

MAGYAR TESTNEVELÉSI ÉS SPORTUDOMÁNYI EGYETEM



A CSÍPŐFESZÍTŐK NYOMATÉK-SZÖGSEBESSÉG PROFILJÁNAK
MEGHATÁROZÁSA: ÉRVÉNYESSÉG ÉS MEGBÍZHATÓSÁG

Mezei Luca Eszter, Bogdán András
Msc. Humánkineziológia (TF)

Témavezető: Dr. Hegyi András

Országos Tudományos Diákköri Konferencia, 2025.

Bevezetés

A csípőízület felépítését tekintve egyszerű gömbízület, mely egyúttal rendkívül komplex anatómiai összeköttetésben áll a medencén keresztül a limbo-sacrális gerincszakasszal. Ennek az anatómiai egységnek a felépítése rendkívül sokat változott az evolúció során szemben például a térdízülettel. Az emberi helyváltoztató mozgásokban (főként járás és futás) a csípő körüli izmokra kulcsszerep hárul. Ez különösen igaz a sebesség növelésével: a csípőfeszítő izomcsoport a sebesség növelésével a támaszfázisban egyre jobban hozzájárul a tömegközéppont gyorsításához.

A csípőfeszítők kiemelt szerepe már közepes futási sebességnél (5 m/s fölött) is megfigyelhető, ami egyértelműen kiemeli ennek az izomcsoportnak a fontosságát minden sportágban, ahol nagysebességű futásra van szükség. További kutatások azt mutatják, hogy a csípőfeszítők maximális erő kifejtési képessége szoros összefüggésben áll a futás dinamikájával, különösen nagyobb sebességeknél, ahol a sebesség növelését a lépésfrekvencia növelésén keresztül valósítja meg ez az izomcsoport. A csípőfeszítők közül a gluteus maximus és a hamstrings¹ jelentősen hozzájárulnak a nagyobb csípő- és térdízületi szögsebességhez magasabb futási sebességeknél (Dorn et al., 2012).

Egy 2021-es kutatás az izmok morfológiájának és erőjellemzőinek hatását vizsgálta a sprintfutás teljesítményére. A tanulmány célja az volt, hogy összehasonlítsa az izomtérfogat és az izomerő különbségeit férfi elit sprinterek, szubelit sprinterek és edzetlen kontrollszemélyek között, valamint felmérje az izomtérfogat és az izomerő sprintteljesítménnyel kapcsolatos összefüggéseit. Az eredmények azt mutatták, hogy az alsótest teljes izomzata különbözött a csoportok között: a kontrollszemélyek izomzata alacsonyabb volt a szubelit sprinterekhez képest (+20%), míg az elit sprinterek izomtömege 48%-kal volt nagyobb, mint a kontrolloké. Fontos eredménye ennek a vizsgálatnak, hogy a csípőfeszítő izmok mutatták a legnagyobb különbségeket csoportok között. A gluteus maximus térfogata önmagában 34-44%-kal hozzájárult a sprintteljesítmény javulásához. A kutatás eredményei alapján jelentős korreláció áll fenn a csípőfeszítő izmok mérete és a sprintteljesítmény között. Ezenkívül a gluteus maximus hipertrófiája a sprintidő variációjának jelentős részét magyarázza (Miller et al., 2021).

A fenti irodalmak jól mutatják, hogy a csípőfeszítők erő kifejtési képességeinek meghatározása fontos lenne sprint-alapú sportágakban. Azonban, Miller és munkatársai

(2021) a csípőfeszítők erő kifejtési képességét csupán izometriás körülmények között mérte. Ezzel szemben a csípőfeszítők a támaszfázisban $240\text{--}280^\circ/\text{s}$ átlag ízületi sebességgel koncentrikus munkát végeznek (Bezodis et al., 2004). Az erő kifejtési képesség és a sebesség fordított arányú összefüggést mutat, melyet Hill 1938-ban mutatott be először szeparált izmokon, és ezt az összefüggést egyes ízületekre vagy többízületi mozgásokra is leírták azóta. Fontos megjegyezni, hogy az erő-sebesség összefüggés egyén-specifikus, és edzéssel változtatható, melynek közvetlen hatása lehet a sportteljesítményre. Következésképpen, a csípőfeszítők erő-sebesség profiljának feltárása segítheti az adott sportoló erőképeségeinek pontos megismerését.

Egy 2021-es metaanalízisben leírták, hogy az izokinetikus dinamométerek megbízhatósága a csípőfeszítők izolált mérésében több tényezőtől, például az alany testhelyzetétől és a mozgás sebességétől függ. A kutatás során 1760 tanulmányt azonosítottak elektronikus adatbázisokban, amelyek közül összesen kilenc került be a csípő izokinetikus értékeléséről szóló szisztematikus áttekintésbe. A kiválasztott tanulmányok jellemzőit az alanyok számának, nemének, típusának (egészséges vagy sportoló), a csípőértékelés oldaliságának és a használt izokinetikus dinamométerek típusának figyelembevételével értékelték. Az alanyok száma 10-52 fő között változott, 6-45 éves korosztályból, akik mind egészségesek vagy fizikailag aktívak voltak. A mérések során az osztályon belüli korrelációs együttható (ICC) alapján a csípőfeszítők izolált nyomatókmérésének megbízhatóságát kiválóan ($\text{ICC} = 0,88$) találták. A legmegbízhatóbb eredmények $180^\circ/\text{s}$ sebességnél ($\text{ICC} = 0,93$) jelentkeztek. A hanyattfekvő pozíció kiváló megbízhatóságot mutatott ($\text{ICC} = 0,90$), míg álló helyzetben ez alacsonyabb lett ($\text{ICC} = 0,72$), ami arra utal, hogy a hanyatt fekvésben végzett erőfelmérés maximalizálja a mérések pontosságát. Az eredmények azt mutatják, hogy a csípőfeszítő nyomatók nagyobb sebességen megbízhatóbban mérhető.

