

# Az izomaktiváció, az elasztikus energia és a kinematikai mozgásminta hatása a függőleges felugrás eredményére

Doktori értekezés

**Kopper Bence**

Semmelweis Egyetem  
Sporttudományi Doktori Iskola



Témavezető: Dr. Tihanyi József, egyetemi tanár, D.Sc

Hivatalos bírálók: Dr. Kiss Rita, egyetemi docens, C.Sc  
Dr. Gyimes Zsolt, egyetemi docens, Ph.D

Szigorlati bizottság elnöke: Dr. Radák Zsolt, egyetemi tanár, D.Sc  
Szigorlati bizottság tagjai: Dr. Barabás Anikó, egyetemi docens, C.Sc  
Dr. Pavlik Gábor, professor emeritus, D.Sc  
Dr. Tóth Orsolya, főiskolai docens, Ph.D

Budapest  
2012

**TARTALOMJEGYZÉK**

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE.....	4
BEVEZETÉS.....	5
PROBLÉMAFELVETÉS.....	7
IRODALMI ÁTTEKINTÉS.....	10
A harántcsíkolt izom felépítése .....	10
Excentrikus-koncentrikus kontrakció.....	10
A harántcsíkolt izom elasztikus energiatárolási képessége.....	11
Aktivációs szint .....	12
Passzív elasztikus elemek.....	13
Az elasztikus energia felhasználásának korlátai .....	14
A nyújtásos –rövidüléssel ciklus átkapcsolási szakasza.....	15
Energetikai viszonyok vizsgálata függőleges felugrások során.....	15
Mozgásmintázat függőleges felugrások különböző fajtáinál .....	19
Az alsó végtagok ízületeinek mozgásterjedelme.....	22
Az irodalmi ismeretek összefoglalása .....	23
CÉLKITŰZÉSEK.....	24
HIPOTÉZISEK.....	25
MÓDSZEREK.....	27
Vizsgált személyek.....	27
Vizsgálat lefolyása.....	27
Vizsgálati eszközök .....	30
Kinematikai adatok felvétele.....	30
Az izmok elektromos aktivitásának mérése.....	31
Számítások.....	32
Testmodell, a tömegközéppont kinematikai adatai.....	32
Energia, teljesítmény.....	36
Elektromos aktivitás.....	38
Izomhossz, sebesség, gyorsulás modellezése.....	38

A nyújtásos-rövidüléssel kontrakció átkapcsolási szakasza .....	40
Ízületi szögek $V_0$ és $V_{MAX}$ helyzetekben. ....	41
Talajreakcióerő. ....	42
Statisztikai számítások. ....	42
EREDMÉNYEK. ....	43
Felugrási magasság. ....	43
Izomkontrakciók maximális sebessége az ízületi nyújtás során .....	44
Izomkontrakciók átlag gyorsulása az ízületi nyújtás során .....	46
Gyorsulások az átkapcsolási idő alatt. ....	50
Mechanikai energia. ....	53
Teljesítmény .....	55
Térdízületi szögek. ....	57
Bokaízületi szögek. ....	58
Csípőízületi szögek. ....	59
Tömegközéppont függőleges helyzete az ugrások különböző fázisaiban. ....	60
Az ugrások különböző fázisai között eltelt idő .....	60
A tömegközéppont függőleges sebessége .....	61
A tömegközéppont függőleges gyorsulása. ....	62
A törzs függőlegessel bezár szöge a tömegközéppont legalsó helyzetében. ....	64
Az izmok elektromos aktivitása .....	64
Ízületi szöghelyzetek $V_0$ és $V_{MAX}$ helyzetekben. ....	67
Ízületi aktivációs sorrend. ....	68
Ízületi aktivációk közötti időeltérés. ....	69
Ízületi aktivációs idő és függőleges emelkedés időtartamának hányadosa. ....	71
MEGBESZÉLÉS .....	72
Vizsgálat kivitelezésének szempontjai .....	72
Elasztikus energiátárolás és visszanyerés. ....	73
Felugrási magasság. ....	74
A nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása. ....	74
A kis ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása .....	75

A kis és nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása...	75
Izomkontrakciók maximális sebessége az ízületi nyújtás során .....	76
Izomkontrakciók átlagos gyorsulása az ízületi nyújtás során .....	77
Gyorsulások az átkapcsolási idő alatt.....	78
Mechanikai energia .....	79
Teljesítmény .....	79
A TKP kinematikai adatainak elemzése.....	81
A nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása.....	81
A kis ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása .....	81
A kis és nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása...	82
A TKP kinematikai adatainak összefoglalása .....	82
Aktivációs időtartam és az izmok elektromos aktivitása .....	83
Aktivációs szint nagy ízületi hajlításnál .....	84
Aktivációs szint kis ízületi hajlításnál .....	84
A kis és nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások aktivációs szintjeinek összehasonlítása .....	85
Az aktivációs szint és az elasztikus energiátárolás kapcsolata .....	85
Ízületi aktivációs sorrend és az ízületek kinematikája .....	87
A nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása.....	87
A kis ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása .....	88
A kis és nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása...	91
KÖVETKEZTETÉSEK .....	92
Döntések a hipotézisekről.....	92
ÖSSZEFOGLALÁS .....	99
SUMMARY.....	100
IRODALOMJEGYZÉK .....	101
SAJÁT PUBLIKÁCIÓK JEGYZÉKE .....	108
KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS .....	109

**RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE**

CMJ	Countermovement jump – előzetes lendületvétellel (súlypontosüllesztéssel) végrehajtott függőleges felugrás
DJ	Drop jump – mélybeugrásból lendületvétellel végrehajtott függőleges felugrás
KIH	Kis ízületi hajlítás (tömegközéppont legalsó helyzetében térdszög 40°)
NIH	Nagy ízületi hajlítás (tömegközéppont legalsó helyzetében térdszög 80°)
rmsEMG	Összesített EMG adatok legkisebb négyzetek módszere alapján
SJ	Squat jump – guggolásból (nyugalmi helyzetből) végrehajtott függőleges felugrás
SSC	Nyújtásos-rövidüléssel ciklus
Takt	Aktivációs idő
Texc	Excentrikus kontrakció időtartama
Tkonc	Koncentrikus kontrakció időtartama
TKP	Tömegközéppont
V <sub>0</sub>	Ízületi szöghelyzet a nyújtás kezdetén
V <sub>MAX</sub>	Ízületi szöghelyzet a maximális ízületi szögsebességnél

## BEVEZETÉS

A biomechanika egyik jelentős kutatási területe az izomkontrakciók vizsgálata. Bár az emberi mozgások pontos megértése szempontjából nélkülözhetetlen volna az izomkontrakciók törvényszerűségeinek részletes megismerése, az izom-ín rendszer tulajdonságainak leírása számos problémát vet fel. Az izomkontrakciók vizsgálata során felmerülő problémák közül az egyik legfontosabb, hogy az izomerő *in vivo* körülmények között nem mérhető, csak becsléseket lehet tenni az izomfeszülés nagyságára. Ennek egyik legfontosabb oka az, hogy az emberi mozgatórendszer nagyon összetett, egy mozgás kivitelezése sok izom együttes, koordinált, időben változó feszülésének az eredménye. Minél pontosabban szeretnék feltérképezni a kutatók a mozgások *in vivo* vizsgálata során a végrehajtás törvényszerűségeit, annál több változót és paramétert kellene figyelembe venni. Probléma, hogy ezeknek a változóknak az összességét a kivitelezés eredményeinek értékelésekor nem lehet különválasztani. Például egy mozgás kinematikai paramétereinek ismeretében a kapott adatokból az izomerőt az egyes izmokra lebontani lehetetlen. További ok, hogy bár már léteznek invazív eljárások az izomkontrakció mérésére *in vivo* körülmények között is, a mérőeszközök felhelyezése után ezek hosszú távú hatásai és a károsodások kockázata és mértéke előre nem tudható, emiatt használatuk etikai szempontból problémába ütközik. Ilyen szempontok miatt az *in vivo* vizsgálatok adatai gyakran csak indirekt eredményekre vezetnek.

A kutatások egyik legfontosabb kérdése, hogy hogyan lehet nagyobb erőt, nagyobb teljesítményt elérni egy mozgás végrehajtása során. Sportmozgások esetén, amikor a győzelem a maximális teljesítmény elérésén múlik, különösen fontos megtalálni azt az optimális kivitelezéshez tartozó mozgásmintázatot, amellyel a legjobb eredmény érhető el. A sérülések és a rehabilitáció tekintetében pedig lényeges annak ismerete, hogy hogyan lehet az egészséges izmokat hatékonyabban használni, ezzel tehermentesítve a sérült vagy a mozgásban csak korlátozottan résztvevő ízületeket, izmokat. Sok tényezőről: a kivitelezés időtartamán, az ízületi mozgásterjedelem nagyságán, az ízületek közötti koordináción, az izomkontrakciók fajtáin múlik, hogy elérhető-e egy optimális végrehajtás. Egyes összetevőkben történő kismértékű változás is nagymértékben befolyásolja a mozgás eredményét, emiatt ezeknek az összetevőknek a vizsgálati

eredményei nagyon hasznosnak bizonyulhatnak mind az élsportban a sportolók és az edzők, mind a rehabilitációban a betegek és kezelőorvosaik számára.

Vizsgálatunk során arra kerestük a választ, hogy a felugrás, mint mozgásforma különböző végrehajtásai során, amennyiben a cél a maximális teljesítmény elérése, milyen tényezők és mekkora mértékben befolyásolják a mozgás eredményét. Melyek a lényeges és kevésbé lényeges paraméterek a lehető legjobb eredmény eléréséhez. Amennyiben sikerülne egy adott mozgásfajtánál meghatározni a teljesítményt befolyásoló legfontosabb paramétereket, akkor a sportolók és edzőik a felkészülés folyamatában hatékonyabb edzésprogramot tudnának kialakítani, illetve az optimális mozgásforma alkalmazásával a versenyeken jobb eredmények érhetők el.

## PROBLÉMAFELVETÉS

Maximális erő kifejtéssel végrehajtott összetett mozgások esetén az izmok által kifejtett erőt, elvégzett munkát és teljesítményt számos tényező együttesen befolyásolja. Az esetek többségében az ízületi nyújtást ízületi hajlítás előzi meg, ami az izmok excentrikus kontrakcióját eredményezi a koncentrikus kontrakciót megelőzően. Ebben az esetben a koncentrikus szakaszban mért teljesítmény nem független az ezt megelőző excentrikus szakasz kivitelezésétől. Az izmok előzetes nyújtásának nagysága, időtartama, a nyújtás során alkalmazott külső terhelés nagysága mind befolyásolják az azt követő izomrövidülés alatti munkavégzést. Az előzetes nyújtás hatására megnőhet az izmok feszülése, nagyobb lehet a kontraktilis elemek aktivációs szintje, elasztikus energia tárolódhat a passzív elasztikus elemekben és a mozgásmintázat is módosulhat. Ezek a hatások együttesen határozzák meg a teljesítményt az izom rövidülése alatt létrejövő munkavégzés során.

Az egyik eldöntendő kérdés, amiben az álláspontok nem egységesek, hogy fel lehet-e használni az izmok elasztikus komponenseinek megnyúlását rugalmas energia tárolására, és ez az energia felhasználhatóvá válik-e a mozgás későbbi fázisában, ezzel növelve a hatékonyságot. Abban sincs egyértelmű álláspont, hogy ha fel lehet használni az elasztikus energiát, erre a koncentrikus kontrakció melyik szakaszában kerül sor. Bár *in vitro* esetben a kérdés eldöntött, de *in vivo* kísérletek során a vizsgálatok lehetőségei korlátozottak, és a korábban kapott eredmények sem egyértelműek.

A másik eldöntendő kérdés, hogy a különböző amplitúdóval (ízületi szögváltozással) végrehajtott mozgás hogyan befolyásolja az izmok előzetes megnyújtását, majd rövidülését és az ízületek nyújtásának sorrendjét, vagyis a mozgásmintázatot.

Vizsgálatunkban maximális erő kifejtéssel végrehajtott függőleges felugrások elemzését végeztük. Azért a függőleges felugrást választottuk, mert a függőleges felugrások megfigyelése általánosan elfogadott módszer az izomműködés *in vivo* leírásánál. Emiatt a felugrások különböző fajtáit az elmúlt negyven év alatt részletesen vizsgálták.



Ugyanakkor továbbra is tisztázatlan, hogy az izmok előzetes megnyújtása milyen módon növeli a felugrás magasságát, azaz a pozitív munkavégzés nagyságát. Az eddigi vizsgálatok nem fordítottak elegendő figyelmet arra, hogy az ízületek hajlításának mértéke hogyan befolyásolja az elasztikus energia tárolását és az izmok aktivációs szintjét, illetve az ízületek nyújtási sorrendjét.

Két kivitelezési fajtát vizsgáltunk: az egyik esetben az ízületi mozgásterjedelem szempontjából nem volt semmilyen korlátozó tényező, a vizsgálati személyek szabadon hajthatták végre a felugrást. Ilyen felugrások azonban a valós életben ritkán jönnek létre, az esetek nagy részében a kivitelezést valamilyen korlátozó tényező befolyásolja. A sportmozgások esetén gyakran nincs lehetőség a felugrás teljesen szabad kivitelezésére, mivel a rendelkezésre álló idő, vagy a mozgás amplitúdója korlátozott, emiatt a végrehajtás jelentősen módosulhat a szabadon végrehajtott felugráshoz képest. A másik esetben ezért korlátoztuk a térdízület maximális szögváltozását. Az volt a célunk, hogy megközelítőleg hasonló ízületi szögelfordulást hozzunk létre, mint amellyel az emberek (különösképpen a sportolók) futnak, ugranak, szökdelnek. Mivel az elasztikus energiafelhasználás kérdésében nincs egyértelműen elfogadott álláspont, egy összetett vizsgálat kivitelezésével reményeink szerint számos még eldöntendő kérdésre választ tudunk adni. Véleményünk szerint nem dönthető el egyértelműen, hogy az elasztikus energia milyen mértékben tárolható és használható fel a mozgások során. Feltételezésünk szerint az izmok előzetes nyújtásának módja, nagysága és időtartama, a nyújtás során alkalmazott külső terhelés nagysága jelentősen befolyásolja az energia tárolásának és visszanyerésének lehetőségét.

A kivitelezés során a mozgásmintázat és az izmok előzetes megnyújtásának kapcsolatát is vizsgálták korábban, de az ízületi szögek nem voltak kontrollálva, emiatt az eredmények a különböző kivitelezéseket figyelembe véve nehezen összehasonlíthatóak. Tudomásunk szerint olyan vizsgálatot pedig, amelyben a térdízület hajlásszöge és emiatt a teljes mozgástartomány a különböző kivitelezéseknél a mi vizsgálatunkban meghatározott mértékben korlátozott, még egyáltalán nem végeztek. Feltételeztük, hogy amennyiben az excentrikus kontrakció során az ízületek elfordulásának amplitúdója kismérvű (mint például magasugrás esetében), a végrehajtás során az ízületi aktiváció mintázata a különböző kivitelezési fajtákat összehasonlítva eltér attól az esettől, mint

amikor az ízületek jelentősen nagyobb mértékben hajolnak be. Emiatt, amennyiben az ízületek elfordulásának amplitúdója kismérvű, a különböző kivitelezéseknél az eltérő mozgásmintázat befolyásolja a felugrás eredményét.

## **IRODALMI ÁTTEKINTÉS**

### **A harántcsíkolt izom felépítése**

Az emberi mozgások izomkontrakciók hatására létrejövő ízületi elfordulások eredményeként jönnek létre. Az izomrostokat szarkomerek építik fel, melyekben aktin és miozin filamentumok között kereszthidak kapcsolódása révén aktomiozin keletkezik miközben létrejön a kontrakció, amely eredményeképpen az izom erőt fejt ki és munkát végez (Huxley és Simmons 1971). Az erőt az izomrost és a csont között inak közvetítik (Patel és Lieber 1997, Huijing 1999, Monti és mtsai 1999, Young és mtsai 2000). Az izomkontrakciókat három csoportra osztjuk aszerint, hogy történik-e izomhosszváltozás: (a) amennyiben az aktivált izom hossza csökken, akkor koncentrikus kontrakcióról, (b) ha nem történik hosszváltozás izometriás kontrakcióról (c) és ha megnövekszik az izom hossza, excentrikus kontrakcióról beszélünk. Az izmok kinematikai és dinamikai viselkedése ezekben az esetekben jól ismert, régóta elfogadott matematikai modellekkel igen jó közelítéssel leírható (Hill 1938). A jelenleg használt izommodellekben megkülönböztetjük a kontraktilis elemeket és az ezekkel sorban és párhuzamosan kapcsolt elasztikus elemeket. A kontraktilis elemek, amelyek alapegysége a szarkomer, a központi idegrendszerből illetve gerincvelői reflex hatására létrejövő idegi aktiváció hatására képesek feszülésüket növelni (erőt kifejteni). Az izom kontraktilis elemei által kifejtett erő a sorba kapcsolt elasztikus elemeken keresztül közvetítődik a csontokra és az így létrejövő forgatónyomaték elfordulást hozhat létre az ízületekben. Gerincesek esetében a legfontosabb sorbakapcsolt elasztikus elem az izom végén található ín (vagy inak) (Alexander 1974, Fukashiro és Komi 1987).

### **Excentrikus-koncentrikus kontrakció**

Életszerű körülmények között az egyes kontrakciótípusok nem különülnek el egymástól. Az esetek többségében a helyváltoztató mozgásunk során az izmok koncentrikus kontrakcióját (rövidülését) megelőzi azok excentrikus kontrakciója (megnyúlása). Ezt a kapcsolt működést nevezik nyújtásos-rövidüléssel (stretch-shortening, SSC) ciklusnak. Az SSC során az előzetes nyújtás nagysága, időtartama,

sebessége, gyorsulása, a kezdeti ízületi szöghelyzet és a kontraktilis elemek aktivációs szintje együttesen befolyásolják a koncentrikus kontrakció szakaszában a feszülés mértékét. Emiatt a koncentrikus fázisban mért feszülés mértéke nem független az előzetes nyújtás körülményeitől. Mivel az emberi mozgások - különösen a sportmozgások – végrehajtása során az SSC igen gyakran fordul elő, részletes vizsgálatokat folytattak a törvényszerűségek megismerésére, de éppen a befolyásoló tényezők nagy száma miatt számos kérdés még nem tisztázott.

### **A harántcsíkolt izom elasztikus energiatárolási képessége**

Aktivált izomban izometriás kontrakció alatt a kontraktilis elemek (szarkomerek) rövidülnek, miközben a sorbakapcsolt elasztikus elemek feszülése mellett hosszuk is növekszik. Ha izometriás körülmények között maximálisan aktivált izmot egy külső erő megnyújtja, az izom feszülése megnő a passzív elasztikus elemek hosszváltozásával együtt. A kísérleti beállítástól függően izolált izmok esetén a megnyújtás során mért erő kétszerese is lehet az azonos hosszon mért maximális izometriás erőnek (Abbott és mtsai 1952, Hill és Howarth 1959, Cavagna és mtsai 1968, Edman és mtsai 1978, Julian és Morgan 1979). Ezek a kísérletek bebizonyították, hogy a nyújtás során mért nagyobb erő nagyrészt a sorba és párhuzamosan kapcsolt passzív elemek megnyúlása közben megnövekedett feszülésnek tulajdonítható. A megnyúlás alatt a passzív elemek elasztikus energiát tárolnak, amelynek nagysága az inak morfológiai és mechanikai tulajdonságától függ. (Alexander és Bennet-Clark 1977, Morgan és mtsai 1978, Józsa és Kannus 1997).

Csaknem négy évtizede ismert, hogy az izom megnyújtását követő koncentrikus kontrakció alatt az izom nagyobb munkavégzésre képes, mint a nyújtás nélküli rövidülés alatt (Cavagna és mtsai 1968, 1971, Edman és mtsai 1978). A megnövekedett munkavégző képességet kezdetben az izmok elasztikus elemeiben tárolt energiának tulajdonították a kutatók, amelyet vizsgálati eredmények is alátámasztottak (Edman és mtsai 1978). Ezek a megállapítások elsősorban izolált állati izmokon végzett *in vitro* kísérletekre vonatkoznak, amikor az izmok megnyújtása elektromos úton maximális ingerelt állapot elérése után történt. Ebben az esetben az izom aktív feszülése nem növekszik tovább. Következésképpen minden nyújtás alatti feszülés növekedés az elasztikus elemek nyújtással szembeni ellenállásából (passzív feszülés növekedés)

keletkezik. A kísérletek alapján az így tárolt elasztikus energia visszanyerhető az izom rövidülése alatt (Edman és mtsai 1978, Herbert és Crosbie 1997).

*In vivo* körülmények között azonban az izmok nincsenek maximálisan ingerelt állapotban a nyújtás előtt. Emiatt az izmokban a feszülés mértéke a maximális izometriás kontrakciónál mérhetőnél kisebb a nyújtás kezdetekor, majd a nyújtás közben annak köszönhetően, hogy az izom aktivációs szintje megnövekszik, az izom kontraktilis elemeiben megnő a feszülés, miközben a passzív elasztikus elemek megnyúlnak. A megnyúlás alatt a kontraktilis elemek és a külső megnyújtó erő együttesen munkát végeznek a passzív elasztikus elemeken a rendelkezésre álló energiával. Ennek az energiának egy része alakul át elasztikus energiává az izom passzív elemeiben. Bizonyos feltételek érvényesülése esetén ennek a tárolt elasztikus energiának egy része visszanyerhető az izmok rövidülése alatt, fokozva az izom pozitív munkavégzésének nagyságát (Cavagna és mtsai 1968, 1977; Alexander 1974, 1984, Edman és mtsai 1978, Anderson és Pandy 1993).

Az emberi séta, futás és szökdelés vizsgálata során számos vizsgálat jutott arra a következtetésre, hogy ciklikus mozgáskor a végtagok lassításához szükséges munkánál felhasznált energia egy részét az elasztikus elemekben tárolja az izom, és ezt az energiát később felhasználja a végtagok gyorsításánál (Hof és mtsai 1983, Alexander 1984, Fukashiro és mtsai 1995). Hof és mtsai (1983) azt is feltételezték, hogy az elasztikus elemek megnyúlása közben a kontraktilis elemek hosszváltozása minimális, és emiatt a kontraktilis elemek az optimális hosszon képesek erőt kifejteni, miközben az aktiváció együtt változik a feszüléssel. Schenau és mtsai (1997) is egyetértenek azzal, hogy a folyamatosan ismétlődő mozgásoknál, ahol az aerob és anaerob energia felszabadulás korlátozott, az elasztikus energiátárolásnak komoly szerepe van, de véleményük szerint csak kis amplitúdójú ízületi szögváltozásnál és csak bizonyos ugrási frekvenciáknál.

### **Aktivációs szint**

Az izom megnyújtását követő koncentrikus kontrakció alatt létrejövő nagyobb munkavégző képességre egy másik magyarázat az, hogy az izom megnyújtásának hatására a központi idegrendszeri vezérlés vagy a gerincvelői reflex hatására kiváltott ingerület eredményeként megnő a rostok kontraktilis elemeinek aktivációs szintje, ami nagyobb erő kifejtést tesz lehetővé a koncentrikus fázisban. A kontraktilis elemek aktív

állapotáról közvetlen információt szolgáltat a felületi elektródákkal mérhető EMG jel. A maximális aktivációs állapotot az izmok nem érik el azonnal, korábbi vizsgálatok kimutatták, hogy lendületvétellel végrehajtott függőleges felugrásoknál ehhez megközelítően 200-400ms időtartamra van szükség (Bobbert és mtsai 1996, Schenau és mtsai 1997).

SSC esetén a koncentrikus fázisban mért nagyobb aktivációs szintet egyszerre két jelenség is befolyásolja: egyrészt az excentrikus és a koncentrikus kontrakció együttes időtartama hosszabb, mint a tisztán koncentrikusé, emiatt a kontraktilis elemek aktivációjának időtartama nagyobb, (Bellanger és McComas 1981, Bobbert és mtsai 1996), másrészt maximális erő kifejtésnél az izom aktivációs szintje nem független a kontrakció sebességétől sem, nagyobb nyújtási sebesség hatására nagyobb elektromos aktivitás mérhető (Babault és mtsai 2001). Ettema és mtsai (1992) ezzel szemben kimutatták, hogy az izmok aktivációja nagyobb lesz, amennyiben a kontrakció hosszabb úton következik be, míg meglepő módon vizsgálatukban a nagyobb sebességű kontrakció nem eredményezett nagyobb aktivációt.

SSC esetén, az excentrikus fázisban kisebb EMG érték mérhető az ezt követő koncentrikus fázissal összehasonlítva, miközben a forgatónyomaték nagysága megegyezik a két fázisban (Enoka 1996, Fang és mtsai 2001, Grabiner és Owings 2002). Ugyanakkor, Takarada és mtsai (1997) nem találtak szignifikáns korrelációt a megnövekedett munkavégzés és a megnövekedett EMG aktivitás között.

### **Passzív elasztikus elemek**

Az izmok működésénél három egységet különböztetünk meg: a kontraktilis elemeket, az ezekkel párhuzamosan kapcsolt elasztikus elemeket, és a mindkettővel sorba kapcsolt elasztikus elemeket. Ez a három egység együtt felelős az izmok biomechanikai tulajdonságaiért. Bár hosszú nyújtás esetén nem lehet eltekinteni a párhuzamos elemek (izompólya, rostmembrán, kereszthidak) deformációjától sem, emiatt feltételezhető, hogy a párhuzamosan kapcsolt elasztikus elemekben is létrejön bizonyos mértékű feszülés, az elasztikus energiafelhasználás szempontjából a sorbakapcsolt elasztikus elemek szerepe a legjelentősebb. Különösen abban az esetben, ha az izmok nyújtása a nyugalmi hosszon, vagy annál rövidebben következik be, amikor a párhuzamos elasztikus elemek feszülése feltételezhetően minimális, emiatt bennük az elasztikus

energiatárolás mértéke is elhanyagolható (Cavagna 1977, Biewener és mtsai 1981, Roberts és mtsai 1997). Sorbakapcsolt elasztikus elemek valójában az inakat tekintjük, melyek nagyrészt kollagénből és elasztinból álló rugalmas szövetek. Külső erő hatására az inak megnyúlnak, miközben feszülés jön bennük létre. A feszülés nagyságát az adott ínra jellemző „stiffness” értékből lehet a megnyúlás ismeretében meghatározni (Kubo és mtsai 1999). Miközben az inak rugalmasan megnyúlnak, bennük energia tárolódik, melyet a külső, nyújtó erő csökkenésekor a rövidülés során munkavégzésre lehet felhasználni.

### **Az elasztikus energia felhasználásának korlátai**

Az elasztikus energiafelhasználás mértékét befolyásolja a mozgás kivitelezésének gyorsasága, és az ízületi szögelfordulás amplitúdója (Rack és Westbury 1974). Amennyiben az izmok megnyújtása gyorsan következik be, és az ízületi mozgás amplitúdója kicsi, a kontraktilis elemek hossza nem változik, miközben a sorbakapcsolt elasztikus elemek megnyúlása következik be. Ebben az esetben a kontrakciós fázisban jelentős mértékű elasztikus energia visszanyerése történik (Fukunaga és mtsai 1996, Finni és mtsai 2003). Abban az esetben viszont, ha a mozgás amplitúdója nagyobb, és a nyújtás lassabban következik be, lényegesen kisebb az energia visszanyerésének mértéke (Griffiths 1991, Kawakami és mtsai 2002), amennyiben pedig nem azonnal követi a koncentrikus kontrakció az excentrikusat, szintén csökken az elasztikus energiafelhasználás lehetősége (Cavagna 1977). A jelenség Minettei és mtsai (1997) szerint futásnál és sétánál azért következik be, mert a nagyobb mozgásterjedelemnél és nagyobb kivitelezési időtartam alatt a feszülés az izmokban nem állandó, illetve egyenletesen változó. Valószínű, hogy a központi idegrendszeri vezérlés miatt a finomkoordináció kismértékben folyamatosan változtatja a feszülés mértékét, és emiatt a feszülésben vibráció jön létre. Minettei és mtsai (1997) szerint a vibráció azt eredményezi, hogy a kereszthidak egy részénél megszűnik a kapcsolat, miközben máshol létrejön, de eközben a feszülés nem állandó. A folyamatos változás a feszülésben energiaigényes folyamat, ami elsősorban hő formájában megnyilvánuló energiavesztésként jelentkezik. Emiatt a felhasználható energia jelentős része nem a mechanikai munkára fordítódik. Winter (1997) szerint kocogás esetén mivel az ízületi szögelfordulás amplitúdója és a nyújtás időtartama nagyobb, a kereszthidak egy részénél a kontraktilis elemek hosszváltozása az aktomiozin kapcsolat megszűnését

eredményezi, ami miatt csökken a feszülés, miközben a viszkoelasztikus komponensek elnyelik az energia egy részét, ami a felhasználható elasztikus energia csökkenését eredményezi.

### **A nyújtásos –rövidüléssel ciklus átkapcsolási szakasza**

Az átmenetet az excentrikus és koncentrikus kontrakció között átkapcsolódási szakasznak nevezik, amely hosszabb-rövidebb ideig tarthat, és amelynek hosszát több tényező is befolyásolhatja. Az átkapcsolási szakasz időtartamának meghatározása a hosszváltozás-idő vagy ízületi szögváltozás-idő görbék alapján történik (Bosco és mtsai 1982). Abban az esetben, ha a váltás az excentrikus kontrakcióról a koncentrikus kontrakcióra nem akadályoztatott az átkapcsolási időtartam néhányszor tíz milliszekundumos és emiatt megmérése meglehetősen nehéz. Ha valamilyen okból az átkapcsolás időben elnyúlik, viszonylag könnyebb a meghatározása (Zameziati és mtsai 2006), mert a hosszváltozás-idő görbével szinkronban regisztrált erő-idő görbe alakja megváltozik, azaz az izom megnyúlásának befejezésekor mérhető legnagyobb erő először csökkenni kezd, majd a koncentrikus kontrakció megkezdésekor ismét növekedni kezd. Az erő csökkenése és újbóli növekedése között eltelt idő az átkapcsolási idő. Minél hosszabb az átkapcsolási idő, annál nagyobb az izom feszülésének (erőkifejtésének) csökkenése, amely egyben az elasztikus elemekben tárolt energiavesztéssel arányos. A rövid izomnyújtást követő azonnali izomrövidülés során az átkapcsolási szakasz azonban rövid, azaz az ízületi hajlítást időkésés nélkül követi a nyújtás. Ennek következtében az erő-idő görbén csak egy csúcs található (Zameziati és mtsai 2006).

Több ízületi mozgások esetében még nehezebb az átkapcsolási szakasz meghatározása, mert az egyes ízületekben a behajlás és kinyúlás különböző időpontban történik. Ezért az ízületi szög-idő görbe elnyúló, de nem teljesen egyenes. A talajreakció erő-idő görbe sem mutat olyan egyértelmű változást, mint egy izom kontrakciója esetén.

### **Energetikai viszonyok vizsgálata függőleges felugrások során**

Az SSC *in vivo* vizsgálatára, az esetek többségében kétféle páros lábbal végrehajtott függőleges felugrási forma összehasonlítása szolgált (Asmussen és Bonde-Petersen 1974a, Komi és Bosco 1978, Golhoffer és mtsai 1992, Fukushima és mtsai 1995, Bobbert és mtsai 1996, Bobbert és Soest 2001, Gehri és mtsai 1998, Markovic és Jaric



2005, Moran és Wallace 2007, Caserotti és mtsai 2008). Az egyik esetében, azért hogy kizárják az izmok megnyújtását – aminek következtében el lehet kerülni az elasztikus energiátárolást- a felugrás guggoló helyzetből kezdődött az ízületek gyors kinyújtásával. A legtöbb esetben a vizsgálati személy szabadon megválaszthatta a kiindulási helyzetet, a cél a lehető legnagyobb emelkedési magasság elérése volt. A guggoló helyzetben a térd ízületi szöge emiatt általában 80-90 fok volt (Komi és Bosco 1978, Bobbert és mtsai 1996). Ezt az ugrásfajtát „squat jumpnak” (SJ) nevezik az irodalomban. A másik fajta felugrásnál a személyek a teljesen nyújtott ízületeiket gyorsan behajlították, majd gyorsan megállították az ízületi hajlítást, amit az ízületek gyors kinyújtása és a felugrás követett. Ezt a felugrási formát countermovement jumpnak (CMJ) nevezik.

Amikor az ízületek behajlásának kezdetén a tömegközéppont (TKP) függőlegesen elmozdul lefelé, az izmok aktivációs szintje alacsony, emiatt kezdetben kevés ellenállást fejtenek ki a gravitációs erővel szemben, hogy minél nagyobb sebességre gyorsulhasson fel a TKP. Ezt követően a TKP lefelé irányuló mozgása lassul az izmok növekvő feszülésének következtében, vagyis az izmok aktivációs szintje fokozatosan növekszik, és amikor az ízületek behajlása megáll és a TKP a legalsó helyzetébe kerül, az izmok feszülése eléri adott körülmények között lehetséges maximális értékét. A TKP megállításához az alsó végtag feszítő izmainak meg kell állítani az ízületek behajlását, ami miatt az izmok feszülése lényegesen nagyobb a TKP legalsó helyzetében, mint SJ esetén, és emiatt az ízületek nyújtásának kezdetén is nagyobb a gyorsulás SJ-vel összehasonlítva (Finni és mtsai 2000, 2003).

