

## A JÁRÁS SEBESSÉGÉNEK ÉS A CSÍPŐÍZÜLETI ARTHROSIS FOKÁNAK HATÁSA A JÁRÁS VÁLTOZÉKONYSÁGÁRA

Kiss Rita M.

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Hidak és Szerkezetek Tanszék,

Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont

[kissrit@t-online.hu](mailto:kissrit@t-online.hu)

---

### Absztrakt

A járás vizsgálata fontos eleme a biomechanikai, ortopédiai, neurológiai vizsgálatoknak, azonban kevés kutatás elemzi különböző sebesség és különböző fokú csípőízületi arthrosis esetén a járás változékonyságát. A kutatás célja annak tisztázása volt, hogyan befolyásolja a járás változékonyságát a különböző kontrollált sebesség, valamint a csípőízületi kopás különböző foka. A járásvizsgálatokat három különböző kontrollált sebészen, idő-, egészséges, valamint kisfokú és nagyfokú csípőízületi kopással rendelkező betegeken végeztük. Az anatómiai pontok térbeli helyzetét zebris CMS-HS ultrahang alapú mozgásvizsgáló rendszerrel több mint 400 járásciklus alatt mértük, a vizsgált személyeknél számítottuk a távolság-, idő-, szögjellegű paraméterek szórását és relatív szórását. Az adataink azt sugallták, hogy a legtöbb paraméter szórása és relatív szórása szignifikánsan függött a sebességtől és az arthrosis fokától. Az adatokból az is látszott, hogy a legpontosabb, legbiztonságosabb járás a szabadon választható sebesség környékén alakult ki, az ettől eltérő sebességek a járás biztonságát, pontosságát csökkentették. Az összehasonlításokhoz célszerű a vizsgálatokat több kontrollált sebészen végezni, amikor az egyik kontrollált sebesség szignifikánsan nem tér el a vizsgált személy/csoport szabadon választott sebességétől. A csípőízületi degeneráció növekedésével az érintett oldal távolság-idő paramétereinek szórása szignifikánsan nő, míg a szögjellegű paraméterek szórása csökken. A kompenzációban az ellenoldali ízületek és a medenceöv szerepe jelentős, amit a flexibilitás növekedése jelez, és a mozgások adaptálásában való megnövekedett szerepvállalásra utalt. Az alsó végtag kinematikai jellemzőinek változékonysága (a távolság-idő paraméterek szórása, valamint a szögjellemző paraméterek szórása) ellentétes tendenciát mutathat, de ez ugyanazt a járásstabilitási változást jellemzi. Az eredmények alapján azt mondhattuk, hogy az arthrosis megjelenésével és rosszabbodásával különös figyelmet kell fordítani a járás biztonságának, pontosságának javítására különböző speciális gyakorlatokkal.

**Kulcsszavak:** járás, járás változékonysága, csípőízületi arthrosis, mozgásvizsgálat

---

### Impact of gait speed and severity of hip osteoarthritis on the variability of gait

#### Abstract

The gait analysis is an important element of examination of orthopedic and neurology, however few research studied the variability of gait at different gait speeds and at patients with different degree of hip osteoarthritis. The research was intended to clarify 1) how the variability of gait is affected by different controlled speeds, and 2) how the variability of gait is affected by various degrees of hip osteoarthritis. We examined healthy, elderly subject and patients with moderate and severe hip osteoarthritis at three different gait speed. The spatial positions of anatomi-

cal points investigated were determined by zebris CMS-HS ultrasound-based motion analysis system during more than 400 gait cycles, and the coefficient of variance of spatial, temporal and angular parameters are calculated. Our data suggested that the figures describing the variance of most parameters significantly depended on speed and on degree of osteoarthritis. The data also indicated that the most accurate and secure gait patterns were produced at speeds near the self-selected gait speeds; speeds different therefrom reduced the security and accuracy of gait. For comparisons, it is expedient to perform tests at various controlled speeds, with one of the controlled speeds not to deviate significantly from the self-selected gait speed of the subject / group of subjects. Hip joint degeneration significantly worsened variance on the affected side, with non-affected joints and the pelvis plays an important role in compensation as shown by increased flexibility, thereby playing an increased role in the adaptation of step-by-step motions. The two different characterizations of the kinematic variance of the lower limb (variance of spatial and temporal parameters; variance of angular parameters) may display opposing tendencies, but they describe the same change in gait. Based on the results, it can be stated that upon the appearance and deterioration of osteoarthritis, particular attention must be paid to the improvement of gait stability and accuracy by a variety of special exercises.

**Keywords:** gait, variability of gait, osteoarthritis of hip joint, motion analysis

## Bevezetés

A járás az egyik legkoraibb és a legtöbbet gyakorlott mozgásfajta, változékonysága az emberi mozgások közül a legkisebb. A járás változékonysága a vizsgált személy járásciklusainak megismétlési pontossága, ami a távolság-, idő-, valamint a szögjellegű jellemzők szórásával<sup>6,7,17,28</sup> és/vagy relatív szórásával<sup>8,14,16</sup> jellemezhető. A relatív szórás, a szórás és az átlagérték százalékos arányaként definiálható. A korábbi tanulmányok bizonyították, hogy az idősek járásának változékonysága lényegesen nagyobb, mint a fiataloké<sup>8,14,17,28</sup>. A nagyobb változékonyságot az idősek lassabb járása<sup>17</sup>, a növekedett életkor<sup>17</sup>, a neuromuszkuláris deorientáció<sup>17</sup>, az izmok csökkent ereje<sup>5</sup>, valamint a megváltozott flexibilitás<sup>19</sup> okozhatja.

