus még pontosabb egyezést mutat a referenciákkal (1. táblázat).

Robusztusság tekintetében azonban a bemutatott algoritmus messze elmarad az optimálistól. Jelen mérések esetében 11%, azaz 91 mérésből 10 felvételen volt a sarokütések pillanatának meghatározása sikeres és megbízható. A fennmaradó 81 mérésből 74 esetben (81%) a bemutatott algoritmus a kedvezőtlen jel-zaj viszonyból eredően nem volt képes a sarokütések pillanatainak meghatározására, míg a maradék 7 esetben (8%) a feldolgozás sikeres volt, azonban az eredmények jóval nagyobb eltéréseket mutatnak a referenciához képest (7. ábra). Az eredmények megbízhatóságának megítélésére a feldolgozás során számolt oldalbecslési pontosság használható, az eredmények az empirikusan meghatározott 60% feletti oldalbecslési pontosság esetén minden mérésnél hitelesek. A 60% alatti oldalbecslési pontosság nem minden esetben jelent pontatlan eredményeket, azonban min-

1. táblázat. Bland-Altman analízis eredményeinek összevetése a jelen kutatás és Summoogum és mtsai.⁴ publikációja között

Paraméter	Átlagos eltérés (-1,96SD; + 1,96SD)	
	Jelen kutatás	Summoogum és mtsai. ⁴
Lépésfrekvencia (lépés/perc)	-0,33 (-1,45; + 0,79)	-1,00 (-7,00; +8,00)
Lépésidő (s)	0,00 (-0,02; +0,02)	0,02 (-0,09; +0,09)
Lépésciklus-idő (s)	0,00 (-0,01; +0,01)	0,02 (-0,12; +0,09)

den pontatlan eredményhez 60% alatti oldalbecslési pontosság tartozik. A pontos határ nem egyértelműen megállapítható: volt olyan mérés, amely 51%-os oldalbecslési pontosság esetén is jó eredményeket produkált, míg más mérések jobb oldalbecslési pontosság mellett is pontatlan eredményeket mutattak. Ez a megbízhatósági paraméter különösen fontos lehet egy valós klinikai alkalmazás szempontjából, hiszen sokkal több kárt okozhat egy helyesnek hitt rossz eredmény, mintha a vizsgálat nem tud eredményt megállapítani.

A vizsgálati módszer robusztussága potenciálisan több módon is javítható. Komplexebb jelfeldolgozási algoritmus, vagy gépi tanulás használata jobb sarokütés azonosítási pontossághoz vezethet a felvételek egy részénél. Előfordulnak viszont olyan felvételek (5. *ábra*

alsó panel), ahol a rossz jel-zaj viszony mellett szinte lehetetlen a sarokütések meghatározása. A felvételek jel-zaj viszonya a kísérleti protokoll átalakításával feltételezhetően javítható. A háttérzajok csökkentése érdekében megfontolandó a mérés áthelyezése egy ablaktalan, külső zajoktól szigetelt terembe. A mérés alatt a beszélgetés megtiltásával, a háttérzaj mértéke tovább csökkenthető. A mérések cipőben történő elvégzésének előírásával a sarokütésekhez tartozó impulzusok intenzitása növelhető, tovább javítva a jel-zaj viszonyt. Fontos szempont lehet még a mérés során alkalmazott futópad működésből eredő zajának nagysága. Egy csendesebb modell választásával szintén javítható a felvételek minősége. Ezen tényezők hatásának vizsgálata, az algoritmus optimális jel-zaj viszony melletti robusztusságának megállapítása további méréseket igényelne.

A szerzők részvétele: R.K.: koncepció, metodológia, adatfeldolgozás, kiértékelés, vizualizáció, kéziratkészítés – eredeti kézirat, kéziratkészítés – revízió & szerkesztés. K.R.M.: koncepció, metodológia, szupervízió, kéziratkészítés – revízió & szerkesztés.

Köszönetnyilvánítás: A szerzők köszönetet mondanak a Szolnoki MÁV Kórház és Rendelőintézetnek, Dr. Takács Máriának és Bányi Kristófnak a mérések lebonyolításában nyújtott közreműködésükért. Ez a kutatás az Országos Tudományos Kutatási Alap (OTKA - K135042) és a TKP2021-EGA pályázati program finanszírozásában valósult meg (TKP-9-8/PALY-2021 számú projekt) a Kulturális és Innovációs Minisztérium Nemzeti Kutatási Fejlesztési és Innovációs Alapból nyújtott támogatásával. A támogató szervek a kutatási és publikációs folyamatban nem játszottak szerepet.

Összeférhetetlenség: Nincs.

IRODALOM

1. *Altaf MU Bin, Butko T, Juang BHF.* Acoustic gaits: Gait analysis with footstep sounds. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2015;62(8):2001–11.
2. *Kaiser JF.* On a simple algorithm to calculate the ‘energy’ of a signal. In: *International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (ICASSP).* Albuquerque, NM, USA: IEEE; 1990. p. 381–4.
3. *Wang C, Wang X, Long Z, Yuan J, Qian Y, Li J.* Estimation of Temporal Gait Parameters Using a Wearable Microphone-Sensor-Based System. *Sensors.* 2016 Dec 17;16(12):2167.
4. *Summoogum K, Das D, Efstratiou C, Palaniappan R, Jayakumar P, Wall J.* Passive Tracking of Gait Biomarkers in Older Adults: Feasibility of an Acoustic Based Approach for Non-Intrusive gait Analysis. 2023 *IEEE 19th Int Conf Body Sens Networks, BSN 2023 - Proc.* 2023;2023–6.

5. *Aminian K, Najafi B, Büla C, Leyvraz PF, Robert P.* Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *J Biomech.* 2002 May;35(5):689–99.
6. *Greene BR, McGrath D, O'Neill R, O'Donovan KJ, Burns A, Caulfield B.* An adaptive gyroscope-based algorithm for temporal gait analysis. *Med Biol Eng Comput.* 2010 Dec 2;48(12):1251–60.
7. *McGrath D, Greene BR, O'Donovan KJ, Caulfield B.* Gyroscope-based assessment of temporal gait parameters during treadmill walking and running. *Sport Eng.* 2012 Dec 3;15(4):207–13.
8. *Matsas A, Taylor N, McBurney H.* Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture.* 2000 Feb;11(1):46–53.
9. *Martin Bland J, Altman D.* Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986 Feb;327(8476):307–10.