Fontos megjegyezni, hogy az eddigi vizsgálatok nem érték el azt az ízületi szögsebességet, amelyet sprintfutás során megfigyelhetünk. Továbbá, a különböző erőképeségeket változását a sebesség függvényében érdemes vizsgálni, mely a különböző sebességeken mért nyomatók arányával vagy az adatpontokra illesztett görbe meredekségével jellemezhető. További limitációként megemlíthető, hogy míg a törzs stabilan rögzíthető, a medence dőlésszöge változhat a csípő feszítése közben, ami hatással lehet a dinamométer karja által becsült csípőízületi szöghelyzetre és a szögsebességre. Következésképpen, a nyomatók mérésének érvényessége nem tisztázott. Ez a szempont döntő fontosságú a mért nyomatók

értelmezése szempontjából, mivel közvetlenül befolyásolja az izmok hosszát és rövidülési sebességét. Összességében elmondható, hogy a csípőfeszítők nyomaték-sebesség tulajdonságainak érvényességi vizsgálata és a megbízhatóság újra értelmezése elengedhetetlen a sportolók csípőízületi erőképeségeinek feltérképezéséhez.

Célkitűzések

Kutatásunk fő célja, hogy megvizsgáljuk a dinamométer által meghatározott szögsebesség és a háromdimenziós mozgáselemző rendszer által korrigált szögsebesség közötti eltéréseket különböző sebességeken, 60 – 240°/s-os koncentrikus csípőfeszítések során. Feltételezzük, hogy a dinamométer által mért értékek eltéréseket mutathatnak a valós szögsebességtől, így a kutatásunk során elsődleges célunk, hogy ezeket az eltéréseket felfedjük.

A kutatásunk második célja, hogy meghatározzuk a nyomaték és az M- ω görbe meredekség megbízhatóságát a háromdimenziós mozgáselemző rendszerrel végzett korrekciót követően.

Hipotézisek

H1: A dinamométer által mért szögsebesség nagyobb lesz, mint a valós szögsebesség, és ez az eltérés jelentős hatással lesz a nyomaték értékekre.

H2: A nyomaték minden sebességnél megbízható lesz a háromdimenziós mozgáselemző rendszer által végzett korrekciót követően, és a M- ω adatpontokra illesztett görbe meredeksége is hasonló megbízhatóságot fog mutatni ($ICC > 0,8$).

Módszerek

Résztvevők

A kutatásban 15 egészséges, edzett résztvevőt vontunk be, akik önkéntes alapon jelentkeztek. Beválasztási kritériumnak legalább heti 180 perc erőnléti edzést határoztunk meg. A kizárási kritériumok között szerepeltek a bármilyen ismert mozgásszervi rendellenességek, valamint a vizsgálatot megelőző hat hónapban az alsó végtagon előforduló sérülések. A vizsgálat során a domináns lábat teszteltük, amelyet úgy határoztunk meg, mint a hárompontos sprintinduló helyzetben az elülső láb. Ha a domináns láb a közelmúltban sérült, akkor a kontralaterális lábat vizsgáltuk. Az egyik résztvevőt technikai hiba miatt kizártuk (a koncentrikus kontrakciókat megelőző ellenmozgás miatt).

A fennmaradó tizennégy résztvevő között hét nő (életkor = $20,7 \pm 1,6$ év, testmagasság = $1,68 \pm 0,05$ m, testtömeg = $63,5 \pm 6,7$ kg, kettőjük esetében a domináns láb bal volt) és hét férfi (életkor = $21,3 \pm 3,6$ év, testmagasság = $1,78 \pm 0,05$ m, testtömeg = $77,6 \pm 6,6$ kg, hármuk esetében a domináns láb bal volt) szerepelt. Minden résztvevő tájékoztatást kapott a tesztelési

eljárásokról, valamint a tesztelési folyamat előtt írásbeli beleegyezésüket adták. A kutatás a Helsinki Nyilatkozatnak megfelelően zajlott, és a vizsgálatot az etikai bizottság jóváhagyta.

Vizsgálati protokoll

A résztvevők három alkalommal látogattak el a kutatás helyszínéül szolgáló laboratóriumba. Az első alkalommal egy tapasztalt kineziológus rögzítette az antropometriai adatokat, és a résztvevők megismerték a tesztelési eljárásokat, hogy minimalizáljuk a tanulási hatásokat a fő tesztelés előtt. A második és harmadik alkalommal ugyanazt a dinamometriás protokollt kellett végrehajtanunk, a két alkalom hét nap eltéréssel, ugyanabban a napszakban zajlott. A résztvevők utasítást kaptak, hogy kerüljenek minden megterhelő edzést és alkoholbevitelt a tesztelési alkalmakat megelőző 72 órában.

A fő tesztelési napokon a résztvevőkre először reflektív markereket helyeztünk fel, majd statikus kalibrálást hajtottunk végre. Ezt követően a résztvevők egy standardizált bemelegítést végeztek, amely háromszori, tíz ismétlésből álló mély guggolásból és egy lábás román felhúzásból állt. Ezután a dinamométeren 10 ismétlés koncentrikus csípőfeszítést végeztek $120^\circ/\text{s}$ szögsebességgel, fokozatosan növelve az intenzitást $\sim 30\%$ -ról $\sim 100\%$ -ra, a 70° -os csípőhajlítástól a 20° -os csípőnyújtásig (a dinamométer pozíciója szerint). A résztvevők a dinamométeren fekvő helyzetben helyezkedtek el, ahol a csípőízület semleges pozícióban volt, a térd körülbelül 40° -os hajlításban rögzítve, hogy hasonló térdszöget imitáljon a sprintelés támaszfázisához. A kontralaterális csípő és térd kényelmesen hajlítva volt, a csípő enyhén abdukált, míg a lábfej pihenhetett a dinamométer támasztékán. A medencét biztonságosan rögzítettük a dinamométerhez párnázott öv használatával. A bemelegítést követően egy lassú ($2^\circ/\text{s}^{-1}$) passzív próbát rögzítettünk a gravitáció és a passzív nyomaték kompenzálására. A mozgás 70° -os csípőhajlítástól indult, és 20° -os csípőnyújtásnál fejeződött be (ahol a semleges 0°). Ezt követően maximális izometriás és koncentrikus kontrakciókat hajtottak végre random sorrendben. Az izometriás kontrakciók 50° hajlítás pozícióban (dinamométer alapján) végezték, míg a koncentrikus kontrakciók mozgástartományba megegyezett a passzív próbáéval. Az izometriás kontrakciók esetén résztvevőknek azt az instrukciót adtuk, hogy az erő kifejtés történjen gyorsan és annyira erősen, amennyire csak lehet, három másodpercen keresztül, majd lazítsanak. Legalább három ismétlést végeztek. Amennyiben az utolsó kontrakció során a csúcsnyomaték 5%-kal nagyobb volt, mint az előző kontrakcióké, négy vagy öt ismétlést hajtottak végre. Az izometriás kontrakciók között legalább 90 másodperc pihenőt alkalmaztunk. A koncentrikus kontrakciókat négy különböző sebességgel végezték: 60 , 120 , 180 és $350^\circ/\text{s}$, az utóbbi a dinamométer karjának maximális szögsebessége. Meg kell jegyezni,