A járás változékonysága vizsgálható futófolyosón a saját választott sebességgel<sup>14</sup>. Hátránya, hogy a futófolyosó korlátozott hossza miatt csak 5-10 lépés adatai rögzíthetők és elemezhetőek. Újabb tanulmányok<sup>17,28</sup> a vizs-

gálatot futószalagon végezték, a lassabb vagy gyorsabb járást a saját választott sebesség (PWS) bizonyos százalékaként definiálták (0,8-1,2 PWS). A tanulmányok bizonyították, hogy a fiatalokhoz hasonlóan az idős emberek járássebessége szignifikánsan befolyásolta a járás távolság- és időjellegű paramétereinek szórását, relatív szórását<sup>8,17</sup>. Möckel és mtsai<sup>22</sup> és Bejek és mtsai<sup>2</sup> bizonyították, hogy a járás sebessége szignifikánsan befolyásolta a járás kinematikai és kinetikai paramétereit, azaz célszerű a járásvizsgálatot azonos, kontrollált sebességen vizsgálni.

A járásvizsgálattal bizonyították, hogy a csípőízületi arthrosis a járás paramétereit lényegesen módosítja<sup>2,3,15,22,23,24,29,31,32</sup>. Van den Akker-Scheek és mtsai<sup>30</sup> idős egészségeseknél, valamint betegeknek csípőprotézis-beültetés előtt, valamint az operáció után hat héttel és hat hónappal vizsgálták a lépéshosszt, a lépésidőt és e paraméterek relatív szórását szabadon választott kényelmes, lassú és gyors járáskor. Az irodalomban – tudásunk szerint – nincs olyan tanulmány, amely a különböző

fokú csípőízületi arthrosis fokának hatását vizsgálta volna a járás változékonysága tekintetében. A kutatás célja annak tisztázása volt, hogyan befolyásolja a járás változékonyságát a különböző kontrollált sebesség, valamint a csípőízületi kopás különböző foka.

## Módszer

### Vizsgált személyek

A kontrollcsoportot alkotó idős, egészséges személyek nem voltak korlátozva a mindennapi mozgásukban és sportolásukban. A mozgásvizsgálat előtt elvégzett ortopédiai vizsgálat szerint az alsó végtag ízületeinek mozgástartománya, stabilitása, valamint az alsó végtag tengelyállása, izomereje és izomtónusa életlenül megfelelő volt. A demográfiai jellemzőiket az 1. táblázatban foglaltuk össze.

A vizsgálatba bevont egyoldali arthrosisos beteget a SE Ortopédiai Klinikájának betegei közül választottuk. Az elkészített radiológiai felvétel alapján meghatározott Kellgren–Lawrence (KL) osztályozás szerint<sup>18</sup> a betegeket két csoportba osztottuk. Minden beteg képes volt segédeszköz nélkül járni, más alsó végtagot érintő, valamint neurológiai elváltozás kórtörténetében nem volt. Az első betegcso-

portot 22 kislefokú (KL-fok 2 vagy 3), míg a második betegcsoportot 18 nagymértékű (KL-fok 4) arthrosisral rendelkező beteg alkotta.

Minden vizsgált személyt a vizsgálat menétéről, a vizsgálatról való bármikor visszalépés lehetőségéről írásban tájékoztattuk, és ezt aláírásukkal is igazolták. A vizsgálatot az Országos Tudományos Kutatási Bizottság engedélyezte (112/2004).

### Mérési módszer

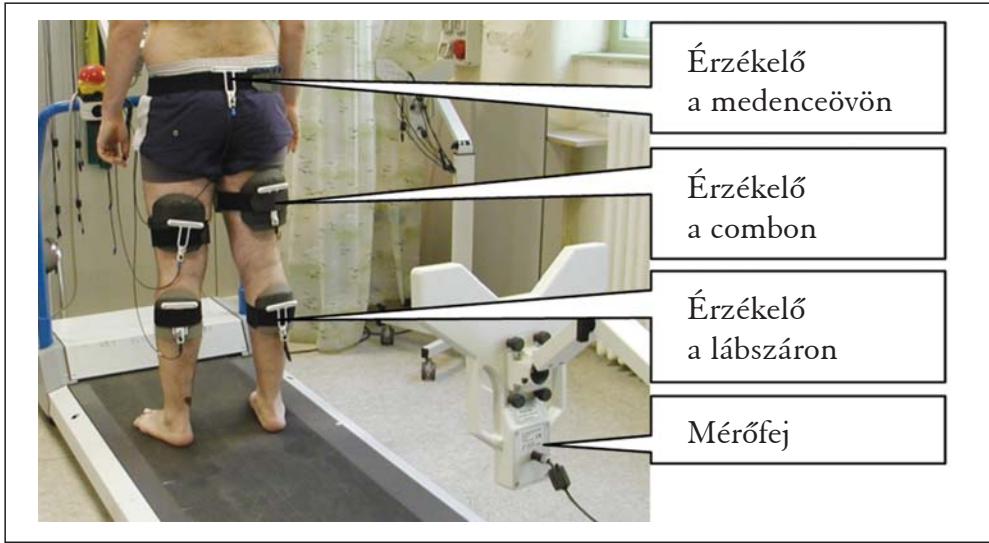
A vizsgálat megkezdése előtt minden beteggel kitöltöttük a HHS (Harris Hip Score) életminőségi és funkcionális tesztet.

