

PÉCSI TUDOMÁNYEGYETEM

Biológiai és Sportbiológiai Doktori Iskola

Alsó végtagi neurokinematikai szabályozási mechanizmusok az instabil felületen történő egyensúlyozás és a pendulum teszt során

PhD értekezés

Nyisztorné Mayer Petra

Témavezetők:

Dr. Váczai Márk

habilitált egyetemi docens

Dr. Laczkó József

habilitált egyetemi docens

.....
Témavezetők aláírásai

.....
Iskolavezető aláírása

PÉCS, 2024

TARTALOMJEGYZÉK

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE	4
I. BEVEZETÉS	5
II. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS	7
II.1. AZ EGYENSÚLYOZÁS ÉS SZABÁLYOZÁSA	7
II.2. A PROPRIOCEPCIÓ ANATÓMIÁJA ÉS ÉLETTANA	7
II.3. A PROPRIOCEPCIÓ ZAVARAI ÉS ANNAK KÖVETKEZMÉNYEI	14
II.4. A PROPRIOCEPCIÓ VIZSGÁLATA	14
II.5. A PROPRIOCEPCIÓ JAVÍTÁSA, PROPRIOCEPTÍV TRÉNING.....	15
II.5.1. <i>Az aktív propioceptív tréning módszerei</i>	15
II.5.2. <i>Az egyensúlyozó képesség fejlesztő eszközök alkalmazási területei</i>	18
II.5.3. <i>A két-oldalú egyensúlyozó képesség fejlesztő eszközök</i>	19
II.5.4. <i>Egyensúlyozási stratégiák</i>	20
II.6. AZ IZOMTÓNUS ÉS KÓROS ELTÉRÉSEI.....	21
II.6.1. <i>Az izomtónus klasszifikációja</i>	23
II.6.2. <i>Az izomtónus szabályozás anatómiai háttere</i>	23
II.6.3. <i>Kóros tónuseloszlások</i>	24
II.6.4. <i>A spaszticitás és mérési lehetőségei</i>	24
II.6.5. <i>A Wartenberg féle pendulum teszt</i>	26
II.6.6. <i>A pendulum teszt vizsgálati helyzetei</i>	28
II.6.7. <i>Egészséges egyének izomtónus vizsgálata</i>	29
II.6.8. <i>A végtagdominancia hatása az izomtónusra</i>	29
II.6.9. <i>A pendulum teszt automata indítással</i>	30
III. PROBLÉMAFELVETÉSEK, CÉLKITŰZÉSEK	31
III.1. EGY LÁBON TÖRTÉNŐ EGYENSÚLYOZÁS A TOGU JUMPER KÉT OLDALÁN	31
III.2. IZOMTÓNUS MÉRÉSE PENDULUM TESZTTTEL	32
IV. MÓDSZEREK	33
IV.1. EGY LÁBON TÖRTÉNŐ EGYENSÚLYOZÁS A TOGU JUMPER KÉT OLDALÁN.....	33
IV.1.1. <i>Vizsgálati személyek</i>	33
IV.1.2. <i>Mérési protokoll</i>	33
IV.1.3. <i>Felületi elektromiográfia (EMG)</i>	35
IV.1.4. <i>Kinematika</i>	35
IV.1.5. <i>Adatfeldolgozás, statisztika</i>	35
IV.2. IZOMTÓNUS MÉRÉSE PENDULUM TESZTTTEL	37
IV.2.1. <i>Vizsgálati személyek</i>	37
IV.2.2. <i>Mérőeszköz</i>	37
IV.2.3. <i>Mérési protokoll</i>	38
IV.2.4. <i>Adatfeldolgozás, statisztika</i>	40
V. EREDMÉNYEK	43
V.1. EGY LÁBON TÖRTÉNŐ EGYENSÚLYOZÁS A TOGU JUMPER KÉT OLDALÁN	43
V.1.1. <i>EMG eredmények</i>	43

V.1.2. Kinematikai eredmények	44
V.1.2.1. Lineáris gyorsulás.....	44
V.1.2.2. Szegmentális orientációs szögváltozás.....	45
V.2. IZOMTÓNUS MÉRÉSE PENDULUM TESZTTTEL	46
V.2.1. Lengésszám eredmények	46
V.2.2. Relaxációs index eredmények	49
V.2.3. Korreláció analízis eredmények.....	51
V.2.4. Hatásnagyság vizsgálat eredmények.....	52
VI. KÖVETKEZTETÉSEK ÉS MEGBESZÉLÉS	53
VI.1. EGY LÁBON TÖRTÉNŐ EGYENSÚLYOZÁS A TOGU JUMPER KÉT OLDALÁN.....	53
VI.1.1. Az alsó végtagi izmok elektromos aktivitása a különböző felszíneken történő egyensúlyozás során	53
VI.1.2. A kinematikai paraméterek változása a különböző felszíneken történő egyensúlyozás során	56
VI.2. IZOMTÓNUS MÉRÉSE PENDULUM TESZTTTEL	59
VI.2.1. A testhelyzet hatása a quadriceps femoris izom tónusára	59
VI.2.2. Az automata elengedésmód hatása	60
VI.2.3. A végtagdominancia izomtónust befolyásoló szerepe.....	61
VII. ÚJ EREDMÉNYEK.....	63
VIII. ÖSSZEFOGLALÁS	65
VII.1. EGY LÁBON TÖRTÉNŐ EGYENSÚLYOZÁS A TOGU JUMPER KÉT OLDALÁN	65
VII.2. IZOMTÓNUS MÉRÉSE PENDULUM TESZTTTEL.....	66
IX. SUMMARY.....	67
VIII.1. SINGLE-LEG STANCE ON THE TWO SIDES OF THE TOGU JUMPER	67
VIII.2. MUSCLE TONE ASSESMENT BY PENDULUM TEST	67
KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS	69
MELLÉKLETEK.....	70
ÁBRAJEGYZÉK	75
TÁBLÁZATOK JEGYZÉKE	77
IRODALOMJEGYZÉK.....	78
SAJÁT PUBLIKÁCIÓK	94

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

Rövidítés	Tartalom
BF	m. biceps femoris
BOSU	Both Sides Utilized Balance Trainer
EMG	elektromiográfia
GastM	m. gastrocnemius medialis
GM	m. gluteus medius
MAS	módosított Ashworth skála
PL	m. peroneus longus
RI	relaxációs index
SOL	m. soleus
TA	m. tibialis anterior
TJ	Togu Jumper
VL	m. vastus lateralis
VM	m. vastus medialis
3D	háromdimenziós

I. BEVEZETÉS

A fizioterápiában a szomatoszenzoros rendszer működésének javítása, fejlesztése gyakori feladat és a rehabilitáció, valamint a mozgásszervi sérülésmegelőzés szerves részét képezi. Számos sérülés, neurológiai kórkép jár együtt a szomatoszenzoros kontroll elvesztésével, romlásával, ezzel nehezítve a betegek mindennapi életét és növelve egy következő károsodás vagy elváltozás létrejöttének esélyét. Ilyen neuromuszkuláris rizikótényezők a megváltozott mozgásminta, a megváltozott izom-aktiválódás és az elégtelen izomtónus. Az egyensúlyozó képesség romlása, olyan esetekben is felmerül, amikor a betegség vagy sérülés után a hétköznapi mozgásoknál nem mutatkozik meg ez a gyengülés, de a szélsőségesebb helyzetek, bonyolultabb mozgásszituációk előhózzák a képességzavart.

A problémára megoldást nyújtanak az ún. propioceptív tréningek, melyek egy része kimondottan az egyensúlyra fókuszál. Az egyensúlyozó képesség fejlesztésének leggyakoribb módszerei a testtartási (poszturális) kontrollt és stabilitást, az ízületi helyzet- és mozgásérzékelést, valamint az izomerőt fejlesztő, speciális, aktív mozgásformák. Ezek a tréningek, alapjukban véve egymáshoz nagyon hasonlóak: egy vagy két lábon, statikusan vagy dinamikusán, vizuális kontroll mellett vagy anélkül, többnyire fokozatosan, egyre instabilabb felületeken, esetleg a figyelem megosztásával tovább nehezítve végeztetnek feladatokat. A szakemberek ehhez a mindennapi gyakorlatban saját tapasztalat alapján használják az instabil eszközöket, felületeket, és hiányzik a kutatásokon vagy a gyártók ajánlásán alapuló használati javaslat, hogy melyiket, mikor és milyen fejlesztésre érdemes alkalmazni.

A gyakorlatok sokszínűségének fejlesztésére és hatékonyságának vizsgálatára alkalmas eszközök a háromdimenziós (3D) mozgásvizsgáló rendszerek. Segítségükkel lehetőség van az alkalmazott eszközök, instabil felületek hatásvizsgálatára is.

A megváltozott izomtónus szintén neuromuszkuláris rizikótényező a sportmozgásoknál, de a felsőmotoneuron lézió következtében kialakuló fokozott izomtónus (spaszticitás), ugyancsak súlyos hatással van az ezzel a tünettél élő, neurológiai betegek funkcionális képességeire. Az izomtónus mérése nélkülözhetetlen a spaszticitás mértékének megítéléséhez, változásainak követéséhez, ezáltal a megfelelő terápia beállításához. A quadriceps femoris izom spaszticitásának mérési lehetőségei közé tartozik a Wartenberg féle pendulum teszt, mely megfelelően objektív, egyszerűen kivitelezhető és műszeres vizsgálatokkal kiegészíthető, de protokollja nem egységes. Hiányoznak a szakirodalomból az egészséges fiatal felnőttek különböző vizsgálati helyzetekben pendulum teszttel mért izomtónus felmérései, a

végtagdominancia pendulum tesztet befolyásoló hatásai és a teszt elengedésmódjának összehasonlító vizsgálatai. A háromdimenziós (3D) mozgásvizsgáló rendszerek segítenek az olyan biomechanikai tesztek, mint a pendulum teszt jobb megismerésében, felhasználási lehetőségeinek növelésében, kivitelezésének tökéletesítésében.

Doktori munkám fókuszában az emberi mozgás, azon belül is az alsó végtag neurokinematikai vizsgálatai álltak. Kutatásom során lehetőségem nyílt két különböző, de a propriocepció, a szenzoros visszacsatolás és a motoros koordináció témakörében egymáshoz kapcsolódó két terület alapos vizsgálatára. Értekezésem így két részből épül fel. Egyrészt vizsgáltuk egy népszerű, instabil felszínt biztosító, egyensúlyozó képesség fejlesztő eszköz, a Togu Jumper hatását. Két, különböző tulajdonságú oldalán történő egylábos egyensúlyozás során felmértük és összehasonlítottuk az alsó végtag izmainak elektromos aktivitását és az egyensúlyozó végtag kinematikai paramétereit. Másrészt vizsgáltuk a pendulum teszt során a testhelyzet, a végtagdominancia és a teszt speciális indításának hatását az alsó végtag izomtónusára egészséges egyéneknél. Mindkét kutatáshoz elektromiográffal (EMG) kiegészített, 3D-s mozgásvizsgáló rendszereket alkalmaztunk.

A vizsgálatok során részt vettem a vizsgálati módszerek kidolgozásában, a vizsgálatok kivitelezésében, az adatok rendszerezésében, a statisztikai elemzések elvégzésében, az eredmények értékelésében majd megfogalmaztam a mindezekből levont következtetések.

II. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS

II.1. Az egyensúlyozás és szabályozása

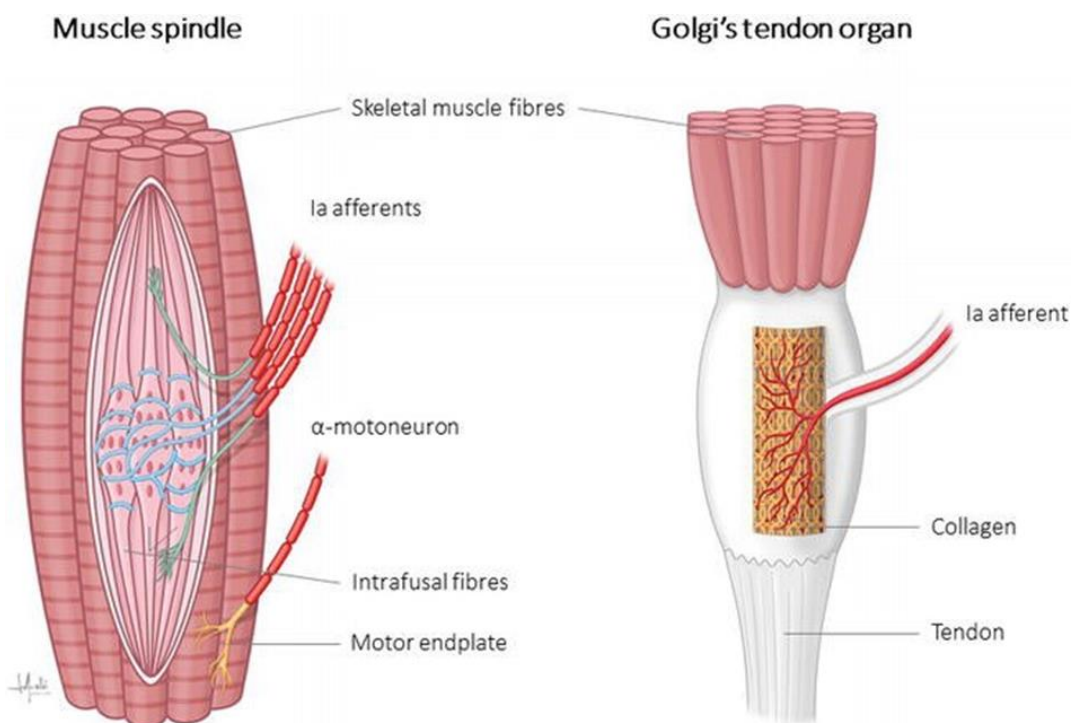
A definíció szerint az emberi egyensúlyozás egy komplex fiziológiai folyamat, amely során az emberi test képes fenntartani a stabilitását és a testtartását különböző helyzetekben és körülmények között, ezzel elkerüli az elesést (Winter, 1995). Az egyensúlyozó képesség mindennapi életünk alapvető feltétele, szükségünk van rá hétköznapi funkcionális tevékenységeinkhez és sportmozgásainkhoz egyaránt. Az a tény, hogy az ember két lábra emelkedett, olykor áll, jár vagy fut, nagy kihívások elé állította az egyensúly szabályzó rendszerünket. Mivel a testtömegünk kétharmada a testmagasságunk kétharmadával a talaj szintje fölött található, az alátámasztási felületünk pedig relatív kicsi, rendkívül instabil helyzetbe kerülnénk, ha egyensúlyozó rendszerünk állandó kontroll alatt nem tartana bennünket.

Ahhoz, hogy egy egyszerű mozdulat során meg tudjuk tartani egyensúlyunkat és kontrolláljuk testünk kitéréseit, megfelelő poszturális, azaz testtartási stabilitásra van szükségünk. Az emberi egyensúlyozás lehet statikus vagy dinamikus. A statikus egyensúlyhelyzet egy hozzávetőlegesen nyugalmi állapotnak felel meg, melyet apró oszcillációs mozgások és az izmok kismértékű összehúzódásai kísérik (Nigg et al., 2000). A dinamikus egyensúly esetében a test elmozdulása, helyzet- vagy helyváltoztatása közben megőrzi, vagy ha szükséges, akkor pedig folyamatosan visszanyeri egyensúlyát (Davlin, 2004). Az egyensúlyozás és a testtartás szabályozása a szomatoszenzoros, vizuális és vesztibuláris rendszer segítségével valósul meg, a központi idegrendszer pedig reflexkörök útján módosítja ehhez az izmok válaszát (Loram, Kelly és Lakie, 2001; Loram és Lakie, 2002).

II.2. A propiocepció anatómiája és élettana

Az ember szomatoszenzoros rendszere az idegrendszer azon komplex része, mely a hő, fájdalom, a testérzéssel összefüggő, ún. propioceptív információkat valamint a tapintás és nyomás ingereket dolgozza fel (Fahlbusch, 2006). Három alrendszerből épül fel: a bőr, a mozgatórendszer és a belső szervek érzékelőrendszeréből. A fej érzékszervei, melyek a látásért, hallásért, szaglásért és az egyensúlyozásért felelnek, nem tartoznak a szomatoszenzoros rendszerbe (Handwerker, 2006).

A propiocepció tágran értelmezett fogalma „testérzékelés”-ként írható le, mely idegrendszerünk azon képessége, hogy érzékelje a test különböző részeinek egymáshoz és a környezethez viszonyított helyzetét és mozgását. Emellett arra is alkalmas, hogy megítéljük, mekkora izomösszehúzódásra van szükség például egy tárgy felemeléséhez (Goldscheider, 1898). Már régóta megállapított, hogy a propiocepciónak létezik egy nem tudatos része, melynél a propioceptív információt az izmok tónusának reflexes beállításához és a testtartás szabályozásához használjuk (Sherrington, 1907). A fogalom pontosítására Konczak és munkatársai (2009) különbséget tettek a tudatos és nem tudatos propioceptív afferentáció feldolgozásában és kinesztéziaként jelölték meg a tudatos testrész és testhelyzet érzékelést, propiocepcióként pedig a nem tudatos propioceptív információfeldolgozást. Ennek értelmében, mivel dolgozatomban a nem tudatos izomtónus szabályozással és az egyensúlyozás nem tudatos reflex mozgásaival foglalkozom, így értekezésemben továbbra is a propioceptív kifejezést alkalmazom. Akár tudatosan, akár nem tudatosan használjuk, testérzékelésünk receptorai az izmokban, ínokban, fasciákban és ízületi struktúrákban elhelyezkedő mechanoreceptorok. Három fő receptor típus tartozik ide: az izomorsó, a Golgi-féle ínreceptor vagy ínorsó, valamint az ízületek és szalagok receptorai (Nagy, 2017).



1. ábra: Az izomorsó és a Golgi-féle ínorsó felépítése. Forrás: (Vega és Cobo, 2021)

Az izomorsó

Az izomorsók, orsó alakú kötőszövetes tokban helyezkednek el elszórva vázizmok teljes területén, az izomrostokkal (extrafuzális rostokkal) párhuzamosan (1.ábra). Ezek a 80-250 mikrométer vastagságú, 3-10 mm hosszúságú képződmények, melyek információt küldenek az idegrendszernek az izom hosszáról, megnyújtottságáról, ill. a nyújtás gyorsaságáról, 3-12 intrafuzális rostból épülnek fel és rögzülnek a környező extrafuzális rostokhoz. Középső részük nem tartalmaz összhúzóköny aktin és miozin filamentumokat, hanem feszültségérzékelő receptorként működnek (Guyton és Hall, 2011, p.557). Az izomorsón belül három típusú intrafuzális rostot találunk:

1. dinamikus magzsákrost,
2. statikus magzsákrost,
3. magláncrost.

Középső részükre Ia típusú afferens axon elágazó idegvégződéseik tekerednek rá spirálszerűen. A II-es típusú afferens axon csak a statikus magzsákrostra és a magláncrostra tekeredik rá, kihagyja a dinamikus magzsákrostot, és ennek fontos szerepe van a nyújtás sebességének érzékelésében. Az izom megnyúlásakor afferens ingerület indul a központi idegrendszer irányába és a gerincvelő elülső szarvában elhelyezkedő alfa-motoneuronokból efferens választ vált ki, melynek hatására a megnyújtott, extrafuzális izomrostok összehúzódnak. Ez a monoszintaptikus, nyújtási reflex lehetővé teszi az izmok túlnyújtás elleni védelmét, szerepet játszik a testtartásban, az összetett mozgások koordinálásában és az egyensúlyozásban. Az izomorsók alkalmasak az izom dinamikus, gyors megnyújtásának és statikus, állandósult megnyújtott állapotának megkülönböztetésére. A gyors izomnyújtást mindhárom izomorsó rosttípus érzékeli, és minél gyorsabb a megnyújtás, annál nagyobb frekvenciával mennek az akcióspotenciálok a gerincvelő felé, ahol annál intenzívebb reflexválaszt (izomösszehúzódást) váltanak ki. Ha a megnyújtás hosszú ideig fennáll, akkor azt csak a statikus magzsákrost érzékeli, mely alacsony frekvenciájú ingerületet küld a gerincvelő felé (Váczai, 2015). Az ún. alfa-gamma ko-aktiváció következtében, a gamma motoneuronok, melyek szintén a gerincvelő elülső szarvában találhatóak, az alfa motoneuronokkal együtt aktiválódnak, és összehúzóásra készítetik az intrafuzális rostokat, így azok idomulnak az extrafuzális rostok összehúzózott állapotához. Ez a kiegyenlítő hatás teszi lehetővé az izomorsók optimális érzékenységének fennmaradását (Guyton és Hall, 2011, p.659). Mozgásszabályozásunkhoz az idegrendszer alacsony szintjein, az izmok reflexaktivitásánál

használja fel az izomorsóból származó információt. Magasabb szintjein az adatfeldolgozás komplexebb és a proprioceptív információk alapján ítéljük meg, hogy egy feladat végrehajtása mekkora erőt igényel, és mennyire nehéz (Nagy, 2017).

Golgi-féle ínreceptor vagy ínorsó

Az ínorsók az izomhas-ín határon elhelyezkedő, az izomorsónál kisebb (0,2mm x 1mm), egyszerűbb receptorok. Tulajdonképpen, kötőszöveti tokkal körülvett idegvégződések a kollagén rostok közé szövöttek, melyek már enyhe feszülésváltozást is érzékelnek (> 1g), legyen az a passzív nyújtásból, mind az izomkontrakcióból eredő (Chalmers, 2004). Az izomorsókkal ellentétben, nincs efferens beidegzésük, ingerületüket pedig Ia rostok viszik a gerincvelőbe (1.ábra). Az ínorsó folyamatosan monitorozza az izomfeszülés mértékét, érzékeny a változásokra, ennek következtében képes modulálni az izomösszehúzódat. Mechanikai kapcsolat jön létre az ínorsó és a motoros egységek között, mely lehetővé teszi a szabályzást. Statikus helyzetekben, amikor egyenletesen kell erőt kifejtenünk, az ínorsók által érzékelt feszülésből dönti el a központi idegrendszer, hogy mennyi motoros egységet aktiváljon a kívánt izomösszehúzódáshoz. Ha viszont az izom nagymértékben húzódik össze, az ínorsó képes gátolni, hogy még több motoros egység húzódjon össze, ezzel védi a túl nagy, már károsító kontrakciótól. Amikor az izom fárad, csökken a feszülésének mértéke, így az ínorsó jelek is csökkennek és emiatt csökken a gátló hatása a mozgatóneuronján (Pearson et al., 2000). A receptor részt vesz az agonista és antagonisták izmok összehúzóadásának összerendezésében, melynek célja az ízületek stabilizációja. Az antagonisták ko-kontrakció akkor jelentkezik, amikor az agonista izom aktiválódásakor az antagonisták izom is kissé összehúzódik, de minél nagyobb az agonista aktiváció, annál nagyobb lesz az antagonisták kontrakció is. Ez a szervezet ízületvédelmének egyik fontos alapjelensége, hiszen a túl nagy agonista erő kifejtés által létrehozott elmozdulás károsíthatja az ízületet. Instabil helyzetekben, a poszturális szabályozásban egyensúlyozás közben nagyon fontos szerepe van a nyújtási reflexnek. Az agonista és antagonisták izmok összehangolt működése, erő kifejtéseik aránya határozza meg, hogy a dinamikus vagy statikus instabil pozíciókban megtartjuk-e egyensúlyunkat. Az egy láb állás esetén, frontális síkban a boka ízület pronátorai és szupinátorai, szagittális síkban a boka flexorok és extensorok kiegyenlített működése stabilizálja az ízületet. Egyensúlyvesztéskor, a boka hirtelen kibillen egyik irányba, ott megnyújtja az izmokat és bekapcsolja a nyújtási reflexet, ami az izmok gyors kontrakcióját váltja ki és visszabillenti,

rögzíti a bokaízületet (Váczi, 2015). A szervezet ezen képessége fejleszthető a későbbiekben részletesen tárgyalt proprioceptív tréninggel.

Ízületi receptorok

Az ízületi receptorok hasonlóak a bőr mechanoreceptoraihoz, de az ízületi tok és szalagok mechanikai deformációjára reagálnak. Négy altípusukat különbözteti meg az irodalom:

- az 1. típusúak kis méretűek és hasonlóak a Ruffini végződésekhez, inkább passzív feszülésre reagálnak és az ízületi tok külső rétegében, a térd elülső keresztszalagjaiban, a meniscusokban helyezkednek el. Lassú adaptáció jellemzi őket.
- A 2. típusúak nagyobb méretűek, vastagabb myelinizált afferens rostokkal és gyors adaptációs tulajdonsággal. A Pacini testekhez hasonlóak, mozgáskor aktívak, főként a gyors helyzetváltoztatásra érzékenyek, de nem tüzelnek mikor az ízület nyugalomban van. Megtalálhatóak a térdben az elülső keresztszalagokban, a meniscusokban és az ízületi tok belső rétegében.
- A 3. típusúak a szalagok receptorai a Golgi-ínorsóhoz hasonlóak és a nagy intenzitású feszülésre érzékenyek. Fő feladatuk, hogy védjék a szervezetet a túlnyújtás okozta károsodástól. Lassú adaptáció jellemző rájuk.
- A 4. típusúak szabad idegvégződések, myelin hüvely nélküli afferensekkel és lassú adaptációs tulajdonsággal. A szélsőséges ízületi helyzetekben aktívabbak, mint a normál, élettani pozíciókban és a szerepük a fájdalom közvetítése. Az ízületi tok rostos részében helyezkednek el (Sheperd, 1993; Häfelinger és Schuba, 2002).

A bőr receptorai

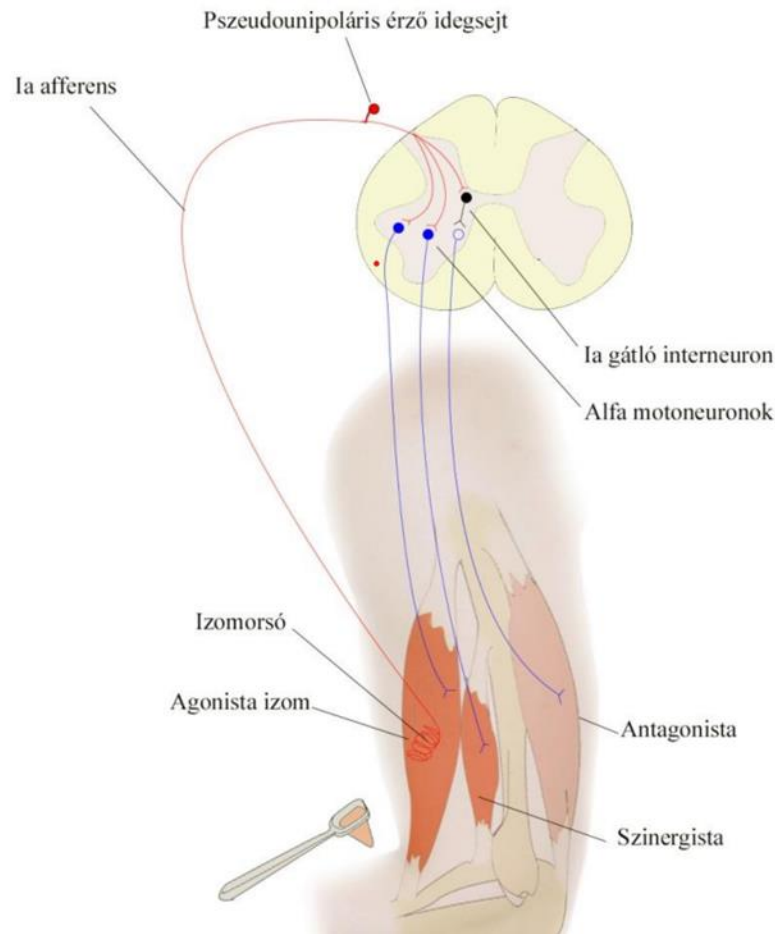
Főként a boka ízület feletti bőrterület receptorai segítenek a testhelyzet változásának érzékelésében. A kb. 1,5-2 m² területével a bőrünk a legnagyobb érzékszervünk (Rassner, 2002). Amellett, hogy védelmi szerepe van a külső károsító hatásokkal szemben, lényeges az érzőfunkciója is. Az ízületek területén elhelyezkedő, lassú adaptációjú bőrreceptorok, a bőr feszülésére jönnek ingerületbe (Edin, 1995). A receptorok a szőrtüszők körül és a csupasz bőrfelület alatt találhatóak és a szőrszálak elhajlása, valamint a bőr feszülése készíti őket tüzelésre (Willis, 2012). Ha mechanikailag vagy elektromosan stimuláljuk ezeket az afferenciákat, a mozgás illúzióját kelthetjük, de bénításukkal csökkentjük a kinezetázia hatékonyságát (Collins, 1996, Lowrey, 2010).