hogy a 350°/s sebességű körülmény esetében a maximális sebesség jelentősen eltért a résztvevők között, és a sebesség a mozgástartomány legtöbb részében nem volt állandó; ezért ezt a kondíciót a későbbiekben „maximális sebesség” -ként hivatkozunk. A résztvevőket arra kértük, hogy a maximális erőfeszítést a lehető leggyorsabban értsék el, és a mozgás teljes tartományában igyekezzenek a lehető legnagyobb erő kifejtésére. A négy kondíció során három, három, négy és öt sikeres ismétlést rögzítettünk, a kondíciók sorrendjében. A kondíciók között legalább 90 másodperc pihenőt alkalmaztunk, míg a kondíciókon belül 15-20 másodperc pihenőt biztosítottunk az ismétlések között. A csípőfeszítő kontrakciókat viszonylag jobban behajlított térdhelyzetben is elvégezték, azonban a vonatkozó adatokat jelen munkába nem foglaltuk bele. Minden kontrakció során verbális bátorítást biztosítottunk. A nyomatékot, a dinamométer pozícióját és a markerek elmozdulását egyidőben rögzítettük.

Adatgyűjtés

Tizenkilenc reflektív markert (átmérő = 14 mm) helyeztünk el a medencecsonton és a vizsgált alsó végtagon. Egy egyedi markerbeállítást alkalmaztunk, módosítva a CGM 2.3 modellt (Leboeuf és mtsai., 2019). A módosítások között szerepelt két marker hozzáadása a csípőlapát felső részére mindkét oldalon. A hátsó-felső csípőtővis, valamint a mediális térd- és boka markereket a statikus kalibrációt követően eltávolítottuk, és a csípőlapát markereit pedig a hátsó-felső csípőtővis markerek rekonstrukciójához használtuk az adatfeldolgozás során. Továbbá a combon a markerek számát hatra növeltük, ezzel maximalizálva a csípőízületi szög becslésének pontosságát. A markereket nyolc optoelektromos kamera követte nyomon a tér három dimenziójában (Vero, Vicon Inc., Oxford, UK), 200 Hz-es mintavételi frekvencián.

A koncentrikus kontrakciók során a nyomatékot és a pozíció adatokat egy dinamométer segítségével mértük (CON-TREX MJ, Physiomed Elektromedizin AG, Germany), az adatokat 2000 Hz-es mintavételi frekvencián gyűjtöttük, a markerek elmozdulásaival szinkronban.

Adatfeldolgozás

A mozgás során nyert adatokat (a markerek elmozdulását) szűrtük a Woltring cross-validity quintic spline rutinjával (Woltring, 1986), majd egy nyílt forráskódú Python csomagot, a pyCGM2-t (Leboeuf és mtsai., 2019) a vizsgálat egyedi modelljéhez igazítottuk, és további adatfeldolgozásra használtuk. A koronális sík kalibrációját a mediális térd- és boka markerek alapján végeztük, majd a csípőízület középpontját a Hara regressziós egyenlete alapján határoztuk meg (Hara et al. 2016). A csípő- és térdszögeket inverz kinematika segítségével számítottuk ki. A dinamométer adatait, a nyomaték és szögelfordulás adatokat feldolgoztuk, és a dinamométer szögsebessége az elmozdulás deriváltjaként került kiszámításra. A sebességet

további simítással javítottuk a deriválási eljárásból származó zaj eltávolításának érdekében. A csípőfeszítők által termelt pillanatnyi aktív nyomaték kiszámításához a passzív nyomatékot és a becsült tehetetlenségi nyomatékot levontuk a megfelelő szögeknél mért nyomatékból. A gluteus maximus (Gmax), a biceps femoris hosszú feje, a semimembranosus és a semitendinosus izom-ín egységeinek (MTU) hosszát az OpenSim-ben számítottuk ki, a Gait2393 modell segítségével. A Gait2393 egy háromdimenziós általános modell, ahol az izom-ín hajtóművek az anatómiai tájékozódási pontok alapján vannak definálva a csontmodellek felületén, és lineáris szegmensek sorozataként vannak reprezentálva. A Gmax esetében a modell által kiszámított két kompartment hosszát átlagoltuk. A további adatfeldolgozást egyedi Matlab szkriptek segítségével hajtottuk végre (Mathworks, Inc., Natick, USA).

Minden adatot nullafázisú Butterworth-szűrővel simítottunk (2. vagy 3. rendű). Mivel az összehúzódásokat azonos mintavételi frekvenciával rögzített, széles sebességtartományban végeztük, a határfrekvenciát a Shannon-tételnek megfelelően igazítottuk a dinamométer karjának sebességéhez, amely a leglassabb esetben 5 Hz, míg a leggyorsabb esetben 24 Hz között mozgott.