A járásvizsgálatok a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Műszaki Mechanikai Tanszék Biomechanikai Laboratóriumában található zebris CMS-HS (zebris, Medizintechnik GmbH, Németország) számítógép által vezérelt, ultrahangalapú mozgáselemző rendszerrel történtek (1. ábra), a mérés frekvenciája 100 Hz volt. A mérést vezérlő program a mérőrendszer által rögzített ultrahang terjedési idejéből az érzékelők és a vizsgált szegmentumokon kijelölt 19 anatómiai pontok térbeli koordinátáit számolta<sup>20,21</sup>.

	kontroll	kislefokú OA	nagylefokú OA
darabszám	12 nő és 8 ffi	12 nő és 10 ffi	10 nő és 8 ffi
életkor (év)	70,8±3,1	71,3±3,3	70,7±2,5
testtömeg (kg)	73,3±11,4	79,4±8,4	75,1±9,1
testmagasság (cm)	169,2±19,1	170,0±20,5	168,4±14,5
BMI	25,6±3,8	27,5±4,1	26,6±3,5
HHS	98,9±1,1	71,7±5,3 <sup>#</sup>	51,3±8,2 <sup>#,*</sup>

1. táblázat. A vizsgált személyek demográfiai adatai és HHS életminőségi és funkcionális teszt eredménye (átlag±szórás)

A demográfiai adatokban (életkor, testtömeg, testmagasság, BMI) nincs szignifikáns különbség. A HHS-teszt esetében az eltérés szignifikáns mindkét csoport esetében a kontrollcsoporthoz viszonyítva (<sup>#</sup>) és egymáshoz viszonyítva (\*).



1. ábra. A klinikai, hátsó elrendezésű mérés elrendezése

A vizsgálat megkezdése előtt meghatároztuk a vizsgált személyek szabadon választott, preferált sebességét 10 méter hosszú futófolyosón. A járásvizsgálatok elektromos motor meghajtású 330 mm × 1430 mm futófelületű futószalagon (Bonte Zwolle B.V., Ausztria) hatperces gyakorlás után történtek<sup>1</sup>. A vizsgált személyek három különböző, kontrollált sebességgel (0,8 m/s, 1,0 m/s és 1,2 m/s) 10-10 percet mezítláb sétáltak, közben rögzítettük a járás megkezdése előtt definiált anatómiai pontok térbeli helyzetét. A vizsgált személyeket kértük, hogy a járás közben mozgásukat ne nézzék, hanem előretekintsenek. A mérések között öt percet pihentek. Az összes vizsgálatba bevont egészséges és csípőízületi kopással rendelkező beteg a vizsgálatot teljesíteni tudta. Kizárás nem történt.

A mérést vezérlő program a kijelölt anatómiai pontok térbeli koordinátáit minden egyes méréskor legalább 400 ciklus esetén rögzítette. A vizsgálataink során a rögzített ciklusok számának átlaga 548 volt. A megadott protokoll alkalmas a járás változékonyságának vizsgálatára<sup>27,28</sup>.

### Számított jellemzők meghatározása

Minden vizsgált személy több mint 400 járásciklusánál számítottuk a lépéshosszt, a lépésidőt, a kettőstámasz fázis hosszát, a támaszfázis hosszát és a járás frekvenciáját. Minden vizsgált személynél, minden egyes sebesség esetén több mint 400 adatból számítottuk a személyekre jellemző átlagot, valamint a személyek járásának változékonyságát leíró szórást és relatív szórást. A térdízületi, csípőízületi szög, valamint a medenceöv dőlése, billenése és rotációja esetén az összes vizsgált személy összes járásciklusát 0–100% ciklusra normáltuk. Minden egyes személy esetén a lépésciklus minden egész százalékában számítottuk a szögjellegű paramétereket. Majd meghatároztuk az egyes személy összes lépésciklusából az átlagot  $[Mean(i)]$  és szórást  $[SD(i)]$ , és a relatív szórást  $(MeanSD)^{17}$

$$MeanSD = (SD(i))_i \quad i \in \{\text{lépésciklus } 0-100\%\}$$

ahol  $SD(i)$  jelenti a ciklus  $i$ . százalékban meghatározott átlagot és szórást, a  $< >_i$  jelenti az összes  $i$ . pontban meghatározott

értékek átlagát egy személy esetén. A fenti számítási módszerhez hasonlóan definiáltuk az átlagos relatív szórást (MeanCV%)

$$\text{MeanCV}(\%) = \left( \frac{SD(i)}{\text{Mean}(i)} \right)_i \times 100 \quad i \in \{\text{lépésciklus } 0-100\%$$

ahol  $\text{Mean}(i)$  és  $SD(i)$  jelenti a ciklus  $i$ . százalékbán meghatározott átlagot és szórást, a  $< >_i$  jelenti az összes  $i$ . pontban meghatározott értékek átlagát egy személy esetén. Így minden egyes személy egy-egy szögjellegű paraméterének változékonysága két paraméterrel ( $\text{MeanSD}$  és  $\text{MeanCV}$ ) volt jellemezhető az egész lépésciklus tekintetében. Minden egyes vizsgált személy esetén rendelkezésünkre állt az egyes paraméterek átlaga, szórása és relatív szórása. A következőkben csak a járás változékonyságát leíró szórás és relatív szórás értékét elemeztük.