Perifériás afferenciáció

A pontos mozgásvégrehajtáshoz az izomorsók és az ínorsók felől érkezik információ a motoros gerincvelői idegsejtekhez. Ezt az információt használjuk a mozgások koordinálásához, gerincvelői és agytörzsi kapcsolódásaik által és emellett proprioceptív információként is szolgál a kisagy és az agykéreg számára (Nagy, 2017).

Gerincvelői koordináció

A gerincvelői szinten az alábbi mechanizmusok hangolják, szervezik és teszik lehetővé az egyenletes, normál mozgásunkat: izomszinergiák, reciprok gátlás, proprioceptív input és a központi mintagenerátorok. A gerincvelői koordinációban fontos szerepe van a gátló interneuronoknak, melyek közvetítik a reciprok beidegzést a nyújtási reflex során. A gátló interneuron a kortikospinális pályákon keresztül is kaphat információt. Ebben az esetben a leszálló jel az agonistákat aktiválja, de egyidejűleg az antagonistákat ellazulásra készíti. Ha a leszálló pályákról az interneuronhoz érkező serkentő és gátló jelek eredője a gátlás felé tolódik, akkor csökken a reciprok inhibíció és megjelenik a fent már említett ko-kontrakció (Nagy, 2017).



2. ábra: Reciprok inhibíció a nyújtási reflex során. Forrás: (Nagy, 2017)

Reciprok inhibíció

A reciprok inhibíció akkor jön létre, amikor az agonista izom kontrahál és közben az antagonistá gátlás alá kerül. Ez a folyamat gerincvelői szinten, az interneuronok segítségével valósul meg (2.ábra). Fő funkciója, hogy megakadályozza az antagonisták mozgásgátlását. Folyamatosan alkalmazzuk az akaratlagos mozgásaink során. Az agonista reflexes összehúzódásakor is fontos szerepe van a reciprok inhibíciónak: például, amikor a quadriceps femoris inára ütünk a reflexkalapáccsal, az izom kontrakciója megnyújtja a biceps femorist is és a reciprok inhibíció nélkül, amely gátolja a biceps femoris nyújtási reflexét ez esetben, a nyújtás hatására ez utóbbi izom is összehúzódna. Ez úgy valósulhat meg, hogy az Ia afferensek kollaterális ága stimulál egy gátló interneuront, amely gátolja az antagonistá alfa motoneuronját. A II-es afferensek által létrehozott izomszinergiák a gerincvelői koordináció összetett folyamatai, szerepük kiemelt a poszturális rendszer működésében (Nagy, 2017).

A propioceptív információ a központi idegrendszer összes szintjén feldolgozásra kerül és hozzáadódik más szomatoszenzoros, látási és vesztibuláris információkhoz, melyek alapján a szervezet megalkotja azt a végső parancsot, mely lérehozza a vázizmok mozgásmintázatát (Ghez, 1991; Shumway-Cook és Woolacott, 2001).

II.3. A propiocepció zavarai és annak következményei

A propiocepció zavarai vagy elvesztése befolyásolhatja az izomtónust és ronthatja az egyensúlyi reflexek hatékonyságát (Dietz, 2002; Rossignol et al., 2006). Számos neurológiai, ortopédia, traumatológiai betegség járhat együtt a propiocepció megváltozásával. Leggyakrabban a stroke, Parkinson kór, a perifériás neuropathiák vagy az izmokat, ízületeket, szalagokat érintő sérülések esetén tapasztalhatunk ilyen tüneteket (Lephart et al., 1994; Fridén et al., 1997; Konczak et al., 2012; Meyer et al., 2014), de egyéb állapotokat is jellemezhet, mint például a fájdalmat vagy a fáradást (Röijejon et al., 2015).

Rövidtávon a megváltozott propiocepció a mozgás- és az izomtónus szabályozást nehezíti, mellyel magyarázhatóak a mozgásrendszeri betegségekkel sokszor együtt járó egyensúlyzavar és ügyetlenség (Treleaven, 2011). Ezenfelül, szenzomotoros diszfunkciókhoz is vezet: ilyen az ízületet stabilizáló reflexek zavara (Beard et al., 1994), az egyensúlyozás során a megnövekedett test kilengése (postural sway) (Radebold et al., 2001) és a megnövekedett hibaszám a vizuális mozgás-pontosság teszteken (Sandlud et al., 2008). Hosszútávon, a propiocepciós deficit az izmok gyengült ízületvédelmi funkciója miatt növeli az ízületi sérülések rizikóját, folyamatosan meglévő vagy visszatérő fájdalmat indukál és beindíthatja, vagy ronthatja a sérülés következtében létrejövő másodlagos arthrosis-okat, ízületi kopásos megbetegedéseket (Segal et al., 2010).

II.4. A propiocepció vizsgálata

Mivel a szomatoszenzoros információ nagyon sok helyről származik és feldolgozása, valamint efferenciája is nagyon összetett, ez a propiocepció állapotának megítélését is komplikálttá teszi. Az alkalmazott mérések a propiocepciónak, csak egy vagy két területét képesek vizsgálni egyszerre, pl. az észlelési képességet, az ízületi helyzetérzékelést vagy az egyensúlyozó képességet. Ahhoz, hogy kiderüljön, a propioceptív információ mennyire járul hozzá az egyensúlyozás kivitelezéséhez, többféle biomechanikai mérést is alkalmaznak, melyek során vizsgálhatják az izom elektromos aktivitás (EMG) jeleinek látenciáját, amplitúdóját, az ízületi

kinetikát és kinematikát vagy a testtömegközéppont kitérését (Aman et al., 2015). Ezenfelül mérhetik az izomerő szabályzás képességét, vizuális visszajelzéssel, dinamométerrel, alacsony és magas erőkifejtési szinten, akár statikus vagy dinamikus körülmények között (Bosco et al., 1995).

II.5. A propiocepció javítása, Proprioceptív tréning

Már azzal javíthatjuk a propiocepciót, ha a működését gátló hatásokat csökkentjük: fájdalomcsillapítással, az ízületi duzzanatok csökkentésével vagy a fáradás késleltetésével, mely utóbbi, erő és állóképességi edzésekkel érhető el (Hassanlouei et al., 2014). Passzív technikák is rendelkezésre állnak a szomatoszenzoros rendszer javítására, mint a különféle lágyrész és manuál technikák vagy tape-k alkalmazása, melyek hatékonyak lehetnek a mechanoreceptorok stimulálásában (Haavik és Murphy, 2012).

Kijelenthető azonban, hogy a propiocepció szoros kapcsolatban van a mozgással, így szélesebb körű fejlesztése is mozgáshoz kötött. A fejlesztés szenzoros és motoros területe nem különíthető el egymástól, ezért minden olyan motoros tanulás, mely kapcsolatban van a proprioceptív folyamatokkal (pl. tárgyérintés gyakorlása, célba dobás), fejleszteni, javítani fogja a propiocepciót. A mozgatórendszer károsodásakor, melyeknél a propiocepció érintett, az ún. *proprioceptív tréninget* alkalmazzuk, amely Aman és munkatársai (2015) meghatározása szerint: olyan beavatkozás, mely a proprioceptív funkció javítását tűzi ki célul. Központi részét képezi a szomatoszenzoros információk használata, mint a proprioceptív és taktilis éfferenseké, miközben más bejövő (pl. vizuális) információt igyekeznek háttérbe szorítani. Alapvető célja a szenzomotoros funkciók megőrzése és javítása.

II.5.1. Az aktív proprioceptív tréning módszerei

Bár minden fizikai mozgás stimulálja a proprioceptorokat, de a különféle aktivitások más-más módon hatnak a központi idegrendszerre. Megállapították, hogy ha egy fizikai aktivitás nem jelent kihívást a szervezetnek, akkor nem fogja jelentősen javítani a propiocepcióját (Jensen et al., 2005).

Aktív ízületi-helyzetérzékelő tréning: az ízületi helyzetérzékelés javítására, meghatározott kiinduló helyzetekből kell a résztvevőnek egy másik adott pozícióba

elmozdítania az ízületet, végtagját. Cél, a megadott helyzetek minél pontosabb elérése (Myers és Lephart, 2000).

Erő-érzékelés tréning: ebben az esetben az erő nagyságának érzékelését és a megfelelő nagyságú erő, meghatározott ideig történő kifejtésének képességét fejlesztik, melyhez visszajelzőnek nyomásmérő eszközt használnak (Jull et al., 2007).

Koordinációs tréning: főként arra fekteti a hangsúlyt, hogy rávegye az egyént, hogy összpontosítson több izom és/vagy testrész mozgássorrendjére és mozgásainak finom összekapcsolására. A koordinációs tréning tehát precíz verbális jelzéseket igényel az edzőtől/terapeutától és magas kognitív képességeket igényel a résztvevőtől. Például az egy kiválasztott izom aktiválása egy másik izomhoz képest, egy szinergikus izomcsoporton belül (Jull et al., 2007).

Izomerősítés: ezen tréning számtalan formája képes a propiocepció fejlesztésére úgy, hogy javítja az erő-érzékelést (O'Leary et al., 2007) és növeli az ízületi helyzetérzékelést (Rogol et al., 1998, Sekir et al., 2007).

Plyometrikus tréning: az egymást követő, excentrikus és koncentrikus izomműködések is fejlesztő hatással vannak a propiocepcióra. Javítják az aktív ízületi helyzetérzékelést, a passzív és az aktív kinesztéziát (Swanik et al., 2002; Waddington et al., 2000).

Vibrációs tréning: vibrációs platformon végzett gyakorlatok során az izomorsók számára a rázkódás nagy ingert jelent, így ez a tréningforma hatékony az erő-érzékelés és az aktív ízületi helyzetérzékelés fejlesztésében (Tripp et al., 2009; Muceli et al., 2011).

Neuromuszkuláris tréning: komplex edzés módszer, mely magában foglalhatja a dinamikus nyújtást, excentrikus erősítést, agiliti gyakorlatokat, ugrásokat és egyensúly feladatokat (Emery és Meeuwisse, 2010).

Szenzomotoros tréning: magában foglalja az érzékelés (propriocepció, szenzoros inputok/bemenetek) elősegítését, az izom imbalanszok korrekcióját és a központi idegrendszer szintjén, megfelelő mozgató működés kialakítását (Ahmad et al., 2019).

Egyensúlyozó képesség fejlesztő tréning / Instabil eszközök, felületek: a test tömegközéppontjának megtartása az alátámasztási felülete fölött, miközben folyamatosan destabilizáló hatások érik az egyént, nagy kihívást jelent a testnek és jelentős hatással van a propiocepcióra. Javítja az aktív és passzív ízületi helyzetérzékelést és az aktív kinesztéziát (Waddington és Adams, 2004; Cuğ et al., 2012; Beinert és Taube, 2013). Elsőként Freeman

(1965) írta le, hogy sikeresen kezelte katonák krónikus boka instabilitását billenő deszkán végzett gyakorlatokkal. A programban résztvevő 85 páciensnél szignifikáns csökkenést tapasztalt a visszatérő boka sérülés megjelenésében. Azóta, számos, különböző tulajdonságokkal bíró, instabil eszközt alkalmaznak a tréningprogramokban, melyek közül a legkevésbé stabilak jelentik a legnagyobb kihívást a központi idegrendszer számára (Hupperets et al., 2009). Az eszközök, melyekre a 3. ábrán láthatunk példákat, az alábbi módon csoportosíthatóak:

1) szivacs párnák/matracok – ezek különböző keménységi tulajdonságokkal rendelkeznek,

2) légpárnák – a felpumpáltság mértékétől függően változik a mozgékonyaságuk,

3) lengőpadok – általában láncon függő platformok, melyek folyamatos mozgása nehezíti a rajtuk végzett gyakorlatok kivitelezését,

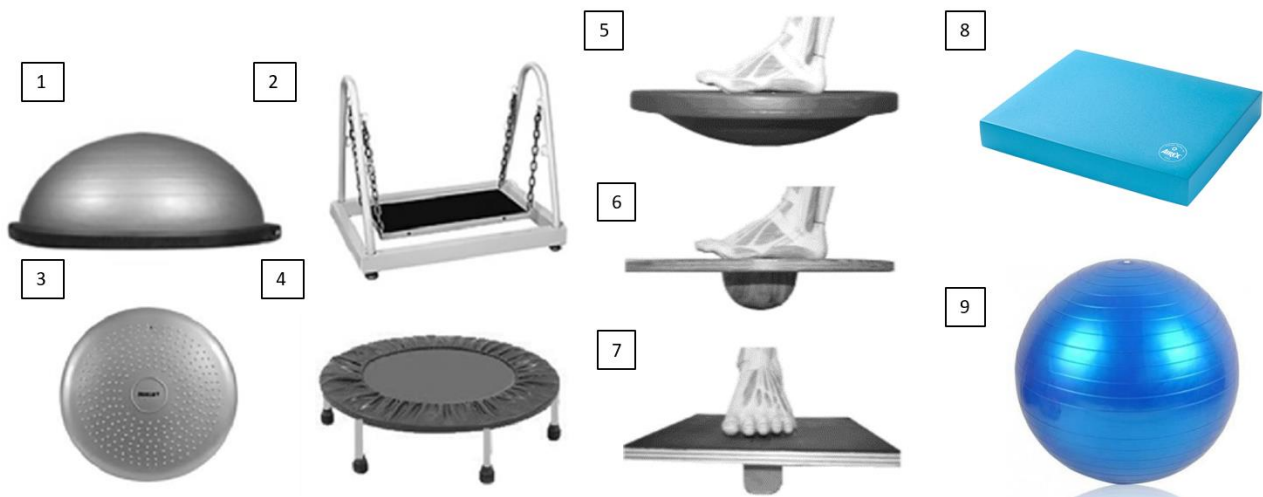
4) billenő deszkák – lehetnek kétirányban mozgók és lehetnek minden irányban kibillenthetőek,

5) vibrációs platformok – a vibráció beállításával szabályozható az egyensúlyozás nehézségének foka,

6) szalagok, felfüggesztések – pl. slackline vagy TRX, melyek nagy kitérést tesznek lehetővé, általában több irányban egyszerre,

7) labdák, félgömbök – nagy méretük lehetővé teszi a rajtuk történő ülést, térdelést, támaszkodást,

8) két-oldalú eszközök – egy eszközön belül kétféle tréning lehetőség is használható.



3. ábra: Egyensúlyozó képesség fejlesztő eszközök. 1- két-oldalú eszköz, 2- lengőpad, 3- légpárna, 4- trambulín, 5,6,7- billenő deszkák, 8- szivacs párna, 9- fitball labda. Saját szerkesztés internetes forrás alapján: <https://www.physioparts.co.uk>

II.5.2. Az egyensúlyozó képesség fejlesztő eszközök alkalmazási területei

Az eszközök használata az egyensúlyozó képesség fejlesztéshez széleskörűen elterjedt és elfogadott, hogy hatékonyak lehetnek az ízületeket körülvevő és stabilizáló izmok erősítésében. Ferreira és munkatársai (2011) 25 fő egészséges férfi és nő izmainak elektromos aktivitását vizsgálta sík talajon és több instabil felületen (trambulínon, lengőpadon, billenő deszkán, légpárnán) és e trambulín kivételével, szignifikáns ($p < 0.05$) növekedést tapasztalt az izmok elektromos aktivitásában az eszközök és a sík talaj között. A m. tibialis anterior és a m. peroneus longus aktivitása volt a legmagasabb minden felszínen.

A sportsérülések rehabilitációjának számos területén felhasználják az instabil eszközöket, leggyakrabban az akut boka sérülés és ficam, a krónikus boka instabilitás, térd elülső keresztszalag sérülés, szakadás, ill. rekonstrukció után (Zech et al., 2009). A sérülések megelőzésében is fontos szerep jut ezeknek a tréning eszközöknek, ez derül ki Verhagen és munkatársai (2004) vizsgálatából, melybe 116 férfi és női röplabda csapatot vontak be. Billenő deszkás edzésprogramot építettek be 66 csapat (641 játékos) edzésébe, a többiek a normál edzésrutinjukat folytatták. Az 5 perces egyensúlyozó képesség fejlesztés egy szezonon keresztül, a kontroll csoporthoz képest szignifikánsan csökkentette a boka sérülés kialakulását.

II.5.3. A két-oldalú egyensúlyozó képesség fejlesztő eszközök

A gyártók a gumi félgömb és a billenő deszka ötvöztetésével egy, a két oldalán is használható egyensúlyozó eszközt hoztak létre. Ezeknek az eszközöknek az egyik oldala egy fél fittball labdának felel meg, másik oldala pedig egy terhelhető síkfelület, mely elég nagy ahhoz, hogy páros lábbal is el lehessen rajta helyezkedni. A félgömbön állva annak puhasága, a sík felszínén egyensúlyozva, a félgömb talajon való billegése ad kihívást a gyakorlatoknak.

A Togu Jumper (TJ), két-oldalú egyensúlyfejlesztő eszközt 2008-ban kezdték forgalmazni, és használata gyorsan népszerűvé vált a proprioceptív tréningprogramokban (4. ábra). Számos vizsgálat igazolta a TJ-rel végzett edzések pozitív hatását a testtartás szabályozás, az egyensúlyozó képesség fejlesztés, a deréktáji panaszok, térd fájdalmak csökkentése és az izomerő növelés esetén, de egyik sem tanulmányozta, hogy ez a hatás köthető-e az eszköz valamelyik oldalához (Kowalczyk et al. 2019; Seo and Park 2014; Codorean et al. 2016; Freyler et al. 2016; Yaggie and Campbell 2006; Martinez-Amat et al. 2013; Romero-Franco et al. 2012).



4. ábra: A Togu Jumper domború és sík oldalával felfelé. Forrás: <https://www.togu.de/shop/balance-trainer/281/jumper-pro-das-original>

A TJ-rel végzett fejlesztések a test több területét is megcélozzák: Codorean és munkatásai (2016) sikeresen alkalmazták a TJ-rel végzett gyakorlatokat térd ízületi elülső keresztszalagszakadáson, majd annak rekonstrukciós műtétén átesett, 37 fő labdarúgó rehabilitációs programjában és azt találták, hogy csökkent a fájdalmuk, nőtt a mozgásterjedelmük és a quadriceps femoris izom ereje is. Egy másik vizsgálat szerint

térdarthrosis-os betegeknél szignifikánsan csökkent a térdfájdalom, és a javult a térdízület funkciója a TJ alkalmazó proprioceptív edzések hatására (Ju et al., 2015).

A krónikus boka instabilitás terápiájában is megfelelő eszköznek bizonyult a TJ, a vele végzett tréning javította a boka funkciókat és az izokinetikus izomműködést (Ju és Park, 2017). Nem csak az alsó végtag rehabilitációjában találjuk meg a TJ-t, Seo és Park (2014), 16 fő krónikus derékfájdalommal küzdő, középkorú nő vizsgálatát végezte, amelyből kiderült, hogy a TJ-rel végzett edzések növelik a törzs extenzorok és flexorok izomerejét, jelentősen befolyásolva ezzel a törzs stabilitását. A két-oldalú eszközöket beépítve taekwondo-sok edzésprogramjába – 12 héten át, heti 3-szor – kitűnt, hogy mind a statikus, mind a dinamikus egyensúlyozási képességüket javította (Ipekoglu et al., 2018). A fent említett kutatások nem számoltak be arról, hogy hogyan használták a TJ-t: mindkét oldalát, vagy csak ez egyiket és hogy találtak-e összefüggést valamelyik oldal használata és a kifejtett hatások között.

II.5.4. Egyensúlyozási stratégiák

A test egyensúlyának megtartása érdekében, azaz a test tömegközéppontjának az alátámasztási felszín felett tartásához, három alapvető mozgásstratégiát alkalmazunk.

Bokastratégia: Ez a stratégia akkor lép működésbe, amikor kis mértékű erők hatnak ránk. Ilyenkor a bokaízület természetes mozgása segít az egyensúly helyreállításában.

Csípőstratégia: Ha a bokaízület mozgásai korlátozottak vagy a testre ható erők túl nagyok ahhoz, hogy a bokastratégia ellensúlyozni tudná őket, akkor automatikusan a csípőstratégiát használjuk. Ekkor a csípő izmainak megfeszítésével próbáljuk visszanyerni az egyensúlyt. Normál állásban általában a bokastratégia dominál, azonban terpeszállásban a csípőstratégia fokozottabb működését figyelhetjük meg.

Kilépési stratégia: Amikor a testre ható erők már olyan nagyok, hogy a boka- és csípőstratégia nem elegendő az egyensúly megtartásához, a kilépési stratégia lép életbe. Ilyenkor az egyensúly helyreállítása érdekében az alátámasztási felületet változtatjuk, például egy lépéssel vagy kitámasztással (Aftab et al., 2016).

Ezzel párhuzamba vonhatóan, Hof (2007) három lehetséges elméleti mechanizmust írt le, melyek segítik testünk egyensúlyának megtartását álló helyzetben.

- Az első mechanizmus: a test tömegközéppontjának visszahelyezése az alátámasztási felület fölé, mely egy fordított-ingával modellezhető.
- A második mechanizmus: akkor lép életbe, ha az alátámasztási felszín túl kicsi a tömegközéppont visszahelyezésére. Ilyenkor az ellentétes rotáció mechanizmusa kapcsol be, mely kiterjeszti az alátámasztási felszínt és ezzel még 6 cm-rel az alátámasztási felszínen túlról is vissza tudjuk nyerni az egyensúlyunkat. Ehhez a tömegközéppontunk körül elhelyezkedő, szabadon mozgatható testrészeinket, karok, törzsünk, szabadon lévő alsó végtagunk mozgását használhatjuk.
- A harmadik mechanizmus: egy külső segítség alkalmazását jelenti, amikor megtámaszkodunk valamin ahhoz, hogy megtartsuk az egyensúlyunkat.

A kemény-sík felületen történő egyensúlyozás, szemben a puha-domború felületen létrejövővel lehetséges, hogy más-más egyensúlyozási stratégiát indukál. Eddig még nem történt vizsgálat arra vonatkozólag, hogy ebben milyen kinematikai és dinamikai mechanizmusok játszanak szerepet. Gruber és munkatársai (2005) megfigyelték, hogy rögzített bokaízület esetén az egyensúlyozás kontrollja a lábszárizmokról feljebb kerül a combizmokra. Ezek alapján feltételeztük, hogy ha a TJ sík oldalán egyensúlyozunk, mely a puha felülethez képest kevésbé engedi szabadon mozogni a lábat, lehet, hogy az előbbihez hasonló mechanizmussal találkozhatunk. A TJ sík oldalán történő egyensúlyozáskor, mivel a puha félgömb érintkezik a talajjal, ezért ilyenkor a forgási középpont folyamatosan mozog horizontális síkban, mely jelenség nem figyelhető meg az eszköz másik oldalán egyensúlyozva. A TJ puha-domború oldalán állva, feltételezhetőleg nagyobb terjedelmű bokaízületi mozgások válthatók ki, mint a sík oldalánál, mivel ez az oldal a puhasága miatt a láb kisízületeiben (subtaláris ízület, Chopart és Lisfranc ízületek) is lehetővé teszi az elmozdulást, ezzel összességében is a nagyobb terjedelmű elmozdulásokat. Ezt a jelenséget, az ízületeket stabilizáló izmok aktívabb működése kísérheti.

Ezek szerint, a TJ két oldalának eltérő tulajdonságai különbözőképpen megvalósuló egyensúlyozási folyamathoz vezethetnek a rajta végzett egy lábás egyensúlyozás során.

II.6. Az izomtónus és kóros eltérései

Az izomtónus egy összetett és dinamikus állapot, amely hierarchikus és kölcsönös anatómiai, élettani együttműködések eredménye. Bemeneti és kimeneti rendszerek szabályozása alatt áll, melynek célja, hogy megfeleljen az erő és a feladatvégzés követelményeinek. A tónus

alapvetően motoros kontroll eredményeként jön létre, erőssége belső szabályzás által egyensúlyban van. A motoros kontroll hierarchikus rendszere magában foglalja az agykérget, a bazális ganglionokat, a kisagyat, agytörzsi hálózatos állományt, a gerincvelőt és az izomorsókat (Ganguly et al., 2021).

Az izomtónus fogalma a nyugalomban lévő izom feszességét, feszültségét vagy a passzív mozgattal szembeni ellenállását jelenti (Campbell et al., 2019). Az ellenállás megítélése szubjektív folyamat, mivel az ellenállást egy vizsgáló személy érzékeli a passzív mozgattal során. Az elektromiográfiával foglalkozó kutatások gyakran azonosítják az izomtónust a relaxált izom alap EMG szintjével. Az izomtónusnak a motoros egység aktivációjából eredő, EMG-vel is mérhető aktív, kontraktilis komponense mellett létezik egy passzív vagy viszko-elasztikus része, mely független az idegi tevékenységtől és EMG-vel nem detektálható. A viszko-elasztikus komponens több faktor is befolyásolja, ilyenek a szarkomer aktin-miozin kereszthídjai, a viszkózitás, a rugalmasság, a kontraktilis filamentumok nyújthatósága, a szarkomer nem kontraktilis fehérjéinek kapcsolata (desmin, titin), a sejtek ozmotikus nyomása és a környező kötőszövet (Campbell és Lakie, 1998; Wang et al., 1993).

Matematikailag az izomtónus meghatározható, mint az ellenállásváltozás vagy erő osztva az izom hosszúságának változásával (Δ erő/ Δ szöveti elmozdulás) (Simons és Mense, 1998). Relaxált állapotban, egy külső mozgattal adott ellenállás függ a tehetetlenségtől, a feszességtől (nyújtással szembeni ellenállás) és a csillapodástól (sebességgel szembeni ellenállás) (Latash és Zatsiorsky, 2016). Ezeknek a definícióknak van egy közös hiányosságuk, hogy feltételezik, hogy a vizsgált személy teljesen ellazított állapotban van, mely relaxánsok adása nélkül legtöbbször lehetetlen (Ganguly et al., 2021).

Ezt támasztja alá az a meghatározás, hogy az izomtónus a mozgattal történő felkészültséget tükrözi és ezért nem lehet meghatározni az izomtónust, ha a vizsgált személyt lazítással szőlítjük fel (Profeta és Turvey, 2018). Az izom tónus a neuromotoros rendszer adaptív funkciója, mely adekvát válaszként jön létre a mozgattal rendszer felsőbb szintjeiről jövő parancsokra a mozgattal és érző idegsejtek ingerlékenységének finom hangolásával, hogy az aktív testtartás és mozgattal kontroll létrejöhesse (Latash és Zatsiorsky, 2016; Profeta és Turvey, 2018). Ezen definíció szerint izomtónus aktívan hozzájárul a mozgattalhoz és testtartáshoz. Carpenter és Reddi (2012) létrehozták az izomtónus klinikai definícióját, miszerint azt az állandó izomaktivitást jelenti, mely az aktuális mozgattal háttereként, főként a gravitációval szembeni testtartáshoz szükséges. Ezért a tónusról elmondható, hogy szükséges ahhoz, hogy a

statikus és dinamikus feladatokat biztonságosan kivitelezhessük, termodinamikailag a leghatékonyabban.

II.6.1. Az izomtónus klasszifikációja

Az izomtónus két típusa a „posturális/testtartási” és a fázisos tónus. Posturális tónust a törzs izomzatban figyelhetünk meg, ahol a gravitáció a legfontosabb serkentő faktor. Az izmok állandó feszülése következtében jön létre egy elhúzódó izomkontrakció. Ellenben a fázisos tónus az, amit a klinikai mérések során a végtagoknál, mint gyors, rövid idejű választ értékelhetünk. Ez az ín ill. a hozzá kapcsolódó izom, még pontosabban az izomorsó gyors megnyújtására adott válasza (Kenneth és Swaimann, 2017). Ettől függetlenül, az izomtónus felosztható aktív és passzív komponensekre, ahol az aktív izomtónus az izmot alkotó motoros egységek bizonyos, dinamikusan változó hányadának kontrakcióiból, a miotatikus vagy nyújtási reflex közreműködésével alakul ki (Fonyó, 1997), a passzív pedig a harántcsíkolt izom intrinsic molekuláris viszkoelasztikus jellemzőiből származik (Masi és Hannon, 2008).