A CMJ függőleges emelkedési nagyságát összehasonlítva az SJ eredményével korábbi vizsgálatok adatai azt mutatják, hogy a felugrás nagysága 3-4 cm-el nagyobb volt, amit kezdetben pusztán az elasztikus energia felhasználásának tulajdonítottak (Asmussen és Bonde-Petersen 1974b, Komi és Bosco 1978, Bojsen-Moller és mtsai 2005). Az 1990-es években megkérdőjelezték, hogy a nagyobb felugrási magasságot az izmokban tárolt elasztikus energia felhasználása eredményezte (Zajac 1993, Bobbert és mtsai 1996, Schenau és mtsai 1997, Walshe és mtsai 1998). Zajac (1993) elméleti számításai alapján arra a következtetésre jutott, hogy az elasztikus energia felhasználásának nincs szerepe az eltérő emelkedési magasságban, az elasztikus elemek abban játszanak szerepet, hogy elősegítik az izmok kontraktilis elemeinek nagyobb hatásfokú munkavégzését az emelkedési fázisban. Zajac szerint annál magasabb az ugrás, minél tovább tart a

tömegközéppont felfelé gyorsítása, illetve minél nagyobb a gyorsulás mértéke. A CMJ esetén, különösen az ízületek kinyújtásának kezdetén a gyorsulás nagyobb, mint SJ-nél (Finni és mtsai 2000, 2003), ami nagyobb emelkedési magasságot eredményez. Bobbert és mtsai (1996) vizsgálati eredményei szintén arra engedtek következtetni, hogy bár az elasztikus energiafelhasználás nem elhanyagolható, a CMJ típusú ugrásoknál tapasztalt nagyobb felugrási eredmény nem az elasztikus energia felhasználásnak tudható be. Véleményük szerint a megnövekedett izomerő a motoros egységek fokozott aktivációjának a következménye (Bobbert és mtsai 1996, 2008, Bobbert és Casius 2005, McBride és mtsai 2008). Feltevésüket alátámasztotta az a tény, hogy a felugrásban részt vevő izmok elektromos aktivitása jelentősen nagyobb volt a CMJ-nél, mint SJ-nél abban az ízületi szöghelyzetben, ahonnan az ízületek kinyúlása megkezdődött. A fokozott aktiváció véleményük szerint azért jöhet létre, mert az izmoknak a maximális aktivitás eléréséhez 200-400ms-ra van szükségük az alsó végtagokban. SJ esetén emiatt az emelkedés kezdetén az izmok még nem maximálisan aktívak, míg CMJ esetén az izmok aktivációja az emelkedés előtt, már az izom nyújtása során megkezdődött, így elegendő idő állt rendelkezésre a magasabb aktiváció eléréséhez a kontrakciós fázisig. Finni és mtsai (2000) a patella és az Achilles-ínon keresztül átvezetett optikai szál segítségével becsülték meg az ínban létrejövő erőt. Vizsgálati eredményeik alapján arra következtettek, hogy az ín megnyúlása a felugrás végén lehetővé teszi az elasztikus energia részleges felhasználását. Azt is kimutatták, hogy CMJ esetén még az ízületi hajlítás során a kontraktilis elemek (szarkomerek) rövidülése megkezdődik, miközben a súlypont lefelé mozgásának lassítása az ínak megnyúlását eredményezi. Az emelkedés kezdetén a CMJ-nél jelentkező nagyobb izomerő viszont az ő vizsgálataikban nem volt magyarázható a nagyobb izom EMG aktivitással. Megfigyelték, hogy az ízületek behajlása alatt először az izom kontraktilis elemei nyúlnak meg, majd amikor az aktivációs szint növekedni kezd, akkor a megnyúlás mértéke csökken vagy meg is szűnik, miközben megnyúlnak a sorbakapcsolt elasztikus elemek, hogy a kontraktilis és a sorbakapcsolt elasztikus elemek feszülése azonos legyen. A vizsgálat kimutatta, hogy Anderson és Pandy elképzelésével szemben (1993) az izom-ín rendszer által létrejövő erő maximuma nem a legelső pont elérése előtt jön létre, hanem később, az emelkedési fázis elején jelentkezik. Finni és mtsai (2000) szerint a soros elasztikus elemek azáltal is hozzájárulnak a nagyobb erő kifejtéshez, hogy segítik az izmokat az optimális

erőkifejtésben. Méghozzá úgy, hogy segítségükkel az izmok hosszabb ideig tartózkodnak az erő-sebesség grafikon középső tartományának megfelelő állapotban, ahol a legnagyobb teljesítmény leadására képesek. Emiatt az izmok a koncentrikus fázisban jobb hatásfokkal tudnak munkát végezni. Bobbert (2011) vizsgálata szerint az elasztikus komponensek az ízületi nyújtás utolsó fázisában képesek csak a tárolt elasztikus energia révén megnövelni a TKP gyorsításánál felhasznált energiát. Eredményei szerint az elasztikus energia felhasználásában a legnagyobb szerepe a plantár flexoroknak van, ahol arányait tekintve a sorbakapcsolt elasztikus elemek hossza lényegesen nagyobb mind a kontraktilis elemekkel, mind más a felugrásban résztvevő izomcsoportok elasztikus elemeivel összehasonlítva. Az ugrásban résztvevő többi passzív elemmel összehasonlítva a relatíve nagy hosszúság teszi lehetővé, hogy az elasztikus elemek hosszváltozásuk révén nemcsak energiát képesek tárolni, hanem a rövidülési fázisban szignifikánsan képesek az ízületi szögváltozáshoz hozzájárulni.

Meg kell jegyezni, hogy a laboratóriumi körülmények között összehasonlított ugrások esetén az ízületi szögváltozás amplitúdója lényegesen nagyobb volt, mint ami hétköznapi emberi mozgások esetén tapasztalható. Séta esetén körülbelül 25 fokos térdízületi szögelfordulás jön létre (DeVita és Hortobágyi 2000), magasugrás esetén pedig 30-40 fokos a térdízület szögváltozása az ízületi hajlítás alatt (Dapena és Chung 1988). Ezzel szemben a laboratóriumi vizsgálatoknál a kiinduló térdízület szögváltozása 70-90 fok között volt a legtöbb esetben (Asmussen és Bonde-Petersen 1974b, Komi és Bosco 1978, Bosco és Komi 1979, Anderson és Pandy 1993, Bobbert és mtsai 1996, Finni és mtsai 2000, Caserotti és mtsai 2008). Az ízületi mozgásterjedelem amplitúdójának azért van jelentősége az elasztikus energiatárolás szempontjából, mert amennyiben kisebb a mozgásterjedelem, nagyobb az elasztikus energiatárolás lehetősége (Thys és mtsai 1975).

A legutóbbi vizsgálatokban, amelyekben az izomkötegek hosszváltozását figyelték meg ultrahang technikával felugrásoknál, azt mutatták ki, hogy amikor az ugrásban résztvevő izmok feszülése - a motoros mezők és a gerincvelői reflexek facilitáció hatására - megnövekszik, az izomrostok kontraktilis elemeinek hossza nem változik, vagy inkább csökken, miközben az elasztikus elemek hossza növekszik (Ishikawa és mtsai 2005, Sousa és mtsai 2007), mialatt az ízületek behajlása még folytatódik. Következésképpen

a sorbakapcsolt elasztikus elemek hossza megnövekszik, azaz elasztikus energia tárolódik bennük.

Az SJ és CMJ ugrások mellett a függőleges felugrásnak egy harmadik kivitelezési módja is elterjedt, ami lehetővé teszi az SSC kontrakciók vizsgálatát *in vivo* körülmények között az excentrikus fázisban megnövelt külső terhelés mellett. Ebben az esetben az ugrás egy dobogóról lefelé ugrással kezdődik, majd a talajfogás után a CMJ-hez hasonlóan történik a felugrás végrehajtása. Ebben az esetben a dobogó magasságának változtatásával, és emiatt a TKP függőleges sebességének növelésével a felugrásban résztvevő izmok terhelése befolyásolható az excentrikus fázisban. Ezt a végrehajtási típust mélybeugrásnak, „drop jump-nak” (DJ) nevezik. Ebben az esetben az izmok a talajfogásnál már aktív állapotban vannak, (Komi és Golhoffer 1997, McBride és mtsai 1998) és a talajra érkezéskor szinte azonnal megkezdődik az izmok feszülése (McBride és mtsai 2008). Emiatt CMJ-vel összehasonlítva ízületi hajlásszögek DJ-nél a vizsgálatokban kisebbek voltak, miközben feltételezhető, hogy a kis ízületi mozgásterjedelem és a nagy terhelés következményeként a kontraktilis elemekben nem történik hosszváltozás, és az ízületek behajlása a sorbakapcsolt elasztikus elemek megnyúlása által következik be (Ishikawa és mtsai 2005). Bár nagyobb elektromos aktivitást mértek DJ-nél CMJ-vel összehasonlítva, az emelkedési magasságokban nem találtak szignifikáns eltérést (McBride és mtsai 2008).

### **Mozgásmintázat függőleges felugrások különböző fajtáinál**

Számos faktor befolyásolja a feladatorientált emberi mozgásoknak a hatékonyságát és eredményességét. Amennyiben a maximális teljesítmény lehető legrövidebb idő alatti elérése a cél, az izmok a legnagyobb feszülést akkor érik el, amikor minden motoros egység megfelelő sorrendben kiválasztva kerül aktív állapotba a legnagyobb tüzelési frekvenciával ingerelve (Bellanger és McComas 1981, Bellemare és mtsai 1983, Tihanyi 1996, Nagano és mtsai 2005). A mozgás kivitelezésében az egyes résztvevő izmok határozzák meg a mozdulatsort, de a megfelelő eredmény eléréséhez az izomkontrakció sorrendje nem véletlenszerű, szükséges az izmok aktivációjának szinkronizációja. Ezt a szinkronizált kontrakciót, vagyis hogy az izmok aktivációja, és ennek eredményeként az ízületek szögelfordulása speciális sorrendben történik, intermuszkuláris koordinációnak nevezik (Bobbert és Schenau 1988, Bobbert és Soest 1994, 2001, Domire és Challis 2007, Bobbert és mtsai 2008, Vanrenterghem és mtsai 2008).

Általában a mozgásmintázat olyan sorrendet követ, hogy először a törzshöz közelebbi (proximális), majd a törzstől távolabbi (disztális) ízületek kinyújtása történik meg (Cooper és Glassow 1976, Luttgens és Wells 1982). A mozgások létrejötténél fontos kérdés, hogy miért pont egy adott mozgásmintázattal történik a végrehajtás.

Konkrét esetben vizsgálva, a függőleges felugrás során sok izom együttes kontrakciója hozza létre a tömegközéppont függőleges elmozdulását. Az izmok megfelelő koordinációja nagyon lényeges a megfelelő elmozdulás létrehozásában. Abban az esetben, ha függőleges felugrás esetén a maximális emelkedési magasság elérése a cél, különösen fontos a lehető legnagyobb erő kifejtést létrehozó izmok aktivációs sorrendjének koordinációja (Asmussen és Bonde-Petersen 1974a, Komi és Bosco 1978, Bobbert és mtsai 1996, 2008, Kovács és mtsai 1999, Domire és Challis 2007, Moran és Wallace 2007, Vanrenterghem és mtsai 2008).

Vizsgálatokat végeztek SJ-nél (Bobbert és Schenau 1988, Bobbert és Soest 2001, Bobbert és mtsai 2008, Pandy és Zajac 1991, Van Soest és mtsai 1994, Domire és Challis 2007), CMJ-nél (Selbie és Caldwell 1996, Rodacki és mtsai 2002, Vanrenterghem és mtsai 2008), illetve a két ugrás összehasonlításában (Hudson 1986) az ízületi aktivációs sorrend hatásainak szempontjából. Ugyanis a CMJ és SJ ugrások emelkedési magasságai között tapasztalható eltérés (Asmussen és Bonde-Petersen 1974, Komi és Bosco 1978, Anderson és Pandy 1993, Bobbert és mtsai 1996, Moran és Wallace 2007) az elasztikus energia és az izmok eltérő aktivációs szintje mellett a kivitelezés során tapasztalható eltérő mozgásmintázattal is magyarázható. DJ esetén is végeztek vizsgálatokat az aktivációt tekintve (Kovács és mtsai 1999). Az eddigi vizsgálatok azt mutatták, hogy a 70-100 fokos térdhajlítással végrehajtott függőleges felugrások során először a proximális, majd a disztális ízületek nyújtása volt megfigyelhető, vagyis az ízületek nem egyszerre kezdik meg a nyújtást, a csípőízületben kezdődik meg először a kinyúlás, amit a térd, majd a bokaízület kinyúlása követ. (Fukishiro és Komi 1987, Bobbert és Schenau 1988, Pandy és Zajac 1991, Prilutsky és Zatsiorskij 1994). A mechanikai teljesítmény maximuma is hasonló sorrendű (Fukashiro és Komi 1987, Bobbert és Schenau 1988, Pandy és Zajac 1991, Prilutsky és Zatsiorskij 1994). A legnagyobb teljesítményt viszont a térd feszítő izmok, a legkisebb teljesítményt a bokafeszítő izmok adják le (Finni és mtsai 2000). Az eredmények alapján arra lehetett következtetni, hogy a proximális majd disztális ízületi

aktivációs sorrend az optimális kivitelezés, ha az ízületi forgó mozgások hatására a TKP függőleges elmozdítása a cél (Gregoire és mtsai 1984; Schenau és mtsai 1987).

Ezt Bobbert és mtsai azzal magyarázzák (2008), hogy ha egyszerre történne az ízületek nyújtása, az idő előtti talajelhagyáshoz vezetne. Ez két okból sem szerencsés: egyrészt mert a TKP a lehetségesnél alacsonyabb magasságból kezdené meg a röppályáját, másrészt, ha az ugró elhagyja a talajt mielőtt teljesen kinyúltak volna az ízületei, az izmok nem lennének képesek az összes energiát a TKP függőleges gyorsítására fordítani, amit az ízületi nyújtás során elméletileg tudnának, így marad bennük a felugrás szempontjából kihasználatlan energia. Energetikailag megközelítve, a tömegközéppont emelkedésének nagyságát két kinematikai adat határozza meg: (1) a talaj elhagyásának pillanatában milyen magasan helyezkedik el a TKP és (2) ebben a pillanatban mekkora a sebessége. Ha a cél a maximális ugrási magasság elérése, akkor nyilvánvalóan arra kell törekedni, hogy egyszerre mindkét érték a lehető legnagyobb legyen, vagyis talajelhagyásnál a rendszer kinetikus és potenciális energiája maximumon legyen. Ha két azonos testfelépítésű ugró TKP-jának függőleges sebessége azonos a talaj elhagyásának pillanatában, az ugrók magasabbra, amelyiknek magasabban van ekkor a TKP-ja, vagyis az alsó végtag ízületei jobban ki vannak nyújtva. Emiatt célszerű a túl korai talajelhagyást elkerülni. Más vélekedés szerint (Kreighbaum és Barthels 1996) azért sem lehetséges, hogy a szegmensek egyszerre nyúljanak ki, mert amikor a csípő kiegyenesedik, az így létrejövő függőleges gyorsulás során megjelenő reakcióerő a csípőízületen keresztül a térdet és a bokát terheli. A térdfeszítő majd később a bokafeszítő izmok csak akkor képesek a leggazdaságosabban működni, amikor a fölötte levő szegmens által rá ható reakcióerő csökken. Bobbert és Schenau (1988) azt is vizsgálta, hogy vajon nem azért alacsonyabb-e az SJ ugrás, mert az emberek kevésbé koordináltan hajtják végre a felugrást. Miután azonban összehasonlította a vizsgálati személyek mozgásmintázatát és nagyon hasonlónak találta, ezt az elképzelést elvetette. Sőt, vizsgálataiban (Bobbert és Soest 2001) rámutatott arra, hogy bár különböző vizsgálati alanyok esetében eltérnek a felugrásnál a kezdeti szögek, a mozgás mintázata, a felugrás kivitelezése mégis nagyon hasonló. Bobbert és mtsai (2008) azt is kimutatták, hogy minél mélyebbről indul a súlypont függőleges mozgása SJ során, annál később kapcsolódnak be a plantár flexorok a TKP gyorsításába. Bobbert (2011) egy optimalizációs modellel vizsgálta, hogy hogyan befolyásolja a felugrási magasságot az

izmok által kifejtett erő SJ és CMJ ugrásoknál. Arra az eredményre jutott, hogy ha egy adott izomerőhöz tartozó optimális kivitelezési mozgásmintázat esetén egyes izomcsoportoknál megnövelt izomerővel történik a kivitelezés, az emelkedési magasság csökken. Ebből arra következtetett, hogy minden izomcsoportoz tartozó izomerő értékhez, mivel egyszerre sok izom együttes kontrakciója hozza létre a mozgást, más optimális mozgásmintázat tartozik.

### **Az alsó végtagok ízületeinek mozgásterjedelme**

Az izom mechanikai működését a függőleges felugrások modelljén keresztül vizsgáló kutatásokban az ízületi szögek, elsősorban a térdízületi szögek nagy változatosságot mutattak. A vizsgálatok kivitelezésénél általában a vizsgálati személyek azt az instrukciót kapták, hogy a lehető legmagasabbra ugorjanak, miközben végrehajtották az ugrásokat (Bosco és Komi 1981, Bobbert és mtsai 1996, Bobbert és Soest 2001, Bobbert és Casius 2005, Finni és mtsai 2000). Emiatt a térd maximális ízületi szöge körülbelül 90 fok volt (Linthorne 2001), de az esetek jelentős részében az ízületi mozgásterjedelem nem volt kontrollálva, emiatt a maximális szöghelyzet ismeretlen (Asmussen és Bonde-Petersen 1974b, Komi és Bosco 1978). A nagy ízületi mozgásterjedelemmel kivitelezett CMJ és SJ ugrások esetén a nagy tömeggel rendelkező törzs elmozdítása során végzett munkavégzés befolyásolta legnagyobb mértékben a TKP függőleges elmozdulását (Bobbert és mtsai 1996, Bobbert és Soest 2001). Ezzel ellentmond Hubley és Wells vizsgálata (1983), amely szerint hasonló ízületi hajlásszöget vizsgálva a függőleges felugrás eredményét nagyságrendileg 50%-ban a térdízület munkája határozza meg. Kis ízületi hajlítással végrehajtott ugrásokat és azoknak összehasonlításait ritkán alkalmazták a vizsgálatokban, mivel nagy ízületi mozgásterjedelemmel kivitelezett ugrásokkal összehasonlítva kisebb maximális emelkedési magasság érhető el (Bobbert és mtsai 2008, Vanrenterghem és mtsai 2008). Emiatt a függőleges felugrások vizsgálataiban nem fektettek hangsúlyt a kis ízületi hajlítással kivitelezett ugrásoknál a felugrást befolyásoló tényezők meghatározására és az ízületi hajlítási sorrend, illetve a mozgásmintázat vizsgálatára. Csak az utóbbi időben vizsgálta néhány kutatás a különböző kiindulási szöghelyzet és a kivitelezésnél tapasztalható mozgásmintázat kapcsolatát (Moran és Wallace 2007, Bobbert és mtsai 2008, Vanrenterghem és mtsai 2008). Bobbert eltérő EMG aktivitási mintákat regisztrált, amikor az SJ ugrásoknál eltérő volt a TKP magassága a kiindulási

helyzetben (Bobbert és Casius 2005). Vanreterghem és mtsai. (2008) ugyanezt a problémát CMJ ugrásoknál vizsgálta, és az eltérő kiindulási ízületi szöghelyzetekben eltérő ízületi aktivációs sorrendet figyelt meg, amit a törzs eltérő ízületi mozgásterjedelmével magyarázott. Mivel a CMJ és SJ ugrásokat ezekben a vizsgálatokban külön értékelték, a különböző módon történő felugrások összehasonlítására nem volt lehetőség. Gehri és mtsai (1998) DJ és CMJ ugrásokat hasonlították össze, és a DJ ugrások emelkedési magasságát 60 fokos maximális térdszög helyzetnél kismértékben találták nagyobbak. Jelenlegi ismereteink szerint mostanáig csak egy vizsgálat (Moran és Wallace 2007) foglalkozott különböző kiindulási helyzetből végrehajtott CMJ SJ és DJ ugrások összehasonlításával. Ebben az esetben a térdízület maximális szögértéke 70 és 90 fok volt, amelyből az ízületek nyújtása kezdődött. A különböző típusú ugrásokat összehasonlítva a felugrási magasságok és ízületi forgatónyomatékok között szignifikánsan nagyobb eltérést tapasztaltak 70 fokos kiindulási szöghelyzetnél, ahol megfigyelték azt is, hogy 70 fokos kiindulási szöghelyzetnél a térdízület nem volt teljesen kinyújtva talajelhagyáskor.

#### **Az irodalmi ismeretek összefoglalása**

Jelenlegi ismereteink szerint tehát a függőleges felugrás emelkedési magasságát számos faktor együttesen befolyásolja:

- (a) A TKP függőleges útjának hossza a talajelhagyás előtt, ami a felugrásban résztvevő ízületek mozgásterjedelmével van kapcsolatban (Selbie és Caldwell 1996, Moran és Wallace 2007, Bobbert és mtsai 2008, Vanreterghem és mtsai 2008);
- (b) az izmok nagyobb aktivációs szintje az ízületi hajlítás, majd ezt követően az ízületi nyújtás során és ennek következtében az aktiváció hosszabb időtartama (Zajac 1993, Bobbert és mtsai 1996, Bobbert és Casius 2005, McBride és mtsai 2008);
- (c) az izmok nyújtása során tárolt elasztikus energia felhasználása a rövidülési fázisban (Asmussen és Bonde-Petersen 1974, Komi és Bosco 1978, Vanreterghem és mtsai 2008);
- (d) az izmok és ennek hatására az ízületek aktivációs sorrendje a kivitelezés során (Hudson 1986, Bobbert és Schenau 1988, Pandy és Zajac 1991, Bobbert és mtsai 2008, Vanreterghem és mtsai 2008).

Bár ezek a faktorok együttesen jelennek meg, annak meghatározása, hogy milyen arányban befolyásolják az emelkedési magasságot, még nem tisztázott.



## **CÉLKITÚZÉSEK**

A korábbi vizsgálatok nagy részletességgel hasonlították össze a különböző módon kivitelezett függőleges felugrásokat, és ezen keresztül az izomkontrakciókban tapasztalható eltéréseket. A vizsgálatok jelentős részében nem fektettek megfelelő hangsúlyt arra (mivel leggyakrabban a lehető legmagasabb emelkedési magasság elérése volt a cél), hogy a kivitelezés során az ízületi mozgásterjedelem megközelítőleg azonos legyen a különböző ugrásoknál. Amennyiben viszont a mozgásterjedelmek nem egyeznek meg, az izomkontrakciók eltérő hosszon következnek be, ami az összehasonlíthatóságot megkérdőjelezi.

Elsősorban az eltérő megközelítésből adódó ellentmondásokat kiküszöbölve az alábbi vizsgálati célokat tűztük ki kutatásunkban:

- Az eltérő mozgásterjedellel, és különböző módon végrehajtott felugrások mechanikai jellemzőinek meghatározása az elasztikus energia felhasználásának, nagyságának és módjának megállapítására.
- Az eltérő mozgásterjedellel, és különböző módon végrehajtott felugrások esetén az izmok aktivációs szintjét befolyásoló tényezők meghatározása és az aktivációs szint hatásának vizsgálata a függőleges felugrás eredményére.
- Az eltérő mozgásterjedellel és különböző módon végrehajtott függőleges felugrás során az ízületi mozgásmintázat meghatározása és a feltételezhető különbségek hatásának vizsgálata az ízületi kinematikára és dinamikára, végső soron a felugrás magasságára.

## HIPOTÉZISEK

A vizsgálat tervezése és kivitelezése a fentiekben megfogalmazott célkitűzések elérésének érdekében az alábbi hipotézisek alapján történt:

1. A kis kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel (DJ, CMJ) végrehajtott felugrások során az elasztikus energiatárolásnak és felhasználásának jelentős szerepe van a függőleges felugrás eredményében.
2. Kis kiterjedésű ízületi hajlítás esetén a rövid időtartamú excentrikus kontrakció nem eredményezi a kontraktilis elemek megemelkedett aktivációs szintjét DJ-nél és CMJ-nél a maximális ízületi hajlítás szöghelyzetében.
3. Kis kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel (DJ, CMJ) végrehajtott felugrások során amennyiben történik elasztikus energiafelhasználás, az a koncentrikus szakasz elején következik be.
4. Nagy kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel (DJ, CMJ) végrehajtott felugrások során az elasztikus energiatárolásnak és felhasználásának elhanyagolható szerepe van a függőleges felugrás eredményében.
5. Nagy kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel (DJ, CMJ) végrehajtott felugrások során az excentrikus kontrakció időtartama és az ízületi mozgásterjedelem amplitúdója az ízületi nyújtás fázisában elegendően hosszú ahhoz, hogy az izmok aktivációs szintje megemelkedjen a maximális ízületi szöghelyzetig.
6. Az előzetes gyors ízületi hajlítás nélküli felugrásoknál nagyobb különbség feltételezhető a felugrás eredménye szempontjából a kis és nagy amplitúdójú ugrásokat összehasonlítva, mint a gyors ízületi hajlítással végrehajtott felugrásoknál.
7. Kis kiterjedésű ízületi hajlítás esetén az ugrás fajtája (a kivitelezés módja) jelentősen befolyásolja az ízületek kinyúlásának sorrendiségét, a mozgásmintázatot.

8. Nagy kiterjedésű ízületi hajlítás esetén a különböző fajtájú ugrásoknál az ízületek kinyúlásának sorrendisége, a mozgásmintázat megegyezik.

## MÓDSZEREK

### Vizsgált személyek

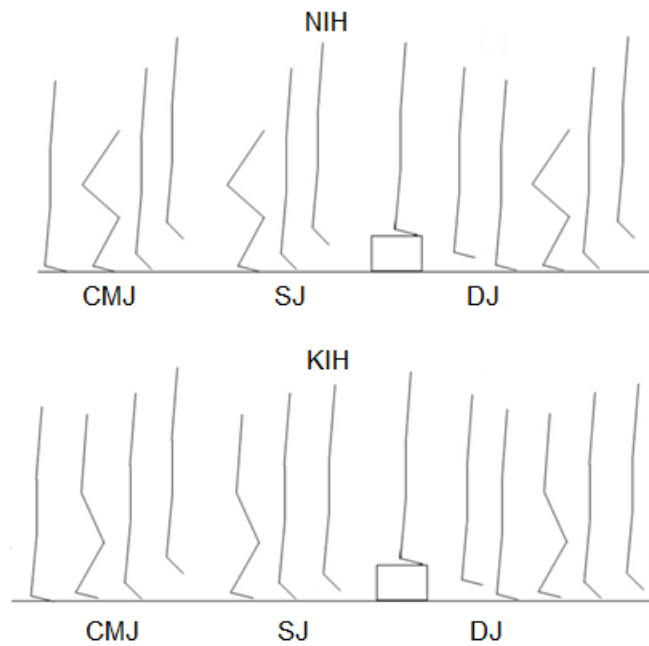
A vizsgálatokban kilenc férfi vett részt (életkor: 20-21 év; testtömeg:  $77,4 \pm 5,2$ kg; testmagasság:  $184 \pm 4,8$ cm), a Semmelweis Egyetem Testnevelési és Sporttudományi Karának hallgatói, 4 röplabdázó és 5 kosárlabdázó. Olyan személyeket válogattunk össze, akik számára a gyakorolt sportáguk miatt nem ismeretlen a függőleges felugrás végrehajtása. A vizsgálat előtt ismertettük a mérések menetét és esetleges veszélyeit. Ezt követően a személyek aláírásukkal erősítették meg a vizsgálatban való önkéntes részvételüket. A kutatást a Helsinki Dekrétum humán vizsgálatokra vonatkozó előírásainak megfelelően végeztük. A vizsgálatokat a Semmelweis Egyetem Tudományos Kutatásetikai Bizottsága hagyta jóvá.

### Vizsgálat lefolyása

A vizsgálati személyek háromféle helyből függőleges, páros lábas felugrást hajtottak végre:

1. felugrás guggoló helyzetből, az ízületek gyors kinyújtásával (squat jump: SJ),
2. álló helyzetből az ízületek gyors behajlításával majd kinyújtásával végrehajtott függőleges felugrás (countermovement jump: CMJ),
3. felugrás mélybeugrást követően, amelyet 20 cm magas dobogóról végeztek el (drop jump: DJ). A plató magasságát azért választottuk 20cm-nek, mert irodalmi adatokra támaszkodva (Komi és Golhoffer 1997, McBride és mtsai 1998) a 20 cm-es magasság ideálisnak tűnt, ugyanis ennél a magasságnál még nem alakul gátlás az izmokban a nagy ütközési erő következtében, és a súlypont potenciális energiája a kiindulási helyzetben nagyobb, mint CMJ esetén.

Mindhárom függőleges felugrást két ízületi mozgásterjedelemmel hajtották végre a vizsgálati személyek, amelyet a térdízület hajlásszöge alapján határoztunk meg. A térd megcélzott maximális behajlítottága kis ízületi mozgásterjedelem esetén (KIH) 40 fok, a nagy ízületi mozgásterjedelmű (NIH) felugrásoknál 80 fok volt (*1. ábra*).



1. ábra. A függőleges felugrás kivitelezésének sematikus ábrái NIH (fent) és KIH (lent) esetén.

A felugrások végrehajtása előtt a vizsgálati személyek 15 perces bemelegítést végeztek, amely kerékpárergométeren tíz perc szubmaximális terhelésű hajtásból és öt perc izomnyújtásból tevődött össze. Ezt követően a különböző felugrások gyakorlása történt. Csak abban az esetben kezdtük meg a vizsgálatot, ha a gyakorlások eredményeként az ugrások kivitelezése az előzetes követelményeknek megfelelt, a kivitelezés harmonikusan, folyamatosan történt meg.

Először a mélybeugrásos függőleges felugrások kivitelezése történt meg, mert ebben az esetben a legnehezebb kontrollálni az ízületek behajlításának mértékét abban az esetben, amikor a cél a lehető legmagasabbra történő felugrás. A vizsgált személyeket arra kértük az első esetben, hogy a mélybeugrásnál a talajra érkezést követően a lehető legkisebb ízületi hajlítással, illetve a legrövidebb idő alatt hajtsák végre a felugrást a lehető legmagasabb emelkedésre törekedve. A második esetben a feladat az volt, hogy a talajra érkezés után a térdízületet megközelítően 80 fokos anatómiai szögig hajlítsák be és utána kezdjék meg az ízületek lehető leggyorsabb kinyújtását. A mélybeugrásokat a guggolásból történő felugrás követte. A személyek abból a térdszögű guggolásból kezdték a felugrásokat, amelyet a mélybeugrásnál mértünk KIH-nál és NIH-nál. Ebből következik, hogy a kiindulási térdszög nem egyezett meg az egyes vizsgált

személyeknél, de a különbségek a vizsgálatban kitűzőthöz képest öt fokon belül voltak. Ezt követően a CMJ típusú felugrásokat hajtották végre a vizsgált személyek, akiket arra kértünk, hogy igyekezzenek annyira hajlítani a térdüket, hogy az SJ típusú ugrásoknál beállított ízületi szöghelyzetet ériék el az ízületi hajlítás végén. Amennyiben bármelyik ugrás esetén a térd hajlásszöge öt fokosnál nagyobb eltérést mutatott a megcélzott 40 fokos, illetve 80 fokos ízületi szöghelyzethez képest, az ugrást megismételtettük. Mivel az ugrás magasságát, a tömegközéppont elmozdulását csak a mozgáselemzés kiértékelése után tudtuk meghatározni, emiatt a vizsgálati személyek a felugrás magasságáról nem kaptak visszajelzést.

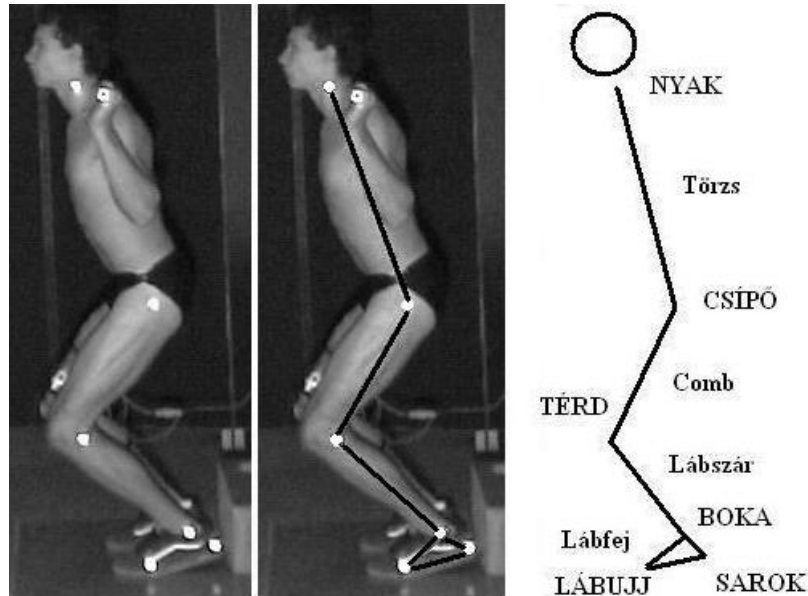
Az ugrókat arra kértük, hogy a sarkukat egyik ugrásnál se érintsék le a talajra. Erre azért volt szükség, mert amennyiben a sarok leér, a bokaízületnél a plantár flexorokban részben csökken a feszülés, ami befolyásolta volna az elasztikus energiátárolással kapcsolatos eredményeinket.

Az ugrások kivitelezése között az eredmények mentése és a következő ugrásra a felkészülés 3-5 percet igényelt, közben a vizsgálati személyeknek lehetőségük volt pihenni. Mivel az általunk vizsgált személyek jó edzettségi állapotban voltak, és az ugrások között rendelkezésre állt pihenőidő, fáradásuk nem következett be. Azért is választottunk jó edzettségi állapotban levő, a függőleges felugrásokban nem járatlan személyeket, hogy minimalizáljuk az ízületeket érő nagy terhelés hatására esetleg bekövetkező sérülések előfordulásának kockázatát. Azért, hogy kiküszöböljük a tömegközéppont (TKP) oldalirányú elmozdulását, a felugrást úgy végezték el az ugrók, hogy kiinduló helyzetben a két cipőjük orra egy az erőplaton felvett egyenesen volt. Amennyiben a leérkezéskor 5 cm-nél nagyobb volt a távolság a cipő orra és a vonal között, a felugrást megismételtük.

Minden típusú tesztgyakorlatnál minimum három, a meghatározottaknak megfelelő ugrást végeztettünk. A megfelelő végrehajtást a térdre helyezett goniométer és az erőplaton mért talajreakcióerő görbék alapján ellenőriztük.