Az ízületi szög és az ízületi szögsebesség adatait minden egyes kontrakció során 65°-os csípőhajlítástól 15°-os csípőfeszítésig elemeztük, ahol a 0° a neutrális csípőszögnek felel meg. Ezen a mozgástartományon belül a résztvevők és a kondíciók között meghatároztuk a legnagyobb közös csípőízületi mozgástartományt, amely 50°-os csípőhajlítástól 20°-ig terjedő csípőhajlítási pozíciót ölelt fel. A mozgástartomány ezen szakaszában az adatokat szöghelyzetre normalizáltuk, hogy biztosítsuk az azonos számú adatpontot ízületi szöghelyzetenként az egyes kontrakciók közben; ez különösen fontos volt a leggyorsabb kondícióra vonatkozóan, mivel jelentős változások voltak a csípőfeszítés sebességében. Ezt követően átlagoltuk a mozgásterjedelemre a csípőfeszítő nyomatékot és a csípőízületi szögsebességet. Innentől kezdve a további elemzésbe csak az egyes feltételek legjobb próbáját vontuk be, amelyet úgy határoztak meg, mint az a próbát, ahol az összes próba közül a legnagyobb nyomatékot (60, 120 és 180°s⁻¹ feltételek) vagy a legnagyobb sebességet (maximális sebesség feltétel) érték el.

Hagyományosan a csípőízületi mozgástartományt a dinamométer karjának helyzete alapján definiálják. Ezért hasonló számításokat végeztünk a dinamométer pozíciója alapján is, az adatokat 101 pontra normalizálva, ami lehetővé tette, hogy összehasonlítsuk a két módszerből kapott eredményeket, tehát a háromdimenziós mozgáselemzés alapján meghatározott csípőszöget és a dinamométer pozíciója alapján definiált csípőszöget. Végül egy lineáris görbét illesztettünk a nyomaték és a csípő szögsebesség adatainak összefüggésére (háromdimenziós

mozgáselemzés alapján), figyelembe véve három-öt különböző feltételt: a) $60\text{ }^{\circ}\text{s}^{-1}$ -től $180\text{ }^{\circ}\text{s}^{-1}$ -ig, b) $0\text{ }^{\circ}\text{s}^{-1}$ -től $180\text{ }^{\circ}\text{s}^{-1}$ -ig, c) $60\text{ }^{\circ}\text{s}^{-1}$ -től maximális sebességig, és d) $0\text{ }^{\circ}\text{s}^{-1}$ -től maximális sebességig. Kiszámítottuk minden görbe meredekségét, amelyet a megbízhatósági elemzéshez is felhasználtunk. A meredekség felhasználható annak vizsgálatára, hogy egy sportoló hajlamos-e nagy nyomatókot produkálni lassú kontra gyors összehúzóási sebességek mellett, ami információt nyújthat az egyénre szabott edzési beavatkozásokhoz.

Statisztikai elemzés

A dinamométer által meghatározott csípőszög érvényességének értékeléséhez a csípőízület szögét és a csípőízület szögsebességét a dinamométer pozíciójával és szögsebességével hasonlítottuk össze statisztikai módszerekkel, 65° -os csípőhajlítástól 15° -os csípőnyújtásig. A varianciák nem homogén eloszlása miatt statisztikai nem-paraméteres térképezést (SnPM{t}) (SnPM, Functional Imaging Laboratory, London, UK) alkalmaztunk egy nyílt forráskódú Matlab segítségével (www.spm1d.org), négy lépésben. Először az SnPM{t} statisztikákat számítottunk a párosmintás összehasonlítás alapján a normalizált idő minden egyes adatpontjára. Ezt követően meghatároztuk a SPnM{t} kritikus küszöbértékét, amelyet várhatóan csak 1,25% ($\alpha = 0,05$, osztva négygel, hogy figyelembe vegyünk a többszörös összehasonlításokat) véletlenszerű görbe fog meghaladni. Ezután meghatároztuk a küszöbérték feletti halmazokat. Végül p-értékeket számítottunk ki minden küszöbérték feletti halmazra (Adler & Taylor, 2009).

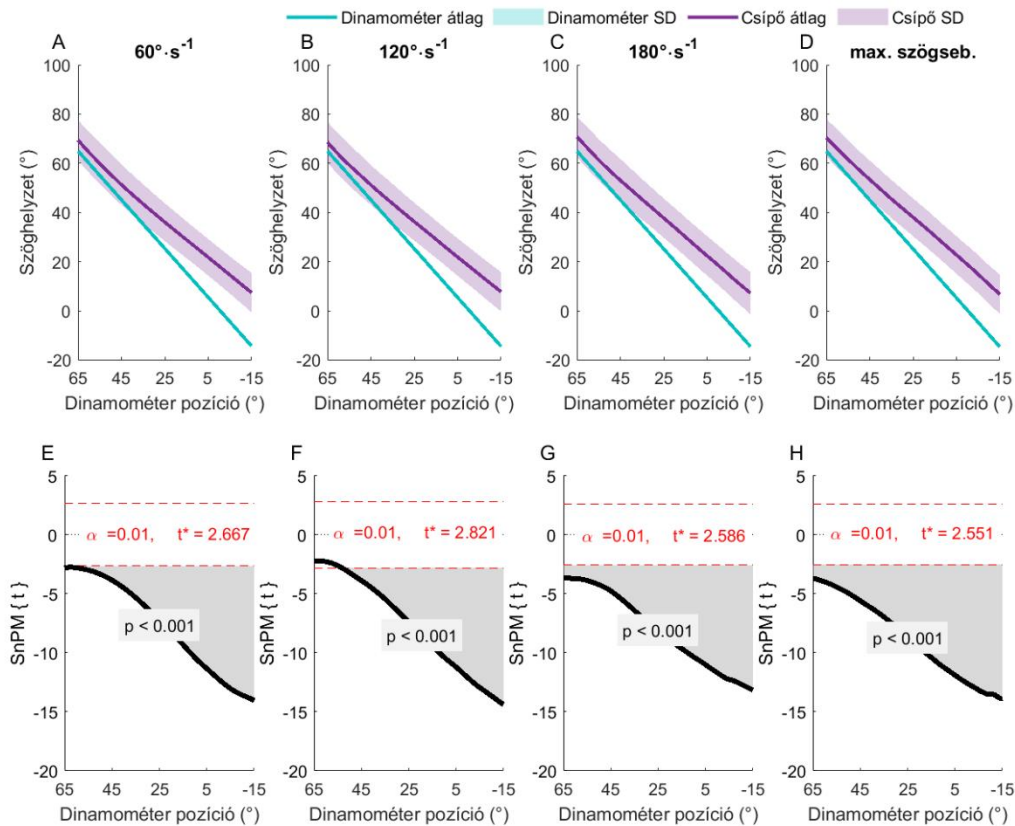
Összehasonlítottuk az 50° és 20° közötti mozgástartomány átlagos nyomatókát, csípőízületi szögét és szögsebességét a hagyományos dinamométeres és a háromdimenziós mozgáselemzés alapján végzett módszerek között párosított mintás t-próbával, Bonferroni-korrekcióval, miután a normalitás (Shapiro-Wilk W teszt) vizsgálatát JASP-ban elvégeztük. A módszerek közötti nyomatók különbségeket Bland-Altman grafikonokon is bemutattuk. Mindezek során a legjobb ismétléseket vettük figyelembe az elemzésekhez. Az egyes szakaszok előtti és utáni szubjektív fáradtságot, valamint a különböző szakaszok közötti fáradtságot chi-négyzet teszt és statisztikai modellek alkalmazásával elemeztük. A szignifikancia szintet $\alpha = 0,05$ -ben határoztuk meg.