II.6.2. Az izomtónus szabályozás anatómiai háttere

Az izomtónus spinális (gerincvelői) és supraspinális mechanizmusok által szabályozott. Amíg a gerincvelői kontroll az izomorsók és a gerincvelő, valamint az ott lévő interneuronok kölcsönhatásától függ, a supraspinális kontroll a gátló és serkentő hosszú pályák és a kisagy által szabályozott (Szentágothai és Réthelyi, 1994, 458.o.).

Gamma-hurok

Az izmok összehúzódása kiváltható közvetlenül az alfa-motoneuronok ingerlésével vagy közvetve az ún. gamma-hurok által. A gamma-hurok feladata a korábban is említett, finom mozgások összehangolása mellett az aktív izomtónus szabályozás (Szentágothai és Réthelyi, 1994, 1189.o.).

Léteznek olyan leszálló impulzusok, melyek nem az alfa-motoneuronokat érik el, hanem a gamma-motoneuronokon végződnek. Ennek hatására az izomorsó intrafuzális rostjai hirtelen összehúzódnak, mely aktiválja az annulospirális receptorokat. Ez az aktiváció ingerületbe hozza az alfa-motoneuronokat, így a munkaizomzat összehúzódik. Ez a szabályzási kör a gamma-hurok, mely biztosítja, hogy a magasabb szintekről jövő parancsok az izmok

mindenkori összehúzódottsági fokától függően valósuljanak meg (Szentágothai és Réthelyi, 1994, 1191.o.).

II.6.3. Kóros tónuseloslások

A különböző magasságú központi idegrendszeri sérülések jellegzetesen változtatják meg az izomtónust, melynek ezáltal diagnosztikai értéke van.

Az izomtónus csökkenése

Másnéven hypotonia. Jellegzetes tünet a gerincvelő elülső szarvi alfa-motoneuronok pusztulásakor (pl. cerebralis paresis-nél), az elülső gyöki vagy perifériás idegi sérülések esetén (pl. neuritis, trauma miatt), de létre jöhet hátsó gerincvelői ideggyök és a gerincvelő hátsó pályáinak károsodásakor is (pl. tabes dorsalis-nál), továbbá a spinocerebelláris pályák érintettségénél, ill. a kisagy elváltozásainál.

Az izomtónus kóros fokozódása

Hipertóniának két változata ismeretes; a pyramis-pálya sérülése következtében fellépő spasticus tónusfokozódás és az extrapyramidalis rendszer zavara következtében megjelenő rigor. A spaszticitás általában csak az egyik izomcsoportot érinti: felső végtagoknál a flexorokat, alsó végtagok esetén az extenzorokat, mely az ún. Wernicke-Mann tónuseloslást alakítja ki. Ez a tónusfokozódás passzív mozgítás során „legyőzhető”, a rigor nem „győzhető le” a mozgott végtagok minden helyzetben merevek, mivel az agonista és antagonista izomcsoportokat egyidejűleg érinti (Csanda, 1978).

II.6.4. A spaszticitás és mérési lehetőségei

A spaszticitás legelterjedtebb meghatározása Lancet (1990) szerint: olyan motoros zavar, melyre jellemző a sebesség-függő izomtónus növekedés és a fokozott nyújtási reflexek jelenléte. Többnyire felső-mozgatónuron lézió következtében alakul ki és állandósult vagy szakaszos, kóros izomösszehúzódást, eredményez, ami akaratlan izommerevséget okoz.

Három mechanizmus köthető a felső-motoneuron sérüléshez, melyek szerepet játszanak a spaszticitás kialakulásában:

1. a gerincvelői motoneuronokhoz menő afferens bemenet (input) megváltozása,

2. reflexívekben bekövetkező elváltozások, amelyek befolyásolják a motoros neuronok ingerlékenységét,
3. a mozgatóneuronok belső jellemzőinek megváltozása (Burke, 2013). A spasztcitás számos neurológiai kórképben jellemző tünet, ilyen a gerincvelő sérülés, stroke, cerebrális paresis, anoxia, trumás agysérülés, sclerosis multiplex és más neurodegeneratív betegségek (Chang et al., 2013).

A spasztcitás nagy mértékben rontja, a világon több, mint 12 millió ember életminőségét, nehezíti a mindennapos tevékenységeket, a higiénias és ápolási folyamatokat. Ezek fő oka az ízületi merevség, a mozgáskorlátozottság, valamint az izom és ízületi fájdalom (Burke, 1988; Jonnalagedda et al., 2016).

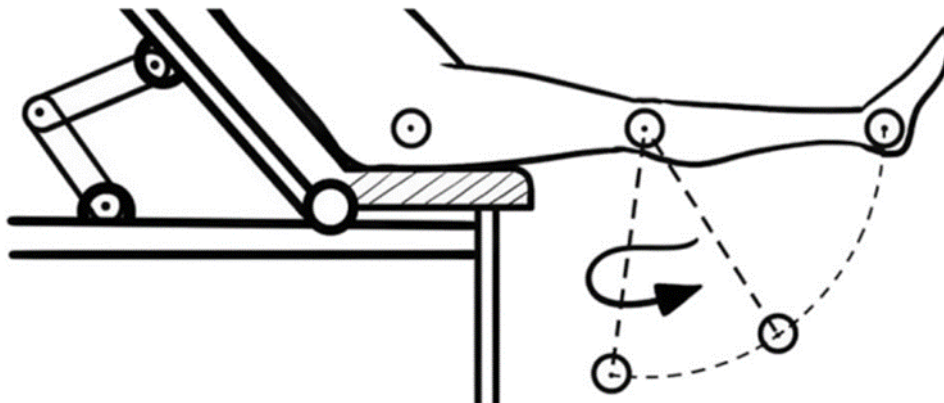
A spasztcitás kezelése nagy anyagi terhet ró az egyénre és a társadalomra és az optimális terápia beállítását nagyban nehezíti az objektív, megismételhető spasztcitást mérő tesztek hiánya a klinikai gyakorlatban (Jonnalagedda et al., 2016). Az alkalmazott mérőmódszereket, két alapvető csoportba sorolhatjuk: ezek a klinikai mérőskálák és a kvantitatív mérőmódszerek. A klinikai mérőskálák ma is mindennapos használatban vannak, mivel kivitelezésük rendkívül egyszerű, számmal értékelt eredményt adnak, de objektivitásuk csekély. A leggyakrabban alkalmazott skálák az Ashworth skála és a Tardieu skála illetve, ezek plusz egy értékkel kiegészített változatai (Ashworth, 1964, Tardieu, 1954). Ezek a skálák manuális vizsgálatokat takarnak, melyek során a kiválasztott izom ellenállását ítéli meg a vizsgáló az általa végrehajtott passzív mozgítás alapján. Tardieu 1954-ben vezette be a 6 értékű skáláját, majd ettől függetlenül Ashworth egy évtizeddel később alkotta meg az 5-ös értékelését, mely később, Bohannon és Smith (1987) által még egy értékkel kiegészült, pontosabb lett (Módosított Ashworth skála: MAS) (1. táblázat). Ezen típusú tesztek objektivitásának hiánya abban nyilvánul meg, hogy sokszor különbség van az eredményekben, amikor egy vizsgáló hajtja végre ugyanazt a tesztet többször és akkor is, amikor két különböző vizsgáló méri az azonos tesztet (Rahimi et al., 2020). Erre a megoldást a kvantitatív mérőmódszerek nyújtják, melyek javítják a spasztcitásmérés ismételtetését és pontosabbá is teszik az izomtónus meghatározását.

1. táblázat: Módosított Ashworth skála értékek Rahimi és munkatársai (2020) alapján.

MAS pontszám	A vizsgált izomcsoportra jellemző izomtónus
0	Nincs izomtónus növekedés
1	A végtag hajlítására vagy nyújtására csekély tónusfokozódás jön létre, vagy a végpontokon minimális ellenállás érezhető
2	A végtag hajlítására vagy nyújtására csekély tónusfokozódás jelentkezik, amelyet a maradék mozgástartományban minimális ellenállás követ
3	Jelentősebb tónusfokozódás érezhető, de a végtag könnyen mozgatható
4	Tekintélyes tónusfokozódás érezhető, a végtag passzív mozgatása nehéz
5	Hajlításkor vagy nyújtáskor az érintett részek merevek

II.6.5. A Wartenberg féle pendulum teszt

A kvantitatív mérő módszerek közé szinte kivétel nélkül eszközös vizsgálatok tartoznak. A műszerek alkalmazása érzékenyebbé teszi a tesztekét és kivédi az egyéni megítélést. A spaszticitás mérésére leggyakrabban alkalmazott ilyen, biomechanikai metódusok közé tartoznak a dinamométeres, az elektromiográfias és a pendulum teszt vizsgálatok.



5. ábra: Wartenberg féle pendulum teszt. Forrás: (Rahmini et al., 2020)

A pendulum tesztet Wartenberg vezette be 1951-ben, mellyel Parkinson-os betegek alsó végtagi izomtónusára következtetett oly módon, hogy a felemelt, majd elengedett lábszár passzív lengésének paramétereit elemezte (5. ábra). Ez a teszt, a klinikai skálákhoz képest egy

objektívebb meghatározást képvisel, egyszerűen és gyorsan kivitelezhető, megismételhető és nem igényel invazív beavatkozást. A teszt eredetileg az alsó végtag izomtónus vizsgálatára készült, majd később a felső végtag méréséhez is módosították. Boczko és munkatársai (1958) elsőként egészítették ki eszközökkel a vizsgálatot, mely során lámpákat és kamerákat használtak az oszcillációs végtagmozgás követésére. A későbbiekben bővült a pendulum teszthez használt eszközök sora, ezek közül a legelterjedtebbek: a goniométer, az elektrogoniométer, gyorsulásmérő, giroszkóp, IMU-k (Inertial Measurement Units) – inerciális mérőegységek, ultrahangos szenzorok és a kamera alapú vizsgálatok. A mérőeszközökkel a vizsgált ízület szögváltozásait, szöggyorsulását és a mozgó testrész gyorsulását lehet nyomon követni. Az alsó végtagi vizsgálat menete szerint, a vizsgálati személy egy vizsgálati széken vagy vizsgáló/kezelő asztalon helyezkedik el úgy, hogy a comb alátámasztás széle a térd ízülettől hozzávetőlegesen 10 cm-re legyen. Ezzel lehetővé tesszük a lábszár szabad lengését. A vizsgáló a bokaízület magasságában megfogva, maximális térd extenziós helyzetbe emeli a lábszárat úgy, hogy a comb ne emelkedjen el a vizsgáló asztról. A vizsgált végtag teljes lazítására szólítja fel a résztvevő személyt, majd elengedi a lábszárat, amely szabadon leng, egyre csillapodó oszcillációs mozgást végez míg megáll. A teszt pontossága nagyban függ attól, hogy a résztvevő képes-e a teljes lazításra, ezért ennek ellenőrzésére legtöbbször, az izmok elektromos aktivitását vizsgáló EMG mérésekkel kombinálják a tesztet (Fowler et al., 2000; Calota et al., 2008). A vizsgálatok eredményei szerint, a pendulum teszt teszt/újra-teszt és az értékelők közötti (inter-rater) megbízhatósága jónak minősül, és a tesztel kombinált eszközök pedig alkalmasak a lábszár kinematikájának nyomon követésére, jellemzésére és ezekből a spaszticitás mértékének megítélésére (Bajd és Vodovnik, 1984; Lin et al., 2016; Choi és Kim, 2016). A pendulum teszt során vizsgált lábszár lengőmozgásainak több paramétere is elemzés alá kerülhet. Ezeket a paramétereket két csoportra oszthatjuk, úgymint elsődleges és másodlagos paraméterekre. Az elsődleges paramétereket közvetlenül megállapíthatjuk a gyűjtött adatokból, mint amilyen például, egy szög csúcserkéke vagy a lengések száma. A másodlagos paramétereket az elsőkből számítások vagy kombinációk alapján kaphatjuk meg. Wartenberg annak idején elsődleges paramétereket vizsgált, a lengési idő és a lengések száma közötti eltéréseket figyelte. Ezeken kívül jelentőséget tulajdonított még a nyugalmi helyzetnek is. Az elsődleges paraméterek közé tartozik tehát, a *maximális flexiós szög*, mely az elengedés utáni első lengéskor észlelhető; a *maximális extenziós szög*, mely az első extenzió irányába történő elmozduláskor mérhető; a *nyugalmi helyzet*, mely a lábszár végső helyzetét jelenti a teszt során; a *lengésidő*, mely jelentheti a teljes teszt idejét vagy két kijelölt időpont közötti időtartamot; a *lengésszám*, mely többnyire úgy kerül kiszámításra, hogy az első maximum és

minimum hajlásszög különbség 3 százaléka alatti kitéréseket már nem veszik figyelembe. A normál, egészségeseknél megfigyelt lengésszám 6 és 7 közé tehető; és jelentős még, bár nem kimeneti parameter a *kezdőhelyzet*, mely a passzívan megtartott térd, extenziós helyzetet jelöli és értéke további számításokhoz használható. A másodlagos paraméterek a fent említett, elsődlegesekből kerülnek kiszámításra. Ilyenek a különböző *arányszámok* (pl. a relaxációs index), melyek meghatározott helyzetben lévő lábszárkitérések arányát jelentik és a *térdhajlásszög görbe alatti területe*, mely a nyugalmi helyzethez képesti, pozitív és negatív térdhajlásszög értékek összegét jelenti a lábszár extenziós és flexiós mozgásai során (Rahimi et al., 2020).

II.6.6. A pendulum teszt vizsgálati helyzetei

Bár objektív vizsgálati módszernek számít, a pendulum tesztnek vannak hiányosságai is, ennek példája, hogy nincs egyértelműen ajánlott vizsgálati helyzet és láb elengedési módszer. Korábbi kutatásokban ülő (Bui et al., 2017; Nordmark és Andersson, 2002), háton fekvő (Bajd és Vodovnik, 1984; Burrige et al., 2005) és félülő helyzetben (Brown et al., 1988; Casabona et al., 2012) alkalmazták a pendulum tesztet. A félülő helyzet is több változatban fordult elő, a csípőízület hajlásszögének 15 és a 70 fok közötti variációi által. A pendulum tesztel vizsgálható quadriceps femoris izom, rectus femoris fejének hossza csípőcsonti eredése miatt eltérő háton fekvő és ülő helyzetekben. Egyes tanulmányok azt sugallják, hogy a spaszticitás testhelyzetfüggő és a testtartás miatt megváltozó testjellemzők – mint amilyen az izomorsók küszöbértékének és Ia afferens rostjai vezetési sebességének megváltozása (Malthora et al., 2008) vagy az ízület passzív szöveteiben bekövetkező viszkoelasztikus eltérések (van den Noort et al., 2009) – eredménye lehet az izomtónus megváltozása. Ezzel ellentétben, Burke (1988) azt találta, hogy a quadriceps femoris izom megnyújtása gátló hatással van a működésére. Egymásnak ellentmondó eredményeket találtunk a szakirodalomban a különböző testhelyzeteket összehasonlító, pendulum tesztet alkalmazó vizsgálatoknál. Vannak kutatások, melyek azt erősítik meg, hogy a háton fekvésben kivitelezett pendulum teszt megnöveli az izomaktivitást és megváltoztatja a térd paramétereit az ülésben végzetthez képest (Fleuren et al., 2006; Vodovnik et al., 1984; He, 1998). Korábbi, gerincvelősérültekkel végzett kutatásunkban, mi is azt találtuk, hogy a lengések száma szignifikánsan alacsonyabb volt háton fekvő helyzetben mért pendulum teszténél, összehasonlítva a félülő helyzetben kapott paraméterekkel (Mayer et al., 2022). A lengésszám csökkenés izomtónus növekedést jelez. Léteznek azonban más vizsgálatok, melyek nem találták a vizsgálati testhelyzet gyakorlati

jelentőségét a pendulum teszt végrehajtása közben (Brown et al., 1988; Ferreira et al., 2023; de Azevedo et al., 2015).

II.6.7. Egészséges egyének izomtónus vizsgálata

Az egészséges/éptestű egyének izomtónusának jellemzői nem elhanyagolhatóak a pendulum tesztrel foglalkozó kutatásterületen. Számos ilyen vizsgálatban, mint kontroll csoport jelennek meg az egészségesek (Popovic et al., 2017; Bui et al., 2017; Lin et al., 2003, Fowler et al., 2000). A csoportok létszámának kialakítása nem egységes, van olyan, ahol megegyezik a résztvevők száma a két összehasonlított csoportban (Lin et al., 2003), de van, ahol nagyon eltérő (Fowler et al., 2000; Bui et al., 2017). Egyes betegcsoportokra jellemző, hogy a spaszticitás csak az egyik testfelet érinti, ilyenkor gyakran a résztvevő ép oldalát hasonlítják össze a spasztikus oldallal (Fleuren et al., 2006; Huang et al., 2021). Az irodalmi adatok szerint, eddig csak kevés vizsgálat foglalkozott kizárólag az egészségesek pendulum tesztrel végzett izomtónus mérésével, betegcsoporttól függetlenül (Brown et al., 1988, Stillman és McMeeken, 1995). Stillman és McMeeken (1995) a teszt megbízhatóságát és validitását vizsgálta, Brown és munkatársai nagyszámú (100 fő) egészséges résztvevőnél vizsgálta a pendulum teszt során mérhető lengési paramétereket, de vizsgálata idős korú (58-86 év közötti) egészségesekre vonatkozott. A pendulum teszt során mért egészséges izomtónus jellemzőinek ismerete szükséges lenne a betegekkel történő összehasonlító vizsgálatok alkalmával.

II.6.8. A végtagdominancia hatása az izomtónusra

Tudomásunk szerint, eddig még nem végeztek összehasonlító vizsgálatokat a domináns és a nem-domináns oldalon található quadriceps femoris izom tónusára nézve, pendulum teszt használatával. Lanshammar és Ribom (2011) reprezentatív kutatásából kitűnik, hogy a domináns alsó végtag térd extenzorainak izomereje nagyobb, mint a nem-domináns oldalon lévőknek. Cerebrális parézises, spasztikus gyerekeknél pozitív összefüggést találtak a quadriceps femoris izom spaszticitása és az izom térfogata között (Pierce et al., 2012). Ha a végtagdominancia befolyásolja az izomtónust, akkor ennek a végtagjellemzőnek a figyelembevétele meghatározhatja a pendulum tesztek módszertanát.

II.6.9. A pendulum teszt automata indítással

Az érzéskiesésük következtében a gerincvelő sérült egyének nem érzékelik a pendulum teszt indítási pillanatát, a láb elengedését, ezért ez számukra mindig váratlanul következik be. Korábbi vizsgálataink során megtapasztaltuk, hogy ez a jelenség egészséges egyéneknél nem így jön létre. A vizsgálatok folyamán, interakció alakul ki a vizsgáló és a résztvevő személy között. Minél több mérési tapasztalata van az személynek, annál inkább képes a vizsgáló minimális kézmozdulataiból következtetni arra, mikor következik majd be a lábelengedés. Emiatt akaratlanul, de befolyásolhatja a lengőmozgás mintájának alakulását. Automata indítási móddal kivédhető ez a jelenség és objektívebbé válhat a teszt. Az irodalomban csak néhány ilyen automata módszerrel dolgozó pendulum teszt kutatással találkoztunk, melyekben vagy mágneses lábtartó eszközökkel (Winter, 2009; Lim et al., 2006) vagy a boka köré hurkolt zsinór átvágásával (Stein et al., 1996) oldották meg a váratlan teszt indítást.

III. PROBLÉMAFELVETÉSEK, CÉLKITŰZÉSEK

III.1. Egy lábon történő egyensúlyozás a Togu Jumper két oldalán

Számos egyensúlyozó képesség fejlesztő, propioceptív tréningprogramot dolgoztak ki az utóbbi időben, melyeknek része az instabil eszközökön, instabil felületeken történő állógyakorlatok végrehajtása. A trénerek saját gyakorlati tapasztalataik alapján illesztik be az edzésprogram megfelelő részébe a különböző nehézségi fokú instabil felületeket. Hiányzik a gyártók ajánlása ahhoz, hogy melyik felületet mely testrészek, ízületek kezelésére és az edzésprogram melyik részében érdemes alkalmazni. A tapasztalatilag azonos nehézségi fokú, de különböző tulajdonságokkal bíró egyensúlyozó eszközök pontos, alsó végtagra gyakorolt hatásának megismerése specifikusabbá és hatékonyabbá teheti az eszközök alkalmazását. A Togu Jumper oldalainak eltérő tulajdonságai miatt feltételeztük, hogy különböző egyensúlyozási stratégiát tesz szükségessé a rajta történő egy lábbon állás és ezzel más-más hatást gyakorolhat az alsó végtag különböző régióira. Tudomásunk szerint, nem vizsgálták még párhuzamosan az alsó végtag izmainak elektromos aktivitását és a boka, térd, valamint a csípőízület körüli végtagszegmensek kinematikáját a TJ két oldalán történő egyensúlyozás közben. Laudner és Koschnitzky (2010) vizsgálta már az egy lábbas egyensúlyozást egy hasonló, kétoldalú eszközön (BOSU). A kutatásban csak a lábszárizmok elektromos aktivitását hasonlították össze a két oldalon való egy lábbas egyensúlyozáskor és nem találtak különbséget a két kondíció között. A boka instabilitás és a térd ízületi elülső keresztszalag szakadás rehabilitációjának szerves részét képezik az instabil felszíneken végzett egyensúlyi gyakorlatok. Nők és férfiak közötti összehasonlító vizsgálatokból kiderült, hogy nők esetén magasabb a boka szalagsérülése (Doherty et al., 2014) és a térd ízületi elülső keresztszalag sérülés (Montalvo et al., 2019) előfordulása, mint férfiak esetén, ezért kutatásunkban a női populációt vizsgáltuk. Ezek alapján az alábbi célkitűzéseink voltak:

- Az alsó végtag izmok elektromos aktivitásának vizsgálata és összehasonlítása három különböző felszínen: sík talajon, a TJ domború és a TJ sík oldalán, egy lábbas egyensúlyozás közben.
- Az alsó végtag szegmenseinek (láb, lábszár, comb, medence) lineáris gyorsulás vizsgálata a három felszínen: sík talajon, a TJ domború és a TJ sík oldalán, egy lábbas egyensúlyozáskor.

- Az alsó végtag szegmenseinek (láb, lábszár, comb, medence) szegmentális szögváltozásának vizsgálata a három felszínen: sík talajon, a TJ domború és a TJ sík oldalán, egylábú egyensúlyozás közben.

III.2. Izomtónus mérése pendulum teszttel

A Wartenberg féle pendulum tesztet már 70 éve használják a quadriceps femoris izom izomtónusának mérésére, de még mindig nincs konszenzus a vizsgálati személyek elhelyezésének módjában. A vizsgálati helyzet hatására irányuló kutatások eredményei nem egybehangzóak. A spaszticitás vizsgálatok során sokszor hasonlítják össze a betegek méréseinek eredményeit egészséges személyek paramétereivel, de az egészséges quadriceps femoris izom tónusának pendulum teszttel történő vizsgálatára csak elenyésző számú kutatást találunk, melyekből inkább az idős korú személyek izomtónusának jellemzőit ismerhetjük meg. A szakirodalomból hiányzik a domináns és a nem-domináns alsó végtag pendulum teszttel történő izomtónus meghatározása és összehasonlítása, pedig a köztük található izomerő és izomtérfogás különbség miatt, akár számíthatunk az izomtónusban is különbözőségekre. A pendulum teszt érzékenyebbé tételére már néhány vizsgálatban alkalmaztak valamilyen automatizált lábszár elengedő módszert, de nem történt összehasonlítás a lengési paraméterekben, a hagyományos kézi elengedés és az automata elengedésmód között. A különböző vizsgálati helyzetek miatt eltérő rectus femoris izomhossz, a domináns és nem domináns végtagok eltérő használata és az indítási módok különbözősége miatt feltételeztük, hogy kifejezett különbségeket fogunk találni a pendulum teszt paramétereiben a vizsgált kondíciók között. Ezek ismeretében az alábbiakat tűztük ki célul:

- Fiatal korú, egészséges egyéneknél vizsgáljuk és összehasonlítjuk a lábszár, pendulum teszt során mért lengési paramétereit háton fekvésben és félülő helyzetben.
- Vizsgáljuk és összehasonlítjuk a domináns és a nem domináns oldali alsó végtag lengési paramétereit pendulum teszt alkalmazása közben.
- Megvizsgáljuk a lábszár lengési paramétereit a hagyományos kézi- és az automata indítási mód használatakor, pendulum teszt során.

IV. MÓDSZEREK

IV.1. Egy lábon történő egyensúlyozás a Togu Jumper két oldalán

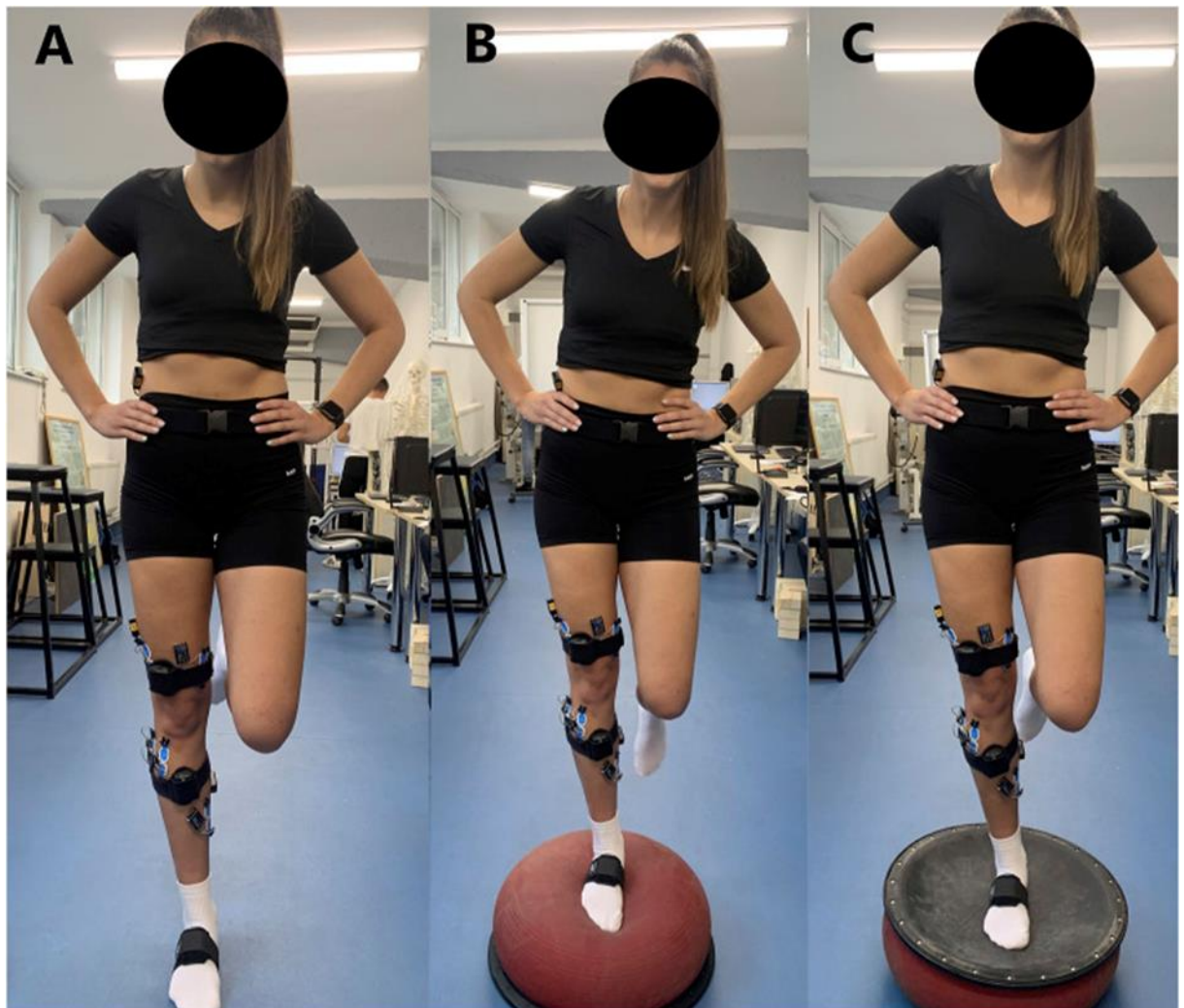
IV.1.2. Vizsgálati személyek

Vizsgálatunkban 14 fő, egyetemista korú, egészséges nő vett részt önkéntesen. Átlagos életkoruk: 22 év, (21-27 évesek), átlagéletkor: $23,6 \pm 1,9$ év; átlagos magasságuk: 167 cm, (148-179 cm); átlagos testtömegük: 59 kg, (52-72 kg) volt. Beválasztási feltétel volt, hogy rendszeresen végezzenek intenzív fizikai aktivitást, a WHO felnőttekre vonatkozó ajánlásához (75-150 perc/hét) igazodva, legalább 2 órát hetente (WHO, 2010); legyenek nők; 18 és 30 év közötti életkorúak. Kizárási kritériumok voltak: az aktuálisan fennálló sérülés vagy panasz a gerinc, boka, térd, csípő ízület területén vagy korábbi sérülés, esetleg műtét ezeken a testtájékokon; ismert egyensúly problémák és a versenysportban való részvétel. Vizsgálati személyeink szabadidősportolók voltak, futók, kézilabdázók, labdarúgók és egyikük sem vett részt versenyszerűen a sportágában. Az elemszámot Cimadoro et al. (2013) kutatása alapján határoztuk meg, akik a test kilengését és EMG aktivitást vizsgáltak különböző eszközökön történő egyensúlyozás közben. Felmérésükben, az egyszempontos ANOVA a négy különböző egyensúlyozási felszín variációval, mint független változóval azt mutatta, 13 vizsgálati személy bevonása elegendő volt, megfelelő hatásnagyság eléréséhez (Cohen's $d > 1.47$). A vizsgálati személyek, a Helsinki Nyilatkozat alapján szóbeli és írásbeli tájékoztatást kaptak a vizsgálat céljáról, mentéről és az esetleges kockázatokról, majd írásbeli hozzájárulásukat adták (4. sz. melléklet). Vizsgálatainkat a Pécsi Tudományegyetem Etikai Bizottságának engedélyével (ügyiratszám: 7961-PTE2019) végeztük.