Mint ahogy a súlypont helyének kiszámításához a felső végtagokat, a törzset és a fejet egy szegmensnek vettük, hogy minimalizáljuk a karok mozgását a vizsgálati személyek a kezeikkel vállukra helyezett könnyű farúdat fogtak (2. ábra). A felugrásokat a személyek saját használatú azonos típusú sportcipőben hajtották végre. A mérések után

ellenőriztük a videofelvételen a helyes végrehajtást, a későbbi feldolgozás csak a kritériumoknak megfelelően végrehajtott ugrások felhasználásával történt.



2. ábra. A vizsgálati személy, és a markerek elhelyezése (balra), a kinematikai modellhez használt szegmensek kialakítása az ugróhoz viszonyítva (középen), a testszegmensek elhelyezkedése a modellben (jobbra).

### Vizsgálati eszközök

**Kinematikai adatok felvétele.** A felugrásokat 0,5x07 m felületű, háromdimenziós erőmérő platformon (Kistler Force Platform System 92-81 B, Switzerland) hajtották végre. A mintavételi frekvencia 600Hz volt. A térdízület hajlásszögét a combra és a lábszárra rögzített elektromos goniométerrel ellenőriztük (Musclelab 4010, Ergotest Technology a.s., Langesund, Norway). A goniométer adatai később nem kerültek feldolgozásra, csak a kivitelezés ellenőrzése miatt alkalmaztuk. A valós idejű mért szöghelyzet adatai a felugrások közben projectorral kivetítésre kerültek, így a vizsgálati személyek és a vizsgálat vezetője is vizuálisan ellenőrizte az ugrások kivitelezését. Az ugrásokról videofelvételeket készítettünk JVC digitális kamerával (JVC DVL 9800V NTSC). A mintavételi frekvencia 120Hz volt. A videofellevőt a test oldalsíkjára merőlegesen helyeztük el a végrehajtási helytől 6 méterre és 1,5 m magasságban. A vizsgálat megkezdése előtt az ugrási helyre 2x1x1 méteres referenciarácsot helyeztünk, amely videofelvétele alapján a szoftveres mozgáselemzés történt. A referenciarács

oldalsíkja megegyezett a vizsgálati személyek oldalsíkjával a felugrás során. Ennek eredményeként a mozgáselemzés során számított kinematikai adatok iránya az alábbi lett: x-vízszintesen a test oldalsíkjában; z-vízszintesen az oldalsíkra merőlegesen; y-az x és z tengelyre merőlegesen felfelé. A vizsgált személyek nyakára (auris externa-külső hallójárat függőleges vonalában a prominentia laryngea –ádámcsutka- magasságában elhelyezve), csípőízületére (trochanter major), bokaízületére (malleolus lateralis), valamint a cipő sarkára és elejére, az ötödik lábközépcsont végével megegyező magasságban, 1.5 cm átmérőjű fehér fluoreszcens reflektív markereket helyeztünk el (2. ábra). A markerek által meghatározott pontok digitális feldolgozása az APAS (Ariel Performance Analysis System, Ariel Dynamics Inc. CA 92679 USA) mozgáselemző rendszer szoftverével történt. Az egyes markerek x és y koordinátáinak meghatározásával a szegmens, illetve a test TKP pillanatnyi helyét számítottuk ki a Dempster (1955) testmodell felhasználásával az APAS szoftver használatával.

**Az izmok elektromos aktivitásának mérése.** EMG méréseket végeztünk a vastus lateralis és soleus izmokon. Azért a vastus lateralis és a soleus lett kiválasztva, mert mivel monoartikuláris izmok, jobban jellemzik a térd és a csípő mozgását, mint a rectus femoris vagy a gastrocnemius. Kör alakú, bipoláris, 10mm átmérőjű, ezüst-ezüst klorid anyagú felszíni elektródákat használtunk (SKINTACT FS-50, Robohardware kft, Hungary) a vastus lateralis (elhelyezés: az anterior spina iliaca - csípőtárcsá és a patella laterális oldalának vonalában 2/3 arányban osztva a spina iliaca-hoz közelebb) és a soleus izmon (elhelyezés: a fibula fejének és a saroknak a vonalában 1/3 arányban a fibulához közelebb) a SENIAM protokoll [[www.seniam.org](http://www.seniam.org)] alapján. Az elektródák középpontjának távolsága 20 mm volt. Az elektródák felhelyezése előtt a bőrfelület előkészítése történt meg a szőrzet leborotválásával, az elhalt hámsejtek dörzspapírral történő eltávolításával, és a bőrfelület alkohollal történő tisztításával. Az elektródák felhelyezése után az elektródák közötti ellenállást megmértük. a bőr előkészítését akkor ítéltük megfelelőnek, ha a bőrellenállás 10 Ohmnál kisebb volt. Az elektródajel ellenőrzése és a keresztellenőrzés a SENIAM protokoll alapján történt. Az EMG jeleket a Telemetry telemetrikus hardware rendszerrel (Noraxon U.S. Inc., Scottsdale, Az, USA) rögzítettük és erősítettük. A mintavételi frekvencia 1000Hz volt. A jelek feldolgozása és az adatok szinkronizálása az erőplatóval és a mozgáselemző rendszerrel a Myosoft



szoftverrel történt (Noraxon Myoclinical 2.10, Noraxon U.S. Inc., Scottsdale, Az, USA). A nyers EMG adatok feldolgozása során szűrés (high-pass 20Hz), rektifikálás a teljes hullámhosszon és simítás történt.

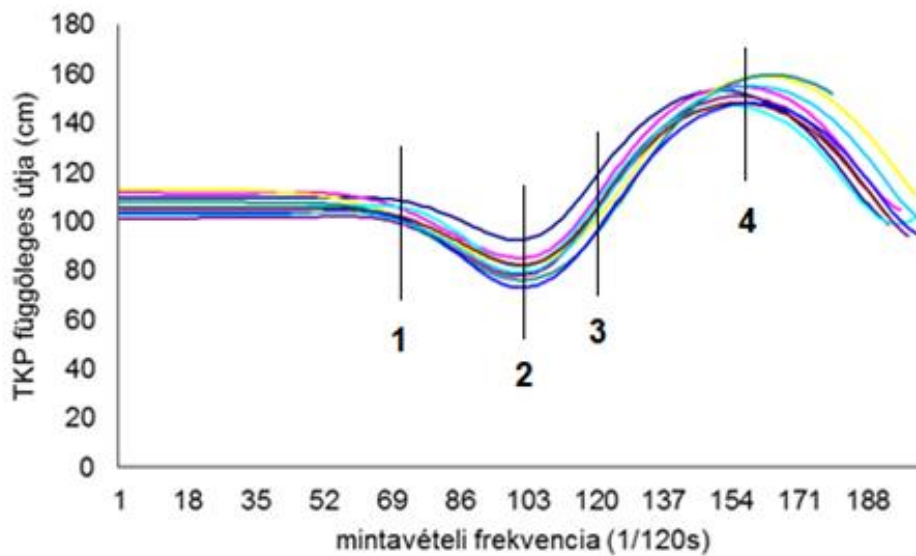
Az általunk alkalmazott mérési eljárások, mérőeszközök és szoftverek (Kistler erőplató, Musclelab goniométer, APAS mozgáselemző rendszer, Noraxon EMG, Seniam protokoll) tudományosan elfogadott adatgyűjtési eljárások.

### **Számítások**

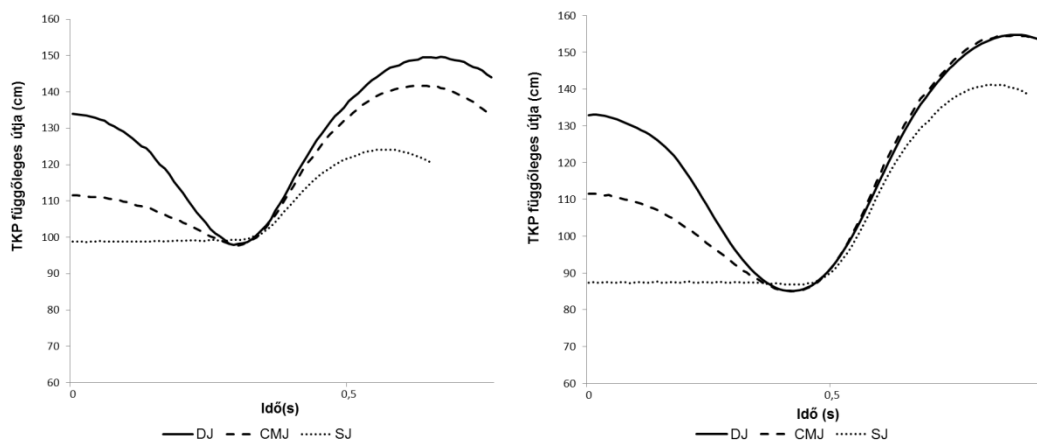
**Testmodell, a tömegközéppont kinematikai adatai.** A modellben négy tömeggel és tömegközépponttal rendelkező szegmenst hoztunk létre:

- (a) a nyak-csípő közötti szegmens, amely magába foglalta a két felső végtagot és a fejet (törzs),
- (b) a csípő-térd közötti szegmens (comb),
- (c) a térd-boka közötti szegmens (lábszár),
- (d) boka-lábujj közötti szegmens (lábfej).

A feldolgozó szoftverben meghatározásra került az adott szegmensek résztömeg aránya az adott testtömeghez viszonyítva, ahol a comb, lábszár, lábfej tömege kétszeresen szerepel. A törzs esetében a fej, törzs, két felkar, két alkar, két kéz együttesen lett figyelembe véve, ahol a résztömeg középpontok a testtömegek arányában a megfelelő elhelyezkedés mellett lettek meghatározva. A résztömeg középpontok helyzetét is meghatároztuk az adott két marker közötti távolság arányában. Az APAS szoftver a digitalizálás és szűrés (legkisebb négyzetek módszere) után meghatározta a markerek kinematikai változóit az idő függvényében, mint az elmozdulást  $s_x$ ,  $s_y(t)$ , sebességet  $v_x$ ,  $v_y(t)$ , gyorsulást  $a_x$ ,  $a_y(t)$ , utóbbiakat az elmozdulás függvények idő szerinti deriváltjaként. A változók  $(x,y)$  koordinátái a vízszintes és a függőleges tengelynek megfelelő komponenseit jelölik. A részszegegens tömegközéppontok és a test tömegközéppontok kitérés, sebesség és gyorsulás-idő függvénye azonos módon lett meghatározva az APAS szoftver használatával, miután a markerek  $x$  és  $y$  koordinátáiból a szegmens tömegközéppontokat meghatároztuk. Az adatok alapján meghatároztuk az ugró tömegközéppontjának függőleges elmozdulását az idő függvényében szintén az APAS szoftver segítségével (3. és 4. ábra).



3. *ábra.* A TKP függőleges útjának nyers adatai a 9 ugró esetén CMJ ugrásnál. 1 az ízületek behajlításának kezdete, 2 az ízületek behajlásának vége, 3 elszakadás a talajtól, 4 a súlypont legmagasabb pontja a röppályán (a mintavételi frekvenciának megfelelően egy beosztás 1/120s).



4. *ábra.* A TKP függőleges útja a különböző felugrásoknál KIH (balra) és NIH (jobbra) esetén. Folytonos vonal: DJ; szaggatott vonal: CMJ; pontozott vonal: SJ.

Az ugrások kivitelezése után ellenőriztük a videofelvételen a helyes végrehajtást, a későbbi feldolgozás és elemzés csak a kritériumoknak megfelelően végrehajtott ugrások felhasználásával történt.

A tömegközéppont mozgásának öt pontjában határoztunk meg a CMJ és DJ ugrások esetén az ugrások kinematikai jellemzőit az APAS szoftver által megadott kinematikai adatok felhasználásával:

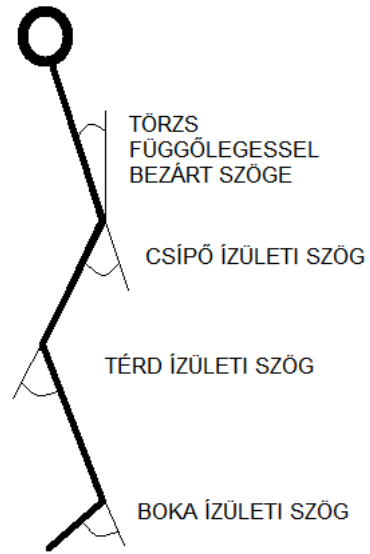
P1 - amikor a tömegközéppont függőleges sebesség komponense maximális volt az ízületi hajlítás során;

P2 - amikor a TKP a legmélyebb helyzetben van, a sebessége nulla;

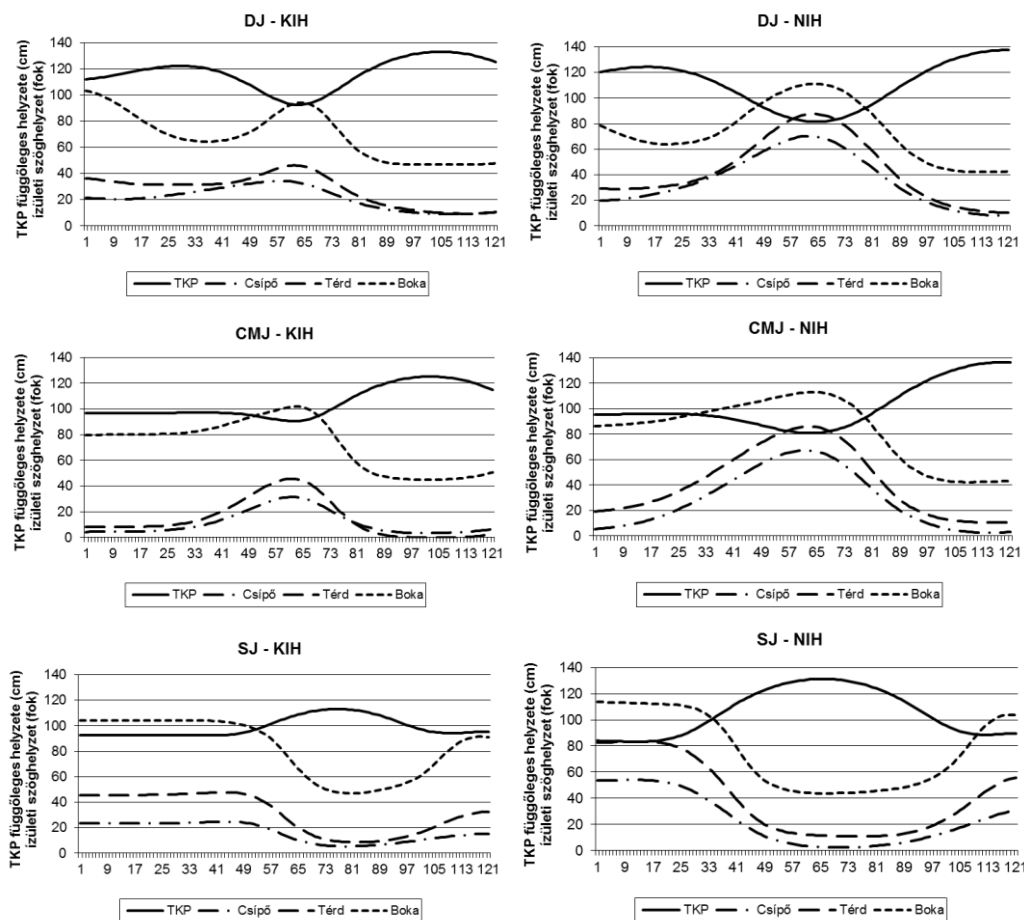
P3 - amikor a TKP a P1-ben meghatározottal azonos magasságban van;

P4 - amikor a TKP sebességének függőleges komponense az ízületi nyújtás során maximális; P5 - amikor a talajelhagyás bekövetkezik (4. ábra).

P3 helyzetben az SJ ugrások kinematikai adatait is meghatároztuk mind a CMJ, mind a DJ-vel azonos P3 helyzet esetén. Az eltelt időt a P1 és P2 ( $T_1$ ), P2 és P3 között ( $T_2$ ), P3 és P4 között ( $T_3$ ) határoztuk meg. A tömegközéppont talajhoz viszonyított függőleges elmozdulását is kiszámítottuk P1, P2, P3, P4 esetén ( $h_1$ ,  $h_2$ ,  $h_3$  és  $h_4$ ), ahol  $h_1$  és  $h_3$  magasságok megegyeznek. P1, P2, P4 és P5 esetén kiszámoltuk a TKP függőleges sebességét ( $v_1$ ,  $v_3$ ,  $v_4$  és  $v_5$ ). Kiszámoltuk az átlagos gyorsulásokat P1 és P2 között ( $a_{1P_1-P_2}$ ), P2 és P3 között ( $a_{3P_2-P_3}$ ) a Windows Excel szoftver segítségével, és a pillanatnyi gyorsulást P2-ben ( $a_2$ ) az APAS szoftver adataiból. A csípő, térd és boka szöghelyzetét megmértük P1, P2, P3, P4 és P5-ben, egyrészt hogy ellenőrizzük az adatok egyezését a végrehajtási kritériummal, másrészt hogy a KIH és NIH-esetén fennálló eltéréseket az emelkedési magasságban a térdízületi szöghelyzetei szempontjából is megvizsgálhassuk. Mivel legnagyobb tömeggel a törzs rendelkezik, és a törzsre ható gravitációs erő hatásvonalának és a csípőízületnek a távolsága, vagyis emiatt a törzs függőlegessel bezárt szögének domináns szerepe van a függőleges felugrás eredményében, ezért meghatároztuk a törzs függőlegessel bezárt szögét. (5. és 6. ábra).



5. *ábra.* Az ízületi szögek a kinematikai modellben. Mivel a törzs helyzetének domináns szerepe van a függőleges felugrás eredményében, a későbbi vizsgálatokhoz definiáltuk a törzs függőlegessel bezárt szögét.



6. ábra. A tömegközéppont függőleges helyzetének reprezentatív görbéi a talaj szintjéhez viszonyítva és a csípő, térd, bokaízületi szögváltozása az idő függvényében KIH (balra) és NIH (jobbra) esetén. A vízszintes tengely az időt mutatja (a mintavételi frekvenciának megfelelően egy beosztás 1/120s).

**Energia, teljesítmény.** Az ugró, mint mozgó rendszer összes mechanikai energiáját a potenciális és a kinetikus energiáinak összegeként határoztuk meg. A potenciális energia szempontjából a tömegközéppont függőleges elmozdulását használtuk fel, a kinetikus energia számításánál a rész tömegközéppontok translációs és rotációs komponenseinek összegét együtt vettük figyelembe, amelyet az alábbi képlettel számoltuk:

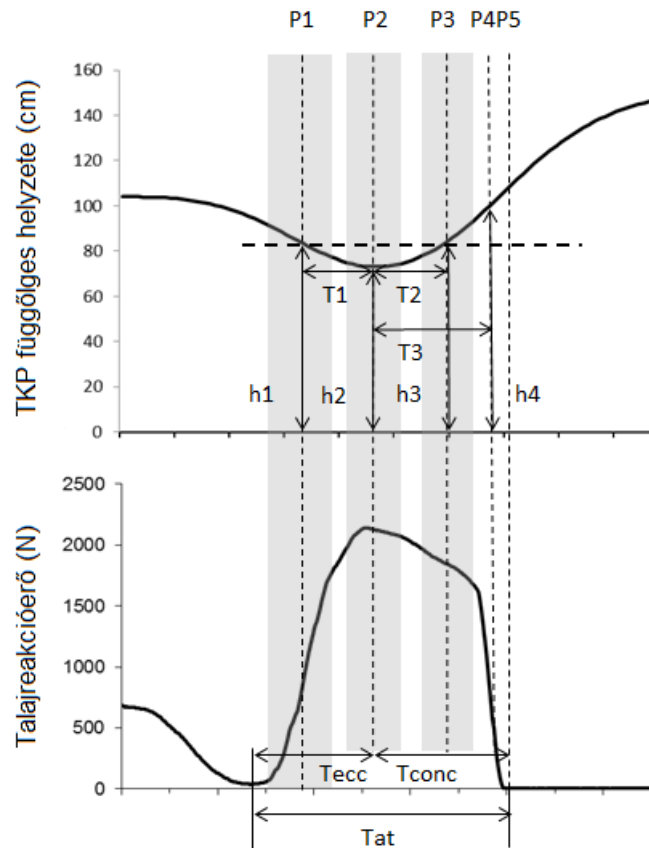
$$E_{mech} = m \cdot g \cdot y + \sum_{i=1}^4 \frac{1}{2} m_i v_i^2 + \sum_{i=1}^4 \frac{1}{2} \Theta_i \omega_i^2$$

ahol  $m$  a tömeg,  $g$  a nehézségi gyorsulás,  $v$  a sebesség,  $\Theta$  a tehetetlenségi nyomaték,  $\omega$  a szögsebesség. A translációs energia meghatározásánál a szagittális síkban meghatározott vízszintes és függőleges sebességkomponensek négyzetösszegével számoltunk. Mivel a mozgás a vizsgálati személyhez viszonyítva a szagittális síkban történt, emiatt a résztömegközéppontok szagittális síkra merőleges (a mozgás szempontjából a szagittális síkbeli elmozduláshoz képest minimális) sebességvektorkomponensét nem vettük figyelembe a translációs energia számításánál. A szögsebességeknél (azonos megfontolásból) a szagittális síkra merőleges tengelyekben történő elfordulásokkal számoltunk.

A felegyenesedett, nyugalomban levő testhelyzetet vettük a potenciális energia szempontjából a nulla szintnek. Ahhoz, hogy összehasonlítható adatokat kapjunk az eltérő testtömegű vizsgálati személyek miatt, az egyes vizsgálati személyek számított energiaértékeit egyenként normalizáltuk az átlagos testtömeget figyelembe véve a szegmenseknél mind a potenciális, mind a translációs illetve rotációs mozgásokat illetően. Az így nyert energiaértékek a vizsgálati személyek testtömegeinek átlagára vonatkoztak, emiatt már a normalizált adatok összesítése megtörténhetett. Az átlag energiamaximum értékeknél az egyes ugrók normalizált maximum értékeivel számoltunk. Mivel az egyes kivitelezéseken belül a mozgásmintázatban korábbi vizsgálatok (Bobbert és Schenau 1988, Bobbert és Soest 2001) nem találtak eltérést, a felugrás minden időpillanatában végrehajtott összesítésben a pillanatnyi energiaértékeket a talajelhagyás időpillanatához mint az idő szempontjában referenciaponthoz vonatkoztatva átlagoltuk. Az összesített energiaértékekből a pillanatnyi teljesítmény az energiaadatok idő szerinti differenciahányadosaként került meghatározásra  $dE/dt=P$ , ahol  $dE$  a  $t$  idő alatt munkavégzésre fordított energiát jelöli,  $P$  a mechanikai teljesítmény. Az így kapott mechanikai teljesítmény az izmok által a testen történő munkavégzés teljesítményét határozza meg a vizsgálati személyek testtömegének átlagára vonatkoztatva. A számításokat az APAS szoftver kinematikai adatai alapján a Windows Excel programmal csináltuk.

Mínt hogy a súlypont függőleges mozgását a felugrásban részt vevő izmok mechanikai munkája határozza meg, a számított mechanikai energia és teljesítmény adatok az izmok együttes részvételét jellemzik a test függőleges elmozdításában.

**Elektromos aktivitás.** Az izom aktivációs szintjének meghatározásához az EMG értékek összesítése 100ms-os sávokban történt meg a legkisebb négyzetek módszerével (rmsEMG) a P1, P2, P3 pontokban (7. ábra)



7. ábra. A TKP függőleges útjának és azonos időben a talajreakcióerőnek reprezentatív görbéi. A szaggatott vonalak a P1-P5 helyzeteket jelzik, a szürke oszlopok P1, P2 és P3 körül az EMG jelekhez tartozó mintavételi sávot mutatják, amely során az EMG<sub>rms</sub> megállapításra került, a vízszintes kettősnyilak a T1, T2, T3, Tact, Texc és Tconc jelzik, a függőleges kettősnyilak a TKP helyzetét h1-h4 helyzetekben. A vízszintes tengely az időt mutatja (egy beosztás 100ms).

**Izomhossz, sebesség, gyorsulás modellezése.** A mérések során az APAS szoftver által meghatározott kinematikai adatok, ízületi szöghelyzetek és a Hawkins és Hull (1990) által kialakított modell alapján meghatároztuk az izomhosszokat a vastus lateralis,

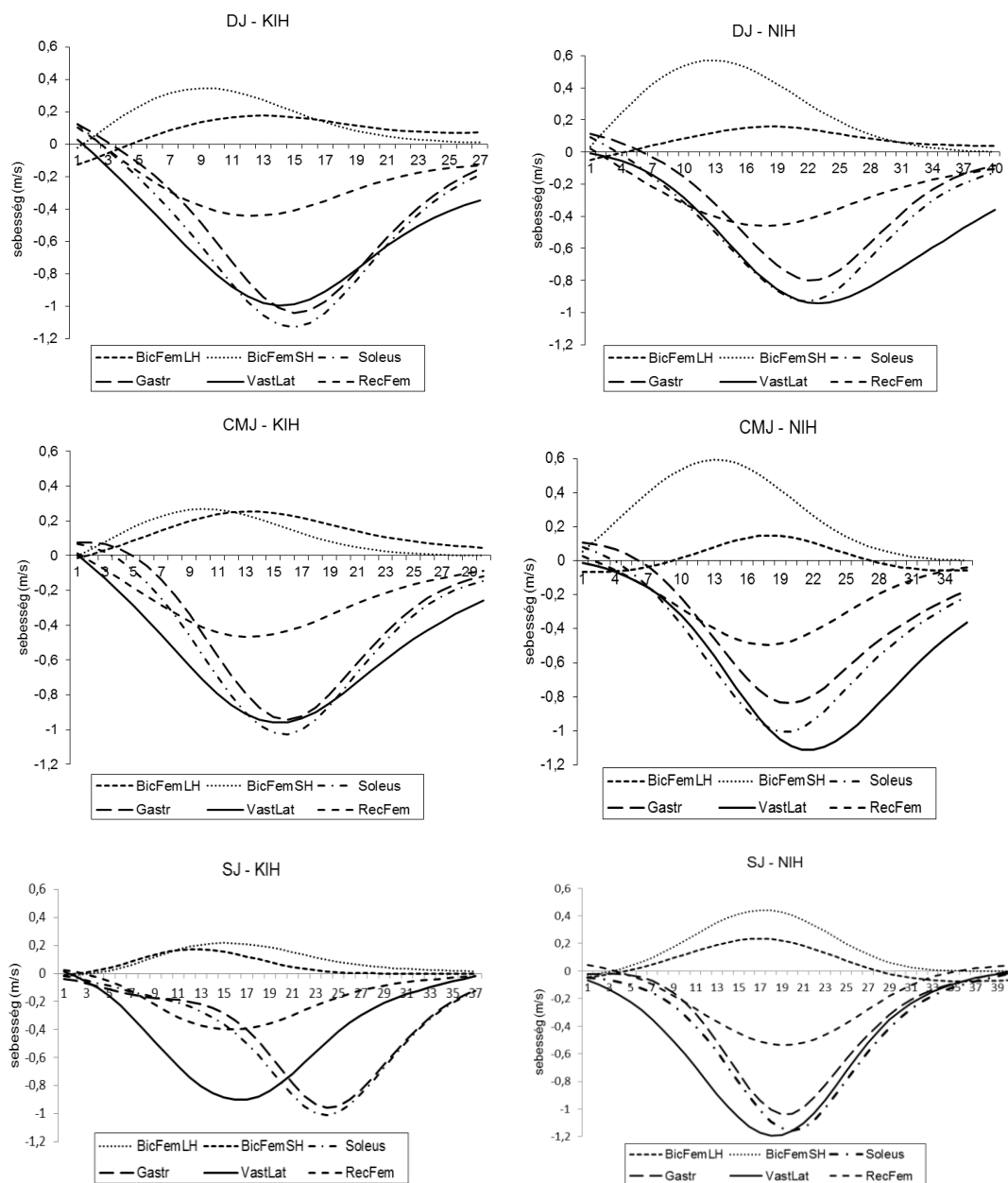
biceps femoris (rövid és hosszú fej), soleus, gastrocnemius izmokban az idő függvényében. A számítások az alábbi képlet felhasználásával történtek:  $L=C_0+C_1\alpha+C_2\beta+C_3\beta^2+C_4\gamma$ , ahol L a normalizált izom-ín együttes hossza a testmagassághoz viszonyítva; az  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  a csípő, térd, bokaízületeknél mért anatómiai szögek, és a  $C_0$ -tól a  $C_4$ -ig a regressziós együtthatók (1. táblázat).

1. táblázat. Regressziós együtthatók.

IZOM	C0	C1	C2	C3	C4
biceps femoris (rövidfej)	1,048	2,09E-3	-1,60E-03	0	0
biceps femoris (hosszúfej)	0,6	0	1,03E-4	-1,21E-05	0
rectus femoris	1,107	-1,50E-03	1,99E-03	0	0
vastus lateralis	0,569	0	4,06E-03	-2,07E-05	0
soleus	0,563	0	0	0	0
gastrocnemius	0,9	0	-6,20E-04	0	2,14E-3

Az izomhosszok első és második idő szerinti deriváltjai kiszámításával numerikusan meghatároztuk az izmok kontrakciójának sebességét és gyorsulását a Windows Excel programmal (8. ábra).



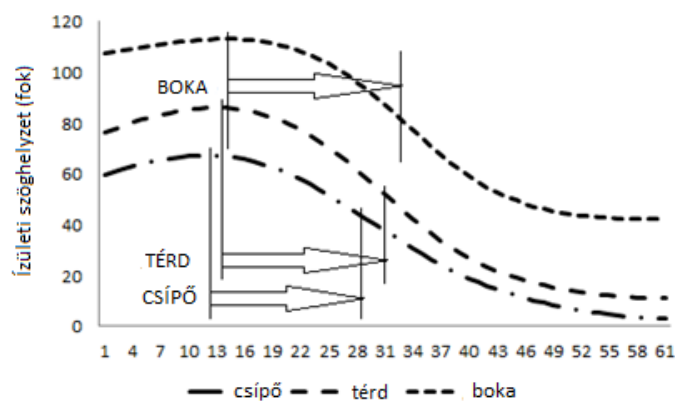


8. *ábra.* Izomhossz rövidülési-nyúlási sebességeinek reprezentatív görbéi a különböző felugrásoknál KIH (balra) és NIH (jobbra) esetén. A pozitív értékek a nyújtást, a negatív értékek a rövidülést jelentik. A vízszintes tengely az időt mutatja (a mintavételi frekvenciának megfelelően egy beosztás 1/120s).

**A nyújtásos-rövidüléssel átkapcsolási szakasza.** Ahhoz, hogy információt kapjunk az excentrikus kontrakció végén és a koncentrikus kontrakció kezdetén az

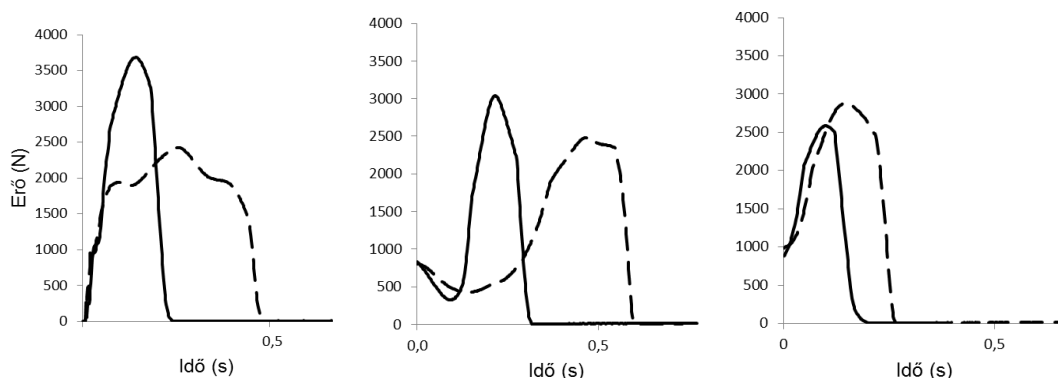
izmok kinematikai jellemzőiről, az izom minimális hosszához tartozó időpont előtt és után  $t=1/24\text{sec}$ -al az izomhosszok adataiból differenciálással numerikusan kiszámoltuk az izomkontrakciók sebességét majd mind az excentrikus, mind a koncentrikus fázisban erre az időtartamra vonatkoztatott átlagos gyorsulását. A számításokat Windows Excel programmal végeztük. Ezen időtartamot, miután itt következik be az átkapcsolás a nyújtás és a hajlítás, illetve az izom-ín hossznövekedés és csökkenés között, átkapcsolási időnek nevezzük.

**Ízületi szögek  $V_0$  és  $V_{MAX}$  helyzetekben.** Ahhoz, hogy információt kapjunk a függőleges felugrás végrehajtása során az adott ízületek egymáshoz viszonyított mozgásáról, meghatároztuk a csípő, térd, bokaízületek szöghelyzetét az idő függvényében. Az így kapott szöghelyzet adatokból meghatároztuk a három ízület esetén az ízületi nyújtás kezdetét ( $V_0$ ) és azt a pontot, ahol az ízületi nyújtás szögváltozása maximális ( $V_{MAX}$ ). A  $V_0$  és  $V_{MAX}$  közötti időt aktivációs időnek neveztük. Meghatároztuk az első ízületi nyújtás megkezdése és a talajelhagyás között eltelt időt, amit emelkedési időnek neveztünk (9. ábra). Ahhoz, hogy össze tudjuk hasonlítani a különböző ízületi nyújtások időtartamait elosztottuk az egyes ízületekhez tartozó aktivációs időt az adott ugráshoz tartozó emelkedési idővel. A kapott hányadosok mutatják az ízületi nyújtás arányát az emelkedési időhöz viszonyítva.