A fenti módon számolt, és a személyek járásának változékonyságát jellemző értékekből mindhárom csoport mindhárom kontrollált sebességénél meghatároztuk a csoporthoz tartozó személyek jellemzőiből a csoportátlagot és ennek szórását. A kapott adatokat a kétváltozós, ismételt mérés ANOVA modellel elemeztük, ahol szükséges, post-hoc vizsgálattal kiegészítve. A két változó az arthrosis foka és a járás sebessége volt. Az arthrosis foka csoportnak három szintje volt, a kontrollcsoport, a kisméretű csípőízületi arthrosissal és a nagyfokú csípőízületi arthrosissal rendelkező betegek csoportja. A járás sebességének is három foka volt, 0,8 m/s, 1,0 m/s, valamint 1,2 m/s sebesség. Szignifikancia szintnek minden esetben a  $p \leq 0,05$  értéket választottuk. A statisztikai elemzések az SPSS 14 programmal történtek (SPSS, Chicago, IL).

## Eredmények

Az egészséges kontrollcsoport HHS életminőségi és funkcionális teszt értéke szignifikánsan magasabb volt, mint a kisméretű

( $p=0,009$ ) és nagyfokú ( $p=0,002$ ) csípőízületi arthrosissal rendelkező betegeké. A két különböző fokú arthrosis csoport összehasonlításából azt kaptuk, hogy a kisméretű arthrosissal rendelkezők HHS-értéke szignifikánsan magasabb, mint a nagyfokú arthrosis betegeké ( $p=0,005$ ) (1. táblázat). A magasabb HHS-érték a beteg által érzett kedvezőbb funkcionális képességeket és életminőséget jelentette.

A futófolyosón meghatározott szabadon választott sebesség szignifikáns különbséget mutatott a nagyfokú arthrosissal rendelkező betegek ( $0,83 \pm 0,17$  m/s,  $0,54-1,13$  m/s) és az egészséges kontrollcsoport között ( $1,17 \pm 0,12$  m/s,  $0,73-1,37$  m/s) ( $p=0,009$ ). A kisméretű arthrosissal rendelkező betegek szabadon választott sebessége ( $1,09 \pm 0,21$  m/s,  $0,64-1,33$  m/s) szignifikánsan nem különbözött sem a nagyfokú arthrosissal rendelkező betegekétől ( $p=0,09$ ), sem a kontrollcsoporttól ( $p=0,17$ ).

Az adott csoporthoz tartozó vizsgált személyek járás paramétereinek változékonyságát jellemző szórás és relatív szórás értékeiből számolt csoportátlagot és annak szórását a távolság-idő paraméterek tekintetében a 2. táblázat, a szögjellegű paraméterek tekintetében a 3. táblázat tartalmazza. Kontrollcsoportnál, bármelyik sebességénél egyik paraméter esetén sem mutatott szignifikáns különbséget sem a szórás, sem a relatív szórás tekintetében, ha a két oldal értékeit hasonlítottuk össze (2. és 3. táblázat). A kisméretű vagy nagyfokú arthrosis csoport érintett és nem érintett oldalának összehasonlításakor minden sebességénél a járás majdnem minden paraméterének szórása és relatív szórása közötti különbség szignifikáns volt, kivétel támaszfázis hosszának szórása a kisméretű OA csoportnál 1,0 m/s sebességénél, valamint a nagyfokú OA csoportnál 0,8 m/s sebességénél (2. és 3. táblázat).

Az egészséges kontrollcsoportnál a 0,8 m/s és 1,0 m/s sebesség összehasonlításakor nem volt szignifikáns eltérés egyik paraméter esetén sem, míg a 0,8 m/s és 1,2 m/s összehasonlításakor az összes paraméter esetén az eltérés szignifikáns (2. és 3. táblázat) volt. A kisfokú csípőízületi és a nagyfokú csípőízületi arthrosisos betegeknek szinte az összes paraméter esetén a különbség szignifikáns volt. A kisfokú és nagyfokú csípőízületi arthrosisos betegeknek csak az egészséges oldal lépéshosszának, lépésszélességének szórását és relatív szórását nem befolyásolta a sebesség változása.

0,8 m/s és 1,0 m/s sebesség esetén az arthrosis foka nem befolyásolta az egészséges oldal lépéshosszának, lépésszélességének, valamint támaszfázis hosszának szórását és relatív szórását (2. táblázat). 1,2 m/s sebesség esetén az arthrosis foka nem befolyásolta a lépésszélesség relatív szórását, továbbá az egészséges és kisfokú arthrosisos betegek összehasonlításakor nem volt szignifikáns eltérés az egészséges oldal lépéshosszának, lépésszélességének és támaszfázis hosszának szórásában és relatív szórásában (2. táblázat). A térdízület, a csípőízület, valamint a medence mozgásainak változékonyságát az arthrosis foka minden sebességnél szignifikánsan befolyásolta (3. táblázat).

## Megbeszélés

### Járás sebességének a hatása

A futófolyosón végzett vizsgálatok azt mutatták, hogy a vizsgálat kontrollált (0,8 m/s, 1,0 m/s és 1,2 m/s) sebességeit jól választottuk meg. A kontrollált sebesség valamelyik csoport szabadon választott sebességével egyezett meg. A 0,8 m/s sebesség közel azonos volt a nagyfokú arthrosisos betegek, az 1,0 m/s sebesség közel azonos volt a kisfokú

arthrosisos betegek, míg az 1,2 m/s sebesség közel azonos volt az egészséges, idős személyek szabadon választott sebességével. Az egészséges kontrollcsoport futófolyosón mért szabadon választott sebessége megegyezett az irodalomban található eredményekkel<sup>8,14,17</sup>, és az idős emberek szabadon választott sebessége is az irodalmi adatokéhoz hasonlított<sup>3,22,23,32</sup>.