IV.1.2. Mérési protokoll

A vizsgálati személyeknek három különböző felszínen – sík talajon, a TJ domború oldalán, a TJ sík oldalán – kellett a domináns oldali alsó végtagjukon egyensúlyozniuk. Elsőként az antropometriai adatokat rögzítettük, majd az EMG elektródák és a inerciális mérőegységek felhelyezése történt az alsó végtag megfelelő területeire. Először minden résztvevő a sík talajon végezte az egyensúlyozást, majd random sorrendben a TJ két oldalán felváltva. A vizsgálati személyek cipő nélkül, nyitott szemmel, egy 2 méter távolságban elhelyezett célpontra figyelve végezték az egyensúlyozást. A kezeik csípőretartásban, ellentétes oldali alsó végtagjuk a törzs alatt, enyhén hajlítva helyezkedett el (6. ábra). Ha résztvevő, a teszt során ebből a pozícióból

kitért (pl. az ellentétes oldali alsó végtagjával megérintette a talajt vagy a TJ-t), az adatokat töröltük és a próbát meg kellett ismételni. A próba ismétlésére maximum 5 lehetőség volt oly módon, hogy a 4. egyensúlyvesztés után egy perc pihenő beiktatásával lehetőségük lett volna a résztvevőknek egy 5. kísérletre is, de ezzel senkinek sem kellett élnie, a legtöbb próbálkozás a három volt. Az egyensúlyozási próbák 10 s-ig tartottak, minden felszínen háromszor végezték el, 1 perces pihenőket tartva a próbák között (Laudner and Koschnitzky 2010). Ilyenkor a résztvevők egy magasabb széken pihenhettek, mely lehetővé tette, hogy a végtagon elhelyezett elektródák és markerek ne mozduljanak el.



6. ábra: Egy vizsgálati személy egy lábon történő egyensúlyozása különböző felszíneken. (A) sík talajon, (B) Togu Jumper domború oldalán, (C) Togu Jumper sík oldalán

IV.1.3. Felületi elektromiográfia (EMG)

Az egyensúlyozás közben az alsó végtagi izmok elektromos aktivitásának adatait telemetrikusan gyűjtöttük. Ehhez a bőrfelületet előkészítettük, szükség szerint borotválással és alkoholos tisztítással javítottuk a vezetőképességet. Bipoláris, Ag/AgCl felületi elektródákat (Noraxon, Scottsdale, USA Inc) helyeztünk el nyolc alsó végtagi izomra: m. tibialis anterior (TA), m. peroneus longus (PL), m. soleus (SOL), m. gastrocnemius medialis (GastM), m. biceps femoris (BF), m. vastus lateralis (VL), m. vastus medialis (VM) és a m. gluteus medius (GM). Az elektródák helyét az izmokon a SENIAM ajánlás alapján választottuk ki (www.seniam.org) és mindhárom egyensúlyozási kondícióban a helyükön maradtak.

IV.1.4. Kinematika

A három felületen történő egyensúlyozó képességet a szegmentális kilengés módszerrel számszerűsítettük (Curtis et al. 2015, Ivusza et al. 2022): a láb, a lábszár, a comb és a medence szegmenseket inerciális mérőegységekkel láttuk el (Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, United States). A szenzorok három, egymásra merőleges giroszkóppal vannak felszerelve, melyek alkalmasak a szögelfordulás és szögsebesség érzékelésére. Segítségükkel meg tudtuk határozni a szögeltérést a függőleges tengelytől (orientációs szög) a kiválasztott síkban. A függőleges tengely (0°) beállítása a kalibráció során történt, mikor a résztvevők 10 s-ig egyenes, zárt állásban maradtak. A gyártó ajánlásait követtük mind a szenzorok elhelyezése, mind a kalibráció kivitelezése során. A láb szenzora a láb háti oldalán, kicsivel a boka ízület alatt; a lábszár szenzor a sípcsonton 10 cm-rel a tuberositas tibiae alatt; a comb szenzora a m. quadriceps femoris alsó negyedében, 10 cm-rel a patella felső szélé felett; a medence szenzora pedig a sacrum közepére került.

IV.1.5. Adatfeldolgozás, statisztika

A nyers EMG jeleket (Noraxon, Scottsdale, USA, sampling frequency: 2000 Hz), szűrtük (20-500 Hz), majd a négyzetgyökátlag módszerrel (RMS) simítottunk, melyhez 50 ms-os mozgó ablakot alkalmaztunk. Végül, kiszámoltuk minden izom feldolgozott EMG átlagát a teljes, 10 s hosszú egyensúlyozás idejére.

A teszt folyamán Noraxon MyoMotion rendszerrel (Noraxon United States. Inc., Scottsdale, United States) az idő függvényében, 100 Hz-es adatgyűjtési frekvenciával rögzítettük a szegmentális orientációs szög és a lineáris gyorsulási adatokat mind frontális,

mind sagittális síkban. A lineáris gyorsulási adatokat két anatómiai síkban rögzítettük: frontális síkban, mely egy elülső és hátsó félre osztja fel a testet és szagittális síkban, mely testünket egy jobb és bal testfélre választja. Frontális síkban a szenzorok mediális-laterális, szagittális síkban pedig a superior-inferior elmozdulását mértük a 10 s-os időtartam alatt. A nyers lineáris gyorsulás jeleket simítottuk, rektifikáltuk és low-pass Butterworth filterrel 50 Hz-nél szűrtük. A teljes 10 s-os egyensúlyozás lineáris gyorsulás átlagainak kiszámításához a myoRESEARCH 3.18 állt rendelkezésünkre (Noraxon United States of America. Inc., Scottsdale, United States of America).

Az inerciális mérőegységek térbeli szögváltozásról tájékoztatnak a három fő anatómiai tengely körül. Az orientációs szögváltozásból a szenzorral felszerelt végtagrészek mozgásmennyiségére következtettünk. A szagittális és a transzverzális tengely körül végzett orientációs szögváltozásokat elemeztük, melyek megfeleltek a frontális síkban és a szagittális síkban történő mozgásoknak. Az orientációs szög-idő görbe hosszának meghatározásával számszerűsítettük az egyensúlyozó mozgás mennyiségét. Ennek kiszámítása offline történt, a Pitagorasz-tétel alapján:

$$\sum_k^n \sqrt{([\alpha(k) - \alpha(k - 1)]^2 + 0.0001)}$$

ahol, az α a függőleges tengelyhez képesti (0°) szegmentációs orientációs szög (α°), a k az aktuális adatpont a szög-idő görbén és az n az adatpontok száma. A 0.0001-es érték úgy került meghatározásra, hogy az adatgyűjtési 0.01 s-os időt (a 100 Hz-es gyűjtési frekvenciánál) a szög-idő görbe horizontális tengelyén, négyzetre emeltük. Ezt a módszert már korábban is alkalmazta Ivusza és munkatársai (2022), és megállapítást nyert, hogy a rövidebb orientációs szög-idő görbe, kisebb szegmentális kitérést és jobb egyensúlyozási képességet jelez.

Minden EMG és kinematikai adatot a myoRESEARCH 3.18 software-rel szinkronizáltunk és dolgoztunk fel (Noraxon United States of America. Inc., Scottsdale, United States of America). A három különböző felszínen végzett egyensúlyozás három kísérletének átlagai kerültek statisztikai elemzésre.

A statisztikai analízis során a mért és kiszámított változókra átlagokat és szórásokat számoltunk. Minden adatot ellenőriztünk normalitás szempontjából (Shapiro-Wilk teszt). Azokat a változókat, amelyek nem mutattak normál eloszlást, log transzformációval

normalizáltuk. Az izmok relatív EMG-aktivitását a különböző kondíciók (felszínek) között két szemponos ANOVA-val hasonlítottuk össze, melyben független változó volt az izom (TA, PL, SOL, GastM, VL, VM, BF, GM) és a felszín (sík talaj, TJ domború oldal és TJ sík oldal). A kondíciók (sík talaj, TJ domború oldal és TJ sík oldal) és a testszegmensek (láb, lábszár, comb és medence) közötti interakciók vizsgálatához kétszemponos ANOVA-t alkalmaztunk a lineáris gyorsulás és a szegmentális kitérések adatainál, amelyeket frontális és szagittális síkban rögzítettünk a 10 s hosszú egyensúlytesztek során. Minden páronkénti összehasonlításnál Bonferroni-korrekción végeztünk. A statisztikai szignifikancia értéke $p = 0,05$ volt.

IV.2. Izomtónus mérése pendulum teszttel

IV.2.1. Vizsgálati személyek

Vizsgálatunkban 15 fő (9 fő férfi, 6 fő nő), egyetemista korú (18-32 éves), egészséges fiatal felnőtt vett részt önkéntesen. Jellemzőiket a 2. táblázat foglalja össze. Beválasztási feltétel a 18 és 35 év közötti életkor volt. Kizárási kritériumként szerepelt a verseny szintű fizikai aktivitás; a fennálló neurológiai betegség; a térd korábbi műtete, sérülése; akut térd probléma, térd fájdalom vagy térd deformitás. Minden résztvevő részletes tájékoztatást kapott a vizsgálat menetéről és céljáról, majd írásos beleegyezésüket adták a részvételükhöz (2.sz. és 3.sz. melléklet). Vizsgálatunkat a Tudományos és Kutatásetikai Bizottság engedélyével végeztük, engedélyszáma: BM/8964-1/2024.

IV.2.2. Mérőeszköz

Vizsgálatunkhoz egy Zebris 3D-s, ultrahang alapú mozgásvizsgáló rendszert használtunk (ZEBRIS, CMS10, Medizintechnik GmbH, Isny, Germany). A berendezés főbb részei: a központi mérőegység, 3-3 ultrahang kibocsátó fej, az elektromiográf, az ultrahangot felfogó, 5 mm átmérőjű kinematikai markerek (UH mikrofonok), a számítógép és a hozzá tartozó WinData szoftver (Zebris Company), Windows 7-en (Microsoft, Redmond). A fejek által kibocsátott jelet a markerek érzékelték, a gép rögzítette és ebből határozta meg a markerek térbeli helyzetét 3 dimenzióban. A fejek által kibocsátott jel és a markerek érzékelése közti idő és az ultrahang terjedési sebessége ismeretében az eszköz meghatározza a marker és az egyes fejek távolságát (az ultrahang terjedési sebessége és az eltelt idő szorzatával). Egy adott pont három másik ponttól való távolságának ismerete egyértelműen meghatározza az adott pont térbeli helyét. A berendezés alkalmas az izomaktivitás és a kinematikai adatok egyidejű rögzítésére, 8-8 csatornán.

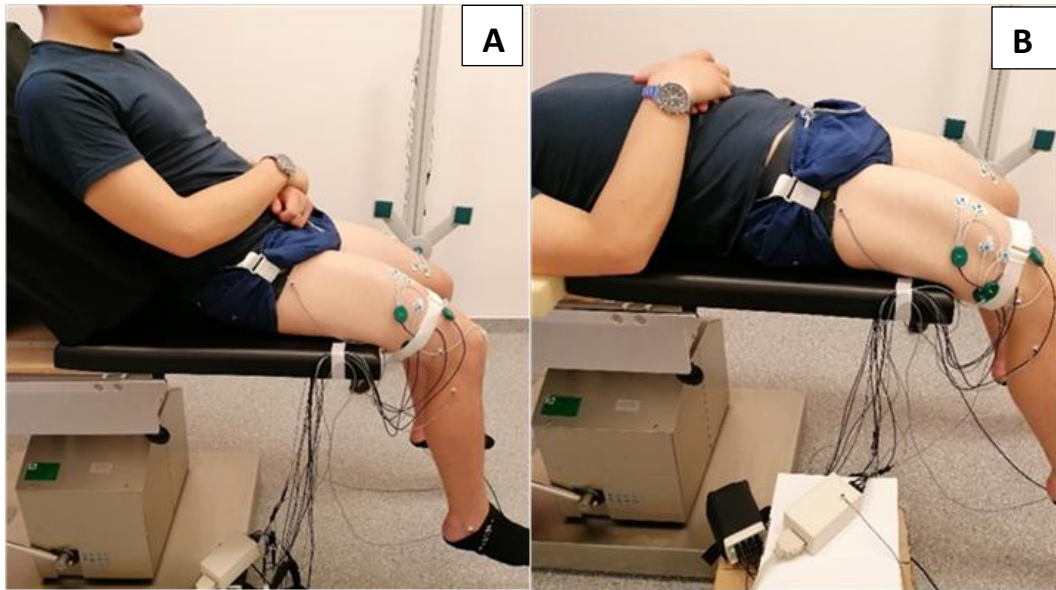
2. táblázat: A vizsgálati személyek jellemzői

Résztevő	Életkor (év)	Lábszár hossz jobb/bal (cm)	M-Ashworth skála jobb/bal avgt.	Végtag dominancia
1	21	45/45	0/0	jobb
2	22	36.5/36	0/0	jobb
3	22	40/40	0/0	jobb
4	25	36/36	0/0	jobb
5	32	36.5/36.5	0/0	jobb
6	23	36.5/36	0/0	jobb
7	24	40/40	0/0	jobb
8	21	40/40	0/0	jobb
9	19	46/46	0/0	jobb
10	21	45/44,5	0/0	bal
11	23	49/49	0/0	jobb
12	21	45,5/46	0/0	jobb
13	26	41/41	0/0	jobb
14	21	46/46	1/1	jobb
15	27	46/45,5	0/0	jobb
átlag±SD	23,2±3,15	41,9±4,2/41,8±5,07		

M-Ashworth skálaérték 0: Nincs izomtónus növekedés; M-Ashworth skálaérték 1: Csekély tónusfokozódás

IV.2.3. Mérési protokoll

A pendulum tesztet megelőzően, összegyűjtöttük a résztvevők vizsgálatához szükséges adatait, amibe beletartozott az életkor, a végtagdominancia és a lábszárhossz, majd a módosított Ashworth skála segítségével meghatároztuk a térd extenzor izmanak izomtónusát (1. táblázat). Ehhez a résztvevők hason fekvő helyzetben helyezkedtek el egy vizsgáló asztalon, majd teljes térd extenziós helyzetből a vizsgáló a felmérendő végtagot maximális térd flexiós helyzetbe hozta egy másodperc időtartam alatt. Eközben megfigyelte, majd értékelte a végtag ellenállását a passzív mozgatással szemben (Bohannon és Smith, 1987). A végtagdominancia meghatározásánál azt a végtagot jelöltük dominánsnak, amellyel a résztvevő, saját bevallása szerint a labdát rúgni szokta. Van Melick és munkatársai (2017) kutatásában azt találta, hogy a labdát rúgó alsó végtag 100%-os egyezést mutat a saját bevallás szerinti és a vizsgálattal is kimutatott domináns oldallal nőknél és férfiaknál egyaránt. A lábszárhossz mérésére ülő helyzetben került sor (talpak a talajon, térd és boka ízületek 90 fokos hajlított helyzetben), a fibula fej és a talp közötti távolságot mértük mérőszalaggal.



7. ábra: A vizsgálatban résztvevő pozíciói a pendulum teszt alkalmazásakor. (A): 45°-os félülő helyzetben, (B): háton fekvő helyzetben

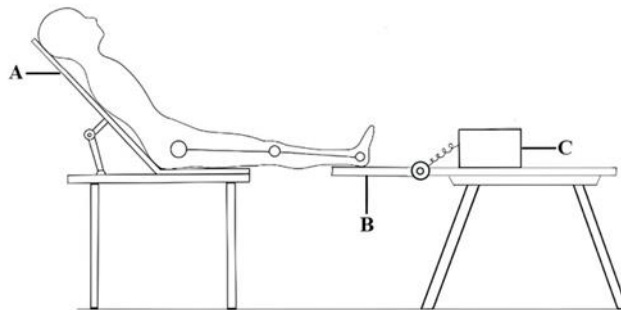
Minden vizsgálati személy, a mozgást nem akadályozó, laza rövidnadrágban és meztláb vett részt a mérésen. Négy-négy Zebris markert helyeztünk el a végtagok laterális oldalán: a malleolus lateralis-on, a fibula fején, a femur lateralis epicondylus-án és a trochanter major-on. A felületi elektrodákat négy combizomra tettük, a SENIAM ajánlása szerinti pozíciókba (www.seniam.org): m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris. Előtte a bőrterületet szükség szerint borotváltuk és alkohollal áttöröltük. Egyszerhasználatos, Ag/AgCl elektrodákat használtunk, a referencia elektróda a patellára került. A pendulum teszthez a résztvevők egy mozgatható háttámlájú kezelőasztalon helyezkedtek el, előbb 45 fokos félülő helyzetben, majd háton fekvő helyzetben (7. ábra). Az asztal széle, a térdhajlattól 10 cm-re volt, így nem akadályozta a lábszár szabad lengőmozgását a teszt során. A résztvevőket felszólítottuk, hogy teljesen lazítsák el a vizsgálandó alsó végtagjukat és akaratlagos mozgást ne végezzenek a teszt ideje alatt. Az EMG jelek alapján tudtuk ellenőrizni, hogy a quadriceps femoris izom teljesen relaxált állapotban van-e a teszt indításakor. Az EMG aktivitást 900 Hz-vel mintavételeztük.

A tesztet két indítási móddal (a,b), háton fekvő – és félülő helyzetben, a domináns és a nem-domináns végtaggal, így összesen nyolc kondícióban végeztettük és elemeztük.

- a) *Vizsgáló általi indításmód:* a vizsgáló kezébe fogja a résztvevő bokáját, majd a lábszár megemelésével teljes extenzióba hozza a térdízületet, de a végtagot nem emeli el a

kezelőasztalról. Felszólítja az személyt a teljes lazításra, majd váratlanul elengedi a végtagot, mely ezután szabadon leng.

- b) *Automata indításmód*: a résztvevő bokája egy lábtartó falemezen (38 cm x 34 cm) nyugszik, mely csuklópántokkal kapcsolódik egy stabil asztalhoz. Térdízülete teljes extenzióban van, combja felfekszik a kezelőasztalra. Amikor a lábtartó zárt, egy erős elektromágnes tartja vízszintes helyzetben. Az izmok ellazítása után, amikor a vizsgáló készenléti jelzést küld a vezérlőegységnek, az 5-15 másodperc közötti, véletlenszerűen megválasztott időpontban kikapcsolja az elektromágnesset, így a lábtartó váratlan lecsapódása indítja a tesztet (8. ábra).



8. ábra: A pendulum teszt vizsgálati beállítása automata indítási mód alkalmazásakor. (A): állítható háttámla 45°-os fülülő helyzetben, (B): elektromágnessel rögzített lábtartó, (C): vezérlőegység

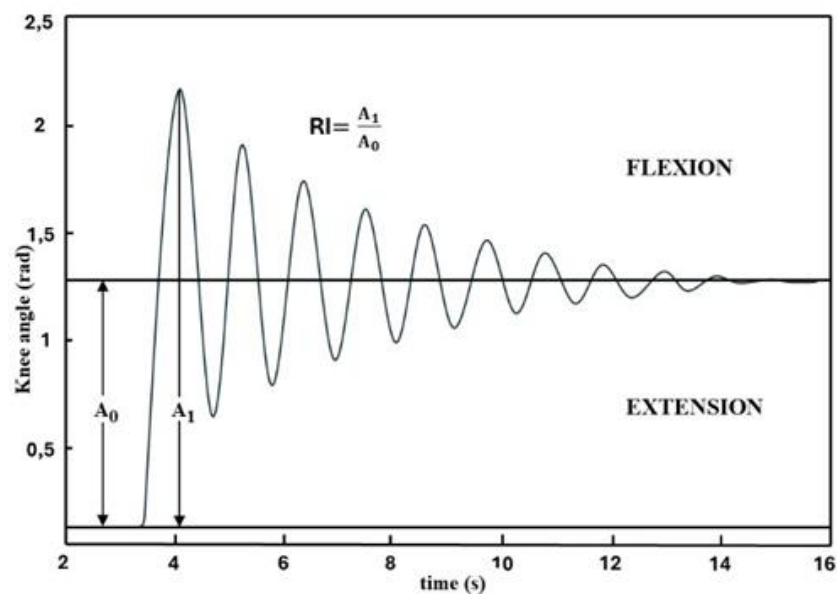
A résztvevők három próbát végeztek minden kondícióban, a próbák között öt másodperc, a kondíciók között pedig öt perc pihenő volt.

IV.2.4. Adatfeldolgozás, statisztika

A központi mérőegység 50 Hz mintavételi frekvenciával gyűjtötte a kinematikai markerek helyzetének adatait, melyeket sajátfejlesztésű MATLAB programmal (The MathWorks, Natick, MA) és Python software-rel (Python Software Foundation, Wilmington, DE, USA) dolgoztunk fel. A térdhajlásszögek trigonometriai egyenletekkel kerültek kiszámításra. A nyers marker adatokból minden koordinátára kiszűrtük azokat a pontokat, amelyek a megelőző kettő vagy a következő kettő, vagy a két szomszédos pontra illesztett egyenestől legalább 15 mm-nél távolabb volt. Ezt követően a comb és a lábszár közti hajlásszöget a felső kettő és az alsó kettő marker által meghatározott vektorok skalárszorzatából határoztuk meg. Vizuális

felülvizsgálatot követően, az így kapott hajlásszög-idő grafikonon a szélsőértékeket (lokális minimumokat és maximumokat) úgy kaptuk meg, hogy az algoritmus először megkereste a hajlásszög minimumot (ahol a 0-a teljesen extendált térdet jelenti), majd ezt követően a pontok maximumát, majd minimumát és így tovább. Az így kapott csúcsokat addig tekintettük a lengés részének, amíg a két szomszédos csúcs közötti hajlásszög különbség nagyobb, mint az első maximum és minimum hajlásszög különbség 3 százaléka. Az így kapott csúcsok számának a fele adta meg az oszcillációk számát, azaz a lengésszámot.

A relaxációs index (RI) kifejezi, hogy hogyan aránylik az első térd flexió hajlásszöge, a kezdeti hajlásszög és nyugalmi (végső) hajlásszög különbségéhez (Bajd és Vodovnik 1984). Az index, számos tanulmány szerint megbízhatóan jelzi a spaszticitást (Brown et al. 1988, Robinson et al. 1988, Jamshidi és Smith 1996), értéke egészséges izomzat esetén 1.6 vagy annál nagyobb (Bajd és Vodovnik 1984) (9. ábra).



9. ábra: A térd szögváltozásai a pendulum teszt során, a 14. számú résztvevő nem-domináns végtagjánál, vizsgáló általi elengedéssel, félülő helyzetben. A teljesen extendált térdizület jelenti a 0 fokot. RI: relaxációs index, A0: amplitudó a kezdeti és a nyugalmi hajlásszög között, A1: amplitudó az első térd flexió hajlásszöge és a nyugalmi hajlásszög között

Az adatok statisztikai elemzéséhez SPSS Statistics (Version 29) szoftvert használtunk. Az adatok normál eloszlását Shapiro-Wilk teszttel ellenőriztük. Azokon az adatsorokon, melyek

normál eloszlást mutattak ($p > 0,05$) páros t-próbát, azokon, amelyek nem voltak normál eloszlásúak ($p \leq 0,05$) Wilcoxon tesztet alkalmaztunk. Összehasonlítottuk a két vizsgálati helyzet, a domináns és nem-domináns végtag, valamint a két teszt indítási mód adatait. A szignifikancia szint $p=0.05$ volt. A lengésszámok és a relaxációs indexek közötti összefüggések értékeléséhez Pearson és Spearman korrelációs együtthatókat számoltunk az adatok eloszlásának jellemzői alapján. Pearson korrelációs együtthatót használtunk azokra az adathalmazokra, amelyek normál eloszlást követtek ($p > 0,05$) és Spearman rangkorrelációs együtthatót azoknál az adathalmazoknál, amelyek nem követték a normál eloszlást ($p \leq 0,05$). A hatásnagyság meghatározására Cohen d értékeket számoltunk a lengésszámok és a RI értékek vizsgált kondíciók közötti különbségeinek meghatározásához. A kapott értékeket alacsony (0,2–0,49), mérsékelt (0,5–0,8) vagy erős ($> 0,8$) kategóriákba soroltuk. Minden elemzést az SPSS Statistics (29. verzió) segítségével végeztünk, és a szignifikancia küszöbértékét $p \leq 0,05$ -ben állapítottuk meg.

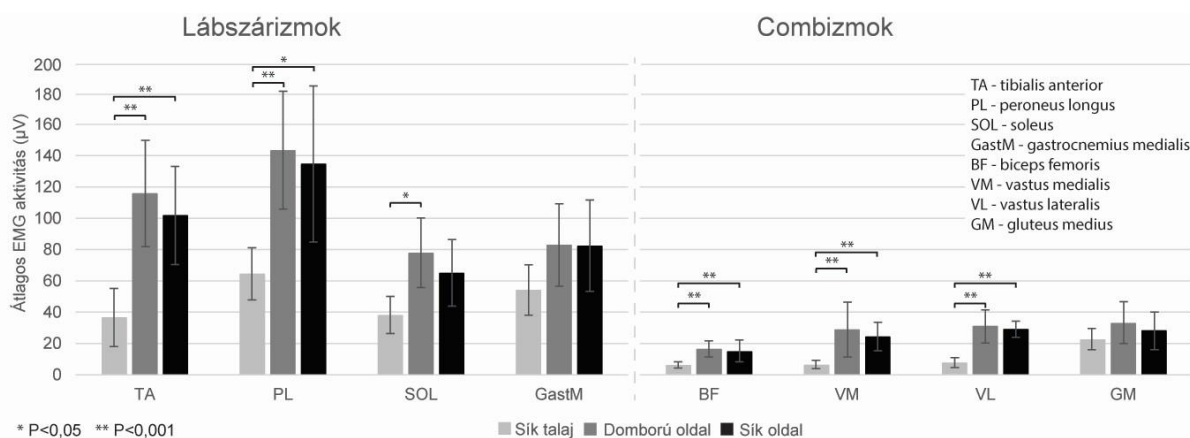
A statisztikai elemzés elvégzése érdekében, a különböző vizsgálati feltételpárok összehasonlításába különböző számú kísérlet került be, mivel egyes kísérletek mérési hibák miatt kizárásra kerültek.