A mérések megbízhatóságát az osztályon belüli korrelációs együttható ($\text{ICC}_{2,1}$), a mérés standard hiba (SEM) és a tipikus hiba (TE%) kiszámításával értékeltük. Ezeket a 50° -tól 20° -ig terjedő mozgástartományra számoltuk a háromdimenziós mozgáselemzés és a dinamométer pozíciója alapján. Továbbá meghatároztuk, hogy a lineáris görbe mennyire jól illeszkedik a nyomatók-szögsebesség adatokhoz, az R^2 érték kiszámításával minden illesztésre, és értékeltük a meredekség megbízhatóságát minden feltételnél az ICC, SEM és TE% kiszámításával.

Eredmények

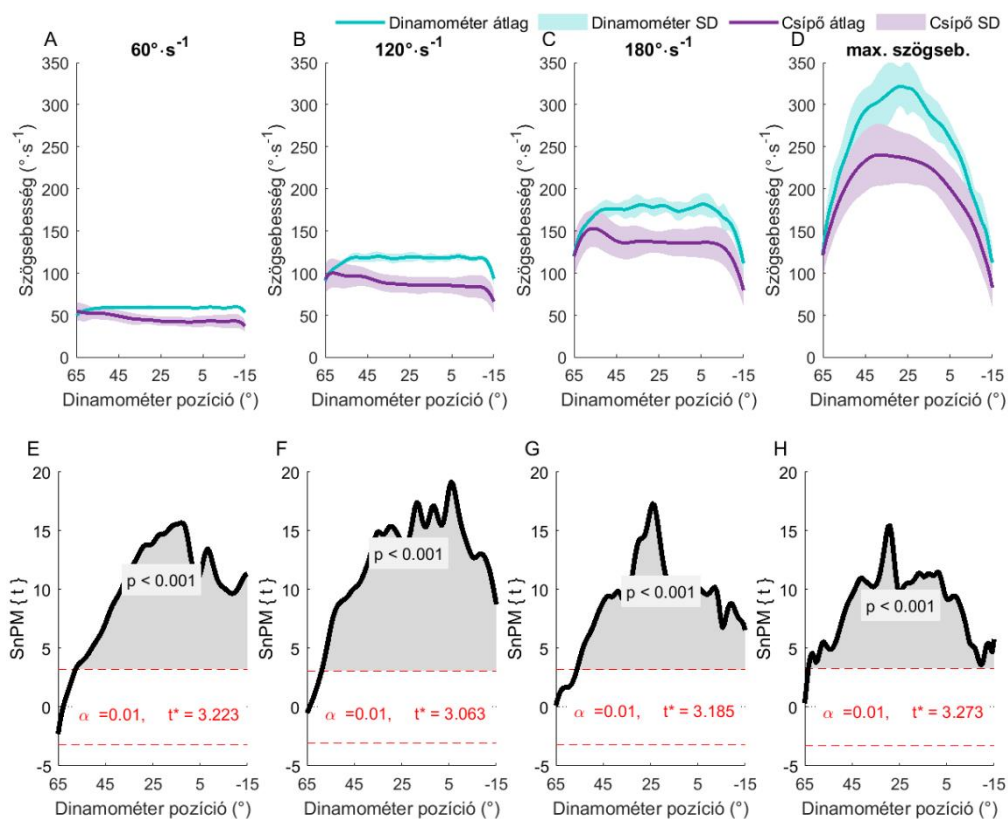
Érvényesség

Minden egyes dinamikus kontrakció esetén a dinamométer pozíciója alapján meghatározott csípőszög szignifikánsan alacsonyabb volt, mint a háromdimenziós mozgáselemzés útján kapott csípőszög. Ez a különbség a mozgástartomány során egyre nőtt (1. ábra)



1. ábra: A dinamométer karjának szöghelyzete (zöld) és a csípőízület szöghelyzete (lila) látható a négy különböző sebességű dinamometriás protokoll során. A horizontális tengelyen a szöghelyzet, míg a vertikális tengelyen a dinamométer karjának pozíciója látható. Az alsó ábrákon, a statisztikai eredmények megfigyelhetők.