A távolság-idő paraméterek változékonyságát leíró szórás és relatív szórás az alsó végtag mozgásának lépésről lépésre történő megismétlési pontosságát<sup>8,11</sup> jellemzi. Ha a járás automatikus, ritmikus, akkor az alsó végtag koordinált mozgásai lépésről lépésre szabályosan, kis eltéréssel (a szórás és a relatív szórás kicsi) ismétlődnek meg<sup>25,26</sup>. A szögjellegű paraméterek magasabb szórása, relatív szórása a jobb flexibilitásra utal, ami lehetőséget ad a folyamatos korrigálásra, koordinálásra<sup>13</sup>. Kutatásunkban a szabadon választott sebesség környezetében a távolság-idő paraméterek változékonysága a legkisebb (2. táblázat), a szögjellegű paramétereké a legnagyobb (3. táblázat). Ez bizonyította, hogy mind az egészséges személyeknél, mind a különböző fokú arthrosisos személyeknél a járás automatizmus a szabadon választott sebesség környezetében a leghatékonyabb, ami a legpontosabb járást és a legjobb járásbiztonságot eredményezte. Beuchet és mtsai<sup>4</sup> egészséges fiatal személyek járásának változékonyságára vonatkoztatott elméleti levezetését a mérési eredményeinkkel idős személyek, valamint különböző fokú arthrosisos személyek esetén is bizonyítottuk. Az eredmények azt is mutatták, hogy mindhárom csoport esetén a távolság-idő jellegű paraméterek szórása és relatív szórása általában szignifikánsan növekedett (2. táblázat), a szögjellegű paraméterek átlagos szórása és átlagos relatív szórása általában szignifikánsan csökkent (2. táblázat), ha a járás sebessége eltért a szabadon választott sebességtől. Ezt Kang és Dingwell<sup>17</sup> és Jordan

Jellemző	Oldal	Egészséges						Kisfokú OA						Nagyfokú OA					
		0,8 m/s		1,0m/s		1,2 m/s		0,8 m/s		1,0 m/s		1,2 m/s		0,8 m/s		1,0 m/s		1,2 m/s	
		SD	CV	SD	CV	SD	CV	SD	CV	SD	CV	SD	CV	SD	CV	SD	CV	SD	CV
		%		%		%		%		%		%		%		%		%	
Lépésszám		10,1 ±1,1	11,3 ±1,3	9,8 ±0,9	9,6 ±1,5	9,3 ±0,6	8,2 ±1,5	14,1 ±0,6	12,9 ±1,4	13,4 ±0,8	11,4 ±1,6	15,8 ±1,0	13,4 ±2,4	11,8 ±0,8	11,3 ±1,2	16,5 ±1,4	14,2 ±2,0	19,2 ±1,8	17,9 ±2,7
Lépéshossz [mm]	a	79,2 ±12,1	11,8 ±3,4	71,5 ±14,9	9,3 ±3,2	65,6 ±12,8	7,9 ±3,5	100,4 ±15,4	15,6 ±2,6	86,1 ±13,1	12,5 ±2,6	121,4 ±16,9	18,7 ±2,6	95,9 ±17,2	21,4 ±3,4	129,9 ±14,8	24,9 ±3,9	141,4 ±17,9	30,9 ±4,3
Lépéshossz [mm]	b	74,1 ±12,2	11,7 ±3,5	65,9 ±14,9	9,1 ±3,1	60,8 ±12,9	7,2 ±3,4	76,2 ±13,4	11,8 ±3,6	64,7 ±13,9	9,3 ±3,0	93,3 ±13,0	62,9 ±3,6	7,6 ±11,6	77,5 ±3,8	16,2 ±13,6	65,9 ±3,4	12,1 ±15,1	98,7 ±3,9
Lépésszélesség [mm]	a	4,7 ±0,9	18,1 ±3,7	4,3 ±0,7	17,1 ±3,5	3,9 ±0,6	16,8 ±3,3	15,8 ±1,7	22,3 ±2,4	13,1 ±1,6	19,8 ±2,1	25,4 ±3,8	24,3 ±4,6	27,5 ±3,6	26,7 ±4,1	32,2 ±3,2	31,7 ±4,9	41,5 ±4,2	39,3 ±5,2
Lépésszélesség [mm]	b	4,5 ±0,7	17,3 ±3,6	4,2 ±0,6	16,7 ±3,5	3,8 ±0,6	15,7 ±3,2	4,6 ±0,3	17,6 ±2,0	4,2 ±1,9	3,9 ±0,3	16,0 ±3,4	5,2 ±0,8	17,9 ±3,5	4,6 ±0,9	14,7 ±3,5	5,7 ±1,0	17,4 ±3,9	
Támaszfiziz hossz [mm]	a	6,1 ±0,9	5,5 ±1,6	5,9 ±0,7	4,5 ±1,7	5,5 ±1,8	3,8 ±0,9	8,1 ±1,6	12,4 ±1,6	6,8 ±0,8	10,2 ±1,1	15,6 ±2,4	28,7 ±1,8	8,2 ±2,9	27,2 ±2,9	14,0 ±2,3	32,9 ±3,5	19,8 ±2,5	41,5 ±3,7
Támaszfiziz hossz [mm]	b	5,9 ±0,9	5,2 ±1,5	5,8 ±0,7	4,3 ±1,5	5,1 ±0,5	3,7 ±1,5	6,9 ±1,0	5,2 ±1,5	6,3 ±1,6	4,6 ±1,0	5,4 ±1,6	3,9 ±1,2	6,0 ±2,4	6,3 ±0,7	6,2 ±1,8	5,8 ±1,3	9,1 ±2,1	9,7 ±2,1
Kettőtámaszfiziz hossz [mm]		2,5 ±0,3	5,6 ±1,4	2,7 ±0,5	4,3 ±1,6	2,3 ±0,2	4,1 ±0,8	4,1 ±0,8	10,2 ±1,5	3,9 ±0,5	8,7 ±1,4	11,4 ±2,4	13,8 ±0,6	6,7 ±0,4	17,9 ±2,1	9,1 ±0,6	11,8 ±1,5	15,0 ±0,8	22,1 ±2,9