V. EREDMÉNYEK

V.1. Egy lábon történő egyensúlyozás a Togu Jumper két oldalán

V.1.1. EMG eredmények

Az izmok elektromos aktivitásában, szignifikáns főhatást találtunk a felületre ($F = 123.69$, $p < 0.001$) és az izomra ($F = 69.87$, $p < 0.001$), szignifikáns felület-izom interakcióval ($F = 13.18$, $p < 0.001$). A főhatás *post-hoc* tesztje szerint az izmok elektromos aktivitása magasabb volt, amikor a TJ bármelyik oldalán történt az egyensúlyozás, mint amikor a sík talajon ($p < 0.001$), ha az izmok elektromos aktivitását összegeztük egy-egy kondícióban belül, de nem volt az EMG-ben különbség a TJ két oldalán történő egyensúlyozásokat összevetve ($p = 0.230$). A felület-izom interakció *post hoc* tesztje alapján elmondható, hogy a GM és a GastM izmok aktivitása nem különbözött a három kondícióban és a SOL izom aktivitása nagyobb volt a TJ domború oldalán, mint a TJ sík oldalán ($p = 0.009$). A többi izom magasabb elektromos aktivitást mutatott a TJ kondíciókban, mint a sík talajon, de nem volt köztük különbség, amikor a TJ oldalait hasonlítottuk össze (10. ábra).

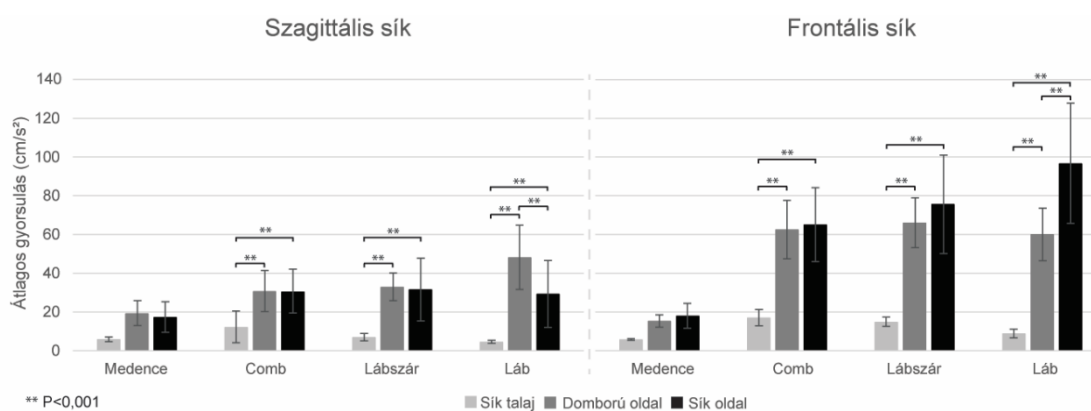


10. ábra: Átlagos EMG aktivitás (átlag±SD) három kondícióban (sík talaj, Togu Jumper domború oldal, Togu Jumper sík oldal), lábszár és comb izmoknál, 10 s -ig tartó, egy lábás egyensúlyozás során. Statisztikailag szignifikáns különbségek: *($p < 0.05$), **($p < 0.001$).

V.1.2. Kinematikai eredmények

V.1.2.1. Lineáris gyorsulás

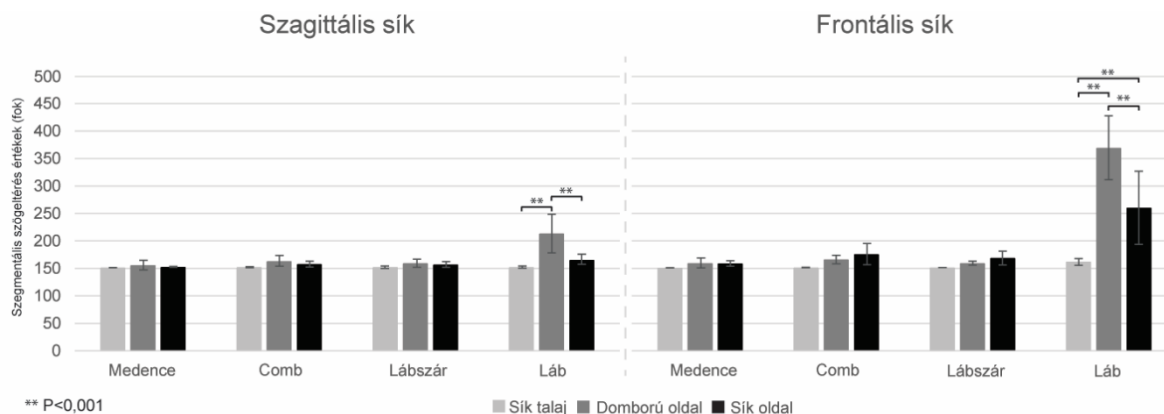
A statisztikai elemzés után főhatást találtunk a felületre frontális síkban ($F = 72.38$, $p < 0.001$) és szagittális síkban ($F = 107.47$, $p < 0.001$), valamint a szegmensre frontális síkban ($F = 43.37$, $p < 0.001$) és szagittális síkban ($F = 24.11$, $p < 0.001$). Ezenfelül szignifikáns felület-szegmens interakciót észleltünk mind frontális ($F = 30.17$, $p < 0.001$), mind szagittális síkban ($F = 17.64$, $p < 0.001$). A post hoc teszt szerint a láb gyorsulása szignifikánsan különbözött a három kondícióban ($p < 0.001$), mindkét sík esetén. Szagittális síkban a legnagyobb a TJ domború oldalán, míg a legkisebb a sík taljon volt. Frontális síkban a legnagyobb a TJ sík oldalán és legkisebb szintén a sík talaj kondícióban volt. A lábszár és a comb szegmenseknél, mindkét síkban, mindkét TJ oldalon nagyobb gyorsulást találtunk, mint a sík talajon, de nem volt különbség a TJ domború és sík oldala között. Nem találtunk különbséget a gyorsulás értékeiben a medence szegmensnél, a három kondíciót összevetve, egyik sík esetén sem (minden $p > 0.05$) (11. ábra).



11. ábra: Átlagos lineáris gyorsulás (átlag \pm SD) három kondícióban (sík talaj, Togu Jumper domború oldal, Togu Jumper sík oldal) végzett egy lábás, 10 s idejű egyensúlyozás közben, az alsó végtag szegmenseinél, frontális és szagittális síkban. A jelölt szignifikancia szint: $** (p < 0.001)$.

V.1.2.2. Szegmentális orientációs szögváltozás

A szegmentális orientációs szögváltozásban szignifikáns főhatást találtunk a felszínre, mindkét síkban (frontális sík: $F = 66.92$, $p < 0.001$, szagittális sík: $F = 20.01$, $p < 0.001$) és szignifikáns felület-szegmens interakciót (frontális sík: $F = 51.54$, $p < 0.001$, szagittális sík: $F = 5.12$, $p < 0.001$). A láb szegmens esetén, frontális síkban a *post hoc* teszt szerint szignifikáns különbség volt a szegmentális orientációs szögváltozásban mindhárom kondíció között ($p < 0.001$), szagittális síkban pedig a szegmentális orientációs szögváltozás nagyobb volt a TJ domború oldalán történő egyensúlyozáskor, mint a két másik kondícióban ($p < 0.001$) és nem volt különbség a sík talaj és a TJ sík oldala között ($p = 0.260$). Nem tapasztaltunk szignifikáns különbséget a három kondícióban mért szegmentális orientációs szögváltozások között egyik síkban sem, a lábszár, a comb és a medence szegmensek esetén (minden $p > 0.05$) (12. ábra).



12.ábra: Átlagos szegmentális szögváltozás (átlag±SD) három kondícióban (sík talaj, Togu Jumper domború oldal, Togu Jumper sík oldal) végzett egylábas, 10 s idejű egyensúlyozás közben, az alsó végtag szegmenseinél (medence, comb, lábszár, láb), szagittális és frontális síkban. A jelölt szignifikancia szint: ** ($p < 0.001$).

V.2. Izomtónus mérése pendulum teszttel

V.2.1. Lengésszám eredmények

A statisztikai elemzések alapján, félülő és a háton fekvő helyzetben mért lengésszámok összehasonlításakor (3. táblázat), vizsgáló általi elengedés esetén, nem találtunk szignifikáns különbséget a domináns végtagonál, de a nem-dominánsnál a lengésszám magasabb volt félülő helyzetben, mint fekvő helyzetben, viszont csak megközelítőleg szignifikánsan ($p=0.06$, $p = 0.07$). Automata elengedésmódnál, a lengésszám magasabb volt a nem-domináns végtag esetén félülő helyzetben, mint fekvő helyzetben ($p = 0.03$), mely a quadriceps femoris izom, fekvő helyzetben megjelenő magasabb izomtónusára utal.

3. táblázat: A pendulum teszt lengésszámainak átlaga a két vizsgált testhelyzetben. (Az összes személy minden próbájának átlaga) Az (n) a próbák száma, a (d) a Cohen-féle hatásnagyság-érték, a (†) Wilcoxon tesztet alkalmazva, (#) páros t-próbát alkalmazva (*): $p < 0,05$; ("): marginálisan szignifikáns.

Kondíciók	Fekvő helyzet Átlagos lengésszám ± SD	Félülő helyzet Átlagos lengésszám ± SD	p	d	n
†Kézi indítás, domináns végtag	6,17±1,8	6,71±1,9	0.06"	0,001	32
#Kézi indítás, nem domináns végtag	6,66± 1,9	7,1±1,6	0.07"	0,31	33
†Automata indítás, domináns végtag	6,21±1,8	6,48±1,7	0.2	0,22	32
#Automata indítás, nem domináns végtag	6,68±2	7,04±1,8	0.03*	0,36	35

Összehasonlítva a domináns és nem-domináns oldali alsó végtag lengésszámait (4. táblázat), azt találtuk, hogy a nem-domináns oldalon automata elengedésmód esetén mindkét testhelyzetben szignifikánsan magasabb lengésszámokat mértünk, mint a domináns oldalon ($p = 0.009$, $p < 0.001$) és ugyanilyen eltérést kaptunk a vizsgáló általi elengedésmódnál, háton fekvő helyzetben ($p < 0.001$). Ezek az eredmények a domináns oldali quadriceps izom magasabb tónusát jelzik a nem-dominánshoz képest.

4. táblázat: A pendulum teszt lengésszámainak átlaga a domináns és a nem-domináns alsó végtagoknál. (Az összes személy minden próbájának átlaga) Az (n) a próbák száma, a (d) a Cohen-féle hatásnagyság-érték, a (†) Wilcoxon tesztet alkalmazva, (#) páros t-próbát alkalmazva (*): $p < 0,05$

Kondíciók	Domináns végtag Átlagos lengésszám \pm SD	Nem domináns végtag Átlagos lengésszám \pm SD	P	d	n
†Kézi indítás, fekvő helyzet	6.08 \pm 1,7	6.65 \pm 1,7	<0.001*	0,56	35
#Kézi indítás, félülő helyzet	6.71 \pm 2	7.11 \pm 1,1	0.09	0,28	35
†Automata indítás, fekvő helyzet	6.23 \pm 1,8	6.76 \pm 2	0.009*	0,44	34
†Automata indítás, félülő helyzet	6.33 \pm 1,7	7.08 \pm 1,7	<0.001*	0,62	34

A vizsgáló általi (kézi) elengedésmódban mért lengésszámokat összehasonlítva az automata elengedésmód lengésszámaival (5. táblázat), azt az eredményt kaptuk, hogy nincs szignifikáns különbség közöttük egyik teszt-kondícióban sem.

5. táblázat: A pendulum teszt lengésszámainak átlaga a vizsgáló általi (kézi) és az automata indításmódban. (Az összes személy minden próbájának átlaga) Az (n) a próbák száma, a (d) a Cohen-féle hatásnagyság-érték, a (P) Wilcoxon tesztet alkalmazva, (#) páros t-próbát alkalmazva (*): $p < 0,05$

Kondíciók	Kézi elengedés Átlagos lengésszám \pm SD	Automata elengedés Átlagos lengésszám \pm SD	P	d	n
†Fekvő helyzet, domináns végtag	6.39 \pm 1,8	6.21 \pm 1,8	0.24	0,2	33
#Fekvő helyzet, nem domináns végtag	6.64 \pm 1,8	6.47 \pm 1,8	0.4	0,14	35
#Félülő helyzet, domináns végtag	6.76 \pm 2	6.44 \pm 1,6	0.13	0,26	34
#Félülő helyzet, nem domináns végtag	7.15 \pm 1,8	7 \pm 1,7	0.4	0,14	36

V.2.2. Relaxációs index eredmények

A fülülő és az ülő helyzetben számolt RI eredmények összehasonlításakor (6. táblázat) azt kaptuk, hogy nincs szignifikáns különbség közöttük a vizsgáló általi elengedésmód esetén, de automata indításmódnál az RI értékek háton fekvő helyzetben alacsonyabbak voltak, mint fülülő helyzetben a domináns ($p = 0.005$) és a nem-domináns ($p < 0.001$) végtag esetén is, mely megerősíti a magasabb quadriceps femoris izomtónus meglétét, háton fekvő helyzetben.

6. táblázat: A pendulum teszt relaxációs indexének (RI) átlaga a két vizsgált testhelyzetben. (Az összes személy minden próbájának átlaga) Az (n) a próbák száma, a (d) a Cohen-féle hatásnagyság-érték, a (†) Wilcoxon tesztet alkalmazva, (#) páros t-próbát alkalmazva (*): $p < 0,05$

Kondíciók	Fekvő helyzet Relaxációs index ± SD	Fülülő helyzet Relaxációs index ± SD	p	d	n
†Kézi indítás, domináns végtag	1,8±0,25	1,8± 0,03	0.4	-0,12	34
#Kézi indítás, nem domináns végtag	1,8±0,2	1,75±0,2	0.1	-0,28	34
#Automata indítás, domináns végtag	1,77±0,17	1,86±0,22	0.005*	0,53	31
#Automata indítás, nem domináns végtag	1,74±0,25	1,87±0,3	<0.001*	0,88	37

7. táblázat: A pendulum teszt relaxációs indexének (RI) átlaga a domináns és nem-domináns oldalon. (Az összes személy minden próbájának átlaga) Az (n) a próbák száma, a (d) a Cohen-féle hatásnagyság-érték, a (†)Wilcoxon tesztet alkalmazva, (#) páros t-próbát alkalmazva (*): $p < 0,05$

Kondíciók	Domináns végtag Relaxációs index ± SD	Nem domináns végtag Relaxációs index ± SD	p	d	n
†Kézi indítás, fekvő helyzet	1,88±0,27	1,81±0,23	0.02*	0,39	33
#Kézi indítás, félülő helyzet	1,89 ±2	1,8 ±1,5	0.01*	-0,44	35
†Automata indítás, fekvő helyzet	1,83±0,24	1,75±0,21	0.02*	0,39	35
†Automata indítás, félülő helyzet	1,97±0,48	1,87±0.31	0,04*	0,35	33

Az RI értékek, a domináns és a nem-domináns oldal összehasonlításakor (7. táblázat) szignifikánsan kisebbek voltak a nem-domináns oldalon, mindkét elengedésmód esetén (minden $p < 0.05$). Ezek az eredmények a nem-domináns végtagnál jeleznek nagyobb izomtónust.

8. táblázat: A pendulum teszt relaxációs indexének (RI) átlaga a vizsgálói(kézi) és az automata elengedési módnál. (Az összes személy minden próbájának átlaga) Az (n) a próbák száma, a (d) a Cohen-féle hatásnagyság-érték, a (T) Wilcoxon tesztet alkalmazva, (#) páros t-próbát alkalmazva (*): $p < 0,05$

Kondíciók	Kézi elengedés Relaxációs index± SD	Automata elengedés Relaxációs index± SD	p	d	n
†Fekvő helyzet, domináns végtag	1,86±0,21	1,83±0,25	0,11	-0,27	33
#Fekvő helyzet, nem domináns végtag	1,82±0,22	1,75±0,27	0,01*	0,42	36
#Félülő helyzet, domináns végtag	1,88±0,2	1,98±0,4	0,09	0,23	34
#Félülő helyzet, nem domináns végtag	1,79±0,2	1,89±0,3	0,009*	-0,45	37

A vizsgáló általi (kézi) elengedés RI-jét, összehasonlítva az automata elengedésmódnál számolt relaxációs indexekkel (8. táblázat) a domináns végtagonál nem találtunk szignifikáns különbséget a két elengedésmód között, míg a nem-domináns végtag RI értékeit vizsgálva ellentmondásos eredményt kaptunk, miszerint háton fekvésben, a vizsgáló általi elengedés esetén ($p = 0.01$), félülő helyzetben pedig az automata elengedésmódnál voltak magasabbak az RI értékei ($p = 0.009$).

V.2.3. Korreláció analízis eredmények

A korrelációs együtthatók szignifikáns pozitív korrelációkat mutattak a lengésszámok és a RI értékek között az alábbi kondíciókban: automata elengedésmód, domináns végtag, háton fekvő helyzet ($r = 0,45$, $p < 0,05$); automata elengedésmód, nem domináns végtag, háton fekvő helyzet ($r = 0,35$, $p = 0,05$); és vizsgáló általi elengedésmód, domináns végtag, háton fekvő helyzet ($r = 0,41$, $p < 0,05$). A többi kondíció esetében nem találtunk szignifikáns korrelációkat ($p > 0,05$) a lengések száma és a RI értékek között.

V.2.4. Hatásnagyság vizsgálat eredmények

A hatásnagyságokat az összehasonlított kondíciókban mért pendulum teszt paraméterek közötti különbségek nagyságának meghatározására számítottuk ki. A hatásnagyságot Cohen d-vel értékeltük, mely nagy hatásnagyságot jelzett a RI értékekben a háton fekvő és félülő helyzetek között, automata elengedés módban, a nem domináns végtagon ($d = 0,88$), amely a testhelyzet jelentős hatására enged következtetni ebben a kondícióban. Az összes többi hatásnagyság érték alacsony és mérsékelt tartományába esett (3-8. táblázat).

VI. KÖVETKEZTETÉSEK ÉS MEGBESZÉLÉS

VI.1. Egy lábon történő egyensúlyozás a Togu Jumper két oldalán

Kutatásunk célja volt, hogy megvizsgáljuk az alsó végtag izomaktivitását és kinematikájának egyes paramétereit a TJ két oldalán és a sík talajon történő egylábos egyensúlyozás során. Eredményeink alátámasztották hipotéziseinket, miszerint van különbség az izomaktivásban, a lineáris gyorsulásban és a szegmentális orientációs szögváltozásban a három felszínen kivitelezett egyensúlyozások között. Adataink rávilágítanak, hogy a TJ-en történő egyensúlyozás nagyobb elektromos aktivitást követel a vizsgált izmoktól és a láb kinematikai paramétereit változtatja meg leginkább.

VI.1.1. Az alsó végtagi izmok elektromos aktivitása a különböző felszíneken történő egyensúlyozás során

Eredményeink szerint, a legtöbb lábszár- és combizom nagyobb EMG aktivitást mutatott a TJ bármelyik oldalán való egyensúlyozáskor, mint a sík talajon történő egy lábon állás közben. Az instabil felületek destabilizáló hatása közismert és az is tudott, hogy ezek az eszközök befolyásolják a talp mechanoreceptoraiából jövő szomatoszenzoros információkat (Wu és Chiang, 1997). Emiatt az egyensúly megtartása instabil felületeken nagyobb elektromos izomaktivitást követel a testtartást biztosító izmoktól és ezek közé tartoznak az alsó végtag izmai is (Fransson et al., 2007).

Nem találtunk szignifikáns különbséget az izmok elektromos aktivitásában a TJ két oldala között, egylábos egyensúlyozásnál. Egy korábbi kutatás során négy különböző egylábos egyensúlyozási kondíciót hasonlítottak össze (sík talaj, Airex matrac, billenő deszka és a BOSU domború oldala) és nem találtak szignifikáns különbséget az átlag elektromos izomaktivásban a BOSU domború oldala és a billenő deszka között, de fontos megjegyezni, hogy csupán a peroneus izmok aktivitását vizsgálták (Strom et al., 2016). Eredményünket korábbi kutatások is alátámasztják, ahol nem találtak különbséget a lábszárizmok EMG aktivitásában, amikor a BOSU két oldalán történő egyensúlyozást vizsgálták (Laudner és Koschnitzky, 2010) vagy ahol Airex matracon és billenő deszkán egyensúlyozók elektromos izomaktivitását hasonlították össze (DeRidder et al., 2015). Ellenben, Wolburg és munkatársai (2016) vizsgálatukban négy lábszárizom és négy combizom elektromos aktivitását mérték, miközben vizsgálati személyeik egylábos egyensúlyozást végeztek öt különböző instabil felszínen és megállapították, hogy

szignifikánsan különböztek az EMG értékek az eltérő kondíciókban. Minél puhább és instabilabb volt egy felszín, annál nagyobb volt az izmok elektromos aktivitása az egyensúlyozás közben. Megjegyzendő, hogy ebben a kutatásban csak puha felszíneken történő egyensúlyozásokat hasonlítottak össze és nem alkalmaztak billenő deszka típusú eszközöket. Másrészt, a módszertani különbözőségek is magyarázhatják az eredményeink eltérését egymástól, mivel a Wolburg kutatásban az EMG értékeket minden próbánál a kontroll kondíció átlagértékéhez normalizálták és a kontroll százalékaként fejezték ki, ellenben kutatásunkban a három kondíció átlag EMG értékei kerültek megjelenítésre és összehasonlításra.

Vizsgálatunkban nem találtunk eltérő elektromos izomaktivitást a GM izomnál a három kondíció között. A GM medence (Boren et al., 2011) és térdízületi (Sebesi et al., 2021) stabilizátorként működik, különösen az instabil felületen végzett egy lábás egyensúlyozás és egy lábba történő leérkezés közben. Kutatások szerint, a GM izom megfelelő működése és izomereje szükséges ahhoz, hogy az egyén képes legyen megtartani az egyensúlyát az egy lábás, dinamikus mozgások során (DiMattia et al., 2005). Annak ellenére, hogy a GM-nak fontos szerepe van a stabilizációban, az izom erejének növeléséhez az egyensúlyozó eszközökön végzett gyakorlatok nem bizonyulnak olyan hatékonynak, mint a csípőízületi abductor-ok erősítő edzése (Leavey et al., 2010). Csak néhány tanulmány foglalkozott a GM elektromos izomaktivitásával instabil felszínen végzett, egy lábás egyensúlyozás közben (Croft et al., 2008; Pfusterschmied et al., 2013) és azt az eredményt kapták, hogy a nagy instabilitású felszínen történő egyensúlyozás nem követel nagyobb elektromos aktivitást a GM-tól, mint ha kevésbé instabil felületen vagy sík talajon folyik az egy lábba állás. Ez a megállapítás alátámasztja vizsgálatunk eredményét. Korábbi kutatásokban arról számoltak be, hogy a proximális, azaz törzshöz közelebbi alsó végtag ízületeknek, - mint amilyen a térdízület és a csípőízület – fontos szerepük van azoknál az egy lábba egyensúlyozásoknál, amikor nehezebb, nagy kihívást jelentő dinamikus gyakorlatokat és instabil eszközöket alkalmaztak (Riemann et al., 2003; Pfusterschmied et al., 2013). Az is elmondható, hogy ezeknél a vizsgálatoknál a csípőízület szignifikáns kinematikai változásait az ízületet mozgató izmok közül csak a BF izom emelkedett elektromos aktivitása kísérte (Pfusterschmied et al., 2013). Eredményeink szerint, a GM bár fontos szerepet játszik az egyensúlyozásnál, de a TJ-en végzett egy lábba egyensúlyozás nem jelent olyan nagy kihívást az izom számára, hogy az, az elektromos izomaktivitásában szignifikáns eltérést hozzon létre.

Az egy lábba történő egyensúlyozás során, kutatásunk eredménye szerint, a GastM izom elektromos aktivitása nem különbözött a három felszín között. A m. triceps surae izom három

feje (m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. soleus) agonistaként működik, de ennek ellenére több szempontból is különböznek. A GastM egy felszínes és biartikuláris (két ízületen áthaladó) izom, így plantar flexiós nyomatóka függ a térd helyzetétől is. Jelentős részben (~ 52%) tartalmaz gyors izomrostokat (Johnson et al., 1973; Buchtal és Schmalbruch, 1980), de az izomorsók előfordulási sűrűsége kisebb, mint a SOL-ban (Tucker és Tucker, 2004; Banks, 2006). Vizsgálatok alapján, a GastM időszakosan aktív az egyensúlyozás közben és ilyenkor az elsődleges funkciója a nagyobb kilengések, egyensúlyzavarok csökkentése, javítása (Ward et al., 2009; Héroux et al., 2014). A fenti megállapítások magyarázatot adhatnak az általunk kapott GastM izomaktivitás eredményekre és rávilágítanak, hogy a három vizsgált felszínen az egy lábon állás, nem okozott olyan nagy egyensúlyzavart, mely a GastM izom elektromos aktivitásában is szignifikáns eltérést okozott volna.

Vizsgálatunk eredményeként kaptuk, hogy a SOL elektromos aktivitása szignifikánsan magasabb volt a TJ domború, puha oldalán való egyensúlyozás esetén, mint a kemény, sík talajon. Ha viszont a TJ sík oldalán történő egyensúlyozást hasonlítottuk össze a sík talajon végzettel, akkor nem kaptunk különbséget ezen oldalak kondíciói között az SOL EMG aktivitásában. Ez részben összhangban van korábbi kutatások eredményeivel, melyeknél azt tapasztalták, hogy a SOL elektromos aktivitása nagyobb volt a puha instabil felületeknél, mint kemény, síkfelülettel rendelkező egyensúlyi eszközökön és a sík talajon, a rajtuk történő egyensúlyozás esetén (Borreani et al., 2014; Alfuth és Gomoll, 2018). Ezzel ellentétben, Cimadoro és munkatársai (2013) nagyobb SOL elektromos aktivitást találtak olyan egy lábás egyensúlyozások esetén, amikor sík, kemény felszínű billenő deszkát használtak és ezt hasonlították össze a sík talajon végzett egyensúlyozással. Ezek a billenő deszkák viszont más felépítésűek voltak, mint a TJ és nagyon magas instabilitási szinttel rendelkeztek, mely magyarázatot adhat eredményeink különbözőségére. A GastM-al ellentétben, a SOL egy relatíve nagy, mélyen elhelyezkedő izom a vádli izomzatában (Cohen, 2009) és szinte állandóan aktív az egyensúlyozás folyamán (Joseph et al., 1955). Nagyobb részben (~ 88%) lassú izomrostok alkotják (Johnson et al., 1973), melyek lehetővé teszik, hogy az izom hosszú ideig képes összehúzódott állapotban maradni (Power és Howley, 2012). A SOL-ban nagyon sok izomorsó található, ezért fontos az izom mozgásérzékelő funkciója (Banks, 2006), emiatt kulcsszerepe van a testtartás kontrolljában és stabilizációjában. Ezek után elmondható, hogy a triceps surae ezen feje jobban igénybe van véve az egyensúlyozások közben, mint a GastM fej. Alfuth és Gomoll (2018) megállapították, hogy a SOL számára a legnagyobb kihívást az a helyzet jelenti, amikor a láb plantar flexióban egy puha felületbe süllyed és az előláb instabillá

válí. A fentiek, arra engednek következtetni, hogy a SOL számára nagy kihívást jelentő puha felületen történő egyensúlyozás nagyobb elektromos izomaktivitást eredményez az izomnál, míg a TJ sík felületén történő egy lábás egyensúlyozás nem aktivizálja jobban, mint a sík talajon történő egy láb on állás. A SOL-nál, elektromos izomaktivitás szempontjából nincs különbség a TJ két oldala között egy lábás egyensúlyozásnál, de ha kimondottan a SOL izom erősítése a cél, akkor a TJ domború oldalának használata javasolt.