9. ábra. Ízületek aktivációs időtartamai egymáshoz képest és az ízületi szöghelyzetek reprezentatív görbéi. A nyíl bal vége az ízületi nyújtás kezdetét ( $V_0$ ), a jobb vége a maximális szögsebességet ( $V_{MAX}$ ) jelöli. A vízszintes tengely az időt mutatja (a mintavételi frekvenciának megfelelően egy beosztás  $1/120\text{s}$ ).

**Talajreakcióerő.** A talajreakcióerő adatok alapján meghatározásra került az izomaktivációs idő (Takt), az excentrikus kontrakció (Texc) és a koncentrikus kontrakció (Tkonc) során eltelt idő (10. ábra). Azért alkalmaztuk az erőplatót, mivel a talajraérkezés és a talajelhagyás időpillanatában az ízületek nincsenek teljesen nyújtva, emiatt a TKP kinematikai adataiból a talajraérkezés és talajelhagyás időpillanatai nem határozhatók meg pontosan.



10. ábra. Talajreakcióerő értékek reprezentatív görbéi DJ (balra) CMJ (középen) és SJ (jobbra) ugrásoknál. KIH: folytonos vonal, NIH: szaggatott vonal.

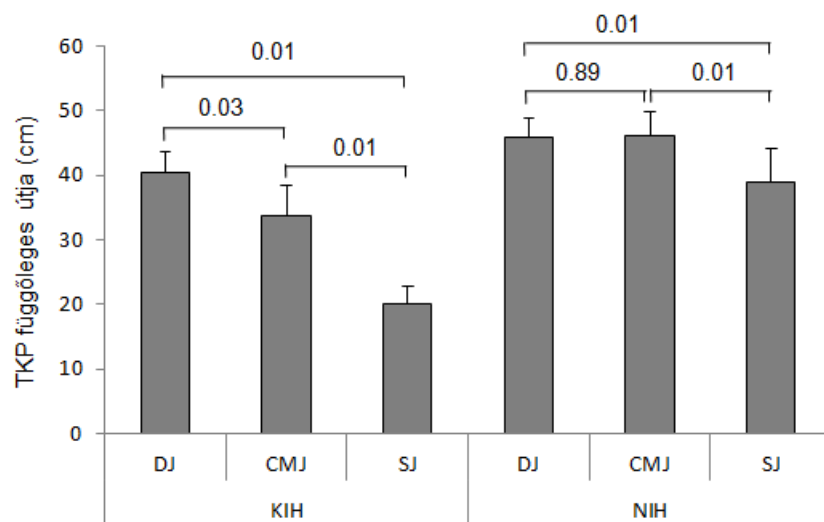
**Statisztikai számítások.** A vizsgálati személyek, és emiatt a felhasználható adatok korlátozott mennyisége miatt Shapiro-Wilk's W normalitás tesztet végeztünk. A számításoknál a minták jellemzésénél alapstatisztikákat használtunk, ezért a kiválasztott változók átlagát és a szórását meghatároztuk. Paraméteres kétmintás T-próba és nem paraméteres Mann-Whitney U próba illetve egyváltozós varianciaanalízis (post hoc test: Tukey HSD) és nem paraméteres Kruskal-Wallis ANOVA felhasználásával határoztuk meg a szignifikáns eltéréseket. A számításokat a Statistica 8.0 (Statsoft. Inc.) program felhasználásával végeztük. A szignifikanciaszintet  $p < 0,05$ -nél határoztuk meg. A szövegben amennyiben a szignifikancia értéke  $0,01$ -nél nagyobb volt, kiírtuk a pontos értéket (információtartalma miatt esetleges későbbi felhasználás érdekében),  $0,01$ -nél kisebb szignifikancia esetén  $p < 0,01$  jelölést alkalmaztunk. A táblázatokban a  $p < 0,05$  értékhez tartozó szignifikáns eltérést csillaggal vagy betűvel jelöltük.

A T-próbákat a felugrások kinematikai adatainak összehasonlítására, míg a varianciaanalízist az EMG értékek összevetésénél alkalmaztunk.

## EREDMÉNYEK

### Felugrási magasság

NIH esetén a felugrási magasság DJ-nál 0,25%-kal ( $45,9 \pm 2,9$  cm) volt kisebb átlagosan, mint a CMJ ( $46,2 \pm 3,7$  cm), míg SJ 15,7%-kal ( $39,0 \pm 5,2$  cm) volt kevesebb, mint CMJ. A különbségek szignifikánsak a CMJ és SJ, valamint a DJ és SJ között, DJ és CMJ között az eltérés nem szignifikáns. KIH esetén a felugrási magasság DJ-nél ( $40,4 \pm 3,3$  cm) 21%-kal volt nagyobb, mint CMJ-nél ( $33,8 \pm 4,7$  cm), és 102 %-kal nagyobb, mint SJ-nél. SJ ( $20,0 \pm 2,9$  cm) 40,0%-kal volt kisebb, mint CMJ. A különbségek minden összehasonlításban szignifikánsak (11. ábra). Az azonos típusú felugrásokat kis és nagy ízületi hajlásszöggel összehasonlítva NIH esetén jelentősen nagyobb felugrási eredményeket kaptunk, mint KIH esetén. A különbség a legnagyobb SJ-nél (19,0 cm; 95,1%;  $p < 0,01$ ), kisebb CMJ-nél (12,3cm; 36,4%;  $p < 0,01$ ), a legkisebb DJ-nél (4,5 cm; 13,7 %;  $p < 0,01$ ) volt.



11. ábra. A TKP függőleges emelkedésének átlagai és szórásai a kis (KIH) és nagy (NIH) mozgásterjedelemmel végrehajtott ugrásoknál. Az ábra tetején az összetartozó p értékek találhatóak.

**Izomkontrakciók maximális sebessége az ízületi nyújtás során**

**Vastus lateralis** izomban KIH esetén CMJ-nél mértük a legnagyobb sebességet, amely 68%-kal ( $p<0,01$ ) és 17,8%-kal ( $p=0,083$ ) nagyobb, mint DJ-nél és SJ-nél. A vastus lateralis rövidülési sebessége SJ-nél 43%-kal nagyobb volt, mint DJ-nél ( $p<0,01$ ). NIH esetén SJ-nél mértük a legnagyobb sebességet, 25,6%-kal ( $p=0,12$ ) és 2,1%-kal ( $p=0,87$ ) nagyobbat, mint DJ-nél és CMJ-nél. CMJ 23%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p=0,17$ ). Azonos típusú ugrásokat összehasonlítva NIH DJ 52,9%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál; NIH-nál CMJ 11,6%-kal ( $p=0,35$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál; NIH-nál SJ 34,2%-kal ( $p=0,051$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál.

**Rectus femoris** izomban KIH esetén CMJ-nél mértük a legnagyobb sebességet, amely 90,0%-kal ( $p<0,01$ ) és 18,7%-kal ( $p=0,14$ ) nagyobb, mint DJ-nél és SJ-nél. A rectus femoris rövidülési sebessége SJ-nél 55%-kal volt nagyobb, mint DJ-nél ( $p<0,01$ ). NIH esetén SJ-nél mértük a legnagyobb sebességet, 20,1%-kal ( $p=0,11$ ) és 15,3%-kal ( $p=0,38$ ) nagyobbat, mint DJ-nél és CMJ-nél. CMJ 5,7%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p=0,73$ ). Azonos típusú ugrásokat összehasonlítva NIH-nál DJ 75,3%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál; KIH-nál CMJ 2,9%-kal ( $p=0,85$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; NIH-nál SJ 34,4%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál.

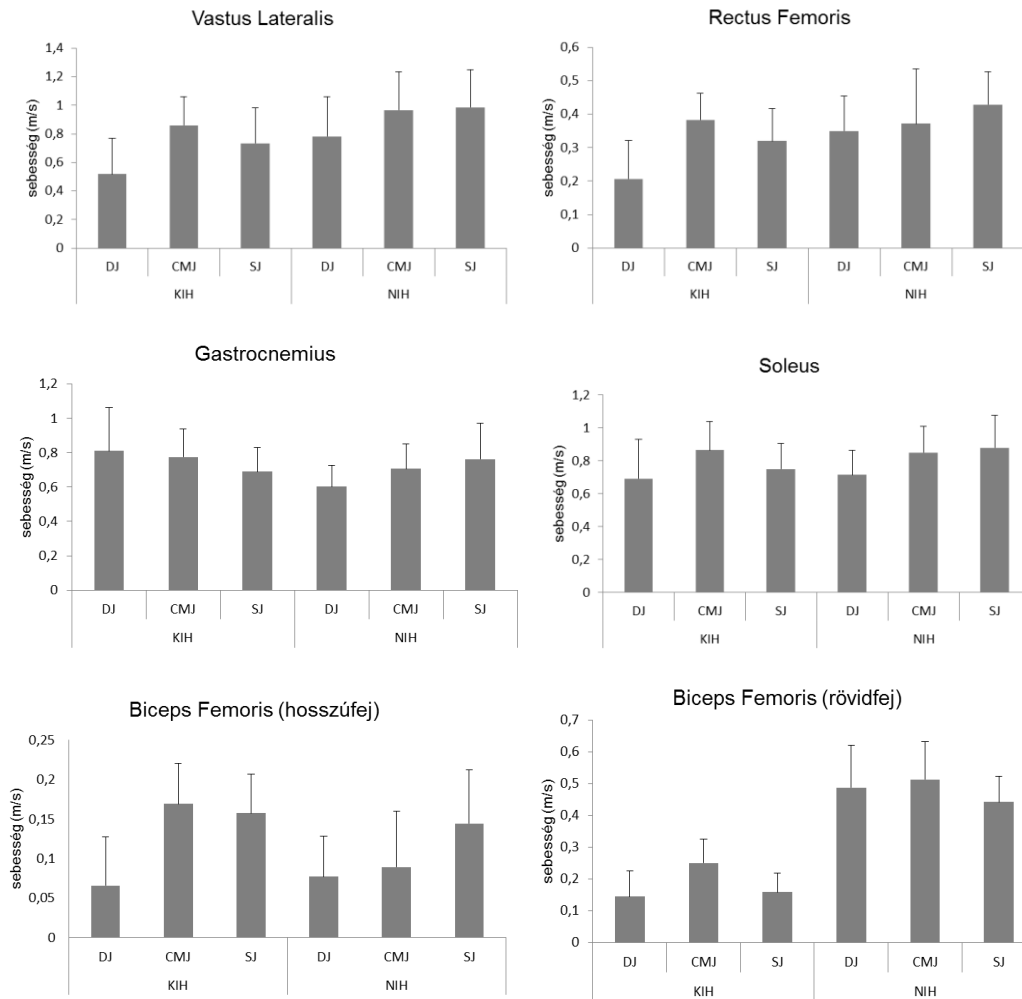
**Gastrocnemius** izomban KIH esetén DJ-nél mértük a legnagyobb sebességet, amely 3,8%-kal ( $p=0,73$ ) és 16,2%-kal ( $p=0,23$ ) nagyobb, mint DJ-nél és SJ-nél. A gastrocnemius izom rövidülési sebessége CMJ-nél 12,3%-kal volt nagyobb, mint SJ-nél ( $p=0,25$ ). NIH esetén SJ-nél mértük a legnagyobb sebességet, 26,6%-kal ( $p=0,06$ ) és 8,5%-kal ( $p=0,51$ ) nagyobbat, mint DJ-nél és CMJ-nél. CMJ 16,6%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p=0,12$ ). Azonos típusú ugrásokat összehasonlítva KIH-nál DJ 34,6%-kal ( $p=0,04$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; KIH-nál CMJ 9,6%-kal ( $p=0,36$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; NIH-nál SJ 10,4%-kal ( $p=0,38$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál.

**Soleus** izomban KIH esetén CMJ-nél mértük a legnagyobb sebességet, amely 24,8%-kal ( $p=0,1$ ) és 15,2%-kal ( $p=0,16$ ) nagyobbat, mint DJ-nél és SJ-nél. A soleus izom rövidülési sebessége SJ-nél 8,3%-kal volt nagyobb, mint DJ-nél ( $p=0,55$ ). NIH esetén SJ-nél mértük a legnagyobb sebességet, 23,3%-kal ( $p=0,06$ ) és 3,5%-kal ( $p=0,73$ ) nagyobbat, mint DJ-nél és CMJ-nél. CMJ 19,1%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p=0,08$ ). Azonos típusú ugrásokat összehasonlítva NIH-nál DJ 3,0%-kal ( $p=0,82$ ) volt nagyobb,

mint KIH-nál; KIH-nál CMJ 2,3%-kal ( $p=0,85$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; NIH-nál SJ 17,2%-kal ( $p=0,14$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál.

**Biceps femoris hosszúfejének** KIH esetén CMJ-nél mértük a legnagyobb rövidülési sebességét, amely 166,6%-kal ( $p<0,01$ ) és 7,0%-kal ( $p=0,62$ ) nagyobb, mint DJ-nél és SJ-nél. A biceps femoris hosszú fejének rövidülési sebessége SJ-nél 141,5%-kal volt nagyobb, mint DJ-nél ( $p<0,01$ ). NIH esetén SJ-nél mértük a legnagyobb sebességet, 85,5%-kal ( $p=0,03$ ) és 61,7%-kal ( $p=0,11$ ) nagyobbat, mint DJ-nél és CMJ-nél. CMJ 17,1%-kal nagyobb, mint DJ ( $p=0,67$ ). Azonos típusú ugrásokat összehasonlítva DJ NIH-nál 16,9%-kal ( $p=0,67$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál; CMJ KIH-nál 88,7%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; SJ KIH-nál 9,0%-kal ( $p=0,65$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál.

**Biceps femoris rövid fejének** rövidülési sebessége KIH-nál CMJ esetén volt a legnagyobb, 72,9%-kal ( $p<0,01$ ) és 57,5%-kal ( $p=0,03$ ) nagyobb, mint DJ-nél és SJ-nél. A biceps femoris rövid fejének rövidülési sebessége SJ-nél 9,7%-kal volt nagyobb, mint DJ-nél ( $p=0,68$ ). NIH esetén CMJ-nél mértük a legnagyobb sebességet, 5,1%-kal ( $p=0,67$ ) és 16,0%-kal ( $p=0,15$ ) nagyobbat, mint DJ-nél és SJ-nél. DJ 10,4%-kal nagyobb, mint SJ ( $p=0,38$ ). Azonos típusú ugrásokat összehasonlítva NIH-nál DJ 238,1%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál; NIH-nál CMJ 105,6%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál; KIH-nál SJ 179,1%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál. (12. ábra).



12. ábra. Izomkontrakciók maximális sebessége és szórások az ízületi nyújtás fázisában. Rövidítések: DJ-mélybeugrás; CMJ-ízületihajlítás-nyújtással végrehajtott felugrás; SJ-guggoló helyzetből felugrás; KIH- 40 fokos ízületi hajlítással felugrás; NIH- 80 fokos ízületi hajlítással felugrás. A vastus lateralis, rectus femoris, gastrocnemius és soleus esetén rövidülésnél, a biceps femorisonál megnyúlás során.

### Izomkontrakciók átlag gyorsulása az ízületi nyújtás során

**Vastus lateralis** izomban KIH esetén CMJ-nél volt legnagyobb az átlag gyorsulás, 68,1%-kal ( $p < 0,01$ ) és 2,0%-kal ( $p = 0,88$ ) nagyobb, mint DJ-nél és SJ-nél. SJ 65%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p = 0,03$ ). NIH esetén SJ-nél volt legnagyobb az átlag gyorsulás, 58,2%-kal ( $p < 0,01$ ) és 24,2%-kal ( $p = 0,15$ ) nagyobb, mint DJ-nél és CMJ-nél. CMJ

25,3%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p=0,11$ ). Azonos típusú ugrásokat összehasonlítva KIH-nál DJ 32,3%-kal ( $p=0,13$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; KIH-nál CMJ 75%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; KIH-nál SJ 38%-kal ( $p=0,11$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál.

**Rectus femoris** izomban KIH esetén CMJ-nél volt legnagyobb az átlag gyorsulás, 120,3%-kal ( $p<0,01$ ) és 10,5%-kal ( $p=0,48$ ) nagyobb, mint DJ-nél és SJ-nél. SJ 101,8%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p<0,01$ ). NIH esetén SJ-nél volt legnagyobb az átlag gyorsulás, 60,1%-kal ( $p<0,01$ ) és 38,8%-kal ( $p=0,1$ ) nagyobb, mint DJ-nél és CMJ-nél. CMJ 15,6%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p=0,49$ ). Azonos típusú ugrásokat összehasonlítva NIH-nál DJ 0,03%-kal ( $p=0,99$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál; KIH-nál CMJ 89,8%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; KIH-nál SJ 23,7%-kal ( $p=0,21$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál.

**Gastrocnemius** izomban KIH esetén DJ-nél volt legnagyobb az átlag gyorsulás, 3,2%-kal ( $p=0,81$ ) és 12,7%-kal ( $p=0,44$ ) nagyobb, mint CMJ-nél és SJ-nél. CMJ 9,1%-kal volt nagyobb, mint SJ ( $p=0,47$ ). NIH esetén SJ-nél volt legnagyobb az átlag gyorsulás, 60,7%-kal ( $p<0,01$ ) és 25,6%-kal ( $p=0,1$ ) nagyobb, mint DJ-nél és CMJ-nél. CMJ 27,8%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p=0,04$ ). Azonos típusú ugrásokat összehasonlítva KIH-nál DJ 169,2%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; KIH-nál CMJ 103,9%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; KIH-nál SJ 48,6%-kal ( $p=0,02$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál.

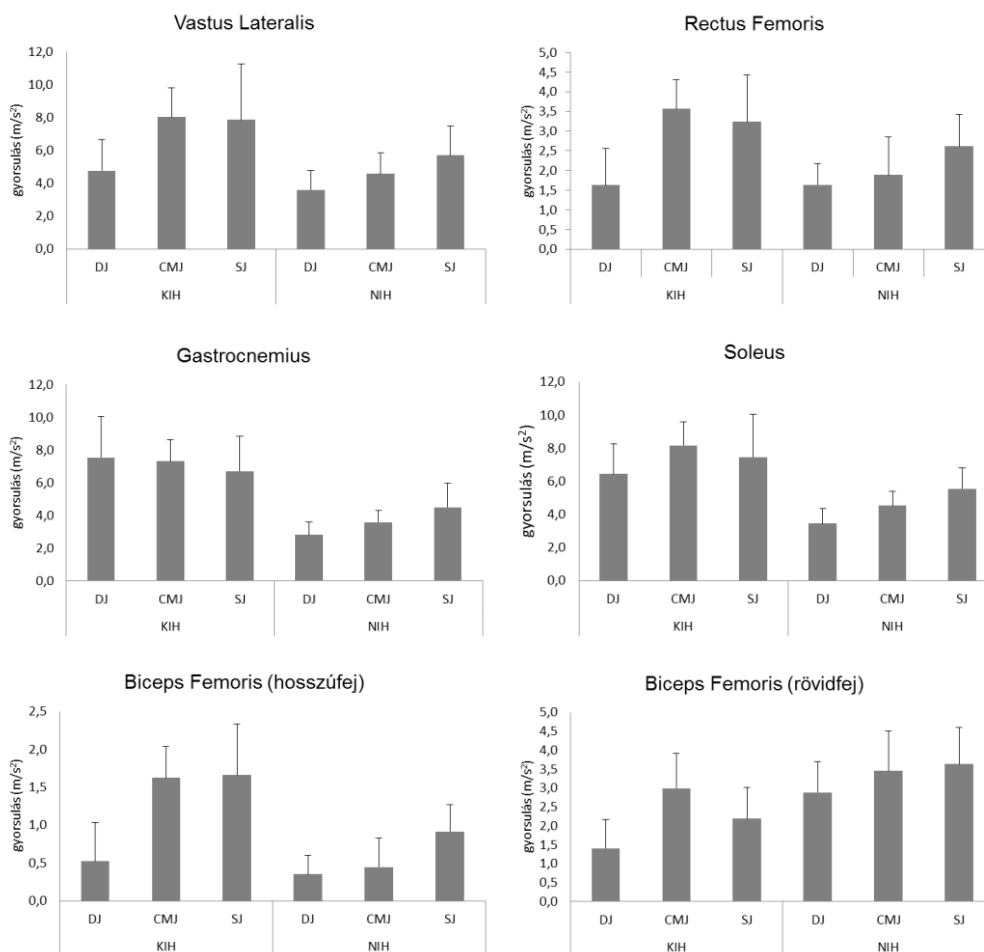
**Soleus** izomban KIH esetén CMJ-nél volt legnagyobb az átlag gyorsulás, 26,7%-kal ( $p=0,04$ ) és 9,2%-kal ( $p=0,49$ ) volt nagyobb, mint DJ-nél és SJ-nél. SJ 16%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p=0,34$ ). NIH esetén SJ-nél volt legnagyobb az átlag gyorsulás, 60,9%-kal ( $p<0,01$ ) és 25,6%-kal ( $p=0,06$ ) volt nagyobb, mint DJ-nél és CMJ-nél. CMJ 32%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p=0,02$ ). Azonos típusú ugrásokat összehasonlítva KIH-nál DJ 87,4%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; KIH-nál CMJ 79,9%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; KIH-nál SJ 34,4%-kal ( $p=0,06$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál.

**Biceps femoris hosszú fejének** átlag gyorsulása KIH esetén SJ-nél volt legnagyobb 219,2%-kal ( $p<0,01$ ) és 2,4%-kal ( $p=0,89$ ) nagyobb, mint DJ-nél és CMJ-nél. CMJ 211,5%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p<0,01$ ). NIH esetén SJ-nél volt legnagyobb az átlag gyorsulás, 160,1%-kal ( $p<0,01$ ) és 106,8%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb, mint DJ-nél és CMJ-



nél. CMJ 27,3%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p=0,53$ ). Azonos típusú ugrásokat összehasonlítva KIH-nál DJ 48,5%-kal ( $p=0,38$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; KIH-nál CMJ 268,1%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál; KIH-nál SJ 82,4%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint NIH-nál.

**Biceps femoris rövid fejének az átlag gyorsulása** KIH esetén CMJ-nél a legnagyobb, 112,8%-kal ( $p<0,01$ ) és 36,1%-kal ( $p=0,07$ ) nagyobb, mint DJ-nél és SJ-nél. SJ 56,4%-kal nagyobb, mint DJ ( $p=0,053$ ). NIH esetén SJ-nél volt legnagyobb az átlag gyorsulás, 26%-kal ( $p=0,09$ ) és 5,2%-kal ( $p=0,71$ ) nagyobb, mint DJ-nél és CMJ-nél. CMJ 19,7%-kal volt nagyobb, mint DJ ( $p=0,21$ ). Azonos típusú ugrásokat összehasonlítva NIH-nál DJ 105,7%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál; NIH-nál CMJ 15,7%-kal ( $p=0,33$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál; NIH-nál SJ 65,7%-kal ( $p=0,03$ ) volt nagyobb, mint KIH-nál (13. ábra, 2. táblázat).



*13. ábra.* Izomkontrakciók átlag gyorsulása és szórások a nyújtás kezdetétől a maximális kontrakciós sebesség eléréséig az ízületi nyújtás fázisában.

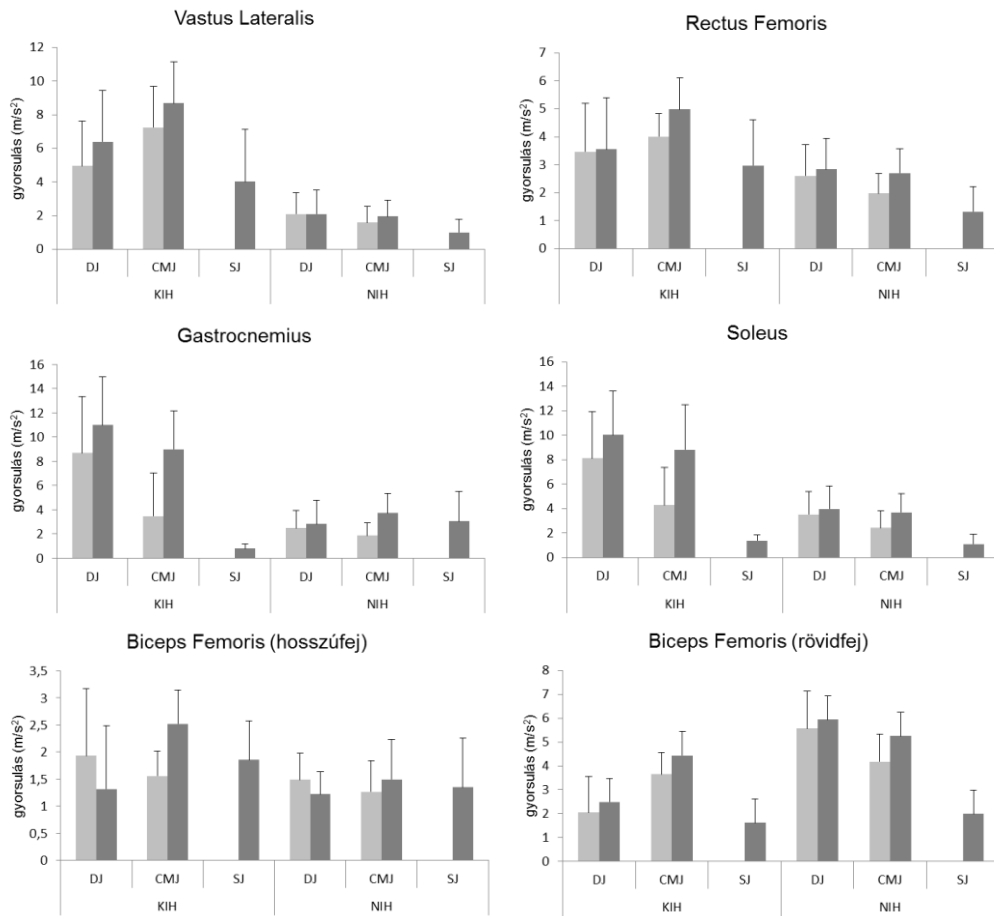
## 2. táblázat. Azonos típusú ugrások átlag gyorsulásainak aránya.

IZOM	DJ	CMJ
	KIH/NIH	KIH/NIH
rec.fem.	1,00	1,89*
vast.lat.	1,32	1,75*
gastr.	2,69*	2,04*
soleus	1,87*	1,80*
bic.fem.(hosszú)	1,48	3,68*
bic.fem.(rövid)	0,49*	0,86

A csillag a szignifikáns eltéréseket mutatja KIH és NIH között ( $p < 0,05$ ).

**Gyorsulások az átkapcsolási idő alatt**

DJ ugrásokat vizsgálva szignifikánsan nagyobb az izmok kontraktilis fázisában az izmok gyorsulása az átkapcsolási szakaszban KIH-nál a vastus lateralis, gastrocnemius és soleus izmokban NIH-al összehasonlítva. A biceps femoris rövid fejének esetében viszont pont ellentétesen, a NIH-nál mért gyorsulásérték szignifikánsan nagyobb. CMJ ugrásokat vizsgálva minden vizsgált izom esetén szignifikánsan nagyobb az izmok kontraktilis fázisában a izmok gyorsulása az átkapcsolási szakaszban NIH-al összehasonlítva a biceps femoris rövid fejének kivételével, ahol ebben az esetben is a NIH-nál mértünk nagyobb gyorsulást (14. ábra, 3. táblázat)



14. ábra. Izmok hosszváltozásának átlag gyorsulása az átkapcsolási szakaszban az ízületi hajlítás (világos szürke oszlopok) és az ízületi nyújtás (sötétszürke oszlopok) során. Az átkapcsolási időtartam 5/120s-ban lett meghatározva. Rövidítések: DJ- mélybeugrás; CMJ-izületihajlítás-nyújtással végrehajtott felugrás; SJ-guggoló helyzetből felugrás; KIH- 40 fokos ízületi hajlítással felugrás; NIH- 80 fokos ízületi hajlítással felugrás.

3. táblázat. Az átkapcsolási fázisban mért gyorsulásértékek arányai azonos ugrásoknál az izmok koncentrikus fázisában.

IZOM	DJ KIH/NIH	CMJ KIH/NIH
rec.fem.	1,26	1,85*
vast.lat.	3,07*	4,43*
gastr.	3,89*	2,43*
soleus	2,52*	2,40*
bic.fem.(hosszú)	1,08	1,69*
bic.fem.(rövid)	0,41	0,84

A csillag a szignifikáns eltéréseket mutatja ( $p < 0,05$ ).

Az izmok koncentrikus és excentrikus fázisában mért gyorsulásértékeket összehasonlítva minden esetben nagyobb gyorsulás értékeket mértünk a koncentrikus fázisban a biceps femoris hosszú fejének kivételével DJ ugrások esetén. Az eltérések szignifikánsak KIH-nál CMJ esetén a gastrocnemius, soleus és biceps femoris hosszú fejének esetén illetve gastrocnemius izomnál NIH-nál CMJ esetén (4. táblázat).

4. táblázat. Az ízületi nyújtás és az ízületi hajlítás során mért gyorsulásértékek hányadosa az átkapcsolási fázisban.

IZOM	DJ KIH	DJ NIH	CMJ KIH	CMJ NIH
rec.fem.	1,02	1,09	1,25	1,37
vast.lat.	1,29	1,00	1,20	1,24
gastr.	1,26	1,14	2,60*	1,99*
soleus	1,24	1,14	2,06*	1,53
bic.fem.(hosszú)	0,68	0,81	1,62*	1,17
bic.fem.(rövid)	1,21	1,06	1,21	1,25

A csillag a szignifikáns eltéréseket mutatja ( $p < 0,05$ ).

A gyors ízületi hajlítással végrehajtott ugrásokat az azonos ízületi mozgásterjedelemmel végrehajtott SJ-vel összehasonlítva a legnagyobb eltéréseket a KIH esetén a gastrocnemius és soleus izmoknál mértünk (5. táblázat). A soleus izom esetén minden DJ vagy CMJ ugrásokkal történő összehasonlításban szignifikáns az eltérés a megfelelő SJ ugrásokkal szemben.

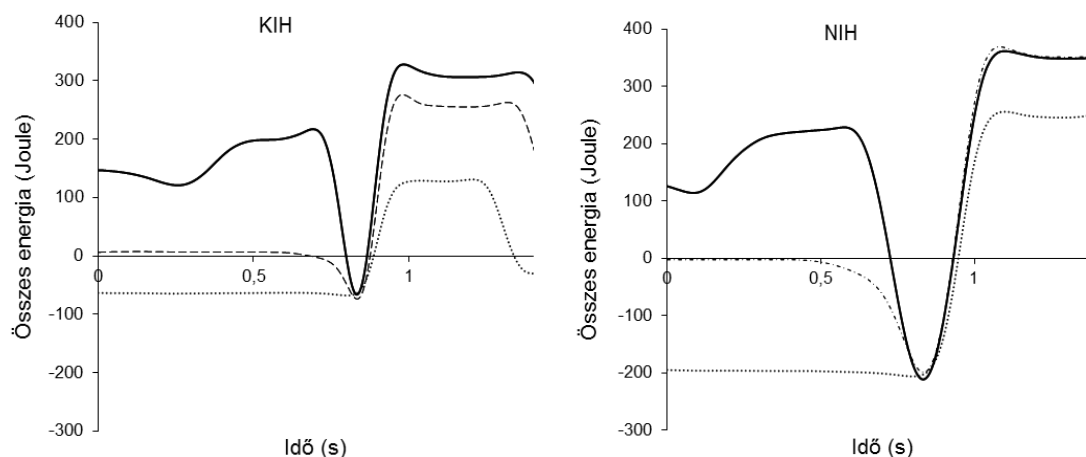
5. *táblázat.* Az ízületi nyújtás során mért gyorsulásértékek hányadosa a DJ/SJ és CMJ/SJ ugrásoknál azonos ízületi mozgásterjedelem esetén az átkapcsolási fázisban.

IZOM	KIH	NIH	KIH	NIH
	DJ/SJ	DJ/SJ	CMJ/SJ	CMJ/SJ
rectus femoris	1,19	2,15*	1,67*	2,05*
vastus lateralis	1,59	2,08	2,16*	1,95*
gastrocnemius	14,06*	0,93	11,52*	1,22
soleus	7,25*	3,66*	6,37*	3,38*
bic.fem.(hosszú)	0,71	0,91	1,35	1,11
bic.fem.(rövid)	1,54	2,97*	2,75*	2,63*

A csillag a szignifikáns eltéréseket mutatja a hányadosokban szereplő DJ-SJ és CMJ-SJ értékek között ( $p < 0,05$ ).

### **Mechanikai energia**

Az ízületi nyújtás során az ugró mint kinematikai rendszer kinetikus (transzlációs és rotációs) és potenciális energiájának összege talajelhagyáskor 1,1%-kal ( $p=0,51$ ) és 18,4%-kal ( $p < 0,01$ ) nagyobb CMJ-nél mint DJ illetve SJ ugrásoknál NIH esetén. KIH-nál DJ 18,3%-kal nagyobb ( $p < 0,05$ ) mint CMJ, és 113,6%-kal nagyobb ( $p < 0,01$ ) mint SJ. A NIH-nál mért energiák talajelhagyáskor KIH-al összehasonlítva 13,1%-kal ( $p < 0,01$ ), 35,5%-kal ( $p < 0,01$ ) és 106,8%-kal nagyobbak DJ, CMJ és SJ esetén. A DJ ugrások során, a 20cm magas plató hatására, az ugrók eltérő testtömegét figyelembe véve átlagosan  $217 \pm 18,4$ J extra potenciális energia válik felhasználhatóvá a CMJ ugrásokkal összehasonlítva. Az energiákban az eltérés DJ és CMJ esetén KIH-nál talajelhagyáskor  $52,1 \pm 7,3$ J, vagyis KIH esetén DJ-nél a magasabb kiindulási súlyponti helyzetből származó potenciális energiatöbblet 23,6%-ának felhasználására nyílt lehetőség, a fennmaradó 76,4% a felugrás eredménye szempontjából nem hasznosult. Mivel NIH-nál nincs szignifikáns eltérés DJ és CMJ között talajelhagyásnál, ebben az esetben a magasabb kiindulási súlyponti helyzetből származó potenciális energiatöbblet feltehetően nem került felhasználásra (15-16. ábra, 6. táblázat).