2. táblázat. Távolság és idő paraméterek szórása (SD) és relatív szórása (CV) különböző csoportok és sebességek esetén

A cellákban a csoporthoz tartozó személyek járásának változékonyságát jellemző szórásból (SD) és relatív szórásból (CV) számított csoportátlag és annak szórása látható.

a) egészségesek nem domináns oldala, OA betegek érintett oldala; b) egészségesek domináns oldala, OA betegek nem érintett oldala;

szignifikáns különbség \* az oldalak között; + 0,8 m/s sebességhez; # az 1,0 m/s sebességhez; ‡ a kontrollcsoporthoz; < a kisfokú OA csoporthoz viszonyítva.

Jellemző	Oldal	Egészséges						Kisfokú OA						Nagyfokú OA					
		0,8 m/s		1,0 m/s		1,2 m/s		0,8 m/s		1,0 m/s		1,2 m/s		0,8 m/s		1,0 m/s		1,2 m/s	
		Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV
		fok	%	fok	%	fok	%	fok	%	fok	%	fok	%	fok	%	fok	%	fok	%
Térdízület	a	5,6 ±0,5	9,5 ±1,6	6,1 ±1,1	10,1 ±1,7	7,9 ±0,6	12,6 ±1,9	4,6 ±0,7	7,1 ±0,7	4,8 ±1,0	8,9 ±0,8	3,4 ±0,9	8,0 ±1,2	2,3 ±0,7	6,1 ±0,9	1,8 ±0,5	4,3 ±1,4	3,1 ±0,3	3,0 ±1,1
Térdízület	b	5,2 ±0,5	8,9 ±1,2	5,7 ±1,1	9,9 ±1,3	7,4 ±0,6	13,0 ±1,7	13,0 ±0,8	7,3 ±1,0	14,8 ±1,0	8,6 ±1,9	21,9 ±1,9	9,9 ±1,7	27,7 ±2,0	16,5 ±3,1	35,1 ±1,6	13,5 ±2,2	32,5 ±1,4	11,5 ±1,7
Csőpízület	a	2,5 ±0,4	3,7 ±0,6	2,8 ±0,6	4,0 ±0,6	3,3 ±0,6	4,4 ±0,6	1,3 ±0,4	1,9 ±0,7	2,2 ±0,4	3,1 ±0,9	0,9 ±0,3	2,1 ±0,8	2,1 ±0,2	1,0 ±0,2	1,2 ±0,3	0,6 ±0,3	0,9 ±0,2	0,5 ±0,1
Csőpízület	b	2,4 ±0,2	3,6 ±0,5	2,5 ±0,6	3,9 ±0,6	3,0 ±0,5	4,3 ±0,8	5,4 ±0,8	18,1 ±3,1	4,0 ±0,2	14,8 ±2,7	6,2 ±1,1	25,7 ±3,5	10,3 ±1,4	47,2 ±6,7	8,0 ±0,5	35,4 ±5,4	7,5 ±0,5	29,3 ±4,8
Medence dőlése		5,1 ±0,5	25,6 ±1,1	5,5 ±0,7	26,8 ±3,4	6,1 ±0,5	28,4 ±3,8	7,9 ±0,9	28,7 ±2,4	8,8 ±1,0	35,7 ±2,9	7,0 ±0,8	32,8 ±2,4	13,4 ±4,8	39,8 ±0,7	9,8 ±3,8	48,2 ±0,6	8,5 ±0,6	37,1 ±3,3
Medence billenése		1,3 ±0,2	25,7 ±1,5	1,7 ±0,2	26,6 ±1,8	2,6 ±0,2	27,4 ±2,0	2,2 ±0,3	27,7 ±1,8	3,5 ±1,4	33,1 ±2,8	2,8 ±0,2	29,8 ±1,2	6,1 ±0,8	37,5 ±4,1	4,3 ±0,6	44,2 ±3,5	2,1 ±0,2	34,5 ±3,8
Medence rotációja		2,3 ±0,2	28,7 ±0,9	2,5 ±0,3	29,5 ±1,4	2,7 ±0,2	30,8 ±1,8	3,4 ±0,3	33,4 ±0,3	4,0 ±0,3	35,1 ±2,6	3,1 ±0,3	32,7 ±2,7	5,7 ±5,1	35,1 ±0,4	4,3 ±2,8	45,7 ±0,2	3,7 ±0,2	36,4 ±3,4