VI.1.2. A kinematikai paraméterek változása a különböző felszíneken történő egyensúlyozás során

Számos paramétert használtak már korábbi kutatásokban az egy lábás egyensúlyozás kinematikájának bemutatására, mint például az alsó végtag ízületeinek szögsebessége (Pfusterschmied et al., 2013), a térdízület szöge (Alfuth és Gomoll, 2018), a mozgásterjedelem változásai, a csúcsebesség, a boka irányváltásai (Strom et al., 2016) és a nyomásközéppont változásai (Cimadoro et al., 2013; Liu et al., 2012; Wohlburg et al., 2016; Croft et al., 2008). Jelen vizsgálatban, az alsó végtag szegmensek (láb, lábszár, comb, medence) lineáris gyorsulás és szegmentális szögeltérés paramétereivel számszerűsítettük az egyensúlyozás kinematikáját, frontális és szagittális síkokban, különböző instabil felületeken végbemenő, egy lábás egyensúlyozás közben.

A lineáris gyorsulás mérésekor azt találtuk, hogy ez a paraméter nagyobb volt a lábszárnál és a combnál a TJ bármely oldalán állva, mint a sík talajon való egy láb on állás esetén. A medence gyorsulásában viszont nem kaptunk különbséget a három kondíció között, mely arra enged következtetni, hogy bár a TJ-en az egy lábás egyensúlyozás gyors mozgásokra készíteti a disztálisabb (comb, lábszár) végtagsegmenseket, de nem változtatja meg a medence gyorsulását a sík talajon álláshoz képest. Ezt alátámasztják azok az EMG értékeink, melyek azt mutatták, hogy nincs különbség a GM elektromos aktivitásában a három vizsgált kondíció között. Korábbi kutatásoknál azt tapasztalták, hogy összevetve az egy láb on történő egyensúlyozást sík talajon és instabil felszíneken, a nyomásközéppont kontrollja inkább a bokaízületre hárult, mint a térd és a csípőízületre és meglátásuk szerint, ezen két utóbbi ízületnek lényegesebb szerepe van a nagyobb kihívást jelentő, dinamikusabb egyensúlyozásokban (Riemann et al., 2003; Croft et al., 2008), mint amilyeneket az alátámasztás nélküli eszközök, pl. egyensúlyozó kötelek igényelnek (Pfusterschmied et al., 2013). A fentiek alapján megállapítható, hogy az egy lábás egyensúlyozás a TJ egyik oldalán sem jelent nagyobb kihívást sem a térd-, sem a csípőízület számára a sík talajon való

egyensúlyozáshoz képest és hogy a medence régiót célzó egyensúly tréningekhez érdemes nagy instabilitású eszközöket és/vagy dinamikus egyensúlyi gyakorlatokat alkalmazni.

Vizsgálatunk során azt tapasztaltuk, hogy a láb szegmens gyorsulása, a TJ domború oldalán történő egyensúlyozáskor nagyobb volt szagittális síkban (flexió-extenzió), mint frontális síkban (everzió-inverzió), de a TJ sík oldalán állva a láb gyorsulása fordítva, a frontális síkban volt nagyobb. Az eltérő kinematikai eredmények magyarázata lehet az, hogy a puha felületbe a láb belesüllyed és ez megnyújtja, kifeszíti a talpi bőnyét, míg a TJ sík oldalán ez a jelenség nem következhet be, így a talpi bőnye megtartja normál feszességét. A talpi bőnyének fontos szerepe van a testtartás szenzomotoros szabályozásában, álló helyzetben (Erdemir et al., 2004; Stecco et al., 2013) és az átmeneti feszülés növekedés a fasciákban, kötőszövetes lemezekben képes fokozni a fasciák propriocepciós folyamatait és a hozzájuk kapcsolódó izomaktivitást (Schleip et al., 2005). Mindezzel párhuzamba vonhatók vizsgálatunk EMG eredményei, melyek szerint a TJ domború oldalán nagyobb SOL elektromos aktivitást találtunk, mely alátámaszthatja a gyorsabb flexiós-extenziós mozgások jelenlétét. A TJ sík oldalán a talpi bőnye nem feszül ki olyan nagy mértékben és a SOL elektromos aktivitása sem emelkedett, így egy másik mechanizmussal, a gyors everziós-inverziós mozgásokkal képes a vizsgált személy az egyensúlyát fenntartani.

Vizsgáltuk az egyensúlyozás ideje alatt fellépő szegmentális szögváltozásokat annak érdekében, hogy számszerűsítsük a szegmentumok mozgását a boka-, a térd- és a csípőízület körül. A felszín sem frontális, sem szagittális síkban nem befolyásolta a szegmentális szögváltozást a lábszár, a comb és a medence szegmensek esetén. A hasonló vizsgálatok többsége ízületi szögeket, irányváltásokat és mozgásterjedelmet mér (Blackburn et al., 2003; Pusterschmied et al., 2013; Alfuth és Gomoll et al., 2018) és tudomásunk szerint kutatásunk elsőként mérte a szegmentális szögváltozást az egy lábon történő egyensúlyozás folyamán, a TJ két oldalán. Fransson és munkatársai (2007) azt találták, hogy a nehezebb feladatok nagyobb mozgást idéznek elő a térdízületben, mint a csípőízületben. A térdízület kinematikája változhat a különböző stabilitású egyensúlyozó felületeken (Pusterschmied et al., 2013). A térd korrigáló munkája nagyon fontossá válik, amikor az egy lábon történő egyensúlyozás egyre nehezebb lesz (Riemann et al., 2003). A fentiek alapján azt állapítottuk meg, hogy nem volt olyan mértékű eltérés a három felszínen történő egyensúlyozásban, mely a lábszár, comb és medence szegmensek mozgásaiban szignifikáns különbséget okozott volna.

A láb szegmens vizsgálataiban során, frontális síkban szignifikáns különbséget találtunk a szegmentális szögváltozásban mind a három kondíció között és a láb a TJ domború oldalán

mozgott a legtöbbet. Szagittális síkban is a domború oldalon volt a legnagyobb a szegmentális szögváltozás a másik két kondícióhoz hasonlítva, de nem találtunk szignifikáns különbséget a TJ sík oldala és a sík talaj kondíció között. Ezekből az eredményekből következik, hogy a láb mozog a legtöbbet az egylábos egyensúlyozás közben sík talajon és a TJ két oldalán és ezen kondíciók közül a TJ domború oldalán volt a legnagyobb mértékű a mozgása. Korábbi kutatások is alátámasztják ezt a megállapítást, melyekből kiderül, hogy az egyensúlyozás folyamata elsődlegesen a bokaízület által kontrollált folyamat és a csípő és térdízületek csak kevéssé befolyásolják (Williams et al., 2001; Riemann et al., 2003). Eredményeink rávilágítanak arra, hogy ezek a bokaízületi mozgások elsősorban a láb elmozdulásaiból erednek és nem a lábszár kitéréseiből, továbbá, hogy a TJ domború oldalán nehezebb az egyensúlyozás, mint a sík oldalán a lábmozgások mennyiségének tükrében.

Vizsgálatunk alapján az alábbi gyakorlati következtetések vonhatóak le:

- A medence régió proprioceptív tréningjében érdemes a TJ-nél nagyobb kihívást jelentő instabil eszközöket és az egylábos egyensúlyozásnál nehezebb vagy más típusú gyakorlatokat alkalmazni a fejlődés érdekében.
- A TJ mindkét oldala alkalmas comb és lábszár izmok neuromuszkuláris edzésére.
- A lábnál, a TJ két oldalán történő egylábos egyensúlyozás közben különböző a mozgás kinematikája, így a két oldalt megfelelő sorrendben, ill. felváltva használva, azok kiegészíthetik egymás hatását és így hatékonyabban segíthetik az egyensúlyozó képesség javulását, az ízületi sérülések rehabilitációját, valamint prevencióját.

VI.2. Izomtónus mérése pendulum teszttel

Kutatásunk célja volt felmérni, hogy egészségesekeknél van-e hatása a különböző vizsgálati helyzeteknek, a végtagdominanciának és az automata elengedés módnak a pendulum teszt során, az olyan lábszárlengési paraméterre, mint a lengésszám és a lengési paraméterekből számolható, ún. relaxációs indexre. Eredményeink alátámasztották hipotézisünket a végtagdominancia hatásáról és részben az automata elengedés módnak a térdízület kinematikáját befolyásoló hatásáról. Ha viszont, a pendulum tesztet a hagyományos kézi elengedésmóddal végeztük, a két különböző vizsgálati helyzetben mért eredményekben nem találtunk különbséget. A két vizsgálati helyzet lábszárlengési paraméterekre gyakorolt szignifikáns hatása csak az automata elengedésmódnál mutatkozott meg.

VI.2.1. A testhelyzet hatása a quadriceps femoris izom tónusára

Eredményeink azt mutatják, hogy nincs különbség a lengések számában a két testhelyzet között, amikor vizsgáló általi elengedésmódot használtunk. Vannak korábbi kutatások, melyek ezt az eredményt alátámasztják (Brown, 1988; de Azvrdo et al., 2015), de több vizsgálat is megcáfolta (Fleuren et al., 2006; Mayer et al., 2022; Ferreira et al., 2023) és utóbbiak kimutatták a testhelyzet szignifikáns hatását a lábszár lengőmozgására a pendulum teszt során, fiatal felnőttek, stroke-on átesett betegek és gerincvelő sérültek esetén. A testhelyzet elméletileg hatással lehet a passzív lengőmozgásra a pendulum teszt végzésekor (Trompetto et al., 2014; Sheean, 2002), mivel a m. rectus femoris a csípő és a térdízületen is áthalad. Ennek az izomnak a medence helyzetétől függően különböző a nyugalmi hossza, miszerint megnyújtottabb helyzetbe kerül háton fekvésben, mint ülő helyzetben és a megnyújtott helyzetben magasabb az izmok nyújtási-reflex aktivitása (Ashby és Burke, 1971; Burke et al., 1971; Sheean, 2002). Ebből kifolyólag, minél kifejezettebb a különbség az izom nyugalmi hosszában a testhelyzetek között, annál nagyobb különbségre számíthatunk a pendulum teszt kinematikai paramétereiben. Vizsgálatunk, korábbi kutatásoktól eltérő eredménye azzal magyarázható, hogy az említett vizsgálatokban fekvő és ülő testhelyzetben hasonlították össze a pendulum teszt paramétereit, melyek nagyobb hosszkülönbséget eredményeztek a rectus femoris izomban, míg nálunk a 45 fokos, félülő és a háton fekvő helyzet között nem volt jelentős hosszkülönbség.

A relaxációs index értéke automata elengedés módnál különbözött a két testhelyzetben, kisebb volt háton fekvésben, mint félülő helyzetben. Ez megerősíti azt az eredményt, melyet automata elengedésmódnál a lengésszámokra kaptunk és ezeket összegezve elmondható, hogy a quadriceps femoris izom tónusa nagyobb háton fekvő helyzetben, mint félülőben.

VI.2.2. Az automata elengedésmód hatása

Tudomásunk szerint, kutatásunk előtt még senki nem alkalmazott kézi- és automata elengedésmódot ugyanabban a vizsgálatban és nem hasonlították össze hatásukat a lábszárlengési paraméterekre, melyeket két testhelyzetben végzett pendulum teszt során mérhetünk. Néhány vizsgálatban (Stein et al., 1996; Winter, 2009; Lim et al., 2006) már használták az automata indítási módot arra, hogy a pendulum tesztet még objektívebbé tegyék, de magát az elengedési módot, annak hatásait még nem vizsgálták. Azt találtuk, hogy a lengések száma szignifikánsan nagyobb volt a nem-domináns végtag esetén, félülő helyzetben, mint háton fekvő helyzetben, ha automata elengedésmódot alkalmaztunk. Viszont abban az esetben, amikor a nem-domináns végtagnál hagyományosan, kézből indítottuk a lengést, nem találtunk különbséget a két helyzetben mért lengésszámok között. Ez alátámasztja azt a feltételezésünket, hogy az automata elengedésmódnak hatása van a lábszár lengési paramétereire a pendulum teszt során, legalábbis a nem-domináns alsó végtag esetén. A fentiek alapján megállapítható, hogy a nem-domináns oldalon a pendulum teszt az automata elengedésmóddal érzékenyebb mérőmódszerré válik.

Eredményeink szerint, amikor összehasonlítottuk a lengések számát a vizsgáló általi elengedésmód és az automata elengedésmód között, nem találtunk szignifikáns különbséget egyik kondíció esetén sem. Mégis elmondható, hogy az indításmódoknak hatása volt a kétféle testhelyzetben mért lengésszámokra, de ez a hatás különbözött a két elengedésmód esetén. Nevezetesen, a vizsgáló általi elengedésmódnál nem volt szignifikáns különbség a lengések számát összehasonlítva a két testhelyzetben egyik végtagnál sem, de az automata elengedésmódnál szignifikáns különbséget tapasztaltunk a két testhelyzet lengésszámait összevetve a nem-domináns végtag esetén. Továbbá, kézi elengedésmód esetén csak háton fekvő helyzetben találtunk szignifikáns különbséget a domináns és a nem-domináns végtagok között a lengések számában, míg az automata elengedésmódnál mindkét testhelyzetben különbözött a domináns és nem-domináns alsó végtagoknál mért lengésszám. Az eredmények a vizsgáló és a vizsgálati személy között kialakuló kölcsönhatással, interakcióval magyarázható, mely félülő helyzetben, a vizsgáló általi elengedésmódnál lehet a legkifejezettebb. Ebben az esetben a résztvevő láthatja és érzékelheti is egyszerre a vizsgáló mozdulatait, mely információ megváltoztathatja a lábszár lengő mozgásának paramétereit. Korábbi vizsgálatokban (Nordmark és Andersson, 2002; Joghtaei et al., 2015), a résztvevő személyek szemét eltakarva alkalmazták a pendulum tesztet, melynek célja, hogy az elengedés

minél váratlanabb, valamint a vizsgáló és résztvevő közti interakciótól mentes legyen. Eredményeink azt mutatják, hogy az automata elengedésmód képes biztosítani az interakció mentes pendulum teszt folyamatot, függetlenül attól, hogy a vizsgálati személyek szemét takarjuk vagy sem és hogy milyen testhelyzetben alkalmazzuk náluk a tesztet.

Míg a lengésszámok nem különböztek szignifikánsan a két elengedési mód között, addig az RI értékek igen, de csak a nem-domináns végtag esetén. Ez az eredmény azt mutatja, hogy a végtagdominancia hatással van a pendulum teszt elengedési módjaira a RI szempontjából.

VI.2.3. A végtagdominancia izomtónust befolyásoló szerepe

Kutatásunkban összehasonlítottuk a domináns és a nem-domináns alsó végtag térdízületi kinematikáját pendulum teszt során és azt figyeltük meg, hogy minden kondícióban különbség van a lengésszámok között, kivéve félülő helyzetben, amikor vizsgáló általi elengedésmódot alkalmaztunk. A lengésszámok alacsonyabbak voltak a domináns oldalon, minden kondícióban és egyedül csak félülő helyzetben, vizsgáló általi elengedésmódnál nem volt szignifikáns. A lengésszámok alacsonyabbak nagyobb izomtónus esetén (Wartenberg, 1951), ezért az eredményeinkből arra következtethetünk, hogy a domináns oldali m. quadriceps femoris izomtónusa magasabb, mint a nem-domináns oldalié. Eredményünkre magyarázat lehet, hogy a domináns oldalon az izom térfogat és az izomerő is nagyobb, mint a nem-domináns oldalon. A szakirodalom fejezetben már említett Pierce féle vizsgálat (2012) és más kutatások, összefüggést találtak az izom térfogata és a spaszticitása között cerebrális parézises valamint gerincvelősérült betegeknél (Gorgey és Dudley, 2008; Löfvenmark et al., 2009). Vizsgálataik alátámasztják eredményeinket. Ezzel szemben, Demura és munkatársai (2001) nem találtak szignifikáns különbséget az izomerőben, valamint az izom állóképességében a domináns és nem-domináns alsó végtagi izmok között és egy másik kutatás sem mutatott ki különbséget a két oldal izomtónusának összehasonlításakor (Aird et al., 2012). Az egymásnak ellentmondó eredmények rámutatnak arra, hogy nagyobb, a domináns és nem-domináns oldal izomparamétereit jellemző, átfogóbb vizsgálatra lenne szükség. Tudomásunk szerint, a korábbi pendulum tesztet alkalmazó vizsgálatok eddig nem vették figyelembe a végtagdominanciát, de kutatásunk eredménye alapján, lehet különbség a domináns és a nem-domináns oldal izomtónusa között, melyre érdemes figyelni az összehasonlító vizsgálatoknál.

A lengésszám és a relaxációs index eredményeiből bizonyos kondíciókban ellentétes izomtónus változásra következtethetünk. Szignifikáns különbséget találtunk a domináns és a nem-domináns alsó végtagok lengési paramétereit között. Míg a lengések száma magasabb izomtónust jelzett a domináns végtag quadrices femoris-ánál, addig a relaxációs index értéke nagyobb izomtónusra engedett következtetni a nem domináns oldalon. Tehát eredményeink ellentmondásosak, de nyilvánvaló különbség van a domináns és a nem domináns oldalak izomtónusa között. További kutatásokra van szükség az ellentmondás hátterében álló fiziológiai mechanizmusok felismeréséhez. A két mérési paraméter az izomtónus két különböző jellemzőjét számszerűsítheti. Emellett a relaxációs index értékeinek szórása nagyon kis mértékű volt, melynek okát érdemes lenne tovább vizsgálni, mivel más kutatásokban is kaptak hasonló nagyságrendű, RI szórásértékeket (Brown et al., 1988; Cheng et al., 2015; de Azevedo et al., 2015; Chow és Stokic, 2023; Ferreira et al., 2023). A RI fogalmát bevezető szerzőpáros is megállapította, hogy ha sokszor mérték egymásután pendulum tesztet, akkor egy plató jött létre a RI eredményekben, azaz alig változott az értékük (Bajd és Vodovnik, 1984). Mindazonáltal, a domináns és nem-domináns oldal közti különbséget nem lehet figyelmen kívül hagyni, amikor pendulum tesztet alkalmazunk. Akkor sem, ha klinikai környezetben spasztikus betegek izomtónusát egészséges személyekkel hasonlítjuk össze, de akkor sem, ha a betegek érintett és nem érintett alsó végtagjainak összevetésére használjuk.

Gyakorlati következtetés:

A kutatás eredményei alapján érdemes lehet a jövőben az automata indítási módszert alkalmazni a pendulum teszt során, mivel ez érzékenyebb és megbízhatóbb adatokat szolgáltat a különböző testhelyzetek összehasonlításakor, különösen a nem domináns végtagon.

VII. ÚJ EREDMÉNYEK

Kutatásunkban elsőként vizsgáltuk egyszerre comb és lábszár izmok elektromos aktivitását és kinematikáját a sík talajon, valamint a TJ két oldalán történő egylábas egyensúlyozás közben. A pendulum tesztek kiindulási helyzetét vizsgáló kutatások között elsőként hasonlítottuk össze az automata elengedésmód, valamint a vizsgáló általi elengedésmód hatását és a végtagdominancia befolyását a lábszár lengésszámára és a RI-re.

- A sík talajon történő egylábas egyensúlyozáshoz képest a TJ használata nagyobb EMG aktivitást idézett elő a vizsgált alsó végtagi izmok többségénél, a VM-nál, a VL-nál, a BF-nál, a PL-nél és a TA-nál, de nem különbözött a GM és a GastM izmoknál, valamint a SOL-nál, a sík talaj és a TJ sík felülete esetében.
- A TJ két felületének nincs hatása a vizsgált izmok elektromos aktivitására.
- A láb szegmens lineáris gyorsulása sagittális síkban a TJ domború oldalán, míg frontális síkban a TJ sík oldalán volt nagyobb.
- A szegmentális szögváltozás a legnagyobb a láb szegmensnél, frontális síkban, a TJ domború oldalán volt.
- A TJ-nek nincs hatása a medence régióra, sem a kinematikájára, sem a GM elektromos aktivitására, így ennek a területnek a fejlesztésére nagyobb instabilitású eszközre vagy nehezebb feladatokra van szükség, mint az egylábas egyensúlyozás.
- Ha speciálisan, a SOL izom neuromuszkuláris fejlesztése a cél, a TJ domború oldalának használata magasabb elektromos aktivitást válthat ki ennél az izomnál a TJ sík oldalához képest.
- A TJ domború oldalán a láb oldalirányú mozgásai lassabbak, kontrolláltabbak, így egy esetleges bokaszalag sérülés után a TJ domború oldalát érdemes előbb használni, a fokozatosság elve szerint.
- A testhelyzet hatása az izom tónusára mérhetővé válik olyan pendulum teszt alkalmazásánál, melynél automata indítást használnak, még abban az esetben is, ha ezt a hagyományos, vizsgáló által indított teszt nem mutatja.
- A pendulum teszt érzékenyebb izomtónust mérő módszer az automata elengedést alkalmazva, mint a vizsgáló általi elengedést használva.
- Háton fekvő helyzetben nagyobb izomtónust mutat a quadriceps izom az automatikus indításkor.
- Ez a különbség a kézből történő elengedés esetén nem figyelhető meg.

- A domináns oldalon kisebb lengésszám mérhető, mely nagyobb izomtónusra enged következtetni.

VIII. ÖSSZEFOGLALÁS

VII.1. Egy lábon történő egyensúlyozás a Togu Jumper két oldalán

Dolgozatomban bemutattam, hogy a sík talajon és a Togu Jumper (TJ) egyensúlyozó képesség fejlesztő eszköz két, különböző tulajdonságokkal bíró felületén történő, egylábás egyensúlyozás során hogyan változik az alsó végtagi izmok elektromos aktivitása. Annak ellenére, hogy az eszköz két oldala más-más tulajdonságokkal bír, nem volt különbség az izmok elektromos aktivitásában a TJ két oldalán, az egy lábon való egyensúlyozások során. A m. gluteus medius és a m. gastrocnemius medialis izom kivételével, minden izom elektromos aktivitása nagyobb volt a TJ valamely felületén egyensúlyozva, mint a sík talajon.

Ezenfelül, dolgozatomban bemutattam az alsó végtag szegmenseinek (láb, lábszár, comb, medence) lineáris gyorsulását és szegmentális szögelhajlását egylábás egyensúlyozás közben, sík talajon és a TJ két oldalán. A lineáris gyorsulás frontális síkban, a TJ sík oldalán volt a legnagyobb a láb szegmens esetében. A medence gyorsulása nem változott a kondíciók között. A szegmentális szögváltozás frontális síkban, a TJ domború oldalán volt a legnagyobb a láb szegmensnél.

Ezekből azt a következtetést vontam le, hogy a TJ két oldalán történő egylábás egyensúlyozáshoz különböző egyensúlyozási stratégiára van szükség a láb szegmens esetén és a medence szegmens egyensúlyozási paraméterei nem változnak a vizsgált felszíneken.

Vizsgálatunk alapján ajánlott a medence régió proprioceptív tréningjében nagyobb kihívást jelentő instabil eszközök és összetettebb gyakorlatok alkalmazása a fejlődés érdekében és a TJ két oldalán végzett egylábás egyensúlyozás eltérő kinematikája, mindkét oldal használatával hatékonyabbá teheti az egyensúlyozó képesség javítását, az ízületi sérülések rehabilitációját és megelőzését.

Tudomásom szerint, ez az első munka, mely egyszerre vizsgálja az alsó végtagi izmok elektromos aktivitását és kinematikáját a sík talajon és a Togu Jumper két oldalán történő egylábás egyensúlyozás közben.

VII.2. Izomtónus mérése pendulum teszttel

Dolgozatomban bemutatásra került, hogy a testhelyzet, a végtagdominancia és egy automata elengedési mód milyen hatással van egészséges fiatalok izomtónusára, Wartenberg féle pendulum teszt alkalmazásakor. A lengésszámok magasabbak voltak félülő helyzetben, mint háton fekvő helyzetben, ha automata elengedésmódot használtunk, mely alacsonyabb izomtónusra enged következtetni. A nem domináns végtagonál a lengések száma magasabb volt, mint a domináns oldalon, mindkét testhelyzetben, amikor automata elengedést alkalmaztunk. A vizsgáló általi elengedés esetén ezt csak háton fekvésben tapasztaltuk. A lengések számában nem találtunk szignifikáns különbséget a vizsgáló általi elengedés és az automata elengedés között egyik kondícióban sem.

Emellett bemutatásra kerültek a pendulum teszt során felmért lábszárlengések paramétereiből számított relaxációs index értékek. Automata elengedésmód esetén, a relaxációs index magasabb volt háton fekvő helyzetben, mint félülő helyzetben, mely kisebb izomtónusra utal háton fekvésben. A relaxációs index értékei nem minden teszt kondícióban támasztották alá a lengések számából következtethető izomtónus eredményt. Automata elengedéskor a domináns oldali alsó végtag lengésszáma alacsonyabb, relaxációs indexe pedig magasabb volt, mint a nem dominánsé.

Ezekből azt a következtetést vontam le, hogy a testhelyzet hatása az izom tónusára mérhetővé válik olyan pendulum teszt alkalmazásánál, melynél automata indítást használnak, még abban az esetben is, ha ezt a hagyományos, vizsgáló által indított teszt nem mutatja. A pendulum teszt érzékenyebb izomtónust mérő módszer az automata elengedést alkalmazva, mint a vizsgáló általi elengedést használva.

A kutatás eredményei azt sugallják, hogy a jövőben a gyakorlatban célszerű lenne az automatikus indítási módszert használni a pendulum tesztnél, mivel ez pontosabb és megbízhatóbb adatokat biztosíthat a testhelyzetek összehasonlításában, és mindenképpen figyelembe kell venni a végtagdominanciát.

Tudomásom szerint korábban még senki nem vizsgálta a testhelyzet, a végtagdominancia és egy automata elengedési mód hatását egészséges fiatalok izomtónusára, Wartenberg féle pendulum teszt alkalmazása közben.

IX. SUMMARY

VIII.1. Single-leg stance on the two sides of the Togu Jumper

In my dissertation, I showed the changes in leg muscle activity and kinematics in response to a single-leg stance on the two sides of the Togu Jumper and the floor. Except gluteus medius and gastrocnemius medialis, all muscles were more active when balancing on either Togu Jumper side compared to the floor, but there was no difference between the two sides in any muscles.

Furthermore I showed, that the linear acceleration was the greatest in the frontal plane on the flat Togu side in the case of the foot. Pelvis acceleration was unaffected by the balance conditions. Segmental angular sway was the greatest in the frontal plane, on the bladder side in the foot segment. No difference was found among the three conditions in the case of the shank, thigh, and pelvis.

From these, I concluded that the use of the two Togu Jumper sides produced different balance strategies in the foot segment and induced no difference in equilibrium procedures at the level of the pelvis.

To the best of my knowledge, no one has yet studied in the same time the leg muscle activity and kinematics in response to a single-leg stance on the two sides of the Togu Jumper and the floor.

VIII.2. Muscle tone assesment by pendulum test

In my dissertation, I showed the effect of body position, leg dominance, and automatic releasing mechanism on quadriceps muscle tone assessed by the Wartenberg pendulum test in able-bodied persons. Applying automata-release mode, in the non-dominant leg the number of swings was significantly higher in semi-supine than in supine position. The non-dominant leg had significantly more swings with automata-release mode than with investigator-release mode in both body positions. In investigator-release mode this occurred in supine position. Regarding the number of swings in investigator-release versus automata-release mode, no significant differences were found in any test condition.

Furthermore, I have shown that in automata-release mode, in the non-dominant leg the relaxation index was significantly higher in semi-supine than in supine position. The relaxation index showed significant difference between the investigator-release and automata-release

mode for the non-dominant leg. The values of the relaxation index didn't support in all test conditions the results what the number of swings provided about the muscle tone. In automata-release mode the dominant leg has lower number of swings, and higher relaxation index than the non-dominant leg.