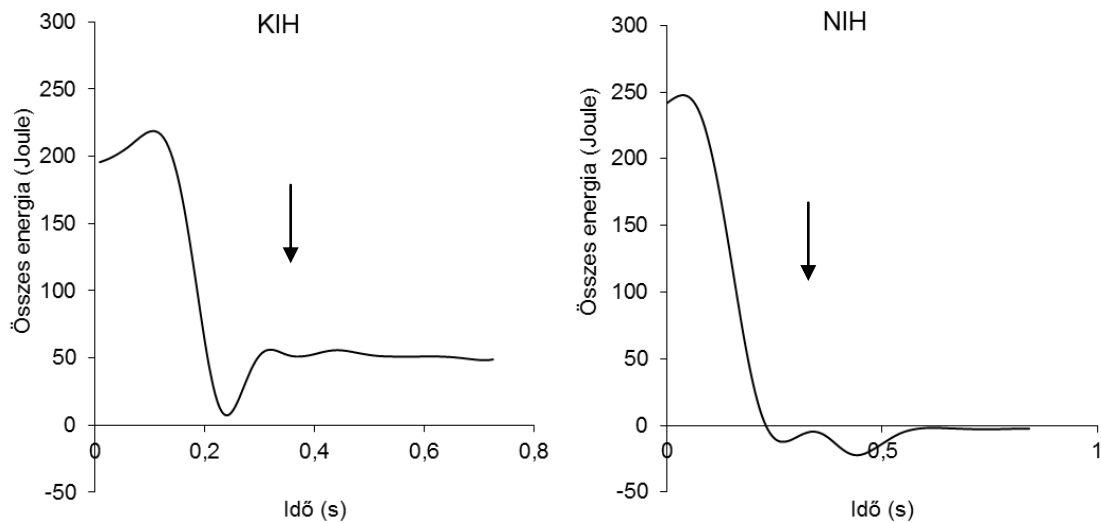


15. ábra. A DJ, CMJ és SJ ugrásoknál számított összes mechanikai energia (transzlációs+rotációs+potenciális) változása az idő függvényében kis (jobbra) és nagy (balra) amplitúdójú ízületi elmozdulással végrehajtott felugrásoknál. A nulla energiaszintnek a felegyenesedett, nyugalomban levő testhelyzet felel meg. DJ-folytonos vonal; CMJ-szaggatott vonal; SJ-pontozott vonal.

6. táblázat. A súlypontra vonatkoztatott átlag ( $\pm$ SD) kinetikus és potenciális energia (J) összege a talaj elhagyásának pillanatában kis (KIH) és nagy (NIH) ízületi hajlítással végrehajtott felugrások során, valamint a KIH és NIH közötti százalékos különbségek (d%).

	KIH	NIH	d%
DJ	330,6*	374,1	13,1
	36,6	31,4	
CMJ	279,3*	378,5	35,5
	52,1	35,9	
SJ	154,7*	320	106,8
	24,7	41,3	

A csillag a szignifikáns eltéréseket mutatja KIH és NIH között ( $p < 0,05$ ).



16. ábra. A DJ és CMJ ugrásoknál számított összes mechanikai energia (transzlációs+rotációs+potenciális) különbsége az idő függvényében kis (KIH) és nagy (NIH) ízületi hajlítással végrehajtott függőleges felugrásoknál. A nyíl a talajelhagyást jelzi. KIH esetén a DJ és CMJ közötti különbség megközelítőleg 50J, míg NIH esetén az eltérés szignifikánsan kevesebb.

### Teljesítmény

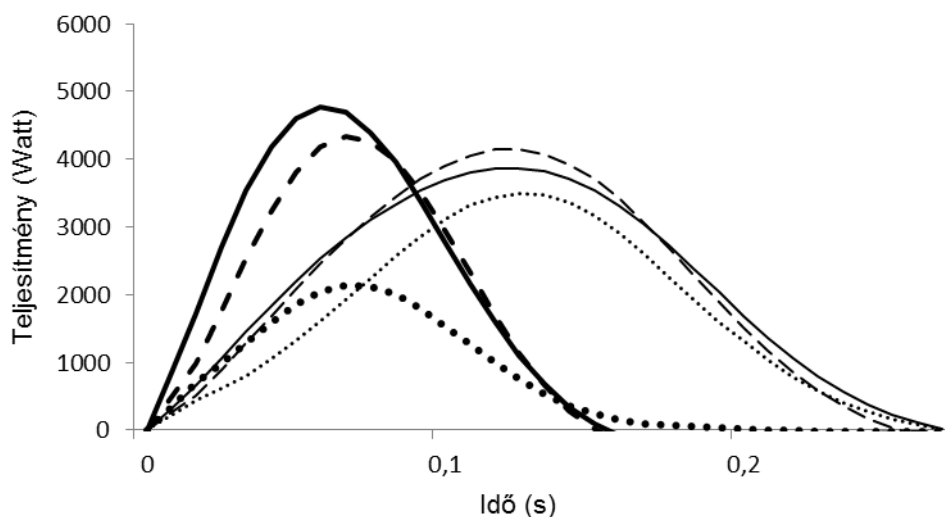
Az izmok a maximális teljesítményt KIH-nál, DJ esetén érték el az ízületi nyújtás középső szakaszában. KIH-nál a DJ teljesítménymaximum 9,7%-kal ( $p=0,21$ ) és 122,6%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb, mint CMJ-nél és SJ-nél. SJ-nél KIH esetén az izmok maximális teljesítménye 102,8%-kal kisebb, mint CMJ-nél számított értékek ( $p<0,01$ ). KIH esetén az ízületi nyújtás első felében nagyobb a teljesítmény DJ-nél a CMJ-vel összehasonlítva. (17. ábra) NIH-nál a maximális teljesítményt CMJ-nél számítottuk, amely 7,1%-kal ( $p=0,12$ ) és 18,4%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb, mint DJ és SJ esetén. Az eltérés DJ és SJ között 10,5% ( $p=0,06$ ) volt. A KIH-nál a maximális teljesítmények NIH-al összehasonlítva 23,1%-kal ( $p<0,01$ ), 4,4%-kal ( $p=0,51$ ) nagyobbak DJ-nél és CMJ-nél, míg SJ NIH-nál 63,4%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb, mint KIH-nál (17. ábra, 7. táblázat).



7. táblázat. A maximális teljesítmény (W) átlagok ( $\pm$ SD) az ízületi nyújtás során kis (KIH) és nagy (NIH) ízületi hajlítással végrehajtott felugrásoknál, valamint a KIH és NIH közötti százalékos különbség (d%).

	KIH	NIH	d%
DJ	4766,5*	3869,4	23,1
	559,2	325,1	
CMJ	4343,9	4145,1	4,7
	809,8	392,7	
SJ	2141,5*	3500,2	61,1
	342,3	451,1	

A csillag a szignifikáns eltéréseket mutatja KIH és NIH között ( $p < 0,05$ ).



17. ábra. Az izmok pillanatnyi összteljesítménye az ízületek kinyújtása alatt. (vastag vonal-KIH: DJ-folytonos vonal; CMJ-szagatott vonal; SJ-pontozott vonal; vékony vonal-NIH: DJ-folytonos vonal; CMJ-szagatott vonal; SJ-pontozott vonal). KIH esetén a folytonos és a szaggatott vonal eltérése alapján feltételezhető, hogy az izmok összteljesítménye DJ-nél CMJ-vel összehasonlítva különösen az ízületi nyújtás kezdeti szakaszában nagyobb. Az is látható, hogy KIH esetén az eltérés a maximális teljesítményben lényegesen nagyobb DJ és SJ illetve CMJ és SJ között, mint NIH-nál.

### Térdízületi szögek

Az ízületi szög P1-nél 20,0%-kal kisebb KIH-nál és 32,7 %-kal kisebb NIH-nál DJ esetén CMJ-vel összehasonlítva, de az eltérés csak NIH-nál volt szignifikáns ( $p < 0,01$ ). Az ugrások kivitelezése megfelelt a tervezett kritériumnak, mivel P2-ben az azonos ízületi amplitudóval végrehajtott ugrások között nem tapasztaltunk szignifikáns eltérést. P3-ban az ízületi szög nagyobb volt CMJ-nél DJ-vel összehasonlítva mint KIH-nál ( $p = 0,017$ ) és NIH-nál ( $p = 0,014$ ), és az eltérés a CMJ és DJ között NIH-nál volt nagyobb (55,7%) KIH-al (28,0%) szemben. P4-ben az ízületi szög DJ-nél nagyobb volt, mint CMJ-nél vagy SJ-nél, de a különbségek egyik esetben sem voltak szignifikánsak. Talajelhagyáskor (P5) a térdízület egyik ugrásnál sem volt teljesen kinyújtva. A legkisebb szöghelyzetet mind KIH, mind NIH esetén SJ-nél mértük, a legnagyobbat pedig DJ-nél. De szignifikáns eltérést csak KIH esetén mértünk DJ és CMJ ( $p = 0,02$ ), DJ és SJ ( $p = 0,09$ ) között. Az ízületi szögeltérés KIH esetén P2-P3 között DJ-nél és CMJ-nél  $11,9^\circ$  és  $8,9^\circ$ ; NIH esetén P2-P3 között DJ-nél és CMJ-nél  $43,8^\circ$  és  $22,0^\circ$ . P3 és P4 között az ízületi szög eltérés KIH-esetén DJ-nél és CMJ-nél  $3,1^\circ$  és  $18,6^\circ$ ; NIH esetén DJ-nél és CMJ-nél  $7,1^\circ$  és  $31,4^\circ$ . a szöghelyzet P4 és P5 között KIH esetén DJ, CMJ és SJ-nél  $2,7^\circ$ ,  $6,6^\circ$  és  $7,5^\circ$ , NIH esetén DJ, CMJ és SJ-nél  $9,2^\circ$ ,  $10,4^\circ$  és  $9,8^\circ$  (8. táblázat).

8. táblázat. Térdízületi szögek (fok) átlagai ( $\pm$ SD) a tömegközéppont P1, P2, P3, P4 és P5 helyzetében.

	KIH			NIH		
	DJ	CMJ	SJ	DJ	CMJ	SJ
P1	32,12 $\pm$ 7,9	40,16 $\pm$ 4,6 <sup>d</sup>		43,44 $\pm$ 11,7 <sup>a</sup>	64,60 $\pm$ 7,01 <sup>a,d</sup>	
P2	39,10 $\pm$ 4,9 <sup>d</sup>	43,83 $\pm$ 4,1 <sup>d</sup>	37,34 $\pm$ 6,6 <sup>d</sup>	82,61 $\pm$ 6,6 <sup>d</sup>	80,76 $\pm$ 5,2 <sup>d</sup>	75,02 $\pm$ 4,5 <sup>d</sup>
P3	27,24 $\pm$ 3,6 <sup>a,b</sup>	34,88 $\pm$ 4,4 <sup>a,d</sup>		39,12 $\pm$ 10,2 <sup>a,b</sup>	58,74 $\pm$ 5,3 <sup>a,c,d</sup>	
P4	24,32 $\pm$ 4,9	16,28 $\pm$ 6,4	13,8 $\pm$ 7,5	30,58 $\pm$ 11,6	27,34 $\pm$ 10,2	22,04 $\pm$ 7,3
P5	21,58 $\pm$ 6,3 <sup>a,b</sup>	9,74 $\pm$ 7,2 <sup>a</sup>	6,32 $\pm$ 7,9 <sup>b</sup>	21,38 $\pm$ 14,8	16,91 $\pm$ 11,4	12,24 $\pm$ 9,2

<sup>a</sup> szignifikáns eltérés DJ és CMJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>b</sup> szignifikáns eltérés DJ és SJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>c</sup> szignifikáns eltérés CMJ és SJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>d</sup> szignifikáns eltérés KIH és NIH között ( $p < 0,05$ )

**Bokaízületi szögek**

Az ízületi szög P1-ben 24,9%-kal ( $p < 0,01$ ) és 31,9 %-kal ( $p < 0,01$ ) nagyobb CMJ-nél DJ-vel összehasonlítva KIH-nál és NIH-nál. Az ízületi szög P2-nél KIH esetén SJ-nél 8,2%-kal és 0,8%-kal nagyobb, mint DJ-nél és CMJ-nél, NIH esetén CMJ 2,1%-kal és 2,9%-kal nagyobb, mint DJ és SJ. A térdízületi szögekkel megegyezően P2-ben az azonos ízületi amplitúdóval végrehajtott ugrásoknál ebben az esetben sem tapasztaltunk szignifikáns eltérést. Az ízületi szög P3-ban 25,6%-kal ( $p < 0,01$ ) és 26,6%-kal ( $p < 0,01$ ) nagyobb CMJ-nél DJ-vel összehasonlítva KIH-nál és NIH-nál. P4-ben az ízületi szög KIH és NIH esetén DJ-nél nagyobb volt, mint CMJ-nél vagy SJ-nél, de a különbségek egyik esetben sem voltak szignifikánsak. Talajelhagyáskor (P5) a legnagyobb szöghelyzetet mind KIH, mind NIH esetén DJ-nél mértük. KIH esetén 8,1%-kal és 27,5%-kal nagyobbat, mint CMJ-nél és SJ-nél, NIH esetén 2,2%-kal és 5,4%-kal nagyobbat, mint CMJ-nél és SJ-nél. De szignifikáns eltérést csak KIH esetén mértünk DJ és SJ ( $p < 0,01$ ) között. Az ízületi szög eltérés KIH esetén P2-P3 között DJ-nél és CMJ-nél 18,8° és 6,7°; NIH esetén P2-P3 között DJ-nél és CMJ-nél 31,5° és 12,9°. P3 és P4 között az ízületi szög eltérés KIH esetén DJ-nél és CMJ-nél 5,6° és 25,3°; NIH esetén DJ-nél és CMJ-nél 8,7° és 30,9°. A szöghelyzet P4 és P5 között KIH-esetén DJ, CMJ és SJ-nél 5,1°, 9,0° és 16,8°, NIH esetén DJ, CMJ és SJ-nél 10°, 10,1° és 12,3° (9. táblázat).

9. táblázat. Bokaízületi szögek (fok) átlagai ( $\pm$ SD) a tömegközéppont P1, P2, P3, P4 és P5 helyzetében.

	KIH			NIH		
	DJ	CMJ	SJ	DJ	CMJ	SJ
P1	78,24 $\pm$ 3,2 <sup>a</sup>	97,78 $\pm$ 8,7 <sup>a</sup>		78,66 $\pm$ 7,8 <sup>a</sup>	103,71 $\pm$ 7,9 <sup>a</sup>	
P2	92,51 $\pm$ 12,2	99,36 $\pm$ 10,1	100,16 $\pm$ 6,7	109,88 $\pm$ 14,6	112,16 $\pm$ 11,2	109,54 $\pm$ 11,3
P3	73,71 $\pm$ 8,5 <sup>a,b</sup>	92,6 $\pm$ 9,9 <sup>a</sup>		78,32 $\pm$ 8,1 <sup>a,b</sup>	99,24 $\pm$ 12,5 <sup>a</sup>	
P4	68,04 $\pm$ 5,9	67,28 $\pm$ 6,1	66,21 $\pm$ 6,9	69,58 $\pm$ 7,5	68,31 $\pm$ 6,9	68,84 $\pm$ 3,9
P5	62,98 $\pm$ 4,1 <sup>b</sup>	58,31 $\pm$ 5,1	49,42 $\pm$ 5,2 <sup>b</sup>	59,58 $\pm$ 4,4	58,26 $\pm$ 6,2	56,51 $\pm$ 4,8

<sup>a</sup> szignifikáns eltérés DJ és CMJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>b</sup> szignifikáns eltérés DJ és SJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>c</sup> szignifikáns eltérés CMJ és SJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>d</sup> szignifikáns eltérés KIH és NIH között ( $p < 0,05$ )

### Csípőízületi szögek

Az ízületi szög P1-nél 31,2%-kal ( $p = 0,053$ ) volt nagyobb KIH-nál DJ-nél CMJ-vel összehasonlítva, és NIH-nál 7,8%-kal ( $p = 0,46$ ) volt nagyobb CMJ-nél DJ-vel összehasonlítva. Az ízületi szög P2-nél KIH esetén DJ-nél 20,5%-kal ( $p = 0,09$ ) és 45,7%-kal ( $p = 0,02$ ) volt nagyobb, mint CMJ-nél és SJ-nél. NIH esetén DJ 27,1%-kal ( $p = 0,45$ ) és 35,3%-kal ( $p = 0,067$ ) nagyobb, mint CMJ és SJ. A térd és a bokaízületi szögekkel ellentétben P2-ben az azonos ízületi amplitúdóval végrehajtott ugrásoknál KIH esetén szignifikáns eltérés volt tapasztalható DJ és SJ között. Az ízületi szög P3-ban 5,4%-kal ( $p = 0,73$ ) volt nagyobb KIH-nál DJ-nél CMJ-vel összehasonlítva, NIH-nál és 30,9%-kal ( $p = 0,07$ ) volt nagyobb CMJ-nél DJ-vel összehasonlítva. P4-ben az ízületi szög KIH és NIH esetén DJ-nél nagyobb volt, mint CMJ-nél vagy SJ-nél, de semmilyen összehasonlításban nem volt számítható szignifikáns eltérés. Talajelhagyáskor (P5) a legnagyobb szöghelyzetet mind KIH, mind NIH esetén DJ-nél mértük KIH esetén 107,1%-kal és 185,6%-kal nagyobbat, mint CMJ-nél és SJ-nél. NIH esetén 30,0%-kal és 67,6%-kal nagyobb szöget mértünk, mint CMJ-nél és SJ-nél. Szignifikáns eltérést azonban csak KIH esetén mértünk DJ ( $p = 0,04$ ) és SJ ( $p = 0,03$ ) között. Az ízületi szög eltérés KIH esetén P2-P3 között DJ-nél és CMJ-nél 9,04° és 4,74°; NIH esetén P2-P3

között DJ-nél és CMJ-nél 34,9° és 17,98°. P3 és P4 között az ízületi szög eltérés KIH esetén DJ-nél és CMJ-nél 1,78° és 9,13°; NIH esetén DJ-nél és CMJ-nél 5,64° és 21,32°. A szöghelyzet P4 és P5 között KIH-esetén DJ, CMJ és SJ-nél 1,62°, 3,56° és 4,3°, NIH esetén DJ, CMJ és SJ-nél 6,0°, 6,88° és 6,24° (10. táblázat).

10. táblázat. Csípőízületi szögek (fok) átlagai ( $\pm$ SD) a tömegközéppont P1, P2, P3, P4 és P5 helyzetében.

	KIH			NIH		
	DJ	CMJ	SJ	DJ	CMJ	SJ
P1	33,86 $\pm$ 7,1	25,68 $\pm$ 3,9 <sup>d</sup>		48,31 $\pm$ 10,8	52,61 $\pm$ 6,4 <sup>d</sup>	
P2	32,78 $\pm$ 4,9 <sup>b,d</sup>	27,26 $\pm$ 4,1 <sup>d</sup>	22,46 $\pm$ 6,5 <sup>b,d</sup>	70,42 $\pm$ 15,3 <sup>d</sup>	64,48 $\pm$ 7,2 <sup>d</sup>	52,02 $\pm$ 11,8 <sup>d</sup>
P3	23,74 $\pm$ 6,6 <sup>b</sup>	22,52 $\pm$ 4,1 <sup>d</sup>		35,48 $\pm$ 9,8 <sup>b</sup>	46,51 $\pm$ 6,8 <sup>d</sup>	
P4	21,96 $\pm$ 7,3	13,42 $\pm$ 5,1	11,42 $\pm$ 8,1	29,84 $\pm$ 7,1	25,18 $\pm$ 7,3	20,44 $\pm$ 10,1
P5	20,34 $\pm$ 8,1 <sup>a,b</sup>	9,86 $\pm$ 5,8 <sup>a</sup>	7,12 $\pm$ 8,8 <sup>b</sup>	23,84 $\pm$ 8,9	18,3 $\pm$ 8,2	14,21 $\pm$ 11,4

<sup>a</sup> szignifikáns eltérés DJ és CMJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>b</sup> szignifikáns eltérés DJ és SJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>c</sup> szignifikáns eltérés CMJ és SJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>d</sup> szignifikáns eltérés KIH és NIH között ( $p < 0,05$ )

### Tömegközéppont függőleges helyzete az ugrások különböző fázisaiban

A TKP szignifikánsan magasabban volt h1 és h3 helyzetben a talajtól számítva KIH DJ-nél és CMJ-nél ( $p = 0,013$  és  $p < 0,01$ ), mint NIH-nál, és DJ-nél szignifikánsan magasabban helyezkedett el, mint CMJ esetén mind KIH ( $p < 0,01$ ), mind NIH ( $p < 0,01$ ) esetén. A TKP magassága h2-ben DJ-nél 24,5%-kal ( $p < 0,01$ ), CMJ-nél 9,3%-kal ( $p < 0,01$ ) volt magasabban KIH-nál mint NIH esetén, de DJ és CMJ-t összehasonlítva sem KIH-nál, sem NIH-nál nem mértünk szignifikáns eltérést. A TKP legnagyobb függőleges sebességéhez tartozó magasságok (h4) szinte azonosak voltak minden kísérleti helyzetben (11. táblázat).

### Az ugrások különböző fázisai között eltelt idő

T1 időtartam szignifikánsan hosszabb volt NIH-nál KIH-al összehasonlítva, DJ-nél 80,4%-kal ( $p < 0,01$ ), CMJ-nél 102,7%-kal ( $p < 0,01$ ), és az időtartam hosszabb volt DJ-

nél, mint CMJ-nél, KIH esetén 60,5%-kal ( $p < 0,01$ ), NIH esetén 42,7%-kal ( $p < 0,01$ ). Hasonlóan T2 szignifikánsan hosszabb volt NIH esetén KIH-al összehasonlítva, DJ-nél 83,7%-kal ( $p < 0,01$ ), és CMJ-nél 113,9%-kal ( $p < 0,01$ ), és ebben az esetben is az időtartam hosszabb volt DJ-nél, mint CMJ-nél, KIH esetén 89,6%-kal ( $p < 0,01$ ), NIH esetén 62,9%-kal ( $p < 0,01$ ). T3-nál az időtartam szignifikánsan hosszabb volt NIH-nál KIH-al összehasonlítva, DJ-nél 80,1%-kal ( $p < 0,01$ ), CMJ-nél 61,3%-kal ( $p < 0,01$ ), de nem találtunk szignifikáns eltérést DJ és CMJ között sem KIH, sem NIH esetén.

SJ-t vizsgálva T3 szignifikánsan, 47,8%-kal ( $p < 0,01$ ) hosszabb volt NIH-nál, mint KIH-nál. KIH esetén SJ T3-ban 41,6%-kal ( $p < 0,01$ ) és 37,4%-kal ( $p = 0,011$ ) hosszabb volt, mint DJ és CMJ, NIH esetén SJ szignifikánsan, 25,9%-kal ( $p < 0,01$ ) volt nagyobb, mint CMJ, és 16,9%-kal ( $p = 0,09$ ) volt hosszabb, mint DJ, de az eltérés ebben az esetben nem volt szignifikáns.

Az excentrikus kontrakció időtartama (Texc) szignifikánsan hosszabb volt NIH esetén DJ-nél 82,5%-kal ( $p < 0,01$ ) és CMJ-nél 101,6%-kal ( $p < 0,01$ ) KIH-al összehasonlítva. A koncentrikus kontrakció időtartama is (Tkonc) szignifikánsan nagyobb volt NIH esetén DJ-nél 83,8%-kal ( $p < 0,01$ ), CMJ-nél 49,9%-kal ( $p < 0,01$ ) és SJ-nél 22,6%-kal ( $p < 0,01$ ) KIH-al összehasonlítva. Azonos ízületi mozgásterjedelmeket összehasonlítva KIH esetén Tkonc időtartama CMJ-nél 14,8%-kal ( $p < 0,01$ ) hosszabb, mint DJ-nél, illetve SJ 72,9%-kal ( $p < 0,01$ ) és 50,4%-kal hosszabb, mint DJ és CMJ. NIH esetén Tkonc időtartama DJ-nél nem tért el szignifikánsan CMJ-től és SJ-től, de SJ 23,6%-kal ( $p = 0,013$ ) nagyobb volt, mint CMJ. Az aktivációs idő (Takt) szignifikánsan nagyobb volt NIH esetén 83,2%-kal ( $p < 0,01$ ) DJ-nél és 72,0%-kal CMJ-nél KIH-al összehasonlítva. Azonos ízületi mozgásterjedelemmel végrehajtott ugrások esetén az aktivációs időket összehasonlítva sem KIH-nál, sem NIH-nál nincs eltérés DJ és CMJ között (11. táblázat).

### **A tömegközéppont függőleges sebessége**

A TKP által elért legnagyobb függőleges sebesség P1-ben ( $v_1$ ) szignifikánsan nagyobb volt NIH esetén 14,2%-kal ( $p < 0,01$ ) DJ-nél és 61,6%-kal ( $p < 0,01$ ) CMJ-nél, és  $v_1$  az azonos ízületi mozgásterjedelmeket összehasonlítva szignifikánsan nagyobb volt DJ-nél KIH esetén 169,9%-kal ( $p < 0,01$ ) és NIH esetén 90,7%-kal ( $p < 0,01$ ) CMJ-vel összehasonlítva. P3-ban  $v_3$  szignifikánsan ( $p < 0,01$ ) nagyobb volt NIH esetén CMJ és SJ-nél KIH-al összehasonlítva, míg DJ esetén is nagyobb értéket mértünk 9,9%-kal

NIH-nál, de az eltérés nem szignifikáns ( $p=0,053$ ). A legnagyobb függőleges sebesség az ízületi nyújtás fázisában (v4) szignifikánsan nagyobb NIH esetén 10,9%-kal ( $p=0,015$ ) DJ-nél, 23,5%-kal ( $p<0,01$ ) CMJ-nél és 57,1%-kal ( $p<0,01$ ) SJ-nél. KIH esetén DJ 9,7%-kal ( $p=0,06$ ) és 52,1%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb, mint CMJ és SJ, CMJ pedig 38,6 %-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb mint SJ. NIH esetén CMJ 1,5%-kal ( $p=0,66$ ) és 9,0%-kal ( $p=0,011$ ) nagyobb, mint DJ és SJ, DJ pedig 7,4%-kal ( $p=0,067$ ) nagyobb, mint SJ. A függőleges sebesség talajelhagyáskor (v5) KIH-nál DJ esetén 15,1%-kal ( $p=0,03$ ) és 109,4%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb, mint CMJ-nél és SJ-nél, CMJ 81,9%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb, mint SJ. NIH esetén v5 CMJ-nél 1,5%-kal ( $p=0,59$ ) és 11,7%-kal ( $p=0,03$ ) nagyobb, mint DJ-nél és SJ-nél. DJ 10,0%-kal ( $p=0,058$ ) nagyobb, mint SJ. Azonos típusú ugrásokat összehasonlítva NIH-nál DJ 7,8%-kal ( $p=0,2$ ), CMJ 26,1%-kal ( $p<0,01$ ) és SJ 105,1%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb, mint KIH esetén. A függőleges sebesség talajelhagyáskor (v5) minden esetben kisebb volt 2,05-7,5%-kal a v4-ben mértnél azonos ugrásokat összehasonlítva, de az eltérés nem volt szignifikáns, kivéve KIH esetén, ahol SJ-nél a sebesség 40,5%-kal csökkent ( $p<0,01$ ) (11. táblázat).

#### **A tömegközéppont függőleges gyorsulása**

Az átlag gyorsulás P1 és P2 között KIH esetén DJ-nél 67,0%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb, mint CMJ-nél, és NIH esetén DJ-nél 33,3%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb, mint CMJ-nél. KIH esetén DJ 56,0%-kal ( $p<0,01$ ) és CMJ 24,4%-kal ( $p=0,068$ ) nagyobb volt, mint NIH-nál. P2-ben, a TKP legalsó helyzetében, amikor a sebesség nulla, a pillanatnyi gyorsulás (a2) KIH esetén DJ-nél 91,8%-kal ( $p<0,01$ ) és CMJ-nél 32,1%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb volt, mint NIH esetén. KIH-t vizsgálva az a2 DJ-nél 50,0%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb volt, mint CMJ-nél, NIH esetén DJ 3,3%-kal ( $p=0,45$ ) nagyobb volt, mint CMJ. P2 és P3 között az átlag gyorsulás KIH esetén DJ-nél 63,0%-kal ( $p<0,01$ ) és CMJ-nél 41,1%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobb volt, mint NIH esetén. KIH-nál CMJ 5%-kal ( $p=0,56$ ) nagyobb volt, mint DJ, NIH-nál CMJ 17%-kal ( $p=0,08$ ) nagyobb volt, mint DJ. SJ-vel összehasonlítva KIH esetén DJ 159,8%-kal ( $p<0,01$ ), CMJ 140,9%-kal nagyobb volt, NIH esetén DJ 35,9%-kal ( $p=0,02$ ) és CMJ 63,9%-kal ( $p<0,01$ ) volt nagyobb. Az átlag gyorsulásokat összehasonlítva az ízületi hajlítás (a1<sub>P1-P2</sub>) és az ízületi nyújtás esetén (a3<sub>P2-P3</sub>) KIH-nál DJ 35,9%-kal, CMJ 138,6%-kal, NIH-nál DJ 30,3%-kal és CMJ 110,3%-kal (minden eltérés szignifikáns,  $p<0,01$ ) nagyobb volt az ízületi nyújtási alatt (11. táblázat).

11. táblázat. TKP kinematikai adatainak átlagai ( $\pm$ SD) KIH és NIH esetén DJ, CMJ és SJ ugrásoknál. Az SJ ugrásoknál feltüntetett adatok a megfelelő DJ vagy CMJ ugrás adott helyzetével megegyező magasságban (h3) SJ-nél mért értékek. A mértékegységek: h(cm) - ahol h a TKP talajtól mért távolsága, t(s), v(m/s), a(m/s<sup>2</sup>).

	KIH DJ	KIH CMJ	NIH DJ	NIH CMJ	SJ azonos magasságban mint			
					KIH DJ	KIH CMJ	NIH DJ	NIH CMJ
h1=h3	108,98 <sup>a,d</sup> (2,6)	98,28 <sup>a,d</sup> (3,9)	101,96 <sup>a,d</sup> (4,2)	89,86 <sup>a,d</sup> (3,9)				
h2	95,58 <sup>d</sup> (2,9)	95,06 <sup>d</sup> (4,2)	76,81 <sup>d</sup> (7,7)	79,48 <sup>d</sup> (4,6)				
h4	113,02 (2,8)	110,52 (4,1)	108,96 (3,1)	109,16 (3,5)	109,96 (3,5)		109,54 (3,4)	
v1	-1,97 <sup>a,d</sup> (0,1)	-0,73 <sup>a,d</sup> (0,1)	-2,25 <sup>a,d</sup> (0,2)	-1,18 <sup>a,d</sup> (0,2)				
v3	2,42 <sup>a,b</sup> (0,1)	1,34 <sup>a,d</sup> (0,2)	2,66 <sup>a</sup> (0,2)	2,02 <sup>a,d</sup> (0,1)	1,57 <sup>b,d</sup> (0,1)	1,14 <sup>d</sup> (0,2)	2,54 <sup>d</sup> (0,1)	2,05 <sup>d</sup> (0,1)
v4	2,48 <sup>b,d</sup> (0,2)	2,26 <sup>c,d</sup> (0,2)	2,75 <sup>d</sup> (0,2)	2,79 <sup>c,d</sup> (0,1)	1,63 <sup>b,c,d</sup> (0,1)		2,56 <sup>c,d</sup> (0,1)	
v5	2,43 <sup>a,b</sup> (0,1)	2,11 <sup>a,c,d</sup> (0,2)	2,62 (0,2)	2,66 <sup>c,d</sup> (0,1)	1,16 <sup>b,c,d</sup> (0,2)		2,38 <sup>c,d</sup> (0,2)	
a1 <sub>P1-P2</sub>	-19,50 <sup>a,d</sup> (1,1)	-11,63 <sup>a</sup> (1,2)	-12,50 <sup>a,d</sup> (1,9)	-9,35 <sup>a</sup> (2,1)				
a2	-36,01 <sup>a,d</sup> (2,0)	-23,95 <sup>a,d</sup> (3,4)	-18,80 <sup>d</sup> (4,2)	-18,12 <sup>d</sup> (1,5)				
a3 <sub>P2-P3</sub>	26,50 <sup>b,d</sup> (2,5)	27,75 <sup>c,d</sup> (3,8)	16,29 <sup>b,d</sup> (3,2)	19,67 <sup>c,d</sup> (1,7)	10,22 <sup>b</sup> (1,3)	11,52 <sup>c</sup> (3,1)	11,99 <sup>b</sup> (1,7)	12,00 <sup>c</sup> (1,9)
T1	101,6 <sup>a,d</sup> (6,9)	63,3 <sup>a,d</sup> (7,4)	183,3 <sup>a,d</sup> (31,2)	128,3 <sup>a,d</sup> (12,6)				
T2	91,6 <sup>a,d</sup> (5,9)	48,3 <sup>a,d</sup> (3,7)	168,3 <sup>a,d</sup> (31,4)	103,3 <sup>a,d</sup> (9,5)				
T3	108,3 <sup>b,d</sup> (5,9)	111,6 <sup>c,d</sup> (7,5)	195,0 <sup>d</sup> (37,5)	180,0 <sup>c,d</sup> (11,2)	153,3 <sup>b,c,d</sup> (28,0)		226,6 <sup>c,d</sup> (31,9)	
Texc	133,3 <sup>d</sup> (11,8)	108,3 <sup>d</sup> (25,7)	243,3 <sup>d</sup> (37,9)	218,3 <sup>d</sup> (30,3)				
Tkonc	123,3 <sup>a,b,d</sup> (6,9)	141,6 <sup>a,c,d</sup> (5,9)	226,6 <sup>d</sup> (43,5)	211,6 <sup>c,d</sup> (19,2)	213,3 <sup>b,c,d</sup> (15,1)		261,6 <sup>c,d</sup> (29,8)	
Takt	256,6 <sup>d</sup> (18,1)	250,0 <sup>d</sup> (21,2)	470,0 <sup>d</sup> (79,6)	430,0 <sup>d</sup> (29,2)				



<sup>a</sup> szignifikáns eltérés DJ és CMJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>b</sup> szignifikáns eltérés DJ és SJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>c</sup> szignifikáns eltérés CMJ és SJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>d</sup> szignifikáns eltérés KIH és NIH között ( $p < 0,05$ )

### A törzs függőlegessel bezár szöge a tömegközéppont legalsó helyzetében

KIH esetén a törzs függőlegessel bezárt szöge DJ-nél 17,5%-kal ( $p=0,35$ ) és 35,8%-kal ( $p=0,08$ ) nagyobb volt, mint CMJ-nél és SJ-nél. CMJ 15,6%-kal ( $p=0,29$ ) nagyobb volt, mint SJ. NIH esetén CMJ 12,8%-kal ( $p=0,26$ ) és 47,9%-kal ( $p < 0,01$ ) nagyobb volt, mint DJ és SJ, DJ 31%-kal ( $p=0,035$ ) nagyobb volt, mint SJ. Azonos ugrásokat összehasonlítva NIH-nál a törzs függőlegessel bezárt szöge minden esetben szignifikánsan ( $p < 0,01$ ) nagyobb volt, mint KIH esetén (12. táblázat).