Ennek megfelelően a dinamométer karjának szögsebessége minden vizsgált kondíciónál szignifikánsan nagyobb volt, mint a háromdimenziós mozgáselemzővel becsült csípőszög, kivételt képezve a mozgástartomány kezdeti szakaszát (2. ábra)



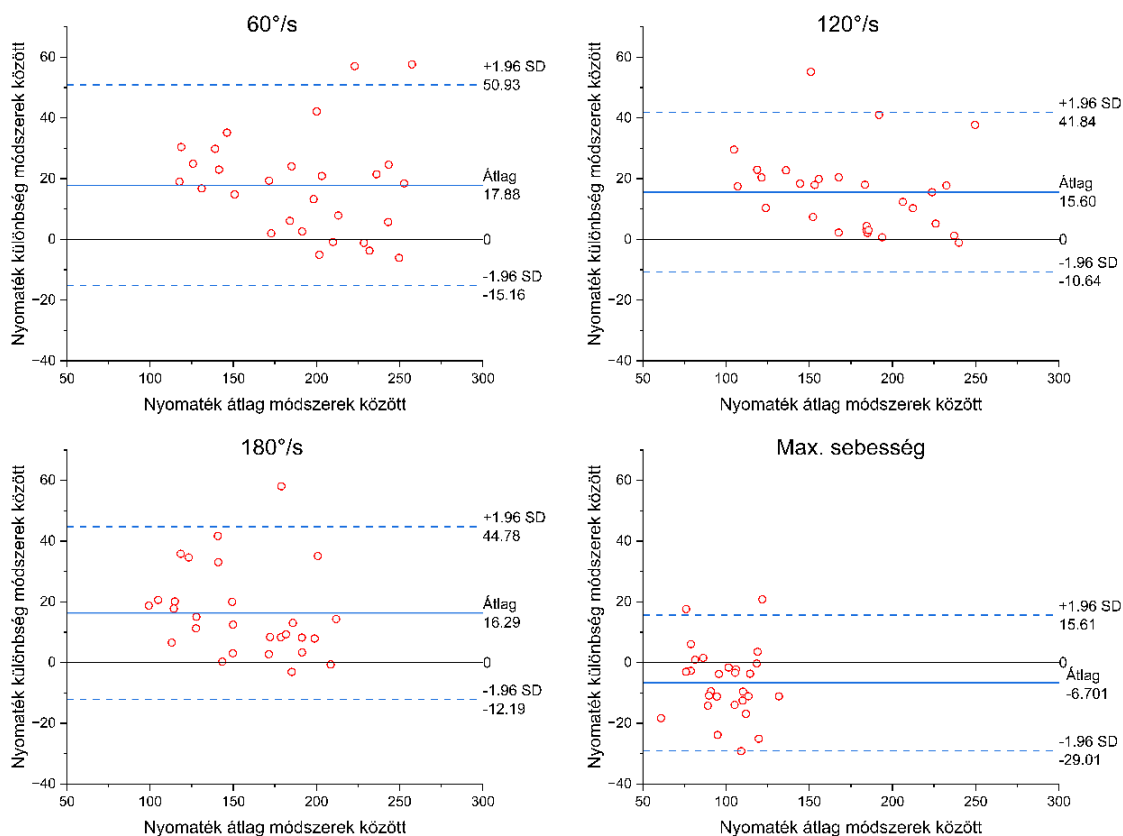
2. ábra: A dinamó méter szögsebessége (zöld) és a csípőízület szögsebessége (lila) a négy különböző sebességű dinamometriás protokoll során. A horizontális tengelyen a dinamó méter pozíciója, míg a vertikális tengelyen a szögsebesség látható. Az alsó ábrák mutatják a statisztikai eredményeket.

A 60, 120 és 180°/s-os protokolloknál a nyomaték magasabb volt, ha nem történt korrigálás az ízületi szöghelyzetre, kivéve a legnagyobb szögsebesség esetén, mert itt kisebb és ellenkező irányú különbséget figyeltünk meg. A csípőízület kinetikájának és kinematikájának elemzését a csípőízület szögének meghatározásához használt különböző módszerek hatásainak szempontjából az 1. táblázatban láthatjuk.

Vizualizálva a Bland-Altman grafikonon láthatjuk a nyomaték értékeket és az egyének közötti szórást (3. ábra).

1. táblázat: Az ízületi kinetikát és kinematikát befolyásolja a csípőízületi szög meghatározására használt módszer.

	Kondíció (°/s)	50° - 20° ROM dinamométer alapján	50° to 20° ROM mozgáselemzés alapján	Cohen <i>d</i> (95% kinfidencia limit)	<i>p</i> érték
Nyomaték (Nm)	60	200 ± 44	184 ± 47	1.00 (0.54-1.45)	<0.001
	120	184 ± 41	169 ± 45,00	1.12 (0.63-1.58)	<0.001
	180	164 ± 33	149 ± 37	1.20 (0.71-1.69)	<0.001
	max. sebesség	96 ± 17	100 ± 19	0.40 (0.01-0.78)	0.044
Csípőszög (°)	60	44 ± 8	35 ± 0	1.03 (0.56-1.49)	<0.001
	120	43 ± 8	35 ± 0	1.07 (0.59-1.52)	<0.001
	180	45 ± 9	35 ± 0	1.19 (0.70-1.67)	<0.001
	max. sebesség	45 ± 8	35 ± 0	1.27 (0.76-1.76)	<0.001
Csípőfeszítő sebesség (°/s)	60	46 ± 6	45 ± 5	0.18 (-0.20-0.55)	0.361
	120	90 ± 10	88 ± 10	0.30 (-0.09-0.67)	0.128
	180	139 ± 13	137 ± 13	0.12 (-0.25-0.49)	0.522
	max. sebesség	230 ± 30	222 ± 30	0.42 (0.03-0.81)	0.034



3. ábra: A piros körök az egyes emberek által mért nyomatékértékeket jelzik, a kék vonal az elért nyomatékértékek átlagát mutatja, míg a kék szaggatott vonalak az 1,96-szoros szórást (SD) jelölik. A horizontális tengelyen a nyomaték átlagai a különböző módszerek között, míg a vertikális tengelyen a nyomaték különbségek láthatók a módszerek között.

Megbízhatóság

Az 2. táblázat tartalmazza a nyomaték értékek megbízhatósági mutatóit.

2. táblázat: A nyomaték értékek megbízhatósága

Rövidítések: ICC= osztályon belüli korrelációs együttható, TE= tipikus hiba, SEM= mérés standard hiba

Elemzési módszer		ICC(2,1)	TE (%)	SEM (Nm)
Izometriás		0,82	11%	15
60°/s	Dinamométer	0,9	8%	13
	3D Korrekció	0,89	9%	20
120°/s	Dinamométer	0,83	10%	15
	3D Korrekció	0,87	10%	15
180°/s	Dinamométer	0,73	11%	15
	3D Korrekció	0,86	10%	14
Max sebesség	M-Dinamométer	0,23	16%	15
	3D Korrekció	0,57	12%	13

A 3. táblázat tartalmazza az nyomaték-szögsebesség értékek megbízhatósági mutatóit.