From these, I can conclude, that the effect of body position on the quadriceps muscle tone can be assessed applying the pendulum test with an automatic leg releasing mechanism even when the application of conventional investigator-release mode does not show significant effect. The pendulum test is more sensitive to assess spasticity with automatic-release than with investigator-release mode.

To the best of my knowledge, this is the firs work that examined the effect of body position, leg dominance, and automatic releasing mechanism on quadriceps muscle tone assessed by the Wartenberg pendulum test in able-bodied persons.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Nagyon köszönöm a támogatását témavezetőimnek Dr. Laczkó Józsefnek (habil. egyetemi docens) és Dr. Váczi Márknak (habil. egyetemi docens) és hálás vagyok, hogy iránymutatásukkal elkészült ez a munka. Köszönöm a bizalmat, az elfogadást, a kutatócsoportba való befogadást és a sok figyelmet!

Köszönöm Dr. Gábrriel Róbert (habil. egyetemi tanár) a PTE-TTK, BDI vezetőjének a támogatását és a doktori képzés során felmerült kérdéseimre és kéréseimre adott segítő válaszait.

Nagyon hálás vagyok az együttműködő munkájáért Dr. Zentai Norbertnek (egyetemi adjunktus) és Dr. Bodor Andrásnak, nélkülük nem sikerült volna.

Köszönöm a mérésben résztvevőknek, hogy szabadidejüket szánták a mérések elvégzésére, türelmükkel hozzájárulva a vizsgálatok lebonyolításához.

Szeretném megköszönni a PTE ÁOK Sportmedicina Tanszékének, - külön Dr. Mintál Tibornak (egyetemi adjunktus) és Dr. Tékus Évának (egyetemi adjunktus) -, hogy lehetővé tették számomra a nyugodt és sikeres munkát. Hálás vagyok a támogatásukért és segítő észrevételeikért.

Nagyon köszönöm szüleim, gyerekeim és főként férjem támogatását, biztatását. Hálás vagyok érte, hogy mindvégig kitartott és hitte, hogy érdemes. Külön köszönöm Sárinak és Álmosnak, hogy részt vettek a felmérésben.

MELLÉKLETEK

1. sz. melléklet

ADATKEZELÉSI NYILATKOZAT

Alulírott,

(név)

születési hely és idő:

.....

anyja neve:

elérhetőség: telefonszám:....., e-mail

cím:.....

jelen nyilatkozat aláírásával kifejezetten hozzájárulok ahhoz, hogy a fentiekben és a kutatás során

nyert, általam megadott személyes és kutatási adataimat a Pécsi Tudományegyetem TTK Matematikai és Informatikai Intézet (7624 Pécs, Ifjúság útja 6.) a „Az alsó végtag spaszticitás vizsgálata Pendulum teszttel” című vizsgálatban való részvételem céljából kezelje, tárolja és elemezze tudományos közlemények készítésének célból. Hozzájárulok, hogy az adataim elektronikus tárolásához tanszéki számítógépen és elektronikus tárhelyen.

Kijelentem továbbá, hogy ezen hozzájárulásomat önkéntesen, minden külső befolyás nélkül, a megfelelő tájékoztatás és a vonatkozó jogszabályi rendelkezések ismeretében tettem meg.

Kelt: (hely)(év)(hónap)

.....(nap)

.....

(nyilatkozattevő aláírása)

2. sz. melléklet

BELEEGYEZŐ NYILATKOZAT

„Az alsó végtag spaszticitás vizsgálata Pendulum teszttel”

Alulírott.....(a.n.:.....)

....., születési hely, idő:.....), kijelentem, hogy önszántamból, ellenszolgáltatás nélkül, saját felelősségemre veszek részt a PTE TTK Matematikai és Informatikai Intézet által szervezett kutatásban. A vizsgálat célja a comb izmok spaszticitásának mérése különböző testhelyzetekben. A vizsgálat keretében felelősségem teljes tudatában vállalom a következőket:

A vizsgálat során lábszárhossz mérést, térd extenzió mérést és módosított Ashworth skála szerinti spaszticitás mérést végeznek rajtam.

Hozzájárulok, hogy elektródákat és kinematikai markereket helyezzenek mindkét alsó végtagomra. Fekvő és félülő helyzetben Pendulum teszten veszek részt.

Hozzájárulok, hogy az általam megadott személyes adatokat anonim módon felhasználhassák tudományos közlemények készítéséhez. Kijelentem, hogy csak valódi adatokat szolgáltatok. Továbbá kijelentem, hogy a vizsgálatban történő részvételre vonatkozó beleegyezést a tájékoztatást követően önként, befolyástól mentesen adtam, annak tudatában, hogy azt bármikor, szóban vagy írásban, indokolás nélkül visszavonhatom.

A kutatásban való részvételtől, körülményeiről részletes tájékoztatást kaptam, a feltételeket tudomásul veszem.

Dátum:

.....

Vizsgálati személy aláírása

.....

Vizsgálatvezető / Tájékoztató aláírása

1. Tanú

2. Tanú

Név:.....

Név:.....

Lakcím:.....

Lakcím:.....

.....

.....

Aláírás:.....

Aláírás:.....

3. sz. melléklet

TÁJÉKOZTATÓ

vizsgálati személyek számára

„Az alsó végtag izmainak spaszticitás vizsgálata Pendulum teszttel”

című kutatásban való részvételhez

Kedves Hölgyem/Uram!

Tervezett kutatásunkban azt vizsgáljuk, hogy milyen hatása van testhelyzetnek combizmok feszségére, spaszticitására. Ez egy vizsgálatból álló kutatás, amelyre 10-20 fő, önként vállalkozó 18-30 éves fiatalt keresünk. Kérem, olvassa el a vizsgálat menetét, és amennyiben vállalkozik a feladatra, töltsse ki a nyilatkozatot. Beleegyezése bármikor, szóban vagy írásban indoklás és hátrányos következmények nélkül visszavonható. A vizsgálat kb. 60 percet vesz igénybe.

A vizsgálat menete;

1-Lábszárhossz mérés, ülő helyzetben mérőszalaggal

2-Spaszticitás mérés módosított Ashworth-skála alapján, fekvő helyzetben passzív mozgatóssal

3-Maximális térd nyújtás mérése ízületi szögmérővel.

4-Pendulum teszt végzése mindkét alsó végtagon. 3D mozgásanalizáló berendezéssel és elektromiográfiával (EMG). Ehhez felületi elektródákat és kinematikai márkereket helyezünk fel az alsó végtagokra ehhez a bőr előkészítése /szükség esetén borotválás, letörlés gyógyszertári alkohollal. A teszt során háton fekvésben és félülő helyzetben a lábszár passzív lengését vizsgáljuk.

A vizsgálataink eredményeként információt kapunk az egészséges egyének combizom spaszticitásának változásáról a kétféle vizsgálati helyzetben. Továbbá ezen mérési eredmények segítik a Pendulum teszt protokolljának pontosítását, mely segíthet a spaszticitás megfelelő terápiájának kialakításában. A vizsgálatok során adataikat anonim módon kezeljük, azokat tudományos közlemények készítéséhez használjuk.

A fentiekben leírt fizikai tesztek folyamán fellépő sérülés lehetősége minimális.

A mérések helyszíne:

PTE-TTK Matematikai és Informatikai Intézet Mozcásanalízis laboratórium, Pécs, Ifjúfág útja 6.

További információért forduljon bizalommal a kutatásvezetőjéhez (dr. Zentai Norbert, egyetemi adjunktus, PTE-TTK Matematikai és Informatikai Intézet)

A vizsgálatok koordinációjáért felelős személyek:

Dr. Zentai Norbert egyetemi adjunktus, kutatásvezető

PTE-TTK Matematikai és Informatikai Intézet

+36-72-503-600/63949

Dr. Laczkó József egyetemi docens,

PTE-TTK Biológiai és Sportbiológiai Doktori Iskola

+36-72-503-600/24197

Nyisztorné Mayer Petra , egyetemi tanársegéd

PTE ÁOK Sportmedicina Tanszék

+36-72-503-600/36723

4. sz. melléklet

BELEEGYZŐ NYILATKOZAT

Alulírott _____

Anyja neve: _____

Lakcím: _____

Telefonszám: _____,

beleegyezem, hogy vizsgálati személyként önkéntesen részt vegyek „**Az ízületi stabilizáció mechanizmusainak komplex biomechanikai vizsgálata sportmozgások során**” című, a Pécsi Tudományegyetem Etikai Bizottsága által engedélyezett, Dr. Váczi Márk által vezetett tudományos vizsgálatban.

Minden információt a vizsgálattal kapcsolatban megkaptam és megértettem. Tájékoztatást kaptam a vizsgálat folyamatáról, az esetleges kockázatokról és a visszalépés lehetőségéről. Lehetőséget kaptam arra, hogy kérdéseket tegyek fel a vizsgálattal kapcsolatban, és a kérdésekre kielégítő választ kaptam.

.....

Vizsgálati személy aláírása

.....

Dr. Váczi Márk, egyetemi docens
vezető kutató

Dátum:.....

ÁBRAJEGYZÉK

1. ábra: Az izomorsó és a Golgi-féle ínorsó felépítése. Forrás: (Vega és Cobo, 2021).....	8
2. ábra: Reciprok inhibíció a nyújtási reflex során. Forrás: (Nagy, 2017).....	13
3. ábra: Egyensúlyozó képesség fejlesztő eszközök. 1- két-oldalú eszköz, 2- lengőpad, 3- légpárna, 4- trambulin, 5,6,7- billenő deszkák, 8- szivacspárna, 9- fitball labda. Saját szerkesztés internetes forrás alapján: https://www.physioparts.co.uk	18
4. ábra: A Togu Jumper domború és sík oldalával felfelé. Forrás: https://www.togu.de/shop/balance-trainer/281/jumper-pro-das-original	19
5. ábra: Wartenberg féle pendulum teszt. Forrás: (Rahmini et al., 2020).....	26
6. ábra: Egy vizsgálati személy egy lábon történő egyensúlyozása különböző felszíneken. (A) sík talajon, (B) Togu Jumper domború oldalán, (C) Togu Jumper sík oldalán	34
7. ábra: A vizsgálatban résztvevő pozíciói a pendulum teszt alkalmazásakor. (A): 45° -os fülülő helyzetben, (B): háton fekvő helyzetben	39
8. ábra: A pendulum teszt vizsgálati beállítása automata indítási mód alkalmazásakor. (A): állítható háttámla 45° -os fülülő helyzetben, (B): elektromágnessel rögzített lábtartó, (C): vezérlőegység	40
9. ábra: A térd szögváltozásai a pendulum teszt során, a 14. számú résztvevő nem-domináns végtagjánál, vizsgáló általi elengedéssel, fülülő helyzetben. A teljesen extendált térdízület jelenti a 0 fokot. RI: relaxációs index, A0: amplitudó a kezdeti és a nyugalmi hajlásszög között, A1: amplitudó az első térd flexió hajlásszöge és a nyugalmi hajlásszög között.....	41
10. ábra: Átlagos EMG aktivitás (átlag±SD) három kondícióban (sík talaj, Togu Jumper domború oldal, Togu Jumper sík oldal), lábszár és comb izmoknál, 10 s -ig tartó, egylábás egyensúlyozás során. Statisztikailag szignifikáns különbségek: *($p < 0.05$), **($p < 0.001$)...	43
11. ábra: Átlagos lineáris gyorsulás (átlag±SD) három kondícióban (sík talaj, Togu Jumper domború oldal, Togu Jumper sík oldal) végzett egylábás, 10 s idejű egyensúlyozás közben, az alsó végtag szegmenseinél, frontális és szagittális síkban. A jelölt szignifikancia szint: **($p < 0.001$).....	44
12. ábra: Átlagos szegmentális szögváltozás (átlag±SD) három kondícióban (sík talaj, Togu Jumper domború oldal, Togu Jumper sík oldal) végzett egylábás, 10 s idejű egyensúlyozás	

közben, az alsó végtag szegmenseinél (medence, comb, lábszár, láb), szagittális és frontális síkban. A jelölt szignifikancia szint: ** ($p < 0.001$). 45

TÁBLÁZATOK JEGYZÉKE

1. táblázat: Módosított Ashworth skála értékek Rahimi és munkatársai (2020) alapján.	26
2. táblázat: A vizsgálati személyek jellemzői	38
3. táblázat: A pendulum teszt lengésszámainak átlaga a két vizsgált testhelyzetben. Az r =Pearson-féle korrelációs együttható, a d =Cohen-féle hatásnagyság-érték (Az összes résztvevő minden próbájának átlaga)	46
4. táblázat: A pendulum teszt lengésszámainak átlaga a domináns és a nem-domináns alsó végtagoknál. Az r =Pearson-féle korrelációs együttható, a d =Cohen-féle hatásnagyság-érték (Az összes személy minden próbájának átlaga)	47
5. táblázat: A pendulum teszt lengésszámainak átlaga a vizsgáló általi (kézi) és az automata indításmódban. Az r =Pearson-féle korrelációs együttható, a d =Cohen-féle hatásnagyság-érték (Az összes személy minden próbájának átlaga)	48
6. táblázat: A pendulum teszt relaxációs indexének (RI) átlaga a két vizsgált testhelyzetben. Az r =Pearson-féle korrelációs együttható, a d =Cohen-féle hatásnagyság-érték (Az összes személy minden próbájának átlaga)	49
7. táblázat: A pendulum teszt relaxációs indexének (RI) átlaga a domináns és nem-domináns oldalon. Az r =Pearson-féle korrelációs együttható, a d =Cohen-féle hatásnagyság-érték (Az összes személy minden próbájának átlaga)	50
8. táblázat: A pendulum teszt relaxációs indexének (RI) átlaga a vizsgálói(kézi) és az automata elengedési módnál.. Az r =Pearson-féle korrelációs együttható, a d =Cohen-féle hatásnagyság-érték (Az összes személy minden próbájának átlaga)	51

IRODALOMJEGYZÉK

- Aftab, Z., Robert, T., & Wieber, P. B. (2016). Balance recovery prediction with multiple strategies for standing humans. *PloS one*, *11*(3), e0151166.
- Ahmad, I., Noohu, M. M., Verma, S., Singla, D., & Hussain, M. E. (2019). Effect of sensorimotor training on balance measures and proprioception among middle and older age adults with diabetic peripheral neuropathy. *Gait & posture*, *74*, 114-120.
- Aird, L., Samuel, D., & Stokes, M. (2012). Quadriceps muscle tone, elasticity and stiffness in older males: reliability and symmetry using the MyotonPRO. *Archives of gerontology and geriatrics*, *55*(2), e31-e39.
- Alfuth, M., & Gomoll, M. (2018). Electromyographic analysis of balance exercises in single-leg stance using different instability modalities of the forefoot and rearfoot. *Physical Therapy in Sport*, *31*, 75-82.
- Aman, J. E., Elangovan, N., Yeh, I. L., & Konczak, J. (2015). The effectiveness of proprioceptive training for improving motor function: a systematic review. *Frontiers in human neuroscience*, *8*, 1075.
- Ashby, P., & Burke, D. (1971). Stretch reflexes in the upper limb of spastic man. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, *34*(6), 765-771.
- Ashworth B. Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner*. 1964; 192:540-2
- Bajd, T., & Vodovnik, L. (1984). Pendulum testing of spasticity. *Journal of biomedical engineering*, *6*(1), 9-16.
- Banks, R. (2006). An allometric analysis of the number of muscle spindles in mammalian skeletal muscles. *Journal of anatomy*, *208*(6), 753-768.
- Beard, D. J., Kyberd, P. J., O'Connor, J. J., Fergusson, C. M., & Dodd, C. A. (1994). Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency. *Journal of Orthopaedic Research*, *12*(2), 219-228.
- Beinert, K., & Taube, W. (2013). The effect of balance training on cervical sensorimotor function and neck pain. *Journal of motor behavior*, *45*(3), 271-278.

- Boczko M, Mumenthaler M. Modified pendulousness test to assess tonus of thigh muscles in spasticity. *Neurology*. 1958; 8:846–846. <https://doi.org/10.1212/wnl.8.11.846>
- Bohannon, R. W., & Smith, M. B. (1987). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical therapy*, 67(2), 206-207.
- Boren, K., Conrey, C., Le Coguic, J., Paprocki, L., Voight, M., & Robinson, T. K. (2011). Electromyographic analysis of gluteus medius and gluteus maximus during rehabilitation exercises. *International journal of sports physical therapy*, 6(3), 206.
- Borreani, S., Calatayud, J., Martin, J., Colado, J. C., Tella, V., and Behm, D. (2014). Exercise intensity progression for exercises performed on unstable and stable platforms based on ankle muscle activation. *Gait posture* 39, 404–409. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.08.006
- Bosco, C., Belli, A., Astrua, M., Tihanyi, J., Pozzo, R., Kellis, S., ... & Tranquilli, C. (1995). A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 70, 379-386.
- Brown RA, Lawson DA, Leslie GC, Part NJ. Observations on the applicability of the Wartenberg pendulum test to healthy, elderly subjects. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 1988;51(9), 1171-1177. <https://doi.org/10.1136/jnnp.51.9.1171>
- Buchthal, F., & Schmalbruch, H. (1980). Motor unit of mammalian muscle. *Physiological reviews*, 60(1), 90-142.
- Bui H T, Gagnon C, Audet O, Mathieu J, Leone M.(2017) Measurement properties of a new wireless electrogoniometer for quantifying spasticity during the pendulum test in ARSACS patients. *Journal of the neurological sciences*;375, 181-185. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2017.01.065>
- Burke D. (1988).Spasticity as an adaptation to pyramidal tract injury. *Adv neurol*;47, 401-423.
- Burke, D., Andrews, C. J., & Gillies, J. D. (1971). The reflex response to sinusoidal stretching in spastic man. *Brain*, 94(3), 455-470.
- Burke D, Wissel J, Donnan GA.(2013) Pathophysiology of spasticity in stroke. *Neurology*;80:S20–26

- BurrIDGE JH, Wood DE, Hermens HJ, Voerman GE, Johnson GR, Pandyan AD et al. (2005) Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. *Disability and Rehabilitation*;27(1-2), 69-80.
<https://doi.org/10.1080/09638280400014592>
- Calota, A., Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2008). Spasticity measurement based on tonic stretch reflex threshold in stroke using a portable device. *Clinical Neurophysiology*, 119(10), 2329-2337.
- Campbell, K.S.; Lakie, M. (1988) A cross-bridge mechanism can explain the thixotropic short-range elastic component of relaxed frog skeletal muscle. *J. Physiol.* 510, 941–962.
- Campbell, W.W.; Barohn, R.J. (2019) Muscle Tone. In DeJong's The Neurologic Examination, 7th ed.; Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia, PA, USA, pp. 467–47
- Carpenter, R.; Reddi, B. (2012) Neurophysiology: A Conceptual Approach; CRC Press: Boca Raton, FL, USA.
- Casabona A, Valle MS, Pisasale M, Pantò MR, Cioni M. (2012) Functional assessments of the knee joint biomechanics by using pendulum test in adults with Down syndrome. *Journal of Applied Physiology*;113(11), 1747-1755.
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00960.2012>
- Chalmers G: Re-examination of possible role of Golgi tendon organ and muscle spindle reflexes in proprioceptive neuromuscular facilitation muscle stretching. (2004) *Sports Biomechanics*, 3 (1), 159-183
- Chang E, Ghosh N, Yanni D, Lee S, Alexandru D, Mozaffar T. (2013) A Review of Spasticity Treatments: Pharmacological and Interventional Approaches. *Crit Rev Phys Rehabil Med* 2013;25(1-2):11-22.
<https://doi.org/10.1615/CritRevPhysRehabilMed.2013007945>
- Cheng, H. Y. K., Ju, Y. Y., Chen, C. L., Chuang, L. L., & Cheng, C. H. (2015). Effects of whole body vibration on spasticity and lower extremity function in children with cerebral palsy. *Human movement science*, 39, 65-72.
- Chow, J. W., & Stokic, D. S. (2023). Pendulum test parameters are useful for detecting knee muscle hypertonia and quantifying response to an intrathecal baclofen bolus injection. *International Journal of Rehabilitation Research*, 46(3), 238-247.

- Cimadoro, G., Paizis, C., Alberti, G., & Babault, N. (2013). Effects of different unstable supports on EMG activity and balance. *Neuroscience letters*, 548, 228-232.
- Choi, S., & Kim, J. (2016, August). Improving modified tardieu scale assessment using inertial measurement unit with visual biofeedback. In *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (pp. 4703-4706). IEEE.
- Codorean H, Codorean IB, Cojocaru V (2016) Functional rehabilitation of the knee joint after cruciate ligament reconstruction in the football players-recovery in therapy room. *Medicina Sportiva: Journal of Romanian Sports Medicine Society* 12:2792-2797
- Collins DF, Prochazka A: Movement illusions evoked by ensemble cutaneous input from the dorsum of the human hand. *J Physiol* 1996, 496:857-871.
- Croft, J. L., von Tscherner, V., & Zernicke, R. F. (2008). Movement variability and muscle activity relative to center of pressure during unipedal stance on solid and compliant surfaces. *Motor Control*, 12(4), 283-295.
- Cuğ, M., Ak, E., Özdemir, R. A., Korkusuz, F., & Behm, D. G. (2012). The effect of instability training on knee joint proprioception and core strength. *Journal of sports science & medicine*, 11(3), 468.
- Curtis, D. J., Hansen, L., Luun, M., Løberg, R., Woollacott, M., Saavedra, S., ... & Bencke, J. (2015). Measuring postural sway in sitting: a new segmental approach. *Journal of motor behavior*, 47(5), 427-435.
- Csanda E. (1978). *Neurológia*. Szeged, 14.
- Davlin, C. D. (2004). Dynamic balance in high level athletes. *Perceptual and motor skills*, 98(3_suppl), 1171-1176.
- de Azevedo ER, Maria RM, Alonso KC, Cliquet Jr A. (2015) Posture influence on the pendulum test of spasticity in patients with spinal cord injury. *Artificial organs*;39(12), 1033-1037.
<https://doi.org/10.1111/aor.12500>
- Demura, S., Goshi, F., Yamaji, S., & Nagasawa, Y. (2001). Lateral dominance of legs in maximal muscle power, muscular endurance, and grading ability. *Perceptual and Motor Skills*, 93(1), 11-23.

- Dietz, V. (2002). Proprioception and locomotor disorders. *Nat. Rev. Neurosci.* 3, 781–871. doi: 10.1038/nrn939
- De Ridder, R., Willems, T., Vanrenterghem, J., & Roosen, P. (2015). Influence of balance surface on ankle stabilizing muscle activity in subjects with chronic ankle instability. *Journal of rehabilitation medicine*, 47(7), 632-638.
- DiMattia, M. A., Livengood, A. L., Uhl, T. L., Mattacola, C. G., & Malone, T. R. (2005). What are the validity of the single-leg-squat test and its relationship to hip-abduction strength?. *Journal of Sport Rehabilitation*, 14(2), 108-123.
- Doherty C, Delahunt E, Caulfield B, Hertel J, Ryan J, & Bleakley C (2014) The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sports medicine* 44(1): 123-140. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0102-5>
- Edin BB, Johansson N (1995) Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *J Physiol*, 487:243-251.
- Emery, C. A., & Meeuwisse, W. H. (2010). The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. *British journal of sports medicine*, 44(8), 555-562.
- Fahlbusch J. (2006) Einfluß unterschiedlich komplexer motorischer Aufgaben auf die Organisation des primären somatosensorischen Kortex. Eberhard Karls Universität Tübingen.
- Ferreira DM, Liang H, Wu J. (2023) Effect of body position and external ankle load on the pendulum test in adults. *The Knee*; 42, 99-106. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2023.03.006>
- Ferreira, L. A. B., Pereira, W. M., Rossi, L. P., Kerpers, I. I., de Paula Jr, A. R., & Oliveira, C. S. (2011). Analysis of electromyographic activity of ankle muscles on stable and unstable surfaces with eyes open and closed. *Journal of bodywork and movement therapies*, 15(4), 496-501.
- Fleuren JF, Nederhand MJ, Hermens, HJ. (2006) Influence of posture and muscle length on stretch reflex activity in poststroke patients with spasticity. *Archives of physical medicine and rehabilitation*;87(7), 981-988. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.03.018>

- Fonyó, A. (1997). *Az orvosi élettan tankönyve*. Medicina Könyvkiadó, 731.
- Fowler EG, Nwigwe AI, Ho TW.(2000) Sensitivity of the pendulum test for assessing spasticity in persons with cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*;42(3), 182-189.
<https://doi.org/10.1017/s0012162200000323>
- Fransson, P. A., Gomez, S., Patel, M., & Johansson, L. (2007). Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces. *European journal of applied physiology*, 101, 81-89.
- Freeman, M. A. R. (1965). Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*, 47(4), 669-677.
- Freyler K, Krause A, Gollhofer A, Ritzmann R (2016) Specific stimuli induce specific adaptations: sensorimotor training vs. reactive balance training. *PLoS One* 11: e0167557. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0167557>
- Fridén, T., Roberts, D., Zätterström, R., Lindstrand, A., and Moritz, U. (1997). Proprioception after an acute knee ligament injury: a longitudinal study on 16 consecutive patients. *J. Orthop. Res.* 15, 637–644. doi: 10.1002/jor.1100150502
- Ganguly, J., Kulshreshtha, D., Almotiri, M., & Jog, M. (2021). Muscle tone physiology and abnormalities. *Toxins*, 13(4), 282.
- Ghez, C., & Krakauer, J. (1991). Voluntary movement. *Principles of neural science*, 3, 622-624.
- Goldscheider, A. (1898). *Physiologie des Muskelsinnes*. Leipzig: Johann Ambrosius Barth.
- Gorgey, A. S., & Dudley, G. A. (2008). Spasticity may defend skeletal muscle size and composition after incomplete spinal cord injury. *Spinal cord*, 46(2), 96-102.
- Gruber, M., Bruhn, S., & Gollhofer, A. (2005). Specific adaptations of neuromuscular control and knee joint stiffness following sensorimotor training. *International journal of sports medicine*, 636-641.
- Guyton A, Hall J.(2006) *Textbook of medical physiology*. 11th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders.

- Haavik, H., & Murphy, B. (2012). The role of spinal manipulation in addressing disordered sensorimotor integration and altered motor control. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(5), 768-776.
- Häfelinger U, Schuba V. Koordinationstherapie - Propriozeptives Training. Aachen: Meyer & Meyer Verlag; 2002.
- Handwerker HO. (2006) Neuro- und Sinnesphysiologie. In: Schmidt F, Schaible HG, editors. Somatosensorik. Heidelberg: Springer Medizin Verlag.
- Hassanlouei, H., Falla, D., Arendt-Nielsen, L., & Kersting, U. G. (2014). The effect of six weeks endurance training on dynamic muscular control of the knee following fatiguing exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(5), 682-688.
- He, J. (1998). Stretch reflex sensitivity: effects of postural and muscle length changes. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6(2), 182-189.
- Héroux, M. E., Dakin, C. J., Luu, B. L., Inglis, J. T., & Blouin, J. S. (2014). Absence of lateral gastrocnemius activity and differential motor unit behavior in soleus and medial gastrocnemius during standing balance. *Journal of applied physiology*, 116(2), 140-148.
- Hof, A. L. (2007). The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. *Journal of biomechanics*, 40(2), 451-457.
- Huang YK, Li W, Chou YL, Hung ES, Kang JH. (2021) Pendulum test in chronic hemiplegic stroke population: additional ambulatory information beyond spasticity. *Scientific Reports*;11(1), 14769.
<https://doi.org/10.1038/s41598-021-94108-5>
- Hupperets, M. D., Verhagen, E. A., & Van Mechelen, W. (2009). Effect of sensorimotor training on morphological, neurophysiological and functional characteristics of the ankle: a critical review. *Sports medicine*, 39, 591-605.
- Ipekoglu, G., Karabiyik, H., Er, F., Erdogan, C. S., Cakir, E., Koz, M., ... & Colakoglu, F. F. (2018). Does Bosu Training Affect on Dynamic and Static Balance in Adolescent Taekwondo Athletes?. *Kinesiologia Slovenica*, 24(1), 5-13.
- Ivusza, P., Hortobágyi, T., Sebesi, B., Gáspár, B., Fésüs, Á., Varga, M., ... & Vácz, M. (2022). No difference in the acute effects of randomization vs. Blocking of units of lower-

- extremity proprioceptive training on balance and postural control in young healthy male adults. *Frontiers in Physiology*, 13, 824651.
- Jamshidi, M., & Smith, A. W. (1996). Clinical measurement of spasticity using the pendulum test: comparison of electrogoniometric and videotape analyses. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 77(11), 1129-1132.
- Jensen, J. L., Marstrand, P. C., & Nielsen, J. B. (2005). Motor skill training and strength training are associated with different plastic changes in the central nervous system. *Journal of applied physiology*, 99(4), 1558-1568.
- Joghtaei, M., Arab, A. M., Hashemi-Nasl, H., Joghataei, M. T., & Tokhi, M. O. (2015). Assessment of passive knee stiffness and viscosity in individuals with spinal cord injury using pendulum test. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 38(2), 170-177.
- Johnson, M., Polgar, J., Weightman, D., & Appleton, D. (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: an autopsy study. *Journal of the neurological sciences*, 18(1), 111-129.
- Jonnalagedda, P., Deng, F., Douglas, K., Chukoskie, L., Yip, M., Ng, T. N., ... & Garudadri, H. (2016, November). An instrumented glove for improving spasticity assessment. In *2016 IEEE Healthcare Innovation Point-Of-Care Technologies Conference (HI-POCT)* (pp. 167-170). IEEE.
- Ju, S. B., & Park, G. D. (2017). Effects of the application of ankle functional rehabilitation exercise on the ankle joint functional movement screen and isokinetic muscular function in patients with chronic ankle sprain. *Journal of physical therapy science*, 29(2), 278-281.
- Ju, S. B., Park, G. D., & Kim, S. S. (2015). Effects of proprioceptive circuit exercise on knee joint pain and muscle function in patients with knee osteoarthritis. *Journal of physical therapy science*, 27(8), 2439-2441.
- Jull, G., Falla, D., Treleaven, J., Hodges, P., & Vicenzino, B. (2007). Retraining cervical joint position sense: the effect of two exercise regimes. *Journal of orthopaedic research*, 25(3), 404-412.
- Kenneth, F. & Swaiman, J.P. (2017) Muscular Tone and Gait Disturbances. In Swaiman's Pediatric Neurology, 6th ed.; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands.