12. táblázat. A törzs függőlegessel bezárt szögének (fok) átlaga ( $\pm$ SD) és a KIH valamint a NIH közötti százalékos eltérése (d%) a TKP legalsó helyzetében.

	KIH	NIH	d%
DJ	13,26 5,4	23,13 6,1	74,4*
CMJ	11,28 3,6	26,11 5,5	131,4*
SJ	9,76 2,4	17,65 4,6	80,8*

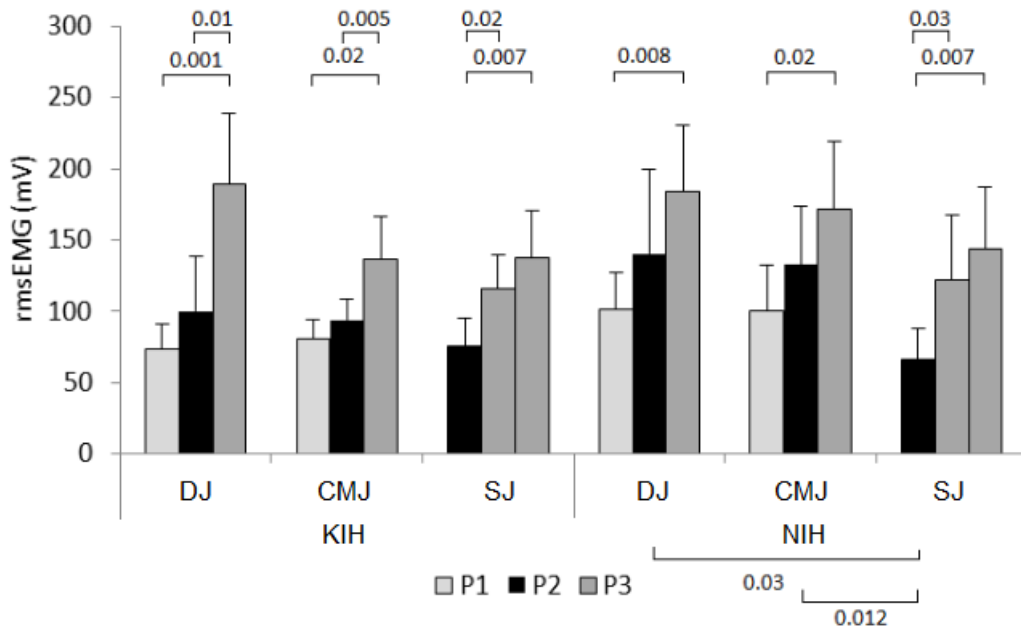
A csillag a szignifikáns eltéréseket mutatja KIH és NIH között ( $p < 0,05$ ).

### Az izmok elektromos aktivitása

**Vastus lateralis.** KIH ugrásoknál DJ és CMJ esetén rmsEMG értékek P3-nál 157,4%-kal ( $p < 0,01$ ) és 69,6%-kal ( $p=0,02$ ) nagyobbak voltak P1-el összehasonlítva és 89,3%-kal ( $p < 0,01$ ) és 45,4%-kal ( $p < 0,01$ ) nagyobbak voltak P2-vel összehasonlítva. P1 és P2 értékek között DJ-nél és CMJ-nél nem volt szignifikáns eltérés. DJ és CMJ értékeket összehasonlítva nem volt szignifikáns eltérés P1, P2 és P3 helyzetekben mért rmsEMG értékekben, és nem találtunk szignifikáns eltérést P2 és P3 helyzetekben DJ és SJ illetve CMJ és SJ értékei között.

NIH ugrásoknál DJ és CMJ értékek P3-nál 81,5%-kal ( $p < 0,01$ ) és 71,5%-kal ( $p = 0,02$ ) nagyobbak P1-el összehasonlítva. P1 és P2 illetve P2 és P3 értékek között DJ-nél és CMJ-nél nincs szignifikáns eltérés. DJ és CMJ értékeket összehasonlítva sincs szignifikáns eltérés P1, P2 és P3 helyzetekben. P2 helyzetben DJ-nél és CMJ-nél 121,2%-kal ( $p = 0,03$ ) és 99,6%-kal ( $p = 0,012$ ) nagyobb értékeket mértünk SJ-vel összehasonlítva.

SJ ugrásoknál P2-t mind a DJ-vel, mind a CMJ-vel azonos P3 függőleges helyzetben összehasonlítva KIH és NIH esetén is a különbségek szignifikánsak voltak. A KIH-t és NIH-t azonos típusú ugrásoknál összehasonlítva külön a P1, P2 és P3 helyzetekben nincs szignifikáns eltérés (18. ábra).



18. ábra. Vastus lateralis izmon mért rmsEMG értékek és szórások P1, P2 és P3 helyzetben. SJ-nél P3 esetben a bal oldali érték a TKP CMJ-vel azonos magasságú helyzetét, a jobb oldali a DJ-vel azonos helyzetét mutatja. Az oszlopok felett a vonatkozó átlagok szignifikáns különbségének p értékét jelöltük.

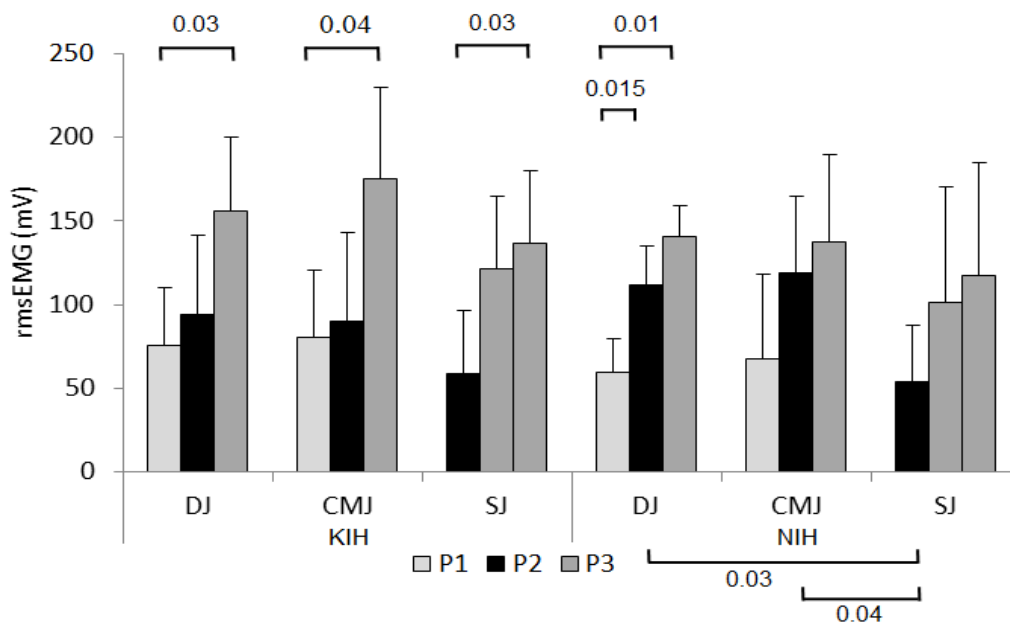
**Soleus.** KIH ugrásoknál DJ esetén rmsEMG értékek P3-nál 105,9%-kal ( $p = 0,03$ ) nagyobbak voltak P1-el összehasonlítva, CMJ esetén P3-nál 118,2%-kal ( $p = 0,04$ ) nagyobbak voltak P1-el összehasonlítva, minden más esetben P1 és P2, illetve P2 és P3 értékek között nem volt szignifikáns eltérés. DJ és CMJ értékeket összehasonlítva nem

volt szignifikáns különbség P1, P2 és P3 helyzetekben mért rmsEMG értékekben. Továbbá nem találtunk szignifikáns különbséget P2 és P3 helyzetekben DJ és SJ illetve CMJ és SJ értékei között.

NIH ugrásoknál DJ esetén a rmsEMG értékek P2-nél 87,2%-kal ( $p=0,015$ ) és P3-nál 135%-kal ( $p<0,01$ ) nagyobbak P1-el összehasonlítva, minden más esetben P1 és P2, illetve P1 és P3 értékek között DJ-nél és CMJ-nél nem volt szignifikáns különbség. DJ és CMJ értékeket összehasonlítva nem volt szignifikáns eltérés P1, P2 és P3 helyzetekben. P2 helyzetben DJ-nél és CMJ-nél 110,9%-kal ( $p=0,03$ ) és 121,6%-kal ( $p=0,04$ ) nagyobb értékeket mértünk SJ-vel összehasonlítva.

SJ ugrásoknál KIH esetén P2 és P3 helyzetet összehasonlítva szignifikáns ( $p=0,03$ ) különbséget találtunk, minden más esetben az SJ ugrások közötti eltérés nem volt szignifikáns.

A KIH-t és NIH-t azonos típusú ugrásoknál összehasonlítva külön a P1, P2 és P3 helyzetekben sincs szignifikáns eltérés (19. ábra).



19. ábra. Soleus izom rmsEMG átlag és szórás értékei P1, P2 és P3 helyzetben. SJ-nél P3 esetben a bal oldali érték a TKP CMJ-vel azonos magasságú helyzetét, a jobb oldali a DJ-vel azonos helyzetét mutatja. Az oszlopok felett a vonatkozó átlagok szignifikáns különbségének p értékét jelöltük.

**Ízületi szöghelyzetek  $V_0$  és  $V_{MAX}$  helyzetekben**

Egyértelműen megkülönböztethetővé teszi a kis és nagy amplitúdóval végrehajtott ugrásokat, hogy az ízületi nyújtás kezdetén ( $V_0$ ) a csípő és térdízületi szögek szignifikánsan nagyobbak voltak ( $p < 0,01$ ) NIH-nál azonos típusú ugrások esetén KIH-al összehasonlítva, amely jelezte a kiértékelésnél, hogy a kivitelezés megfelel a kísérlettel szemben támasztott kritériumnak.  $V_0$ -nál KIH esetén DJ-nél, CMJ-nél és SJ-nél a csípő, térd, bokaízületi szöghelyzetek majdnem megegyeztek.  $V_0$ -nál NIH esetén DJ-nél, CMJ-nél és SJ-nél a térd és bokaízületi szöghelyzetek között az eltérés ismét nem volt szignifikáns, de a csípőízületi szöghelyzet 34,9%-kal ( $p = 0,03$ ) és 40,9%-kal ( $p < 0,01$ ) nagyobb volt, mint SJ-nél (13. táblázat).

$V_{MAX}$ -nál KIH esetén DJ-nél, CMJ-nél és SJ-nél a térd és bokaízületi szöghelyzetek között nem volt szignifikáns különbség, de a csípő esetén DJ 37,0%-kal ( $p = 0,03$ ) és 80,7%-kal ( $p < 0,01$ ) nagyobb volt, mint CMJ-nél és SJ-nél. NIH esetén DJ-nél, CMJ-nél és SJ-nél a térd és bokaízületi szöghelyzetek között sem volt szignifikáns különbség. Ugyanakkor DJ-nél és CMJ-nél a csípőízületben mért szögek 61,1%-kal ( $p < 0,01$ ) illetve 53,4%-kal nagyobbak voltak, mint SJ-nél.

13. táblázat. A csípő, térd, bokaízületi szöghelyzetek (fok) átlaga ( $\pm$ SD) az ízületi nyújtás kezdetén ( $V_0$ ) és a maximális szögsebesség elérésekor ( $V_{MAX}$ ).

	CSÍPŐ		TÉRD		BOKA	
	$V_0$	$V_{MAX}$	$V_0$	$V_{MAX}$	$V_0$	$V_{MAX}$
KIH DJ	33,6 $\pm$ 6,2	24,4 $\pm$ 7,3 <sup>a,b</sup>	44,7 $\pm$ 6,2	32,4 $\pm$ 4,1	93,9 $\pm$ 9,9	73,9 $\pm$ 5,7
CMJ	28,0 $\pm$ 4,5	17,8 $\pm$ 3,6 <sup>a</sup>	44,0 $\pm$ 5,4	27,5 $\pm$ 8,1	100,8 $\pm$ 11,6	75,8 $\pm$ 7,1
SJ	21,8 $\pm$ 5,7	13,5 $\pm$ 6,2 <sup>b</sup>	43,9 $\pm$ 6,8	26,8 $\pm$ 6,9	102,9 $\pm$ 8,0	73,1 $\pm$ 6,6
NIH DJ	67,2 $\pm$ 11,3 <sup>b</sup>	44,3 $\pm$ 8,2 <sup>b</sup>	83,1 $\pm$ 9,7	52,2 $\pm$ 7,1	112,1 $\pm$ 11,5	76,1 $\pm$ 3,9
CMJ	70,2 $\pm$ 7,2 <sup>c</sup>	42,2 $\pm$ 5,7 <sup>c</sup>	83,2 $\pm$ 9,0	48,3 $\pm$ 5,3	112,8 $\pm$ 10,1	78,1 $\pm$ 6,6
SJ	49,8 $\pm$ 9,8 <sup>b,c</sup>	27,5 $\pm$ 10,0 <sup>b,c</sup>	79,3 $\pm$ 4,3	42,7 $\pm$ 6,8	111,0 $\pm$ 9,5	77,7 $\pm$ 5,5

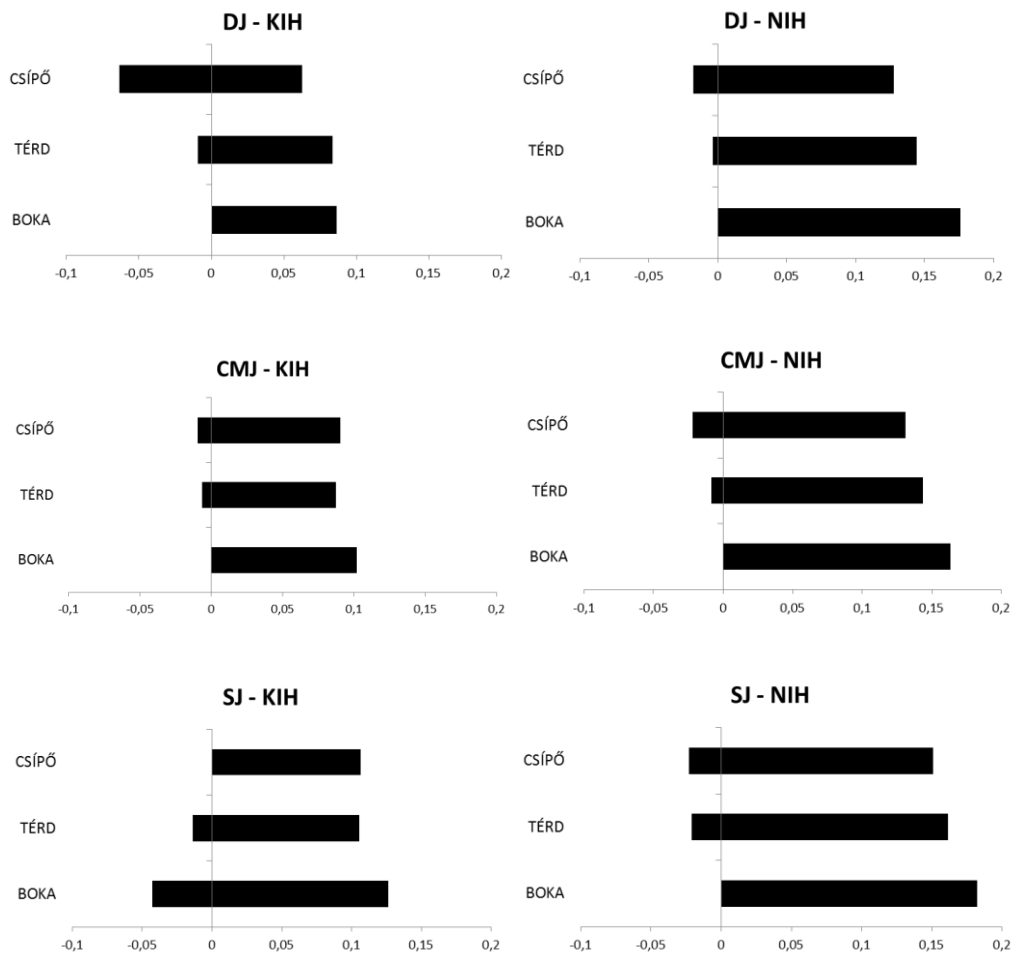
<sup>a</sup> szignifikáns eltérés DJ és CMJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>b</sup> szignifikáns eltérés DJ és SJ között ( $p < 0,05$ )

<sup>c</sup> szignifikáns eltérés CMJ és SJ között ( $p < 0,05$ )

### **Ízületi aktivációs sorrend**

$V_0$ -nál KIH esetén DJ és CMJ, NIH esetén DJ, CMJ és SJ ugrásoknál először a törzshöz közelebbi (proximális) ízületek nyújtása következett be, majd a törzstől távolabbi (disztális) ízületeké, vagyis először a törzshöz legközelebbi csípő, majd a térd, végül a a törzstől legtávolabbi boka nyújtása jött létre (20. ábra). SJ esetén KIH-nál először a boka plantár flexiója majd a térd, végül a csípő nyújtása következett be. A maximális ízületi szögsebesség elérésének sorrendjében ( $V_{MAX}$ -nál) KIH DJ és NIH DJ, CMJ és SJ ugrásoknál ismételten proximális-disztális sorrend volt megfigyelhető. KIH-nál CMJ és SJ esetén térd-csípő-boka sorrend volt a jellemző (20. ábra).



20. ábra. Ízületi aktivációk időtartamainak átlagai az ízületi nyújtás kezdetétől ( $V_0$ ) a maximális szögsebesség eléréséig ( $V_{MAX}$ ) a csípő, térd, bokaízületek esetén. A sávok bal széle  $V_0$ -t, jobb széle  $V_{MAX}$ -ot mutatja. A vízszintes skála az időt (s) mutatja. A nulla időpillanatnak az a helyzet lett véve, amikor időben az utolsó ízület megkezdte a nyújtást. Ez minden esetben a bokaízület, SJ KIH kivételével, amikor a csípőízület nyújtása kezdődik meg utoljára.

### Ízületi aktivációk közötti időeltérés

$V_0$ -nál a csípő és a térd aktivációjának kezdete között szignifikáns az eltérés KIH esetén DJ és CMJ illetve DJ és SJ összehasonlításban, NIH esetén DJ és SJ illetve CMJ és SJ között ( $p < 0,05$ ). DJ KIH-nál 160%-kal nagyobb ( $p < 0,01$ ) NIH-al összehasonlítva, és CMJ NIH-nál 335%-kal ( $p < 0,01$ ) nagyobb KIH-al összehasonlítva.  $V_0$ -nál a térd és a boka aktivációjának kezdete között mind KIH, mind NIH esetén szignifikáns az eltérés DJ és SJ illetve CMJ és SJ összehasonlításban.

$V_{MAX}$ -nál a csípő és a térd aktivációs időpontja között szignifikáns az eltérés KIH esetén DJ és CMJ illetve DJ és SJ összehasonlításban valamint CMJ-nél KIH és NIH között ( $p<0,05$ ).  $V_{MAX}$ -nál a térd és a boka aktivációs időpontja között szignifikáns a különbség KIH esetén DJ és CMJ illetve DJ és SJ összehasonlításban valamint DJ-nél KIH és NIH között ( $p<0,05$ ) (14. táblázat).

A 14. táblázatban a KIH-esetén SJ-nél és CMJ-nél a negatív előjel jelzi, hogy először nem a proximális, majd a disztális ízület aktivációja következik be, hanem fordítva. Meg kell még említeni, hogy a legnagyobb különbséget az aktivációs idők között a csípő és a térd aktivációjának kezdete között KIH esetén DJ-nél mértük. Ebben az esetben az adatok minden összehasonlításban szignifikáns eltérést mutatnak, vagyis KIH esetén DJ ugrásoknál a csípő és ezáltal a törzs nyújtása a többi ugráshoz képest lényegesen hamarabb megkezdődik.

14. táblázat. Időbeli eltérések (s) átlaga ( $\pm$ SD) az ízületi aktivációkban a csípő-térd és térd-boka összehasonlításában  $V_0$ -nál és  $V_{MAX}$ -nál. A negatív érték jelzi amikor a proximális ízület aktivációját megelőzi a distális aktivációja.

	$V_0$		$V_{MAX}$	
	CSÍPŐ-TÉRD	TÉRD-BOKA	CSÍPŐ-TÉRD	TÉRD-BOKA
KIH				
DJ	0,0541 $\pm$ 0,034 <sup>a,b,d</sup>	0,0093 $\pm$ 0,015 <sup>b</sup>	0,0208 $\pm$ 0,016 <sup>a,b</sup>	0,0031 $\pm$ 0,037 <sup>a,b,d</sup>
CMJ	0,0031 $\pm$ 0,007 <sup>a,d</sup>	0,0062 $\pm$ 0,018 <sup>c</sup>	-0,0031 $\pm$ 0,004 <sup>a,d</sup>	0,0145 $\pm$ 0,005 <sup>a</sup>
SJ	-0,013 $\pm$ 0,018 <sup>b</sup>	-0,0292 $\pm$ 0,016 <sup>b,c,d</sup>	-0,0010 $\pm$ 0,005 <sup>b,c</sup>	0,0208 $\pm$ 0,016 <sup>b</sup>
NIH				
DJ	0,0156 $\pm$ 0,008 <sup>b,d</sup>	0,0041 $\pm$ 0,016 <sup>b</sup>	0,0166 $\pm$ 0,018	0,0302 $\pm$ 0,030 <sup>d</sup>
CMJ	0,0135 $\pm$ 0,013 <sup>c,d</sup>	0,0083 $\pm$ 0,021 <sup>c</sup>	0,0125 $\pm$ 0,014	0,0198 $\pm$ 0,009
SJ	0,0021 $\pm$ 0,012 <sup>b,c</sup>	0,0208 $\pm$ 0,031 <sup>b,c,d</sup>	0,0104 $\pm$ 0,012	0,0208 $\pm$ 0,010

<sup>a</sup> szignifikáns eltérés DJ és CMJ között ( $p<0,05$ )

<sup>b</sup> szignifikáns eltérés DJ és SJ között ( $p<0,05$ )

<sup>c</sup> szignifikáns eltérés CMJ és SJ között ( $p<0,05$ )

<sup>d</sup> szignifikáns eltérés KIH és NIH között ( $p<0,05$ )

**Ízületi aktivációs idő és függőleges emelkedés időtartamának hányadosa**

KIH esetén DJ-nél az ízületi aktivációs idő és függőleges emelkedés idejének (Tkonc) hányadosa a csípőnél szignifikánsan, 33,3%-kal ( $p < 0,01$ ) és 42,2%-kal ( $p < 0,01$ ) volt nagyobb a térdnél és a bokánál mért értékekkel összehasonlítva. SJ-nél a bokaízületnél mért hányados szignifikánsan, 61,2%-kal ( $p < 0,01$ ) és 45,2%-kal ( $p < 0,01$ ) nagyobb volt a térdnél és a csípőnél mért értékeknél. Minden más ugrás esetén bár az ízületi nyújtások nem egyszerre következnek be az ízületekben, az aktivációs időtartamok között nem volt felfedezhető szignifikáns különbség a függőleges emelkedés időtartamához viszonyítva (15. táblázat).

15. táblázat. Adott ízület aktivációs időtartamok a teljes függőleges emelkedési időtartamhoz képest meghatározott százalékos arányainak átlaga ( $\pm$ SD).

	CSÍPŐ	TÉRD	BOKA
KIH DJ	68,08 $\pm$ 8,64*	51,52 $\pm$ 11,52*	47,80 $\pm$ 9,70*
CMJ	67,04 $\pm$ 6,26	63,13 $\pm$ 5,86	69,60 $\pm$ 16,70
SJ	46,88 $\pm$ 9,52*	51,95 $\pm$ 7,23*	75,46 $\pm$ 16,91*
NIH DJ	60,32 $\pm$ 6,55	61,30 $\pm$ 8,45	69,05 $\pm$ 12,61
CMJ	67,29 $\pm$ 10,89	66,35 $\pm$ 7,15	72,56 $\pm$ 16,99
SJ	69,76 $\pm$ 5,32	73,21 $\pm$ 9,92	72,76 $\pm$ 17,75

A csillag szignifikáns különbséget jelzi a csípő-térd, csípő-boka és térd-boka arányokban ( $p < 0,05$ ).



## MEGBESZÉLÉS

### Vizsgálat kivitelezésének szempontjai

Az elmúlt évtizedekben mind *in vitro*, mind *in vivo* vizsgálatokban részletesen kutatták az izomkontrakciók tulajdonságait nyújtásos-rövidüléssel ciklusban, de a jelenség pontos leírása még számos szempontból nem tisztázott. Mivel az SSC ciklus során mérhető feszülés nagyságát több tényező együttesen befolyásolja, emiatt nehéz olyan kísérleti protokoll tervezése és kivitelezése, ahol az egyes tényezők hatása külön vizsgálható egyazon időben. Nehézség az is, hogy mivel a mozgásoknál a végrehajtásban egyszerre több izom vesz részt, emiatt a mérhető kinematikai és dinamikai adatokból az egyes izmok feszülésének nagyságáról csak indirekt információink lehetnek. Az összetett izomtevékenységet igénylő mozgások esetén tovább nehezíti a vizsgálatokat, hogy a végrehajtásban résztvevő izmok aktivációja nem egyezik meg a kivitelezés egymást követő állapotaiban. Emiatt különböző mozgások összehasonlításánál azt is figyelembe kell venni, hogy az izomcsoportok aktivációja egymáshoz képest egy adott időpillanatban nem azonos szinten van.

Ezeknek a problémáknak a figyelembevételével a vizsgálati protokoll megtervezésénél egyszerre több cél megvalósítására törekedtünk:

- (a) a rendelkezésre álló eszközöktől függően a lehető legtöbb később feldolgozható adatot gyűjtöttük össze az ugrásokról, ezért minden időpontban mértük a kinematikai adatokat, talajreakcióerőket és az EMG-t a vastus lateralis és a soleus izmokon;
- (b) a különböző típusú (DJ, CMJ, SJ) ugrások esetén azért, hogy adataink összehasonlíthatóak legyenek a térdízületi mozgásterjedelmét kontrolláltuk;
- (c) külön vizsgáltuk az előzetes nyújtás, és nyújtás nélküli kivitelezés eredményeit (DJ-SJ és CMJ-SJ összehasonlítás);
- (d) az előzetes nyújtás során eltérő nagyságú terhelés hatásait vizsgáltuk azonos maximális ízületi hajlásszögnél (DJ-CMJ összehasonlítás);
- (e) az ízületi hajlítás mértékének szerepét vizsgáltuk (KIH-NIH összehasonlítás);
- (f) a NIH alkalmazásával olyan mérési adatokat szereztünk, amelyek korábbi vizsgálatokkal részben összehasonlíthatóak, és a KIH alkalmazásával olyan

információkat kaptunk, amelyek a korábbi vizsgálatok hiánya miatt új információt szolgáltatnak, és a későbbi gyakorlati alkalmazások (pl. sportmozgások) szempontjából fontosak.

Vizsgálatunkban az izmok megnyújtásának hatását teszteltük DJ, CMJ és SJ ugrások esetén kis és nagy ízületi mozgásterjedelemmel a függőleges felugrás eredményére, kinematikai, dinamikai jellemzőire. Az eddigi kutatások - mivel a kivitelezésnél a cél a lehető legnagyobb emelkedési magasság eltérése volt, az ízületi mozgásterjedelem nagyságától függetlenül - csaknem kivétel nélkül nagy ízületi mozgásterjedelemmel végrehajtott felugrások során vizsgálták az ízületek behajlításának hatását a függőleges felugrás eredményére (Asmussen és Bonde-Petersen 1974, Komi és Bosco 1978, Bosco és Komi 1979, Anderson és Pandy 1993, Bobbert és mtsai 1996, Caserotti és mtsai 2008). A mi vizsgálatunkban egyrészt nagy ízületi hajlítást alkalmaztunk (maximális térdszög 80 fok), hogy eredményeink összehasonlíthatóak legyenek a korábbi vizsgálatokkal, másrészt kis ízületi hajlítást (maximális térdszög 40 fok) melynek feldolgozása a korábbi vizsgálatok hiánya miatt új információt szolgáltat az izomkontrakciókról. KIH alkalmazásával olyan ízületi hajlítást vizsgáltunk, amely ízületi mozgásterjedelem a járás, futás, szökdelés, és sportmozgások esetén alkalmazott mozgásterjedelemnek megfelelő emiatt a későbbi gyakorlati alkalmazások szempontjából fontosak. Véleményünk szerint az eltérő ízületi mozgásterjedelem és emiatt az izomhossz változás nagysága számottevően befolyásolja az izmok kontrakciós tulajdonságait.

### **Elasztikus energiatárolás és visszanyerés**

Az elasztikus energiatárolással és visszanyeréssel kapcsolatban csak indirekt bizonyítékaink állnak rendelkezésre, ugyanis *in vivo* körülmények között nem lehetséges egyes izmok feszülésének és külön a kontraktilis és az elasztikus elemek hosszváltozásának meghatározása. Ebben a fejezetben azokat az indirekt bizonyítékokat és következtetéseket írom le, amik alapján az egyes ugrásoknál el tudjuk fogadni vagy elutasítani az elasztikus energiatárolás és visszanyerés bekövetkezésével kapcsolatos hipotéziseinket.

## Felugrási magasság

### A nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása

Vizsgálatunk eredményeiből megállapítható, hogy NIH esetén a függőleges emelkedés nagysága csaknem azonos volt CMJ-nél és DJ-nél annak ellenére, hogy a mélybeugrásnál jelentősen nagyobb energia állt rendelkezésre az izmok megnyújtásához, mint CMJ-nél. Következésképpen a nagy amplitúdójú ízületi hajlításkor a talajra érkezés után a rendelkezésre álló többlet energia nem hasznosulhatott. Eredményeink jó megegyezésben vannak Zajac (1993), valamint Bobbert és mtsai (1996) által levont következtetésekkel. Hasonló eredményről számoltak be Gehri és mtsai (1998), akik azt találták, hogy CMJ-nél a felugrási magasság valamivel nagyobb volt, mint DJ-nél. Meg kell azonban jegyeznünk, hogy az utóbb említett szerzők 60 fokos térdízületi szöveget céloztak meg, amelyet nem kontrolláltak és a plató magassága, amelyről leugrottak a személyek esetükben 40 cm volt.

Az SJ és CMJ során mért felugrási magasságok közötti különbség mérésünkben 7,2cm volt, ami 2-4cm-el nagyobb, mint amit az eddigi vizsgálatokban kimutattak (Asmussen és Bonde-Petersen 1974a,b, Komi és Bosco 1978, Bosco és Komi 1979, Bosco és mtsai 1981, Bobbert és mtsai 1996, Gehri és mtsai 1998). A különbségeknek két oka lehet. Az egyik az, hogy a mi esetünkben a térdhajlítás mértéke tíz fokkal kisebb volt, mint az említett szerzők vizsgálataiban. A másik ok, hogy mi a TKP útja alapján határoztuk meg a függőleges emelkedés nagyságát. A korábbi vizsgálatokban a levegőben tartózkodási időből számolták az emelkedés nagyságát, ami hibaforrást rejt magában (Bojsen-Møller és mtsai 2005). Ugyanis CMJ és SJ esetén csak abban az esetben lehet pontosan összehasonlítani a levegőben tartózkodás időtartamából az emelkedési magasságokat, amennyiben mind a talajelhagyáskor, mind a leérkezéskor az ízületi szögek megegyeznek. Méréseink alapján a talajelhagyáskor ezek között eltérés mutatkozik. Feltételezésünket támasztja alá Bojsen-Møller és mtsai (2005) vizsgálata is, amelyben a függőleges emelkedés nagyságát a talajreakcióerő idő szerinti integrálásával számították és a különbséget 6,1 cm-nek találták CMJ és SJ között. Bobbert és Casius (2005) szimulációs vizsgálatában 0,4-2,5cm-es különbséget mutattak ki CMJ és SJ között, amikor csak az izmokat stimulálták négy szegmenses modelljükben. Bár a szerzők azt a

következtetést vonták le, hogy ez a különbség hasonló, mint a valós felugrásoknál kimutatott különbségek, mi úgy véljük, hogy éppen ez az eredmény jelzi, hogy még a nagy ízületi mozgásterjedelem esetén is bár korlátozott mértékben, de lehetséges az elasztikus energiátárolás és visszanyerés, hiszen ahogy mi és Bojsen-Møller és mtsai (2005) eredményei is mutatják, valós körülmények között a különbség két-háromszor is nagyobb CMJ és SJ között. Következésképpen 0,4-2,5cm-es különbségen felüli eredménynövekedés valószínűsíthetően részben elasztikus energia felhasználásból származik, de a DJ és CMJ felugrások emelkedési magasságai közötti csak minimális eltérés miatt feltételezhetően NIH-nál az energiafelhasználás korlátozott egyrészt. Másrészt DJ NIH-nél a talajra érkezés után, a CMJ-hez hasonlóan, az izmok feszülését csökkenteni kell, hogy a kívánt nagy ízületi hajlítás létrejöhessen. Következésképpen az ízületi hajlítás végén, a TKP legalsó helyzetében, majd az ízületi nyújtás során a kinematikai változók hasonló karakterisztikákat mutatnak mindkét ugrásnál (részletesen a TKP kinematika részben tárgyalva).