3. táblázat: Nyomaték-szögsebesség értékek megbízhatósága

Az X-ek az elemzésbe bevont kondíciókat jelölik.

Beválasztott kondíciók						Megbízhatóság			
	Izometriás	60°/s	120°/s	180°/s	Max. sebesség	Átlag R ²	ICC(2,1)	TE (%)	SEM
A		X	X	X		0,73	0,40	38	0,07
B	X	X	X	X	X	0,84	0,90	12	0,20
C		X	X	X	X	0,88	0,84	14	0,12
D	X	X	X	X		0,78	0,92	18	0,07

Megbeszélés

Kutatásunkban a csípőfeszítők erőképségeinek felmérésére szolgáló dinamométeres protokoll validitását és megbízhatóságát vizsgáltuk.

Hipotézisek értékelése

H1: A dinamométer által mért szögsebesség nagyobb lesz, mint a valós szögsebesség, és ez az eltérés jelentős hatással lesz a nyomaték értékekre.

Értékelés: A kutatás eredményei megerősítik ezt a hipotézist. Megállapítottuk, hogy a dinamométer által mért szögsebesség valóban magasabb volt, mint a valós érték, így az eltérések kihatottak a nyomaték értékekre. Az elemzések alapján kiderült, hogy a dinamométer méréseit befolyásolta a szöghelyzet figyelmen kívül hagyása, ami megbízhatatlan értékekhez vezetett a nyomaték meghatározásában. A statisztikai analízis ($p < 0,01$) megerősítette, hogy a mérések közötti eltérések szignifikánsak, ami arra utal, hogy a dinamométeres mérések érvényessége megkérdőjelezhető.

Következtetés: A H1 hipotézist igazoltnak tekinthetjük, mivel a dinamométer mérései és a valós szögsebesség között tapasztalt jelentős eltérések világosan rámutattak arra, hogy a nyomaték értékekre gyakorolt hatás szignifikáns volt.

H2: A nyomaték minden sebességnél megbízható lesz a háromdimenziós mozgáselemző rendszer által végzett korrekciót követően, és a M- ω adatpontokra illesztett görbe meredeksége is hasonló megbízhatóságot fog mutatni ($ICC > 0,8$).

Értékelés: Az ICC értékek alapján, amelyeket a kutatás során megfigyeltünk, a nyomaték mérések megbízhatóságát jónak találtuk. Az izometriás kontrakciók során a megbízhatóság ($ICC = 0,82$), valamint a koncentrikus összehúzódások esetében is hasonlóan magas ICC értékeket kaptunk ($ICC = 0,89; 0,87; 0,86$). Azonban figyelembe kell venni, hogy a legmagasabb szögsebességű mérésnél az ICC érték csökkent: maximális szögsebességénél az érték 0,57-re esett. Ez alapján a nyomaték mérések megbízhatósága nem volt konzisztens minden sebességnél. A nyomaték M- ω adatpontjaira illesztett görbék meredeksége legalább négy adatpont alapján megbízható volt, ami alátámasztja a H2 hipotézis részleges igazolását.

Következtetés: A H2 hipotézis részben igazolt, mivel a háromdimenziós mozgáselemző rendszer által végzett korrekciók alkalmazását követően a nyomaték adataink kiváló megbízhatóságot mutattak a különböző sebességek között.

Érvényesség

A kutatás során megállapítottuk, hogy koncentrikus kontrakciók esetén a dinamométer pozíciója alapján meghatározott csípőszög szignifikánsan alacsonyabb volt a háromdimenziós mozgáselemzés által kapott értékekhez képest, és ez a különbség a mozgástartomány növekedésével egyre fokozódott. A csípőízület szöghelyzete kulcsszerepet játszik a csípőfeszítők nyomatékának mérésében és interpretálásában. Megfigyeltük, hogy a nyomaték a maximális sebességű kontrakció kivételével minden esetben magasabb volt, amikor nem alkalmaztunk korrekciót 3-D mozgáselemző rendszer alapján, ami arra utal, hogy a szöghelyzet figyelmen kívül hagyása a nyomaték túlbecsléséhez vezethet. A különbséget azzal magyarázhatjuk, hogy a csípőízületi szöghelyzet jelentősen hajlítottabb volt amennyiben a dinamométer pozíciójára hagyatkoztunk. Ez a hajlítottabb szöghelyzet közelebb áll ahhoz a szöghelyzethez, ahol a csípőfeszítők maximális nyomatékot képesek kifejteni. Maximális sebességnél kis, ellentétes irányú különbséget találtunk a módszerek között, tehát a korrekció után nagyobb volt a nyomaték érték. Ez annak köszönhető, hogy ebben a beállításban a sebesség változó volt a többi kontrakcióval szemben. A korrekció után a csípőfeszítés átlagsebessége kisebb volt, mint korrekció előtt, mely megmagyarázza a nagyobb ízületi nyomatékot.

Utólagos elemzések során megállapítottuk, hogy a vizsgált személyek a medencéjüket előre döntötték a csípőfeszítés során, ami hozzájárult a szögsebesség csökkenéséhez. Hill (1938) megállapításai óta ismert, hogy a kisebb szögsebesség nagyobb maximális nyomaték kifejtésére ad lehetőséget, így ez a mechanizmus különösen nagy sebességeken például nagy sebességű futásnál segítheti az erő kifejtést. A dinamometriás felmérések során azonban kihívást jelent a nyomaték értékek interpretálása, hiszen ez csak a valós csípőízületi szöghelyzet és szögsebesség ismeretében lehetséges. Ezen eredmények fényében megállapítható, hogy a csípőízület szöghelyzetének korrekciója elengedhetetlen a dinamometriás mérések során, mivel a valós szöghelyzet figyelembevételére van szükség a nyomaték értékek pontos értelmezéséhez.