- Konczak, J., Sciutti, A., Avanzino, L., Squeri, V., Gori, M., Masia, L., et al. (2012). Parkinson's disease accelerates age-related decline in haptic perception by altering somatosensory integration. *Brain* 135(Pt 11), 3371–3379. doi: 10.1093/brain/aws265
- Kowalczyk M, Tomaszewski P, Bartoszek N, Popieluch M (2019) Three-Week Intensive Neuromuscular Training Improves Postural Control in Professional Male Soccer Players. *Polish Journal of Sport and Tourism* 26:14-20. doi: 10.2478/pjst-2019-0009
- Lance JW. (1990) What is spasticity? *Lancet*; Mar 10;335(8689):606.
[https://doi.org/10.1016/0140-6736\(90\)90389-M](https://doi.org/10.1016/0140-6736(90)90389-M)
- Lanshammar, K., & Ribom, E. L. (2011). Differences in muscle strength in dominant and non-dominant leg in females aged 20–39 years—A population-based study. *Physical Therapy in Sport*, 12(2), 76-79.
- Latash, M.L.; Zatsiorsky, V.M.(2016) Muscle Tone. *Biomech. Motor Control 2016*, 85–98.
- Laudner KG, Koschnitzky MM (2010) Ankle muscle activation when using the Both Sides Utilized (BOSU) balance trainer. *The Journal of Strength and Conditioning Research* 24:218-222. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181c490d4
- Leavey, V. J., Sandrey, M. A., & Dahmer, G. (2010). Comparative effects of 6-week balance, gluteus medius strength, and combined programs on dynamic postural control. *Journal of sport rehabilitation*, 19(3).
- Lephart, S. M., Warner, J. J. P., Borsa, P. A., and Fu, F. H. (1994). Proprioception of the shoulder joint in healthy, unstable, and surgically repaired shoulders. *J. Shoulder Elbow Surg.* 3, 371–380. doi: 10.1016/S1058-2746(09)80022-0
- Lim HK, Cho KH, Kim BO, Lee YS. (2006) Pendulum Test and Parameters for Quantitative Evaluation of Spasticity. *Key Engineering Materials*;326, 859-862.
<https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/KEM.326-328.859>
- Lin CC, Ju MS, Lin CW. (2003) The pendulum test for evaluating spasticity of the elbow joint. *Archives of physical medicine and rehabilitation*;84(1), 69-74.
<https://doi.org/10.1053/apmr.2003.50066>
- Lin, Y. C., Lin, I. L., Chou, T. F. A., & Lee, H. M. (2016). Quantitative evaluation for spasticity of calf muscle after botulinum toxin injection in patients with cerebral palsy: a pilot study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13, 1-11.

- Loram, I. D. és Lakie, M. (2002): Direct Measurement of Human Ankle Stiffness during Quiet Standing: The Intrinsic Mechanical Stiffness Is Insufficient for Stability. *Journal of Physiology* 545 (3): 1041–53. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.025049>.
- Loram, I. D., Kelly, S. M. és Lakie, M. (2001): Human Balancing of an Inverted Pendulum: Is Sway Size Controlled by Ankle Impedance? *Journal of Physiology* 532 (3): 879–91. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.0879e.x>.
- Lowrey CR, Strzalkowski ND, Bent LR (2010) Skin sensory information from the dorsum of the foot and ankle is necessary for kinesthesia at the ankle joint. *Neurosci Lett*, 485:6-10.
- Löfvenmark I, Werhagen L, Norrbrink C. (2009) Spasticity and bone density after a spinal cord injury. *Journal of rehabilitation medicine*;41(13), 1080-1084. <https://doi.org/10.2340/16501977-0469>
- Malhotra, S., Cousins, E., Ward, A., Day, C., Jones, P., Roffe, C., & Pandyan, A. (2008). An investigation into the agreement between clinical, biomechanical and neurophysiological measures of spasticity. *Clinical rehabilitation*, 22(12), 1105-1115.
- Martínez-Amat A, Hita-Contreras F, Lomas-Vega R, Caballero-Martínez I, Alvarez PJ, Martínez-López E (2013) Effects of 12-week proprioception training program on postural stability, gait, and balance in older adults: a controlled clinical trial. *The Journal of Strength and Conditioning Research* 27:2180-2188. doi: 10.1519/JSC.0b013e31827da35f
- Masi, A. T., & Hannon, J. C. (2008). Human resting muscle tone (HRMT): narrative introduction and modern concepts. *Journal of bodywork and movement therapies*, 12(4), 320-332.
- Mayer P, Zentai N, Mravcsik M, Bartok H, Radeleczki B, Laczko J. (2022) The effect of body position on the spasticity of quadriceps muscle after spinal cord injury. Program No. 303.15 Neuroscience Meeting Planner. San Diego, CA: Society for Neuroscience; Online
- Meyer, S., Karttunen, A. H., Thijs, V., Feys, H., and Verheyden, G. (2014). How do somatosensory deficits in the arm and hand relate to upper limb impairment, activity, and participation problems after stroke? A Systematic Review. *Phys. Ther.* 94, 1220–1231. doi: 10.2522/ptj.20130271

- Montalvo AM, Schneider DK, Webster KE, Yut L, Galloway MT, Heidt Jr RS, ... & Myer G D (2019) Anterior cruciate ligament injury risk in sport: a systematic review and meta-analysis of injury incidence by sex and sport classification. *Journal of athletic training* 54(5): 472-482. doi: 10.4085/1062-6050-407-16
- Muceli, S., & Farina, D. (2011). Simultaneous and proportional estimation of hand kinematics from EMG during mirrored movements at multiple degrees-of-freedom. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 20(3), 371-378.
- Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2000). The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *Journal of athletic training*, 35(3), 351.
- Nagy E. (2017). Neuroverzum, a motoros kontroll, mint a rehabilitáció alapja. Szeged, SZTE.
- Nigg B, MacIntosh B, Mester J. (2000) Biomechanics and Biology of Movement. Champaign: Human Kinetics.
- Nordmark E, Andersson G.(2002) Wartenberg pendulum test: objective quantification of muscle tone in children with spastic diplegia undergoing selective dorsal rhizotomy. *Developmental Medicine and Child Neurology*;44(1), 26-33.
<https://doi.org/10.1017/s001216220100161x>
- O'Leary, S., Jull, G., Kim, M., & Vicenzino, B. (2007). Specificity in retraining craniocervical flexor muscle performance. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 37(1), 3-9.
- Pearson K, Gordon J: Spinal reflexes in: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. (2000) Principles of Neural Science, fourth edition, The McGraw-Hill Companies, 713-736
- Pfusterschmied, J., Lindinger, S., Buchecker, M., Stöggl, T., Wagner, H., & Müller, E. (2013). Effect of instability training equipment on lower limb kinematics and muscle activity. *Sportverletzung: Sportschaden*, 28-33.
- Pierce SR, Prosser LA, Lee SC, Lauer RT. (2012) The relationship between spasticity and muscle volume of the knee extensors in children with cerebral palsy. *Pediatric physical therapy: the official publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*;24(2), 177.
<https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31824cc0a9>

- Popović Maneski L, Aleksić A, Čobeljić R, Bajd T, Popović DB. (2017) A new method and instrumentation for analyzing spasticity. *IETI Transactions on Ergonomics and Safety*;1(1), 12-27.
- Profeta, V.L.; Turvey, M.T. (2018) Bernstein's levels of movement construction: A contemporary perspective. *Hum. Mov. Sci.* 57, 111–133
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Greene, H. S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, 26(7), 724-730.
- Rahimi, F., Eyvazpour, R., Salahshour, N., & Azghani, M. R. (2020). Objective assessment of spasticity by pendulum test: a systematic review on methods of implementation and outcome measures. *BioMedical Engineering OnLine*, 19, 1-18.
- Rassner G. (2002) *Dermatologie: Lehrbuch und Atlas*. München: Urban und Fischer.
- Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2003). Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(1), 90-95.
- Robinson, C. J., Kett, N. A., & Bolam, J. M. (1988). Spasticity in spinal cord injured patients: 2. Initial measures and long-term effects of surface electrical stimulation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 69(10), 862-868.
- Rogol, I. M., Ernst, G., & Perrin, D. H. (1998). Open and closed kinetic chain exercises improve shoulder joint reposition sense equally in healthy subjects. *Journal of athletic training*, 33(4), 315.
- Romero-Franco N, Martínez-López E, Lomas-Vega R, Hita-Contreras F, Martínez-Amat A (2012) Effects of proprioceptive training program on core stability and center of gravity control in sprinters. *The Journal of Strength and Conditioning Research* 26:2071-2077. doi: 10.1519/JSC.0b013e31823b06e6
- Rossignol, S., Dubuc, R., and Gossard, J.-P. (2006). Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. *Physiol. Rev.* 86, 89–243. doi: 10.1152/physrev.00028.200
- Röijezon, U., Clark, N. C., & Treleaven, J. (2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual therapy*, 20(3), 368-377.

- Sandlund, J., Rőijejon, U., Björklund, M., & Djupsjöbacka, M. (2008). Acuity of goal-directed arm movements to visible targets in chronic neck pain. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 40(5), 366-74.
- Sebesi, B., Fésüs, Á., Varga, M., Atlasz, T., Vadász, K., Mayer, P., ... & Váczi, M. (2021). The indirect role of gluteus medius muscle in knee joint stability during unilateral vertical jump and landing on unstable surface in young trained males. *Applied Sciences*, 11(16), 7421.
- Segal, N. A., Glass, N. A., Torner, J., Yang, M., Felson, D. T., Sharma, L., ... & Lewis, C. E. (2010). Quadriceps weakness predicts risk for knee joint space narrowing in women in the MOST cohort. *Osteoarthritis and cartilage*, 18(6), 769-775.
- Sekir, U., Yildiz, Y., Hazneci, B., Ors, F., & Aydin, T. (2007). Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, 15, 654-664.
- Seo DH, Park GD (2014) Effect of Togu-exercise on lumbar back strength of women with chronic low back pain. *Journal of physical therapy science* 26:637-639. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.637>
- Seo, D. H., & Park, G. D. (2014). Effect of Togu-exercise on lumbar back strength of women with chronic low back pain. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(5), 637-639.
- Sheean, G. (2002). The pathophysiology of spasticity. *European journal of neurology*, 9, 3-9.
- Shepherd G. (1993) Neurobiologie. Berlin Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Sherrington, C. S. (1907). On the proprioceptive system, especially its reflex aspect *Brain* 29, 467–482
- Shumway-Cook, A. (2001). Motor control. *Theory and practical applications*.
- Simons, G.D.; Mense, S. (1998) Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain. *Pain*, 75, 1–17.
- Stein RB, Zehr EP, Lebedowska MK., Popovic DB, Scheiner A, Chizeck HJ. (1996) Estimating mechanical parameters of leg segments in individuals with and without physical disabilities. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* ;4(3), 201-211. <https://doi.org/10.1109/86.536776>

- Stillman B, McMeeken J. (1995) A video-based version of the pendulum test: technique and normal response. *Archives of physical medicine and rehabilitation*;76(2), 166-176. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(95\)80026-3](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(95)80026-3)
- Strøm, M., Thorborg, K., Bandholm, T., Tang, L., Zebis, M., Nielsen, K., & Bencke, J. (2016). Ankle joint control during single-legged balance using common balance training devices—implications for rehabilitation strategies. *International journal of sports physical therapy*, 11(3), 388.
- Swanik, K. A., Lephart, S. M., Swanik, C. B., Lephart, S. P., Stone, D. A., & Fu, F. H. (2002). The effects of shoulder plyometric training on proprioception and selected muscle performance characteristics. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 11(6), 579-586.
- Szentágothai János - Réthelyi Miklós. (1994) *Funkcionális Anatómia (Medicina Kiadó 1989) ISBN 963-241-789-5.*, 458., 1189-1192.
- Tardieu G, Shentoub S, Delarue R.(1954) Research on a technic for measurement of spasticity. *Rev Neurol.*;91:143.
- Treleaven, J. (2011). Dizziness, unsteadiness, visual disturbances, and postural control: implications for the transition to chronic symptoms after a whiplash trauma. *Spine*, 36, S211-S217.
- Tripp, B. L., Faust, D., & Jacobs, P. (2009). Elbow joint position sense after neuromuscular training with handheld vibration. *Journal of athletic training*, 44(6), 617-623.
- Trompetto, C., Marinelli, L., Mori, L., Pelosin, E., Currà, A., Molfetta, L., & Abbruzzese, G. (2014). Pathophysiology of spasticity: implications for neurorehabilitation. *BioMed research international*, 2014(1), 354906. <https://doi.org/10.1155/2014/354906>
- Tucker, K. J., & Türker, K. S. (2004). Muscle spindle feedback differs between the soleus and gastrocnemius in humans. *Somatosensory & motor research*, 21(3-4), 189-197.
- van den Noort, J. C., Scholtes, V. A., & Harlaar, J. (2009). Evaluation of clinical spasticity assessment in cerebral palsy using inertial sensors. *Gait & posture*, 30(2), 138-143.
- van Melick, N., Meddeler, B. M., Hoogeboom, T. J., Nijhuis-van der Sanden, M. W., & Cingel, R. E. (2017). How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PloS one*, 12(12), e0189876.

- Váczai, M., & Tihanyi, J. (2015). A vázizom működésének neuromechanikai alapjai. ISBN 978-963-642-816-7
- Verhagen, E., Van Der Beek, A., Twisk, J., Bouter, L., Bahr, R., & Van Mechelen, W. (2004). The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial. *The American journal of sports medicine*, 32(6), 1385-1393.
- Vodovnik, L., Bowman, B. R., & Bajd, T. (1984). Dynamics of spastic knee joint. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 22, 63-69.
- Waddington, G. S., & Adams, R. D. (2004). The effect of a 5-week wobble-board exercise intervention on ability to discriminate different degrees of ankle inversion, barefoot and wearing shoes: a study in healthy elderly. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(4), 573-576.
- Waddington, G., Seward, H., Wrigley, T., Lacey, N., & Adams, R. (2000). Comparing wobble board and jump-landing training effects on knee and ankle movement discrimination. *Journal of science and medicine in sport*, 3(4), 449-459.
- Wang, K.; McCarter, R.; Wright, J.; Beverly, J.; Ramirez-Mitchell, R. (1993) Viscoelasticity of the sarcomere matrix of skeletal muscles. The titin-myosin composite filament is a dual-stage molecular spring. *Biophys. J.*, 64, 1161–1177.
- Ward, S. R., Eng, C. M., Smallwood, L. H., & Lieber, R. L. (2009). Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate?. *Clinical orthopaedics and related research*, 467(4), 1074-1082.
- Wartenberg R. (1951) Pendulousness of the legs as a diagnostic test. *Neurology*;1:18–18.
<https://doi.org/10.1212/wnl.1.1.18>.
- World Health Organization, T. (2010). *Global recommendations on physical activity for health*. World Health Organization. 26.
- Williams, G. N., Chmielewski, T., Rudolph, K. S., Buchanan, T. S., & Snyder-Mackler, L. (2001). Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 31(10), 546-566.
- Willis Jr, W. D., & Coggeshall, R. E. (2012). *Sensory mechanisms of the spinal cord: Volume 1 primary afferent neurons and the spinal dorsal horn*. Springer Science & Business Media.

- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.
- Winter DA. (2009) Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & sons;97-98.
<https://doi.org/10.1002/9780470549148.ch5>
- Wolburg, T., Rapp, W., Rieger, J., & Horstmann, T. (2016). Muscle activity of leg muscles during unipedal stance on therapy devices with different stability properties. *Physical Therapy in Sport*, 17, 58-62.
- Wu, G., & Chiang, J. H. (1997). The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Experimental brain research*, 114, 163-169.
- Yaggie JA, Campbell BM (2006) Effects of balance training on selected skills. *The Journal of Strength and Conditioning Research* 20:422-428.
- Zech, A., Huebscher, M., Vogt, L., Banzer, W., Hänsel, F., & Pfeifer, K. (2009). Neuromuscular training for rehabilitation of sports injuries: a systematic review. *Medicine & science in sports & exercise*, 41(10), 1831-1841.

SAJÁT PUBLIKÁCIÓK

A disszertáció alapjául szolgáló közlemények

Mayer P, Sebesi B, Vadász K, Laczkó J, Zentai N, Balázs B, Váczi M. (2023) Kinematics and muscle activity of the lower limb during single-leg stance on the two sides of the Togu Jumper FRONTIERS IN PHYSIOLOGY 14 Paper: 1049035 , 9 p. (Q1; IF: 4,755)

Mayer P, Bodor A, Szabó D, Laczkó J, Zentai N. (2024) The effect of body position, leg dominance, and automatic releasing mechanism on quadriceps muscle tone assessed by Pendulum Test in able-bodied persons IDEGGYÓGYÁSZATI SZEMLE-Clinical Neuroscience (elfogadva, szerkesztés alatt) (Q4; IF: 0,9)

A disszertáció témájához kapcsolódó magyar és idegen nyelvű konferenciaközlemények

Mayer, P., Vass, L., & Váczi, M. (2019). KINEMATICS AND MUSCLEACTIVITY OF THE LOWER LIMB DURING ONE LEG STAND ON DIFFERENT SURFACES (PILOT STUDY). In 24th Annual Congress of the EUROPEAN COLLEGE OF SPORT SCIENCE - BOOK OF ABSTRACTS (pp. 649–650).

Mayer P, Sebesi B, Balázs B, Vadász K, Vass L, Laczkó J, Váczi M. (2021) Alsó végtagi izomaktivitás és kinematika vizsgálata instabil felületen végzett egyensúlyozás közben MAGYAR SPORTTUDOMÁNYI SZEMLE 22. : 91(3) pp. 82-82. , 1 p.

Mayer P, Zentai N, Mravcsik M, Bartok H, Radeleczi B, Laczko J. (2022) The effect of body position on the spasticity of quadriceps muscle after spinal cord injury. Program No. 303.15 Neuroscience Meeting Planner. San Diego, CA: Society for Neuroscience; Online

Mayer, P., Bartók, H., Zentai, N., Radeleczi, B., & Mravcsik, M. (2022). Spaszticitás mérése mozgásanalizáló készülékkel éptestű és gerincvelősérült személyeknél. REHABILITÁCIÓ: A MAGYAR REHABILITÁCIÓS TÁRSASÁG FOLYÓIRATA, 32(3), 49.

Mayer, P., Bodor, A., Laczkó, J., & Zentai, N. (2023). Spaszticitás Pendulum teszttel való mérésének függése a testhelyzettől és a teszt indításának módjától. REHABILITÁCIÓ: A MAGYAR REHABILITÁCIÓS TÁRSASÁG FOLYÓIRATA, 33(2–3.), 55–55.

Mayer, P., Bodor, A., Laczkó, J., Szabó, D., & Zentai, N. (2024). A testhelyzet, a végtagdominancia és a pendulum teszt speciális indításainak hatása az alsó végtag izomtónusára. MAGYAR SPORTTUDOMÁNYI SZEMLE, 25(108), 82–82.

Mayer P, Zentai N, Bodor A, Laczko J. (2024): Comparison of investigator-release and automata-release mechanisms when applying Pendulum Test to assess quadriceps muscle tone in able bodied persons. Accepted for presentation at Neuroscience 2024, Annual Meeting of the Society for Neuroscience, taking place October 5, In Chicago, IL, USA

Nem a disszertáció témájához kapcsolódó közlemények

Váczi M, **Nyisztorné Mayer P**, Vass L, Vadász K, Pozsgai M, Sebesi B, Mészler B, Atlasz T. (2018) Térdízületet stabilizáló izmok erejének és aktivitásának szerepe unilaterális felugrásnál és leérkezésnél MAGYAR SPORTTUDOMÁNYI SZEMLE 19 : 75(3) pp. 94-94. , 1 p.

Varga M, **Nyisztorné Mayer P**, Vass L, Vadász K, Sebesi B, Mészler B, Atlasz T, Váczi M. (2018) Térdízületi és medencestabilizáció frontális síkú neurokinematikai mechanizmusai unilaterális felugrásnál MAGYAR SPORTTUDOMÁNYI SZEMLE 19 : 77(5) pp. 78-78. , 1p.

Sebesi B, **Mayer P**, Vass L, Vadász K, Varga M, Mészler B, Atlasz T, Váczi M. (2018) The role of hip joint abductors in stabilizing the knee joint during unilateral jumping and unilateral landing on unstable surface.

Sebesi B, **Nyisztorné Mayer P**, Vass L, Vadász K, Varga M, Mészler B, Atlasz T, Váczi M. (2018) Térdízületi stabilizáció unilaterális felugrásnál és instabil leérkezésnél Konferencia helye, ideje: Budapest, Magyarország 2018.12.07. - 2018.12.08. Budapest: Magyar Sporttudományi Társaság,

Sebesi B, **Mayer P**, Vass L, Vadász K, Varga M, Mészler B, Atlasz T, Váczi M. (2019) The role of gluteus medius muscle in stabilizing the knee joint during jumping and landing on unstable surface In: Proceedings of Global Congress on Physiotherapy, Physical rehabilitation & Sports Medicine 2019-04-22-24. [Dubai, Egyesült Arab Emírségek] pp. 55-55. , 1 p.

Varga M, Atlasz T, Vadász K, Vass L, Mészler B, **Mayer P**, Sebesi B, Váczi M. (2019) Frontal plane neurokinematical mechanisms of knee joint and pelvis stabilization during unilateral vertical jump In: Proceedings of Global Congress on Physiotherapy, Physical rehabilitation & Sports Medicine 2019-04-22-24. [Dubai, Egyesült Arab Emírségek] pp. 56-56. , 1 p.

Sebesi B, **Nyisztorné Mayer P**, Vass L, Vadász K, Varga M, Mészler B, Atlasz T, Váczi M. (2019) The role of hip joint abductors in stabilizing the knee joint during unilateral jumping and unilateral landing on unstable surface In: Csiszár, Beáta; Bódog, Ferenc (szerk.) Medical Conference for PhD Students and Experts of Clinical Sciences : Book of abstracts Pécs, Magyarország : Pécsi Tudományegyetem Doktorandusz Önkormányzat, 87 p. p. 25

Vadász K, **Nyisztorné Mayer P**, Vass L, Varga M, Sebesi B, Mészler B, Atlasz T, Váczi M. (2019) Medenceövi izmok aktivitása unilaterális felugrásnál In: IV. Sporttudományi PhD Szimpózium : Program- és absztraktfüzet p. 58 , 58 p.

Sebesi B, **Nyisztorné Mayer P**, Vass L, Vadász K, Varga M, Mészler B, Atlasz T, Váczi M. (2020) A térdízület direkt és indirekt stabilizációjának biomechanikai vizsgálata = Direct and indirect stabilization mechanisms in the knee joint In: Prisztóka, Gyöngyvér; Pfefferkorn, Laura-Jane; Kertai, Bendegúz (szerk.) XVIII. Szentágothai János Multidiszciplináris Konferencia és Hallgatói Verseny Absztrakt kötet XVIII. János Szentágothai Multidisciplinary Conference and Student Competition Book of Abstracts Pécs, Magyarország : János Szentágothai Scholastic Honorary Society, Faculty of Sciences, University of Pécs 187 p. pp. 173-174. , 2 p.

Varga M, Atlasz T, Vadász K, Vass L, Mészler B, **Mayer P**, Sebesi B, Váczi M. (2020) Összefüggés a gluteus medius aktivitása és a térd valgus között unilaterális felugrással = Association between gluteus medius activity and knee valgus during unilateral vertical jump In: Prisztóka, Gyöngyvér; Pfefferkorn, Laura-Jane; Kertai, Bendegúz (szerk.) XVIII. Szentágothai János Multidiszciplináris Konferencia és Hallgatói Verseny Absztrakt kötet XVIII. János Szentágothai Multidisciplinary Conference and Student Competition Book of Abstracts Pécs: János Szentágothai Scholastic Honorary Society, Faculty of Sciences, University of Pécs 187p. pp 175-177. , 2 p.

Vadász K, **Nyisztorné Mayer P**, Varga M, Sebesi B, Váczi M. (2021) Medenceövi izmokban mért neurokinematikai mechanizmusok unilaterális felugrásnál MAGYAR SPORTTUDOMÁNYI SZEMLE 22. : 91(3) pp. 121-121. , 1 p.

Szabó, D., Kiss, G., Tékus, E., **Mayer, P.**, Váczi, M., Fekete, J. D., ... Mintál, T. (2024). Therapeutic Effectiveness of Postural Treatment on Youth Swimmers' Anterior Shoulder Pain—An Interventional Study. APPLIED SCIENCES-BASEL, 14(4). <http://doi.org/10.3390/app14041486>

Nem a disszertáció témájához kapcsolódó magyar és idegen nyelvű konferenciaközlemények

Nyisztorné, M. P., Vass, L., & Váczi, M. (2018). Lábszárizmok erejének, aktivitásának és a boka propiocepciójának vizsgálata bokaszalag sérülteknél a sportrehabilitáció kezdetén. MAGYAR SPORTTUDOMÁNYI SZEMLE, 19(3(75)), 71–72.

Mayer, P., & Vass, L. (2019). Hosszú távú, gyalogos zárandoklatok testmozgást befolyásoló hatásai. MAGYAR SPORTTUDOMÁNYI SZEMLE, 20(2(79)), 63.

Vadász K, **Nyisztorné Mayer P**, Vass L, Varga M, Sebesi B, Meszler B, Atlasz T, Váczi M. (2019) Gluteus medius, quadratus lumborum és erector spinae izmok aktivitása különböző terhelésű függőleges felugrási kondíciók alatt In: XVI. János Szentágothai Multidisciplinary Conference and Student Competition – Abstracts. Pécs, Magyarország : János Szentágothai Scholastic Honorary Society, Faculty of Sciences, University of Pécs, pp. 212-212. , 1 p

Vadász K, **Nyisztorné Mayer P**, Vass L, Varga M, Sebesi B, Meszler B, Atlasz T, Váczi M. (2019) Gluteus medius, quadratus lumbroum, and erector spinae muscle activity during vertical jump with various loads In: Bunc, V.; Tsolakidis, E. (szerk.) 24th Annual Congress of the european college of sport science - book of abstracts. Köln, Németország : European College of Sport Science, pp. 29-29. , 1 p.