#### **A kis ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása**

KIH esetén a függőleges emelkedés DJ-nél szignifikánsan, 21 százalékkal nagyobb volt, mint a CMJ-nél, jelezve, hogy az ízületi hajlítás kezdetén meglévő többlet energia hozzájárult az ízületek kinyújtása alatti nagyobb munkavégzéshez és végső soron a nagyobb függőleges emelkedéshez. Ugyanakkor a függőleges emelkedés több mint kétszer akkora volt DJ-nél, mint SJ-nél, CMJ-nél pedig az emelkedési magasság jóval nagyobb, majdnem kétszer akkora, mint SJ-nél, ami kizárólag a kontraktilis elemek nagyobb munkavégzésével nem magyarázható, hiszen az ízületi nyújtás kezdetén és a koncentrikus kontrakciós fázisban is az izmok aktivációs szintjében nincs eltérés DJ, CMJ és SJ között. Emiatt feltételezhetően KIH-nál DJ és CMJ esetén jelentős az elasztikus energiafelhasználás.

#### **A kis és nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása**

Ha összehasonlítjuk az emelkedési magasságokat SJ NIH-nál majdnem kétszer akkora értéket mérünk, mint KIH-nál. NIH-nál kétszer akkora az ízületi mozgásterjedelem, vagyis az izmok kétszer akkora úton gyorsították a TKP-ot. Mivel SJ-nél nem történt lendületvétel, emiatt elasztikus energiátárolás sem következett be. Következésképp az

emelkedési magasságok közötti eltérés kizárólag a kontraktilis elemek munkavégzésének tulajdonítható. Feltételezhető, hogy amennyiben csak a kontraktilis elemek felelősek a TKP függőleges elmozdulásáért, hasonló eltéréseket kellene mérnünk CMJ-nél és DJ-nél az emelkedési magasságokat összehasonlítva KIH és NIH között. Ezzel szemben DJ-nél 13,7 százalékkal, CMJ-nél 36,4 százalékkal mértünk nagyobb értéket NIH-nál KIH-hoz képest. A lényegesen kisebb arányokat nem lehet magyarázni a kontraktilis elemek nagyobb aktivációjával KIH-nál NIH-hoz képest, ugyanis KIH-nál kisebb EMG értékeket mértünk a TKP legalsó helyzetében, a kontrakciós fázisban pedig nem tapasztaltunk eltérést NIH és KIH között. Amennyiben csak a hosszabb aktivációs időtartam miatt létrejövő nagyobb aktivációs szint lenne lényeges a nagyobb emelkedési magasság elérésében DJ és CMJ során, akkor az emelkedési magasságok arányai DJ és CMJ esetén megközelítenék az SJ-nél mértet, hiszen KIH-nál az aktivációs időtartam nagysága megközelítőleg fele a NIH-nál mérttel összehasonlítva a DJ és CMJ ugrásoknál. Emiatt is feltételezhető, hogy amennyiben nem a magasabb aktivációs szint következménye az SJ-hez viszonyított relatív értékben nagyobb emelkedési magasság KIH-nál, azt az elasztikus energiatárolás és visszanyerés eredményezi, NIH esetén pedig a kontraktilis elemek szerepe jelentősebb a függőleges gyorsításban.

### **Izomkontrakciók maximális sebessége az ízületi nyújtás során**

Az egyes izmok rövidülési sebességét összehasonlítva azt találtuk, hogy a legkisebb sebességet a vastus lateralis és rectus femoris izmok érték el DJ során KIH-nál, noha feltételezni lehet, hogy a függőleges felugrásoknál a térdfeszítő izmok jelentős mértékben járulnak hozzá a súlypont függőleges emelkedéséhez (Pandy és Zajac 1991, Kovács és mtsai 1999). A viszonylag kis rövidülési sebesség magyarázható az elasztikus energiatárolással. Hipotézisünk szerint a kis ízületi mozgásterjedelemmel végzett felugrásoknál a gravitációs erő elsődlegesen a passzív elasztikus elemeken végez munkát, azaz ezeket az elemeket nyújtják meg, miközben a kontraktilis elemek csak a feszülésüket növelik, de nem nyúlnak meg. Minthogy a kontraktilis elemek már az ízületi hajlítás alatt rövidült állapotban vannak (Griffith 1991, Kawakami és mtsai 2002, Ishikawa és mtsai 2005, Sousa és mtsai 2007), feltételezhető, hogy az ízületi nyújtás kezdetén a térdnyújtást az elasztikus elemek kezdik el annak az energiának a

felhasználásával, amelyet a térdhajlítás során tároltak. Az elasztikus elemek rövidülését a kontraktilis elemek rövidülésének kellene követni, de az idő rövidege miatt a keresztidaknak nincs ideje újabb kapcsolódási helyet keresni és így a munkavégzéshez csak korlátozott mértékben tudnak hozzájárulni (Biewener és mtsai 1981, Hof és mtsai 1983, Roberts és mtsai 1997). Ezt a feltételezést támasztja alá a vizsgálati eredményünk, mely szerint a térd nem nyúlik ki teljesen (KIH-nál DJ esetén a legnagyobb a térdszög talajelhagyáskor), amelynek az a következménye, hogy az ugró előbb elhagyja a talajt mielőtt a térd teljesen kinyúlna. Ezt a jelenséget Bobbert és mtsai (2008) is megfigyelték. Egy másik oka a térd feszítő izmok kisebb rövidülési sebességének és korlátozott mértékű hozzájárulásának a pozitív munkavégzéshez, hogy a mélybeugrásnál a talajfogás a talp elülső részén történik, ami a plantár flexorok és így az Achilles-ín jelentősebb megnyújtásához vezet, azaz jelentősen nagyobb elasztikus energia tárolható bennük, mint CMJ során. Kovács és mtsai (1999) kimutatták, hogy mélybeugrásnál az összes munkavégzéshez nagyobb mértékben járulnak hozzá a plantár flexorok, mint a térdfeszítők, ha a talajfogás a talp elülső részén történik. Ezt a megállapítást jól alátámasztja az az eredményünk, miszerint a legnagyobb rövidülési sebességet a gastrocnemius izomnál számítottuk. Meg kell azonban jegyeznünk, hogy a 3,8%-os (CMJ-hez viszonyítva), illetve a 16,2%-kal (SJ-hez viszonyítva) nagyobb sebesség statisztikailag nem szignifikáns. Ugyanakkor a gastrocnemius rövidülési sebessége DJ esetén KIH-nál szignifikánsan nagyobb, mint NIH-nál, jelezvén az elasztikus energia hasznosításának dominanciáját a pozitív munkavégzés során a kis ízületi mozgásterjedelemtől.

### **Izomkontrakciók átlagos gyorsulása az ízületi nyújtás során**

Szignifikánsan nagyobb gyorsulásokat számítottunk KIH-nál NIH-al összehasonlítva gastrocnemius és soleus esetén minden ugrásfajtánál és a vastus lateralis, rectus femoris és biceps femoris hosszúfejű izomnál CMJ-nél és SJ-nél. Mivel a TKP legmélyebb helyzetében az ízületi nyújtás megkezdésekor igen nagy a TKP gyorsulása (12. táblázat), valószínűleg az elasztikus elemek feszülése is jelentős, lényegesen nagyobb KIH-nál NIH-al összehasonlítva. Feltételezhető, hogy KIH-nál a kontraktilis elemek aktivációs szintje az ízületi nyújtás kezdetén még nem maximális, amit alátámasztanak az EMG értékek, ugyanis ahhoz, hogy a kontraktilis elemek maximális aktivációs

szintjüket elérjék, függőleges felugrásoknál 200-400ms szükséges (Bobbert és mtsai 1996, Schenau és mtsai 1997), de KIH-nál az ízületi hajlítás (Texc) időtartama ennél lényegesen rövidebb. Emiatt KIH-nál a TKP függőleges gyorsításában jelentős szerepet kap a passzív elemek rövidülése az ízületi nyújtás kezdetén, ami miatt a passzív komponensek nagy feszülése nagy gyorsulást hoz létre, rövid ízületi szögelfordulás alatt. A feszülés nagyságáról felépített elképzelésünket módosíthatja, hogy a TKP legalsó helyzetében KIH-nál lényegesen kisebbek az ízületi szögek, emiatt a gravitációs erő kisebb forgatónyomatékkal hat az ízületekre. Részben ezzel is magyarázható lenne a nagyobb gyorsulás KIH-nál az ízületi nyújtás alatt. Meg kell azonban jegyezni, hogy ezt a hatást jelentős mértékben csökkenti az a tény, hogy a térdízületnél anatómiai felépítése miatt lényegesen nagyobb 80 foknál a quadriceps erőkarja a forgástengelyre nézve, mint 40 foknál (Smidt 1973).

KIH DJ-nél szignifikánsan kisebb gyorsulás értékeket mértünk CMJ-vel és SJ-vel összehasonlítva, ami megerősíti a térdfeszítők elasztikus energiatárolással kapcsolatos szerepéről az izmok maximális sebessége részben kifejtett feltételezésünket.

### **Gyorsulások az átkapcsolási idő alatt**

A gastrocnemius és soleus izmok esetén KIH-nál CMJ ugrásnál szignifikánsan nagyobbak koncentrikus fázisban a gyorsulásértékek excentrikus esettel összehasonlítva. NIH esetén csak a gastrocnemiusnál mértünk CMJ-nél nagyobb gyorsulást a koncentrikus fázisban. Amennyiben összehasonlítjuk az ízületi nyújtás kezdetén mért gyorsulás értékeket az egyes izomcsoportokban a megfelelő SJ ugrásokkal KIH esetén a gastrocnemius és soleus izmok gyorsulásának arányai (DJ és SJ között 14,1 és 7,2, CMJ és SJ között 11,5 és 6,4) a koncentrikus kontrakció elején azt mutatják, hogy a gyorsulás értékek DJ-nél voltak a legnagyobbak, és SJ-nél a legkisebbek. Ez az egyik oka a jelentős különbségnek a felugrási magasságokban, nevezetesen a nagy különbség a DJ és SJ, valamint a CMJ és SJ felugrási magasságok között. Bár NIH-nál is DJ-nél és CMJ-nél több esetben lényegesen nagyobb gyorsulás értékeket mértünk P2-ben SJ-vel összehasonlítva, ez nagyrészt magyarázható a nagyobb aktivációs szinttel, amit bizonyítanak az ebben a helyzetben mért nagyobb EMG értékek. KIH-nál mivel P2-ben nem találtunk eltéréseket az EMG értékekben, a nagyobb aktivációs szinttel nem magyarázhatóak a lényegesen nagyobb gyorsulások, az

eredmények KIH-nál alátámasztják az elasztikus energia felhasználást. A lényegesen nagyobb gyorsulások a gastrocnemius és a soleus izmok esetén mind koncentrikus fázist excentrikussal összehasonlítva, mind a megfelelő SJ ugrásokkal azt támasztják alá, hogy ezekben az izmokban jelentős az elasztikus energiafelhasználás. A koncentrikus fázist excentrikussal összehasonlítva azt is feltételezhetjük, hogy az elasztikus energiafelhasználás különösen a kontrakciós fázis elején jelentős a plantár flexorokban.

### **Mechanikai energia**

NIH-nál nincs szignifikáns eltérés az energiákban a talajelhagyás után DJ és CMJ esetén, KIH-nál viszont a DJ-nél átlagban 52J-al több energiát számítottunk, mint az CMJ-nél. Vagyis a magasabb helyről történő leugrás által szolgáltatott potenciális energiátöbbltet egy része felhasználásra került. De nem az összes, mert a felhasználható potenciális energiát nem tudták az izmok teljes egészében visszanyerni, csak 24%-át, vagyis a többi 76% a felugrás eredménye szempontjából nem hasznosult. Ez az energiamennyiség valószínűsíthetően részben hő és vibráció formájában disszipálódik, feltehetően hasonlóan, mint a futás vagy a séta esetén, Minetti és mtsai (1997) kutatásaival egyezően. A DJ és CMJ értékek SJ-vel történő összehasonlítása szintén hipotézisünket támasztja alá. KIH-nál ugyanis a pozitív munka alatti energia felhasználás a DJ-nél 114%-kal és a CMJ 81,1%-kal nagyobb, mint SJ-nél, ami lényegesen nagyobb eltérés, mint NIH esetén DJ és CMJ értékek SJ-vel történő összehasonlítása során. Ezeknek az adatoknak az alapján is feltételezhető, hogy KIH esetén mivel SJ-vel összehasonlítva DJ-nél és CMJ-nél a kontraktilis fázisban (P3) már nincs eltérés az EMG-ben, vagyis nincs eltérés az aktivációban, az elasztikus energiafelhasználásnak domináns szerepe van, míg NIH-nál az elasztikus energiafelhasználás nem jelentős.

### **Teljesítmény**

Az ízületi nyújtás során számított teljesítmény KIH-al végrehajtott ugrások esetén DJ-nél a koncentrikus fázis elején nagyobb volt, mint CMJ-nél. Ugyanakkor az ízületek teljes kinyújtásakor a DJ és a CMJ között nem volt számottevő különbség a teljesítményben (17. ábra). NIH esetében a KIH-nál talált különbséghez képest az ízületi nyújtás első felében nem volt felfedezhető eltérés a teljesítmény értékekben DJ és



CMJ között, amit alátámasztanak a TKP sebesség és gyorsulásadatai is a kontrakciós fázisban. NIH-nál a maximális teljesítmény bár nagyobb volt a CMJ-nél, mint a DJ-nél ez nem befolyásolta az emelkedési magasságokat, ugyanis a teljesítmény-idő görbe alatti területek megközelítően azonosak voltak. A maximális teljesítményeket összehasonlítva KIH-nál DJ-nél szignifikánsan nagyobb értéket számítottunk, mint NIH-nál, ami azzal magyarázható, hogy KIH-nál a TKP legmélyebb helyzetében ( $a_2$ ) mért nagyobb gyorsulás alapján feltételezhetően lényegesen nagyobb feszülés jön létre az elasztikus komponensekben, ami a kontraktilis elemek kontrakciójával kiegészülve együttesen nagyobb erő kifejtést és nagyobb kontrakciós sebességet tesz lehetővé az izmokban a kontrakció során, míg NIH-nál alapvetően csak a kontraktilis elemek munkavégzése jelentős. A KIH-nál DJ ugrásnál mért nagyobb maximális teljesítmény NIH-al összehasonlítva azért nem eredményez nagyobb emelkedési magasságot, mert a koncentrikus kontrakció időtartama ( $T_{konc}$ ) lényegesen kisebb KIH-nál. CMJ esetén nincs szignifikáns eltérés KIH-nál és NIH-nál a maximális teljesítmények között, feltételezhetően azért, mivel KIH-nál az izmok előzetes feszülése kisebb, mint DJ-nél a kontrakció kezdetén. SJ KIH-nál 61,1%-kal, szignifikánsan kisebb a maximális teljesítmény, mint NIH-nál. Mivel SJ-nél csak a kontraktilis elemek munkavégzése határozza meg a teljesítményt, KIH-nál a lényegesen kisebb mozgásterjedelemmel végrehajtott felugrás miatt számítani lehetett a szignifikánsan kisebb maximális teljesítményre. Az SJ ugrások összehasonlítása azért fontos, mert amennyiben csak a kontraktilis elemek munkavégzése határozná meg a teljesítményt, KIH-nál NIH-al összehasonlítva a DJ és a CMJ ugrásokat az SJ ugrásokkal ebben az esetben is megegyező eredményt kellene kapnunk. Az, hogy DJ és CMJ esetén ezek az eredmények lényegesen eltérnek az SJ ugrásoknál tapasztalttal azt bizonyítja, hogy a passzív elemek munkavégzése KIH-nál jelentősen befolyásolja a maximális teljesítményt. Az pedig hogy KIH-nál a kontrakció kezdetén DJ-nél nagyobb teljesítményt mértünk, mint CMJ-nél is azt a feltételezésünket támasztja alá, hogy a jelentős elasztikus energiafelhasználás az ízületi nyújtás kezdetén. Valószínűsíthetően, mivel DJ és CMJ között később már nem találtunk eltérést, az ízületi nyújtás későbbi szakaszában a kontraktilis elemek munkavégzése jelentősebb, amiben a DJ és CMJ között már nincs jelentős eltérés.

## **A TKP kinematikai adatainak elemzése**

### **A nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása**

NIH-nál mivel DJ esetén a platót elhagyva szabadeséssel gyorsul az ugró, míg CMJ-nél nulla a TKP függőleges sebessége az ízületi hajlítás kezdetén, a maximális sebesség P1-ben 93%-kal nagyobb DJ-nél CMJ-hez viszonyítva, emiatt P1 és P2 között az átlagos lassulás 33%-kal nagyobb. Ezzel szemben P2-ben nincs eltérés a DJ és CMJ gyorsulás értékei között. Ezért feltételezhető, hogy NIH esetén mivel az ízületi szöghelyzetek megegyeznek, a gyorsulások és emiatt az izmok feszülése a TKP legalsó helyzetében (P2) azonos. Bár NIH esetén az átlagos gyorsulások nem teljesen azonosak az ízületi nyújtás során (P2-P3), a maximális sebesség az ízületi nyújtási fázisban (v4) és a függőleges sebesség talajelhagyáskor (v5) a két lendületvétellel végrehajtott ugrásfajtánál megegyezik. A TKP függőleges sebessége P3-ban (v3) sem tér el szignifikánsan a három ugrásfajtánál, Eredményeink alapján feltételezhető, hogy Bobbert (1996) és Schenau (1997) vizsgálataival megegyezően, NIH esetén DJ-nél az excentrikus fázisban jelenlevő extra feszülésből származó nagyobb elasztikus energia nem kerül felhasználásra, valószínűsíthetően disszpálódik, emiatt ebben az esetben az elasztikus energiafelhasználásnak nincs lényeges szerepe az emelkedési magasságban, és a kontraktilis elemek munkavégzése lesz a meghatározó.

### **A kis ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása**

KIH esetén a TKP maximális sebessége az ízületi hajlítás fázisában (v1), mivel hasonló folyamat játszódik le, mint NIH-nál, DJ-nél CMJ-vel összehasonlítva szignifikánsan, 169%-kal nagyobb, és ennek eredményeképp az átlagos lassulás is P1 és P2 között DJ-nél nagyobb. A TKP gyorsulása P2-ben, ellentétben a NIH-nál mért adatokkal szignifikánsan nagyobb DJ-nél CMJ-vel összehasonlítva, és a TKP függőleges sebessége is nagyobb volt talajelhagyáskor (v5) DJ-nél. Ha viszont az átlagos gyorsulást hasonlítjuk össze, P2 és P3 között vagy a maximális sebességeket az ízületi nyújtási fázisban (v4) már nem tapasztalunk szignifikáns eltérést DJ és CMJ között. A TKP függőleges sebessége P3-ban (v3) összehasonlítva DJ-nél és CMJ-nél szignifikánsan nagyobb, mint SJ-nél. Ez az eredményünk is az elasztikus energia felhasználás jelentőségét bizonyítja indirekt módon.

### **A kis és nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása**

Az SJ-nél KIH és NIH-t összehasonlítva a koncentrikus fázisban nem találtunk eltérést a TKP függőleges gyorsulásában, ami azt mutatja, hogy amennyiben csak a koncentrikus elemek munkavégzése eredményezi a függőleges emelkedést, a feszülés mértéke hasonló, miközben az ízületi mozgásterjedelem nagysága befolyásolja az emelkedési magasságot.

Amennyiben azonos ugrásokat hasonlítunk össze, DJ-nél szignifikánsan nagyobb volt a TKP maximális sebessége az ízületi hajlítás fázisában NIH-nál KIH-hoz képest, ami magyarázható a nagyobb ízületi mozgásterjedelemmel. Ezzel szemben a gyorsulások tekintetében mind az ízületi hajlításnál (P1-P2 között), mind P2-ben, mind az ízületi nyújtásnál (P2-P3 között) szignifikánsan nagyobb gyorsulást mértünk KIH-nál NIH-al összehasonlítva. A TKP talajelhagyásnál meghatározott sebessége nagyobb NIH-nál, de az eltérés nem szignifikáns.

CMJ-nél is szignifikánsan nagyobb volt a TKP maximális sebessége NIH-nál az ízületi hajlítás fázisában. Ezzel szemben P2-ben és az ízületi nyújtási fázisban szignifikánsan nagyobb volt a TKP gyorsulása KIH-nál. A TKP sebessége talajelhagyásnál NIH-nál szignifikánsan nagyobb.

DJ-nél és CMJ-nél is lényegesen kisebb volt KIH-nál a maximális sebesség az excentrikus fázisban, mégis a lassulások P1 és P2 között lényegesen nagyobbak. Ez azt jelenti, hogy a lassulás KIH-nál nagyon rövid idő alatt és nagyon kis szögváltozáson következett be. Ez azt is jelenti, hogy a kontraktilis elemekben nagyon gyorsan kellett, hogy létrejöjjön a feszülés. Emiatt feltételezhető, hogy a kontraktilis elemekben nem következett be megnyúlás, ugyanis ha a kontraktilis elemekben létrejönne hosszváltozás, a nagyon kis szögváltozás miatt a sorbakapcsolt elasztikus elemekben nem történne hosszváltozás, de emiatt a feszülés sem alakulna ki bennük, ami a nagy lassulást eredményezné. Emiatt is valószínűsíthető, hogy a lassulásért az elasztikus elemek megnyúlása a felelős.

### **A TKP kinematikai adatainak összefoglalása**

KIH esetén mivel az ízületi szögváltozás és emiatt a TKP függőleges elmozdulása kisebb volt, a nyújtási fázisban a kontraktilis elemekben megnőtt a feszülés, miközben

feltételezhetően a hosszuk állandó marad, és így a növekvő feszülés hatására a sorba kapcsolt elasztikus elemekben jön létre a hosszváltozás, és ennek folyományaként az energiatárolás. A TKP legalsó helyzetében mért nagy gyorsulásértékeket a sorbakapcsolt elasztikus elemek nagymértékű megnyúlása miatt létrejövő feszülés eredményezi. Az ízületi nyújtás alatt tapasztalt intenzív gyorsulást feltehetően a passzív és az aktív elemek együttes rövidülése eredményezte. Az elasztikus energiafelhasználás nagyobb volt DJ-nél, mint CMJ-nél, amit a sorbakapcsolt elasztikus elemek nagyobb feszülése tett lehetővé a maximális ízületi szöghelyzetben, majd az energiafelhasználás elsősorban az ízületi nyújtás kezdetén következett be, amikor a feszülés mértéke maximális, majd később a kontraktilis elemek munkavégzése lett domináns, és emiatt az átlagos gyorsulásban a kontrakciós fázisban és a maximális sebességnél már nem tapasztaltunk szignifikáns eltérést. Ez ellentétben áll Bobbert (2011) és Komi és mtsai (2000) eredményeivel, amely szerint az elasztikus energiafelhasználás az ízületi nyújtás végén, közvetlenül a talajelhagyás előtt jelentős. Azért sem valószínű jelentős elasztikus energiafelhasználás közvetlenül a talajelhagyás előtt, mert akkor a feszülés mértéke is lényegesen kisebb, mint az ízületi nyújtás kezdetén, ezért a sorbakapcsolt elasztikus elemek megnyúlása, és emiatt a bennük tárolt energia nagysága is lényegesen kisebb.

### **Aktivációs időtartam és az izmok elektromos aktivitása**

Mivel az SSC esetén az izmok aktivitásának mértékét közvetlenül befolyásolja a nyújtás időtartama, ezért az aktivációs időtartam vizsgálatánál és az EMG-nél mért adatokat együtt tárgyalom.

A kontraktilis elemek aktivációs szintjét jól jellemzik a vastus lateralis és soleus izmokon regisztrált EMG értékek. Korábbi vizsgálatokkal megegyezően (Enoka 1996, Grabiner és Owings 2002) az EMG értékek majdnem minden esetben szignifikánsan kisebbek voltak P1-nél P3-al összehasonlítva, vagyis az elektromos aktivitás kisebb az excentrikus kontrakció során a koncentrikus kontrakcióhoz képest. KIH-nál és NIH-nál az izmok aktív állapotának időtartama (Takt) vizsgálatainkban 250 és 470ms között változott (*12. táblázat*), amely elegendő ahhoz, hogy a kontraktilis elemek elérjék a maximális aktivációs szintet a koncentrikus szakaszban (Bobbert és mtsai 1996;

Schenau és mtsai 1997) - amely a P3-nál mért nagy EMG értékek alapján valószínűsíthető - és az ízületi nyújtás során a lehető legnagyobb erőhatást fejtsék ki.

SJ-nél a P2-ben mért EMG értékek statikus állapotban jelzik az elektromos aktivitást, amikor az izmoknak a gravitációs erővel szemben kell az ugró tömegét tartaniuk. Feltételezhető, hogy ezek az értékek lényegesen kisebbek, mint amit DJ vagy CMJ esetén mérnénk a TKP legalsó helyzetében (P2) amikor a TKP lassulása miatt az izmok feszülése a legnagyobb.

### **Aktivációs szint nagy ízületi hajlításnál**

NIH esetén ennek a gondolatmenetnek megfelelően az EMG értékek mindkét izomnál szignifikánsan nagyobbak P2-ben DJ-nél és CMJ-nél SJ-vel összehasonlítva. Az excentrikus nyújtás időtartama (Texc) DJ-nél és CMJ-nél 243ms és 218ms volt, amely időintervallumok már abba a tartományba tartoznak, amikor az izmok elérhetik a közel maximális aktivációs szintet, ugyanis korábbi vizsgálatok eredményei azt mutatták, hogy függőleges felugrásnál 200-400ms szükséges az izmok maximális aktiválásához (Bobbert és mtsai 1996; Schenau és mtsai 1997).

### **Aktivációs szint kis ízületi hajlításnál**

KIH esetén P2-ben DJ-nél és CMJ-nél mért EMG értékekben nincs szignifikáns eltérés SJ-vel összehasonlítva egyik izomnál sem. Ez azzal magyarázható, hogy az excentrikus kontrakció ideje (Texc) 88%-kal DJ-nél és 101,5%-kal CMJ-nél hosszabb NIH-nál mint KIH-nál, vagyis KIH-nál az excentrikus kontrakció időtartama nem elegendő arra, hogy az izmok aktivációs szintje megemelkedjen DJ-nél és CMJ-nél SJ-vel összehasonlítva. Korábbi vizsgálatok szerint nagyobb nyújtási sebesség hatására nagyobb elektromos aktivitás mérhető (Babault és mtsai 2001). A mi esetünkben is a TKP maximális sebessége az excentrikus fázisban NIH DJ-nél és CMJ-nél is szignifikánsan nagyobb, mint KIH-nál, ami nagyobb EMG aktivitást eredményezett. Annak is szerepe lehet, hogy NIH-nál hosszabb úton következik be a nyújtás, mint KIH-nál (8. és 9. táblázat), ugyanis Ettema és mtsai (1992) vizsgálatai szerint az izmok aktivációja nagyobb lesz, amennyiben a kontrakció hosszabb úton következik be. Meg kell jegyeznünk, hogy a nyújtás időtartama és hossza nem függetlenek egymástól, ugyanis vizsgálatainkban

valószínűsíthetően a nagyobb ízületi mozgástartomány eredményezte a nyújtás nagyobb időtartamát.

### **A kis és nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások aktivációs szintjeinek összehasonlítása**

KIH és NIH összehasonlításában a TKP legalsó helyzetében az EMG értékek nagyobbak voltak NIH-nál, mint KIH-nál a DJ és CMJ ugrásoknál. Mindazonáltal az eltérések nem szignifikánsak, ami azt mutatja, hogy nemcsak az excentrikus nyújtás időtartama, hanem nyújtás közben a feszülés mértékének nagysága is befolyásolja az EMG értékeket, Komi és Finni (2000) eredményével összhangban.

Eredményeink alapján feltételezhető, hogy a TKP legalsó helyzetében mért EMG értékek nem függetlenek az excentrikus nyújtás időtartamától. Amennyiben az excentrikus kontrakció időtartama kisebb, nem áll elegendő idő rendelkezésre, hogy a kontraktilis elemek elérjék a maximális aktivációs szintet (Bobbert és mtsai 1996). Emiatt feltételezhető, hogy KIH esetén különösen az ízületi nyújtás kezdetén nem az azt megelőző excentrikus kontrakció időtartama és a kontraktilis elemek aktivációs szintje határozza meg az izom feszülésének nagyságát, és a függőleges gyorsítást. Másrészt az EMG értékek a központi idegrendszer felől érkező ingerület nagyságáról, és emiatt az izom aktivációs szintjéről hordoznak információt, de eredményeink alapján feltételezhető, hogy az izomfeszülésben KIH esetén a TKP legalsó helyzetében az ízületi hajlítás során tapasztalható lassulásértékek, és ennek következtében a sorbakapcsolt elasztikus elemek feszülése nagyobb jelentőségű.

Az ízületi nyújtás fázisában (P3) mért EMG értékek alapján pedig feltételezhető, hogy az ugrásoknál ebben a fázisban már a kontraktilis elemek játszanak domináns szerepet a TKP függőleges gyorsításában magas aktivációjuk miatt.

### **Az aktivációs szint és az elasztikus energiatárolás kapcsolata**

Elasztikus energiafelhasználással kapcsolatban felállított hipotézisünket támasztják alá a közelmúltban lefolytatott vizsgálatok, amelyekben az izomkötegek hosszváltozását figyelték ultrahang technikával megállapítva, hogy kis ízületi hajlításnál az izomkötegek hossza nem változott vagy bizonyos esetekben csökkent (Griffith 1991, Kawakami és mtsai 2002, Ishikawa és mtsai 2005, Sousa és mtsai 2007), az ízületi hajlítás során,

vagyis az egész izom megnyúlt. Meg kell jegyezni, ahhoz, hogy a TKP rendelkezzen függőleges sebességgel KIH ugrások esetén az ízületi nyújtási fázisban elengedhetetlen, hogy a gravitáció ellenében erőt kifejtő izmok aktivációs szintje alacsony legyen az ízületi hajlítás kezdetén, hiszen a gravitáció gyorsítja az ugró súlypontját lefelé. Mechanikai szempontból a súlypont potenciális energiáját használja fel az ugró a kinetikus energia növelésére, amely ahhoz szükséges, hogy ennek egy részét elasztikus energiává alakítsa át, illetve a negatív gyorsulás alatt növelje az izmok aktivációs szintjét. Következésképpen a rövid és gyors ízületi hajlítás során bár jelentős lehet az izmok facilitációja, de ez abban jelentkezik, hogy az izomkötegek (rostok, szarkomerek) izometriás körülmények között növelik az izmok feszülését és nem jön létre a kereszthidak lépegető mechanizmusa (Huxley és Hanson 1954). A kontraktilis elemek egyre jelentősebb feszülése eredményeképp a sorba kapcsolt elasztikus elemek megnyúlnak, de eközben még az aktivációs szintjük csak kismértékben növekszik meg. Feltételezhetően ebben az esetben az aktív motoros egységekben az összes kereszthid kapcsolódik, és emiatt nem történik jelentős hosszváltozás a kontraktilis elemekben. Emiatt nem a kontraktilis elemek hosszváltozása lassítja le a TKP függőleges sebességét az ízületi hajlítás utolsó fázisában, hanem a sorbakapcsolt elasztikus elemek megnyúlása eredményeképpen létrejövő feszülés állítja meg az ízület további hajlítását. A hosszváltozás közben elasztikus energia tárolódik az izomban, pontosabban az izom elasztikus elemeiben, amelynek egy része felhasználódik az ízületek kinyújtásakor. Ez a magyarázat megegyezik Hof és mtsai (1983) eredményeivel, akik szökdelés és futás elemzése alapján jutottak azonos következtetésre. Ezzel szemben NIH esetén a vastus lateralis és a soleus esetén is szignifikánsan nagyobb elektromos aktivitást mértünk DJ és CMJ esetén SJ-vel összehasonlítva a TKP legelső helyzetében. Minthogy az izmok aktivációs szintje magas abban a pillanatban, amikor a TKP már nem mozog lefelé, a nagy aktivációs szint lehetővé teszi a kereszthidak munkavégzését, nevezetesen a kereszthidak képesek a szarkomereket rövidíteni, azaz pozitív munkát végezni a test gravitációs erejével szemben. Minthogy az ízületi hajlítás kezdetén a szarkomerek hossza szinte feszülésmentesen növekedett, a koncentrikus kontrakció alatt a kereszthidak lépegető mozgásával (Huxley és Hanson 1954) ugyanazon úton, de nagyobb sebességgel képesek a TKP-t mozgatni, mint SJ-nél. A jelenség ilyen indoklása megegyezik Bobbert és mtsai (1996) véleményével, amely szerint a megnyúlt

elasztikus elemekben tárolt energia visszanyerésére viszonylag kicsi az esély. Ezt támasztja alá, hogy a DJ és CMJ felugrási magassága összehasonlítva a SJ-vel kisebb, mint a kis ízületi hajlításnál. További közvetett bizonyíték, hogy NIH CMJ-nál és DJ-nál kisebb a gyorsulás, mint KIH ugrásoknál (a kinematika részben részletesen tárgyalva).

### **Ízületi aktivációs sorrend és az ízületek kinematikája**

A maximális térdízületi szögek megfeleltek a vizsgálat megtervezésénél kitűzött kritériumnak, mivel KIH esetén 37,4 és 43,8 fok között változtak, NIH esetén pedig 75 és 82,6 fok között, ami megfelel a Bobbert (2008) és Vanrenterghem (2008) vizsgálataiban alkalmazott szöghelyzeteknek is.