Megbízhatóság

A kutatás során a különböző izomkontrakciók megbízhatóságát elemeztük osztályon belüli korrelációs együttható (ICC) segítségével. Az izometriás kontrakció esetében az ICC 0,82 volt,

míg a 60°/s, 120°/s és 180°/s szögsebességeknél a koncentrikus kontrakciók megbízhatósági eredményei 0,89, 0,87, illetve 0,86 ICC értékeket mutattak. Ezek a számok kiváló megismételhetőséget jeleznek. Ezzel szemben a 240°/s sebességnél az ICC 0,57-re csökkent. Ez valószínűleg a dinamométer karjának szabad mozgásából fakad, amely befolyásolhatta az eredményeket. A tipikus hiba 9-12% között mozog, a mérés hibája pedig 13-20 Nm között alakult, mely jónak mondható.

A nyomaték-szögsebesség görbe meredeksége a számításba bevont kondíciók szerint változott. Az eredmények alapján, amikor minden adatpontot bevontunk, a nyomaték-szögsebesség kapcsolatának elemzése erős illeszkedést mutatott, amelynek meghatározási együtthatója (R^2) 0,84 volt. Kiváló megbízhatóságot kaptunk, viszont a görbe illesztése több személynél nem volt lehetséges, és a mérési hiba is jelentős volt ($SEM = 20\%$).

A legalább négy adatponton alapuló görbék elemzése során a görbék meredekségei megbízható tartományba estek, 0,84 és 0,91 közötti ICC értékeket mutatva, ami kiváló megismételhetőséget jelez. A legjobb görbeillesztési pontosságot akkor tapasztaltuk, amikor az izometriás kontrakciót nem vettük figyelembe ($R^2 = 0,88$, $ICC = 0,84$) és a megbízhatósági érték is kedvező maradt. Ezzel szemben, amikor a maximális sebességű kontrakciót nem zártuk ki, azokban az esetekben vagy a görbe illesztése, vagy a meredekség megismételhetősége nem felelt meg a többi kondícióhoz képest. Következésképpen elmondható, hogy a nyomaték-szögsebesség görbe illesztéséhez legalább négy adatpont szükséges. Ez a módszer segíthet, hogy egy adott sportoló esetén meghatározzuk, hogy relatíve lassú vagy gyors ízületi elfordulások során képes nagy erőkifejtésre.

Irodalomjegyzék:

- Adler, R. J., & Taylor, J. E. (2009). *Random Fields and Geometry*. Springer Science & Business Media.
- Bezodis, Ian & Salo, Aki & Kerwin, David. (2007). Joint Kinetics In Maximum Velocity Sprint Running.
- Bezodis, Ian. (2012). Investigations of the Step Length-Step Frequency Relationship in Sprinting: Applied Implications for Performance.
- Chamorro, C., Armijo-Olivo, S., De la Fuente, C., Fuentes, J., & Javier Chiroso, L. (2017). Absolute Reliability and Concurrent Validity of Hand Held Dynamometry and Isokinetic Dynamometry in the Hip, Knee and Ankle Joint: Systematic Review and Meta-analysis. *Open Medicine (Warsaw, Poland)*, 12, 359–375.
- Contreras-Díaz, G., Chiroso-Ríos, L. J., Chiroso-Ríos, I., Intelangelo, L., Jerez-Mayorga, D., & Martinez-Garcia, D. (2021). Reliability of Isokinetic Hip Flexor and Extensor Strength Measurements in Healthy Subjects and Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(21), 11326.
- De Blaiser, C., De Ridder, R., Willems, T., Danneels, L., & Roosen, P. (2018). Reliability and validity of trunk flexor and trunk extensor strength measurements using handheld dynamometry in a healthy athletic population. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 34, 180–186.
- Dorn, T. W., Schache, A. G., & Pandy, M. G. (2012). Muscular strategy shift in human running: Dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *Journal of Experimental Biology*, 215(11), 1944–1956.
- Gonçalves, B., Saxby, D., Kositsky, A., Barrett, R., & Diamond, L. (2021). Reliability of hip muscle strength measured in principal and intermediate planes of movement. *PeerJ*, 9, e11521.
- Goodwin, J. E., & Bull, A. M. J. (2022). Novel Assessment of Isometric Hip Extensor Function: Reliability, Joint Angle Sensitivity, and Concurrent Validity. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 36(10), 2762–2770.
- Hara, R., McGinley, J., Briggs, C., Baker, R., & Sangeux, M. (2016). Predicting the location of the hip joint centres, impact of age group and sex. *Scientific Reports*, 6, 37707.
- JASP Team. (2024). *JASP (Version 0.19.2)[Computer software]* [Software]. <https://jasp-stats.org/>

- Leboeuf, F., Reay, J., Jones, R., & Sangeux, M. (2019). The effect on conventional gait model kinematics and kinetics of hip joint centre equations in adult healthy gait. *Journal of Biomechanics*, 87, 167–171.
- Martins, J., da Silva, J. R., da Silva, M. R. B., & Bevilaqua-Grossi, D. (2017). Reliability and Validity of the Belt-Stabilized Handheld Dynamometer in Hip- and Knee-Strength Tests. *Journal of Athletic Training*, 52(9), 809–819.
- Micklewright, D., St Clair Gibson, A., Gladwell, V., & Al Salman, A. (2017). Development and Validity of the Rating-of-Fatigue Scale. *Sports Medicine (Auckland, N.z.)*, 47(11), 2375–2393.
- Miller, R., Balshaw, T. G., Massey, G. J., Maeo, S., Lanza, M. B., Johnston, M., Allen, S. J., & Folland, J. P. (2021). The Muscle Morphology of Elite Sprint Running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 53(4), 804.
- Pandy, M. G., Lai, A. K. M., Schache, A. G., & Lin, Y. (2021). How muscles maximize performance in accelerated sprinting. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 31(10), 1882–1896.
- Sainani, K. L. (2017). Reliability Statistics. *PM&R*, 9(6), 622–628.
- Woltring, H. J. (1986). A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software (1978)*, 8(2), 104–113.