3. táblázat Térdízület, csípőízület és medenceöv mozgását jellemző szögek átlagos szórása (MeanSD) és átlagos relatív szórása (MeanCV) a különböző csoportok és sebességek esetén

A cellákban a csoporthoz tartozó személyek járásának változékonyságát jellemző átlagos szórásból (MeanSD) és átlagos relatív szórásból (MeanCV) számított csoportátlag és annak szórása látható.

a) egészségesek nem domináns oldala, OA betegek érintett oldala; b) egészségesek domináns oldala, OA betegek nem érintett oldala;

szignifikáns különbség \* az oldalak között; + 0,8 m/s sebességhez; # az 1,0 m/s sebességhez; ‡ a kontrollcsoporthoz; < a kisfokú OA csoporthoz viszonyítva



és mtsai<sup>16</sup> idős, egészséges személyek esetén, van den Akker-Scheek és mtsai<sup>30</sup> nagyfokú arthrosisos betegek esetén is megfigyelte.

Az irodalomban nincs adat arra nézve, hogy a különböző fokú csípőízületi arthrosisokkal rendelkező betegek esetén, a járás sebessége hogyan befolyásolja a járás változékonyságát. A kinematikai paraméterek szórása, relatív szórása a járás stabilitásának indexei<sup>25</sup>. A távolság-idő paraméterek megnövekedett szórása és relatív szórása<sup>9,12,13,25</sup>, a szögjellegű paraméterek csökkent szórása és relatív szórása<sup>4,10</sup> együttesen a járás instabilitásának, az elesés kockázatának növekedését jelezhetik. A járás instabilitása és az elesés kockázata arthrosisos betegek esetén különösen nagy lehet, mert az érintett és a nem érintett oldal legpontosabb járásképet adó sebessége más és más (2. és 3. táblázat), amit az érintett és nem érintett oldal értékeinek szignifikáns különbsége (2 és 3. táblázat) is bizonyított.

A kapott eredmények alapján a járás a szabadon választott sebesség környékén a legpontosabb és a legbiztonságosabb. A járás sebessége szignifikánsan befolyásolta a legtöbb járásparaméter változékonyságát (2 és 3. táblázat), kivéve az egészséges oldal lépéshosszána, lépésszélességének szórását és relatív szórását (2. táblázat). Ha a különböző fokú arthrosisokkal rendelkező személyek járásának változékonyságát kívánjuk elemezni, akkor a vizsgálatokat célszerű választott, kontrollált sebességen végezni, de a vizsgálatba több sebességet kell bevonni.

### Az arthrosis fokának a hatása

A HHS életminőségi és funkcionális tesztek kiértékelése és összehasonlítása bizonyította, hogy a három csoport arthrosisának foka szignifikánsan befolyásolta a beteg által érzett funkcionális képességeket és életminőségeket

(1. táblázat). Feltételezhattük, hogy az arthrosis foka a járás változékonyságát is befolyásolja. A járás és az egyes paraméterek szórásának és relatív szórásának elemzése fontos információkat adott nemcsak a járás változékonyságára, hanem a kompenzációs mechanizmusok feltárására és követésére is.

A távolság- és időjellegű jellemzők növekedett változékonysága a járás megismétlési pontatlanságát, biztonságosságának romlását mutatja<sup>8,11,25,26</sup>. Az eredményeink alapján az arthrosis romlásával a legtöbb távolság- és időjellegű paraméter változékonyságát jellemző szórás és relatív szórás szignifikánsan növekedett (2. táblázat), ami alapján feltételezhető, hogy a járás megismétlési pontatlansága, kontrollálása romlik, ami az egész járás biztonságát csökkenti, az elesés kockázatát növeli.

A csípőízületi arthrosis szignifikánsan szűkíti az érintett csípőízület<sup>15,24,31</sup>, valamint az érintett oldal térdízületi mozgását is<sup>15,31,32</sup>. Tanulmányunkban az arthrosis romlásával párhuzamosan az érintett oldal csípőízületi és térdízületi szórása és relatív szórása csökkent, ami az ízület flexibilitásának csökkenését, mozgásának beszűkülését jelentette<sup>25</sup>. Az ízületi mozgások változékonyságának csökkenése alátámasztotta azt az állításunkat, hogy az érintett oldal mozgásának megismétlési pontossága, kontrollálása romlott. Az ízületi mozgások változékonyságának növekedése a növekedett ízületi flexibilitást és a stabilitás biztosításában való nagyobb szerepvállalást is jelenti<sup>4,25</sup>. Az ellenoldali (nem érintett) csípőízület- és térdízület-, valamint medence-mozgások változékonyságának növekedésével bizonyítható, hogy ezek az ízületek fontos szerepet játszottak a kompenzációban<sup>2,24,29</sup> és a biztonságos járásra való törekvésben.

Az arthrosis rosszabbodásával az érintett oldali távolság-idő paraméterek változékonysága növekedett, míg az érintett oldali ízület-



letek mozgásának változékonysága csökkent, ami együttesen a járás kontrollálásának, biztonságának, megismétlési pontosságának romlását mutatta. A tendencia szignifikáns változása tovább erősíti azt, hogy az arthrosis rosszabbodásával ezek a jelenségek növelik az

elesés kockázatát. Az ellenoldali ízületek, valamint a medenceövmozgások változékonyságának növekedése azt is bizonyította, hogy ezek az ízületek fontos szerepet töltenek be a kompenzációs mechanizmusban és a járás stabilitásának viszonylagos biztosításában.

## IRODALOM

1. *Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC.* A kinematic comparison of over ground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics* 1998; 13:434–40.
2. *Bejek Z, Paróczai R, Illyés A, Kiss RM.* The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surgery Sports Traumatology, Arthroscopy* 2006;14:612–22.
3. *Bennett D, Himpheys L, O’Brain S, Kelly C, Orr JF, Beverland DE.* Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients – A large scale, long-term follow-up study. *Gait and Posture* 2008;28:194–200.
4. *Beuchet O, Allali G, Berrut G, Dubost V.* Is low lower-limb kinematic variability always an index of stability? (Letter to editor) *Gait and Posture* 2007;26:327–8.
5. *DeVita P, Hortobágyi T.* Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology* 2000;8:1804–11.
6. *Dingwell JB, Robb RT, Troy KL, Grabiner MD.* Effects of an attention demanding task on dynamic stability during treadmill walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2008;5:12.
7. *Dingwell JC, Marin LC.* Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speed. *Journal of Biomechanics* 2006;39:444–52.
8. *Dubost V, Kressig RW, Gonthier R, Herrmann FR, Aminian K, Najafi B, et al.* Relationship between dual task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Human Movement Science* 2006; 25:372–82.
9. *England SA, Granata KP.* The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait and Posture* 2007;27:172–8.
10. *Fuchs A, Kelso JA.* A theoretical note on models of interlimb coordination. *J Exp Psychol-Hum Percept Perform* 1994;20:1088–97.
11. *Hausdorffer JM.* Gait variability: Methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehabil* 2005;20:19.
12. *Hausdorffer JM, Rios DA, Edelberg HK.* Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:1050–56.
13. *Heiderscheid BC.* Movement variability as a clinical measure for locomotion. *J Appl Biomech* 2000;16:419–27.
14. *Hollman JH, Kovash FM, Kubik JJ, Linbo RA.* Age-related differences in spatio-temporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait and Posture* 2007;26:113–9.
15. *Hulet CH, Hurwitz DE, Andriacchi TP, Galante JO, Vielpeau C.* Functional gait adaptations in patients with painful hip. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2000;86: 581–9.
16. *Jordan K, Challis JH, Newell KM.* Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait and Posture* 2007;26:128–34

17. Kang HG, Dingwell JB. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait and Posture* 2008;28:572–9.
18. Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis* 1957; 16:494–502.
19. Kerrigan DC, Lee KW, Collins JJ, Riley PO, Lipsitz LA. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001;82:26–31.
20. Kiss RM, Kocsis L, Knoll Zs. Joint kinematics and spatial temporal parameters of gait measured by an ultrasound based system. *Medical Engineering & Physics* 2004;26:611–20.
21. Knoll Zs, Kocsis L, Kiss RM. Gait patterns before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 2004;12:7–13.
22. Mőckel G, Perka C, Labs K, Duda G. The influence of walking speed on kinetic and kinematic parameters in patients with osteoarthritis of the hip using a force-instrumented treadmill and standardised gait speeds. *Arch Orthop Trauma Surg* 2003;123:278–82.
23. Mont MA, Seyler TM, Ragland PS, Starr R, Erhart J, Bhave A. Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 2007;22:100–8.
24. Murray MP, Gore DR, Brewer BJ, Gardner GM, Sepic SB. A comparison of the functional performance of patients with Charnley and Muller total hip replacement. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1979;50:563–9.
25. Newel KM, Corcos DM. Issues in variability and motor control. In: Newel KM, Corcos DM, editors. *Variability and motor control*. Champaign: Human Kinetics Publishers, 1993. p. 1–12.
26. Nutt JG, Marsden CD, Thompson PD. Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. *Neurology* 1993;43: 268–79.
27. Owings TM, Grabiner MD. Measuring step kinematic variability on an instrumented treadmill: How many steps are enough? *Journal of Biomechanics* 2003;36:1215–18.
28. Owings TM, Grabiner MD. Variability of step kinematics in young and older adults. *Gait and Posture* 2004;20:26–9.
29. Thurston AJ. Spinal and pelvis kinematics in osteoarthritis of the hip. *Spine* 1985;10:467–71.
30. van den Akker-Scheek I, Stevens M, Bulstra SK, Groothoff JW, van Horn JR, Zijlstra W. Recovery of gait after short-stay total hip arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:361–7.
31. Wadsworth JB, Smidt GL, Johnston RC. Gait characteristics of subjects with hip disease. *Phys Ther* 1972;8:829–37.
32. Wall JC, Ashbrun A, Klenerman L. Gait analysis in the assessment of functional performance before and after total hip replacement. *Journal of Biomedical Engineering* 1981;3:121–7.
33. Winter DA. Biomechanical motor patterns in normal walking. *J Motor Behavior* 1983;15: 302–30.

*A kutatást az OTKA T49471 tematikus pályázata támogatta. A szerző köszönetét fejezi ki Köllő Katalin radiológus szakorvosnak a rtg-felvételek értékelésében, Bejek Zoltán, Illyés Árpád ortopéd szakorvosoknak a mérésekben nyújtott segítségükért. A szerző szintén köszöni Kocsis László segítségét.*

**Dr. Kiss Rita M.**

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Hidak és Szerkezetek Tanszék,  
Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont  
H–1111 Budapest, Bertalan Lajos utca 2.  
Tel: (+36) 1 463-1738