#### **A nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása**

NIH esetén mindhárom kivitelezésnél először a törzshöz közelebbi, majd a törzstől távolabbi ízületek nyújtása, vagyis először a csípő, majd a térd és végül a bokaízületi nyújtása kezdődött meg (20. ábra). Eredményünk megegyezik korábbi vizsgálatokban leírt proximális-disztális ízületi aktivációs sorrenddel (Gregoire és mtsai 1984; Schenau és mtsai 1987). Majdnem megegyező aktivációs mintázatot figyeltünk meg DJ, CMJ és SJ között az ízületi nyújtás kezdetén, de a térd és a csípő illetve a csípő és a bokaízületi nyújtásának kezdete között eltelt időtartamban szignifikáns eltérést találtunk DJ és CMJ esetén SJ-vel összehasonlítva (15. táblázat). Adataink azt mutatják, hogy SJ ugrásnál a térd nyújtásának kezdete ( $V_0$ ) és a csípő nyújtásának kezdete között kisebb az időkülönbség, mint DJ és CMJ esetén. Feltételezhető, hogy DJ és CMJ ugrásoknál az ízületi nyújtást megelőző hajlítás eredményeképp a nagy tömeggel rendelkező törzs a csípőízületi nyújtásának kezdetén Kreighbaum és Barthels (1996) vizsgálataival összhangban olyan mértékben terheli a térdízületet, hogy a térd kinyújtása csak később kezdődhet meg. SJ esetén mivel nincs előzetes ízületi hajlítás, kisebb a törzs terhelése a térdízületnél, ezért időben egymáshoz közelebb létrejöhet az ízületi nyújtás a csípőnél és a térdnél. DJ és CMJ ugrásoknál a térdre ható nagyobb terhelést az ízületi nyújtás kezdetén mért szignifikánsan nagyobb csípőízületi szöghelyzettel is magyarázhatjuk, ugyanis a csípőízület nyújtása ellentétes irányú forgatónyomatékokot hoz létre a térdben,



amely arányosan nagyobb a nagyobb csípőízületi szöghelyzetnél. A maximális sebességű ízületi szöghelyzet elérésénél az időkülönbségek között nem találtunk szignifikáns eltérést a különböző ugrásoknál.

A függőleges felugrás eredményének szempontjából NIH esetén nincs jelentős szerepe az ízületi aktivációs sorrendnek, mivel DJ, CMJ és SJ felugrásoknál ezek a sorrendek, és ennek megfelelően a mozgásmintázat nagyon hasonló összhangban Bobbert és mtsai (1998) vizsgálatával. Meg kell azonban jegyezni, hogy a TKP legalsó helyzetében a törzs függőlegessel bezárt szöge DJ-nél és CMJ-nél szignifikánsan nagyobb volt, mint SJ-nél, ami az ízületi nyújtást megelőző lendületvétel hatásán kívül is megnöveli a feszülést a csípőfeszítő izmokban a TKP függőleges emelkedésének kezdetén. A TKP legalsó helyzetében, DJ és CMJ esetén nagyobb feszülés SJ-vel összehasonlítva a test nagyobb gyorsítását, a törzs nagyobb függőlegessel bezárt szöge nagyobb csípőízületi szögelfordulást tesz lehetővé. Részben ezzel is magyarázható a nagyobb emelkedési magasság DJ-nél és CMJ-nél SJ-vel összehasonlítva (*11. ábra*). Feltételezhető tehát, hogy a függőleges felugrás eredményének szempontjából a csípőfeszítőknél NIH esetén jelentős szerep jut Bobbert és mtsai (1996) és Bobbert és Soest (2001) eredményeivel összhangban.

#### **A kis ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása**

KIH esetén az ízületi aktiváció nem minden esetben követte a proximális-disztális sorrendet. DJ-nél a csípő nyújtása után lényegesen később kezdődött a térd és a boka nyújtása; CMJ-nél a csípő és a térd nyújtása majdnem egyszerre kezdődött, majd ezt követte a boka; SJ-nél először a bokaízület nyújtása következett be, majd ezt követte a térd és végül a csípőízület kinyúlása.

DJ-nél a csípő és térdízületi aktivációk között eltelt idő szignifikánsan nagyobb volt KIH-nál, mint NIH-nál. Emiatt a TKP legalsó helyzetében (P2) a csípőízület nyújtása már megkezdődött, és ebből következően a törzs rendelkezett szögsebességgel, ami egyrészt eredményezte a nagy gyorsulás értéket P2-ben (*11. táblázat*). Másrészt összehasonlítva a csípő és térdízületi szöghelyzeteket DJ-nél CMJ-vel és SJ-vel (*8. és 10. táblázat*) talajelhagyáskor, DJ-nél szignifikánsan nagyobbak a szöghelyzetek. Feltételezhető, hogy DJ-nél a csípőízületi nyújtásának korai kezdete elősegítette, hogy nagyobb feszülés jöjjön létre a quadricepsben és a plantár flexorokban, amit a P2-ben

mért gyorsulásérték jelez, de egyúttal idő előtti talajelhagyás is létrejött Bobbert és mtsai (2008) feltételezésével és Moran és Wallace (2007) kísérleti eredményeivel megegyezően. Emiatt bár P2-ben a gyorsulás DJ-nél 50,3%-kal nagyobb, mint CMJ-nél, a talajelhagyásnál mért sebesség csak 15,2%-kal nagyobb. A korai talajelhagyás és következésképp nem teljesen kinyújtott térdízület eredményezi, hogy DJ-nél mértük a legkisebb sebességet a vastus lateralisban. Ez azt is jelenti, hogy a quadriceps által a függőleges emelkedésre fordított energia kevesebb, mint ha a térdízület elérte volna a CMJ-nél és SJ-nél mért értéket. Részben ezzel is magyarázható, hogy a platóból származó többletenergiának DJ-nél csak 24%-a hasznosul a függőleges emelkedésnél, vagyis bár DJ-nél több potenciális energia áll rendelkezésre, hiába hasznosul elasztikus energiafelhasználással, egy része a mozgásmintázat miatt nem tud a DJ és CMJ között mért emelkedési magasságokban eltérésként megjelenni. Ez az eredményünk megerősíti hipotézisünket, hogy KIH-nál jelentős szerepe van az elasztikus energiátárolásnak, ugyanis amennyiben DJ-nél nem következne be korai talajelhagyás, a térdfeszítők nagyobb térdízületi szögelfordulás során több munkát tudnának végezni az ízületi nyújtás fázisában, és emiatt még nagyobb eltérést tapasztalnánk DJ és CMJ között.

CMJ-nél pont fordítva, a csípő és térdízületi aktivációk között eltelt idő szignifikánsan kisebb volt KIH-nál NIH-al összehasonlítva. Ez lehetővé teszi P2-ben a TKP nagyobb függőleges gyorsítását NIH-hoz képest. Erre az időzítésre szükség is van, mert különösen KIH-nál CMJ esetén a korlátozott ízületi mozgásterjedelem miatt a kivitelezés időtartama behatárolt. Emiatt a különböző ízületeket mozgató izmoknak a lehető leggyorsabban kell elérniük a maximális feszülést, és ezeknek a maximumoknak az elérésében nagy időbeli eltérések nem jöhetnek létre.

SJ-nél fordított aktivációs sorrend találtunk, vagyis először a bokánál, majd a térdnél és végül a csípőnél kezdődött meg az ízületi nyújtás, ami megegyezik Bobbert és mtsai (2008) eredményeivel, amelyet szubmaximális erő kifejtéssel végrehajtott ugrásoknál tapasztaltak. A maximális ízületi szögsebességet szinte egyszerre érte el a csípő és a térdízület, és az ízületi aktivációs időtartamuk szignifikánsan kisebb volt, mint a bokaízület esetében (9. táblázat). KIH-nál SJ esetén a fordított ízületi aktivációra magyarázat lehet, hogy talajelhagyáskor a törzs függőlegessel bezárt szöge a lehető legkisebb, 9,8 fok volt (12. táblázat), ami az összes ugrás összehasonlításában a legkisebb. Ezért ahhoz, hogy talajelhagyásnál ideális helyzetbe kerüljön a törzs, a csípő

ízületi szögelfordulása is minimális. A kiindulási helyzetben a TKP-ra ható gravitációs erő hatásvonalja a boka előtt halad el, amely egyrészt lehetővé teszi az egyensúlyi helyzet fenntartását, másrészt a boka plantár flexióját. Amennyiben először a csípő szögelfordulása következne be, a TKP hátrafelé mozdulna el és a boka mögé kerülne, és emiatt labilissá válna az ugró egyensúlya, valamint a bokában a plantár flexió további egyensúlyvesztés nélkül nem valósulhatna meg (Bobbert és Schenau 1988, Bobbert és Soest 2001). Emiatt a térd nyújtása vagy a bokaízület plantárflexiója kell, hogy először bekövetkezzen. Mivel a térd szögváltozása nagymértékben befolyásolja a törzs szöghelyzetét, ezért először a bokaízületben kezdődik meg a nyújtás, majd ezt követi a térd és a csípőízület kinyúlása.

Egy másik okból sem következhet be a csípő aktivációja először SJ-nél. Ugyanis amikor a törzs függőlegessel bezárt szöge minimális, és a kiinduló helyzetben nincs előzetes, gyors ízületi hajlítás, a törzs csípőre vonatkoztatott forgatónyomatéka is minimális. Emiatt a csípő nyújtásában résztvevő izmok feszülése is alacsony, ellentétben a boka és térdízület nyújtásában résztvevő izmokkal (Fukashiro és Komi 1997). Ebből következően számottevő idő szükséges ahhoz, amíg az izmokban jelentős mértékű feszülés létrejön, ellentétben a térdfeszítőkkel és a plantár flexorokkal. Továbbá a kivitelezésnél a korlátozott ízületi mozgásterjedelem miatt a mozgásra rendelkezésre álló idő is behatárolt. Meg kell jegyezni, hogy ez a magyarázat úgy tűnhet, mintha ellentmondana Bobbert és mtsai (2008) vizsgálatának eredményével, mivel abban az esetben a csípőfeszítő izmokban nagy EMG aktivitást mértek. Az ellentmondást feloldja, ha megvizsgáljuk a törzs függőlegessel bezárt szögét a két esetben: a mi mérési eredményeinkhez képest (12. táblázat) Bobbert és mtsai (2008) vizsgálatában a törzs függőlegessel bezárt szöge lényegesen nagyobb volt. Eredményeink alapján feltételezhető, ellentétben Bobbert és mtsai (1996) és Bobbert és Soest (2001) nagy csípőízületi mozgásterjedelemmel végzett kísérleteinek eredményével, hogy abban az esetben, ha a törzs függőlegessel bezárt szöge minimális és nem történik előzetes ízületi hajlítás, a csípőfeszítő izmok szerepe a függőleges felugrásban nem számottevő, melyet a rövid aktivációs időtartam is alátámaszt (11. táblázat). A csípőfeszítők szerepe feltételezhetően inkább az, hogy a TKP-ot az alátámasztási pont fölött tartsák és így biztosítsák a felugrás függőleges útját. Feltételezhető, hogy KIH-nál DJ és CMJ esetén a csípőfeszítőknek nagyobb szerep jut a felugrásban, mivel egyrészt a legalsó helyzetben

nagyobb a törzs függőlegessel bezárt szöge, mint SJ-nél (12. táblázat), másrészt az izmok előzetes feszülése a nyújtást megelőző ízületi hajlítás miatt nagyobb, mint SJ-nél, ahol nem történt előzetes ízületi hajlítás. Emiatt KIH-nál DJ és CMJ esetén az ízületi nyújtás kezdetén a csípőfeszítőkben azonnal létrejöhet jelentős mértékű feszülés, ami lehetővé teszi, hogy megvalósuljon a proximális-disztális ízületi nyújtási sorrend.

A függőleges felugrás eredményének szempontjából KIH esetén azonban jelentős szerepe van az ízületi aktivációs sorrendnek. A fent említett okokból KIH-nál SJ esetén a csípőfeszítők hozzájárulása a TKP függőleges elmozdításában minimális, és részben emiatt KIH esetén NIH-al összehasonlítva lényegesen nagyobb az eltérés DJ és CMJ ugrások emelkedési magasságaiban SJ-vel összehasonlítva.

### **A kis és nagy ízületi hajlítással végrehajtott felugrások összehasonlítása**

A NIH-al és KIH-al végrehajtott azonos típusú ugrásokat összehasonlítva szignifikáns a különbség a törzs függőlegessel bezárt szögében a TKP legalsó helyzetében (12. táblázat). Ennek abból a szempontból van jelentősége, hogy amennyiben a törzs függőlegessel bezárt szöge kisebb, a felugrás során kisebb mértékben tudnak a csípőfeszítők a törzs elfordításával hozzájárulni az emelkedési magasság növeléséhez, mivel a törzs elfordulása során TKP-jához tartozó kerületi sebességének kisebb lesz a függőleges komponense. Emiatt KIH esetén nagyobb szerep jut a quadricepsnek és különösen a plantár flexoroknak a felugrásban. Ez megegyezik Kovács és mtsai (1999) vizsgálatával, amely szerint mélybeugrásoknál a csípőfeszítők jelentősen kisebb mértékben járulnak hozzá a pozitív munkavégzéshez, mint a térdfeszítők és a plantar flexorok. Ez is azt a feltevésünket támasztja alá, hogy KIH esetén nagyobb szerepe van az elasztikus energiatárolásnak, ugyanis anatómiai felépítésük miatt a quadricepshez kapcsolódó patella-ín és a plantárflexorokhoz kapcsolódó Achilles-ín hosszukból és keresztmetszetükből kifolyólag nagymértékben képesek elasztikus energiát tárolni (Tihanyi és mtsai 2004). Amennyiben tehát a felugrás során nagyobb szerepe van a quadricepsnek és a plantár flexoroknak, az elasztikus energiatárolás lehetősége is nagyobb.

## KÖVETKEZTETÉSEK

### Döntések a hipotézisekről

Eredményeink alapján az alábbi megállapításokat tehetjük a hipotéziseket illetően:

1. A kis kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel (DJ, CMJ) végrehajtott felugrások során az elasztikus energiatárolásnak és felhasználásának jelentős szerepe van a függőleges felugrás eredményében.

*A hipotézist elfogadjuk. Döntésünket alátámasztják: KIH-nál a DJ és CMJ ugrások emelkedési magasságai között eltérést tapasztaltunk. Eltérőek DJ-nél és CMJ-nél a gyorsulások a TKP legalsó helyzetében, az energiák és a sebességek talajelhagyáskor. A gastrocnemius és soleus izmok esetén az átkapcsolási szakasz koncentrikus fázisában tapasztalt gyorsulásértékek nagyobbak, mint az excentrikus fázisban mért adatok.*

2. Kis kiterjedésű ízületi hajlítás esetén a rövid időtartamú excentrikus kontrakció nem eredményezi a kontraktilis elemek megemelkedett aktivációs szintjét DJ-nél és CMJ-nél a maximális ízületi hajlítás szöghelyzetében.

*A hipotézist elfogadjuk. Döntésünket alátámasztják: Az aktivációs időtartamok DJ-nél és CMJ-nél KIH-nál kisebbek, mint NIH-nál. Az EMG értékek a vastus lateralis és a soleus izomban a maximális ízületi hajlítás szöghelyzetében nem térnek el DJ-nél, CMJ-nél és SJ-nél.*

3. Kis kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel (DJ, CMJ) végrehajtott felugrások során amennyiben történik elasztikus energiafelhasználás, az a koncentrikus szakasz elején következik be.

*A hipotézist elfogadjuk. Döntésünket alátámasztják: KIH-nál a DJ és CMJ ugrások gyorsulásai eltérőek a TKP legalsó helyzetében, de kontrakciós fázisban az átlagos gyorsulásokban nincs eltérés. A gastrocnemius és soleus izmok esetén CMJ-nél az átkapcsolási szakasz excentrikus és koncentrikus fázisában tapasztalt gyorsulásértékek nem egyeznek meg, és DJ-nél és CMJ-nél az SJ-vel összehasonlítva a koncentrikus*

*fázisban mért gyorsulásértékek nagyobbak. A teljesítmény értékek DJ-nél nagyobbak a kontrakció kezdetén CMJ-vel összehasonlítva.*

4. Nagy kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel (DJ, CMJ) végrehajtott felugrások során az elasztikus energiatárolásnak és felhasználásának elhanyagolható szerepe van a függőleges felugrás eredményében.

*A hipotézist elfogadjuk. Döntésünket alátámasztják: NIH-nál a DJ és CMJ ugrások emelkedési magasságai között nem tapasztaltunk eltérést, a TKP gyorsulásai a maximális ízületi hajlításnál, a gyorsulások a kontrakciós fázisban, a sebességek és az energiák talajelhagyáskor megegyeznek. A gastrocnemius és soleus izmok esetén az átkapcsolási szakasz excentrikus és koncentrikus fázisában tapasztalt gyorsulásértékek megegyeznek. (Elfogadott hipotézisünk korábbi vizsgálatok eredményével megegyezik).*

5. Nagy kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel (DJ, CMJ) végrehajtott felugrások során az excentrikus kontrakció időtartama és az ízületi mozgásterjedelem amplitúdója az ízületi nyújtás fázisában elegendően hosszú ahhoz, hogy az izmok aktivációs szintje megemelkedjen a maximális ízületi szöghelyzetig.

*A hipotézist elfogadjuk. Döntésünket alátámasztják: Az aktivációs időtartamok DJ-nél és CMJ-nél NIH-nál nagyobbak, mint KIH-nál. Az EMG értékek a vastus lateralis és a soleus izomban a maximális ízületi hajlítás szöghelyzetében nagyobbak DJ-nél és CMJ-nél, mint SJ-nél. (Elfogadott hipotézisünk korábbi vizsgálatok eredményével megegyezik).*

6. Az előzetes gyors ízületi hajlítás nélküli felugrásoknál nagyobb különbség feltételezhető a felugrás eredménye szempontjából a kis és nagy amplitúdójú ugrásokat összehasonlítva, mint a gyors ízületi hajlítással végrehajtott felugrásoknál.

*A hipotézist elfogadjuk. Döntésünket alátámasztják: DJ, CMJ és SJ ugrásoknál KIH és NIH esetén összehasonlítása az emelkedési magasságoknak és a TKP sebességének talajelhagyáskor.*

7. Kis kiterjedésű ízületi hajlítás esetén az ugrás fajtája (a kivitelezés módja) jelentősen befolyásolja az ízületek kinyújtásának sorrendiségét, a mozgásmintázatot.

*A hipotézist elfogadjuk. Döntésünket alátámasztják: KIH esetén jelentős eltérést tapasztaltunk DJ, CMJ és SJ-t összehasonlítva a mozgásmintázatban. DJ és SJ esetén a TKP függőleges emelkedésének kezdetén a törzs helyzete, és a csípő ízületi nyújtásának kezdete emiatt jelentősen befolyásolták a felugrás eredményét. SJ-nél nem valósult meg a CMJ-nél és DJ-nél és NIH különböző ugrásainál tapasztalt ízületi kinyújtási sorrend. DJ-nél a térd ízületi szögváltozása a nyújtás során és CMJ-vel és SJ-vel összehasonlítva a kisebb maximális sebesség a vastus lateralis és a rectus femoris izmokban alátámasztja a korai talajelhagyást.*

8. Nagy kiterjedésű ízületi hajlítás esetén a különböző fajtájú ugrásoknál az ízületek kinyújtásának sorrendisége, a mozgásmintázat megegyezik.

*A hipotézist elfogadjuk. Döntésünket alátámasztják: DJ, CMJ és SJ ugrásokat összehasonlítva nem találtunk a kivitelezés folyamán a mozgásmintázatokban jelentős eltérést (Elfogadott hipotézisünk korábbi vizsgálatok eredményével megegyezik). Emiatt az emelkedési magasságokban mérhető eltéréseket NIH esetén a mozgásmintázatban tapasztalható különbségekkel nem lehet magyarázni.*

1. Eredményeink bizonyítékkul szolgálnak arra, hogy a kis ízületi mozgásterjedelemmel végrehajtott ugrásoknál, különösen az ízületi nyújtás kezdetén az elasztikus energiatárolásnak nagyobb szerepe van az ugrási magasság növelésében, mint az izom megnövekedett feszülésének (facilitációjának), szemben a nagy mozgásterjedelemmel végrehajtott ugrásoknál, ahol elegendő út áll rendelkezésre a súlypont függőleges irányú mozgatásához, és elegendő idő a megnövekedett aktiváció eléréséhez az ízületi nyújtás megkezdésekor. Ennek következtében a nagy mozgásterjedelemmel végrehajtott ugrásoknál a kontraktilis elemek szerepe domináns a TKP függőleges gyorsításában, míg az elasztikus elemek szerepe lényegesen kisebb.

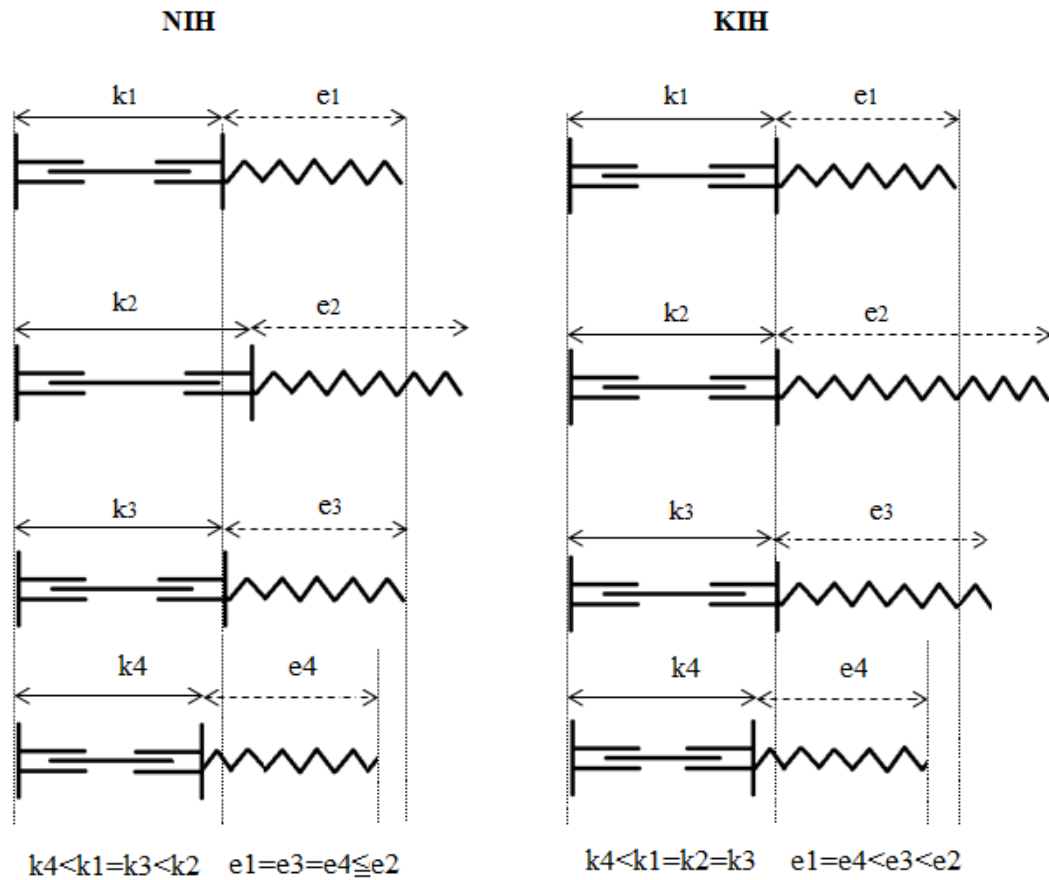
2. Eredményeink rámutatnak arra, hogy NIH esetén az ízületi hajlítás utolsó fázisában az ízületi nyújtás kezdeti fázisával összehasonlítva (az átkapcsolási idő kezdetén és végén) az izmok feszülésében nincs jelentős eltérés. Emiatt NIH esetén a kontraktilis és az elasztikus elemek hossza a nyújtásnak és a hajlításnak ebben a fázisában sem tér el jelentősen. Bár az ízületi nyújtás kezdetén (az átkapcsolási idő végén) kismértékben nagyobb a feszülés, mint az átkapcsolási idő kezdetén, ami az elasztikus elemek további megnyúlását eredményezi, ennek következtében feltételezhetően létrejövő elasztikus energiafelhasználás a kontraktilis fázisban nem járul jelentős mértékben hozzá a TKP függőleges gyorsításához.

3. Eredményeink alátámasztják Zajac (1993), valamint Bobbert és mtsai (1996) vizsgálati eredményeiből levont következtetéseket. Nevezetesen, amikor a végrehajtás nagy amplitúdóval történik, az izmok kontraktilis elemei (izomkötegek, izomrostok, szarkomerek) hosszú úton, nagyobb időtartam alatt nyúlnak meg, amely magas aktivációs szintet eredményez. Az izom nagy hosszváltozása miatt azonban az izomrostokban a feszülést biztosító aktív keresztidák egy része Winter (1997) feltételezése szerint az aktin és a miozin egymáshoz képest történő elcsúszása miatt inaktívvá válik, és ezáltal miközben új kapcsolatok jönnek létre, csökken a feszülés. Ahhoz, hogy a feszülés ismét megnőjön a kontraktilis elemekben kémiai energiafelhasználásra van szükség. De ez az energia nem az ugró függőleges elmozdítására fordítódik, hanem a feszülés helyreállítására, emiatt a sorbakapcsolt elasztikus komponensekben tárolt energia felhasználása korlátozott. Amennyiben a



kontraktilis elemek tulajdonsága miatt nem jelenne meg ez a veszteség, mivel az összes felhasználható energiát a kontraktilis és elasztikus elemekben együttesen rendelkezésre álló energia összege határozza meg, az elasztikus energia nagyobb arányban volna felhasználható. Továbbá a KIH-hoz képest kisebb negatív gyorsulás miatt az izom feszülése is kisebb, aminek következménye a sorba kapcsolt elasztikus elemek kisebb megnyúlása. Mivel a tárolt elasztikus energia mértéke négyzetesen arányos a megnyúlással, a feszülés viszont csak lineárisan, a NIH esetén KIH-al összehasonlítva kisebb negatív gyorsulás lényegesen kisebb elasztikus energiatárolást eredményez. Ebből következőleg az ízületek kinyújtása során a munkavégzés nagyobb része a kontraktilis elemek munkájával történik.

4. Vizsgálati eredményeink alapján módosítottuk azt az eddig ismert modellt, amely segítségével jól magyarázható az energiafelhasználás és az izom aktiváció jelentősége a kis és nagyterjedelmű felugrások során (21. ábra).



21. ábra. Sematikus ábra az izom kontraktilis (aktív) elemeinek ( $k_1, k_2, k_3, k_4$ ) és sorbakapcsolt elasztikus (passzív) elemeinek ( $e_1, e_2, e_3, e_4$ ) hosszváltozásáról KIH-nál és NIH-nál az ízületi hajlítás utolsó fázisában -  $k_1, e_1$ ; a legnagyobb ízületi szöghelyzetnél -  $k_2, e_2$ ; az ízületi nyújtás fázisának kezdetén -  $k_3, e_3$ ; és az ízületi nyújtás ezt követő fázisában -  $k_4, e_4$ .

NIH-nál az ízületi hajlítás utolsó fázisához képest az ízület maximális szöghelyzeténél nagyobb a kontraktilis elemek hossza ( $k_1 < k_2$ ) miközben vagy nem változik, vagy korlátozott mértékben megnő a feszülés, ami az elasztikus elemek hosszának minimális növekedését eredményezheti ( $e_1 \leq e_2$ ). A maximális szöghelyzettől az ízületi nyújtás kezdetéig az ízületi szöggyorsulást túlnyomó részben a kontraktilis elemek rövidülése okozza ( $k_3 < k_2$ ), miközben bekövetkezhet az elasztikus elemek minimális rövidülése is ( $e_3 \leq e_2$ ), de mivel nem következik be jelentős mértékű elasztikus energiafelhasználás, feltételezhető, hogy nincs jelentős mértékű hosszváltozás  $e_1$ ,  $e_2$  és  $e_3$  között. Ezt

követően az ízület nyújtása folytatódik a kontraktilis elemek további rövidülésével ( $k_4 < k_3$ ), miközben a feszülés jelentős mértékben nem csökken, emiatt az elasztikus elemek hossza sem változik jelentős mértékben ( $e_3 = e_4$ )

KIH-nál (eredményeink alapján nagyobb részben a plantár flexorokban és kisebb részt a quadricepsben) az ízület maximális szöghelyzeténél a nagymértékű gyorsulás jelentős megnyúlást eredményez az elasztikus elemekben az ízületi hajlítás utolsó fázisával összehasonlítva ( $e_1 < e_2$ ), ami jelentős elasztikus energiatárolást tesz lehetővé. Mivel az ízületi hajlítás időtartama és hossza is korlátozott, feltételezhető, hogy számos kutató (Griffith 1991, Kawakami és mtsai 2002, Ishikawa és mtsai 2005, Sousa és mtsai 2007) vizsgálataival összhangban a hajlítás végén a kontraktilis elemek hossza nem változik ( $k_1 = k_2$ ), miközben az EMG értékek arra engednek következtetni, hogy még nem érték el a maximális aktivációs szintet. Az ízületi nyújtás kezdetén először az elasztikus elemek rövidülése ( $e_3 < e_2$ ,  $k_2 = k_3$ ), majd a növekvő izomaktivitás eredményeként a kontraktilis elemek ( $k_4 < k_3$ ) és az elasztikus elemek ( $e_4 < e_3$ ) hosszrövidülése együttesen eredményezi a TKP gyorsulását, miközben ezekben a fázisokban az elasztikus energiatárolás az elasztikus elemek hosszrövidülése miatt jelentős.

5. Vizsgálati eredményeink pontosítják az eddigi vizsgálati eredményeket és kiemelik a törzs helyzetének jelentőségét az ízületi nyújtás kezdetén. Nagy ízületi mozgásterjedelem esetén az ízületi aktivációs mintában nincs lényeges különbség, amely abból ered, hogy a törzs függőlegessel bezárt szöge hasonló mindhárom felugrási módnál. Kis ízületi mozgásterjedelemmel abban az esetben, amikor lehetőség van elasztikus energiatárolásra és felhasználásra (DJ és CMJ) az ízületi aktiváció a csípő-térd-boka sorrendiséget követi. A csípőízület nyújtásának korai kezdete DJ-nél azt eredményezte, hogy az ízületek nem nyúltak ki teljesen a felugrás végére, ami miatt az izmok nem tudtak munkát végezni a mozgás teljes szögtartományában. Abban az esetben, ha az ízületi nyújtást nem előzi meg azok gyors behajítása (SJ), nevezetesen amikor nincs elasztikus energiatárolás és felhasználás, valamint a törzs megközelítően függőleges helyzetben van, az ízületi aktivációs sorrend ellentétessé válik, azaz a bokaízület kezdi meg először a kinyúlását.

## ÖSSZEFOGLALÁS

Vizsgálatunkban az elasztikus energiatárolásnak, az izmok kontraktilis elemei aktivációs szintjének és az ízületi mozgásmintázatnak a hatását vizsgáltuk a függőleges felugrás eredményére. Kilenc férfi egyetemista vizsgálati személy hajtott végre függőleges felugrásokat három eltérő módon kivitelezve: guggoló kiindulási helyzetből, kiegyenesedett helyzetből lendületvétellel és 20cm magas platóról mélybeugrással. Az ugrásokat két ízületi mozgásterjedelemben hajtották végre, az egyik esetben a térd maximális szöghelyzete 40 fok volt, a másik esetben 80 fok. Az ugrásokat digitális kamerával rögzítettük, a vizsgálati személyek kinematikai adatait mozgáselemző rendszerrel meghatároztuk, mértük az ugrók által kifejtett talajreakcióerőt, és a vastus lateralis és soleus izmok elektromos aktivitását. Matematikai modellel meghatároztuk az izmok pillanatnyi hosszváltozását, sebességét, gyorsulását. Eredményeink azt mutatják, hogy amennyiben az ízületi mozgásterjedelem kisebb, a lendületvétellel kivitelezett ugrásoknál az elasztikus energiatárolás és felhasználás különösen az ízületi nyújtás kezdetén, leginkább a plantár flexorokban jelentős, de az ízületi nyújtás kezdetéig az előzetes lendületvétel során alkalmazott rövid időtartamú excentrikus nyújtás nem eredményezte az izmok emelkedett elektromos aktivitását az ízületi nyújtás megkezdéséig. Amennyiben az ízületi mozgásterjedelem nagyobb, az előzetes lendületvétel során alkalmazott hosszabb időtartamú excentrikus nyújtás hatására az izmok elektromos aktivitása megemelkedett az ízületi nyújtás megkezdéséig, de az elasztikus energiafelhasználás mértéke minimális. Eredményeink azt is kimutatták, hogy amennyiben az ízületi mozgásterjedelem kisebb, az ízületi mozgásmintázat eltérő a különböző módon kivitelezett ugrásoknál, viszont amennyiben a mozgásterjedelem nagyobb, a mozgásmintázat a különböző ugrásoknál megegyezik, tehát ebben az esetben az ízületi aktivációs sorrend nem befolyásolja az emelkedési magasságot.

## SUMMARY

In our study we examined the effect of elastic energy storage, muscle activation level and joint movement pattern on vertical jump performance. Nine male university students executed three different vertical jumps: starting from squat position, starting from an erect body position with countermovement and drop jump executed from a 20cm high plateau. The jumps were executed with two different joint movement amplitude: with 40 degrees and 80 degrees maximal knee joint flexion. The jumps were recorded with digital camera and the kinematical data of the jumps were determined with motion analysis system. We also measured the ground reaction force and EMG of the vastus lateralis and the soleus. Using a mathematical model we calculated the instantaneous lengths, velocities and accelerations of the muscles. Our results indicate, that if movement amplitude is small, for jumps executed with countermovement the elastic energy storage and reuse is significant, especially at the beginning of joint extension and mostly in the plantar flexors, but the short time of eccentric contraction occurring at joint flexion did not result in the elevated muscle activation at the beginning of joint extension. If movement amplitude is large, the longer time of eccentric contraction results in elevated muscle activation at the beginning of joint extension, but elastic energy usage is minimal. Our results also indicate, that if the movement amplitude is small, the joint movement pattern is different in the various jumps, but if movement amplitude is large, the movement pattern is similar for the various jumps, therefore in this case movement pattern does not affect jump height.

## IRODALOMJEGYZÉK

- Abbot BC, Bigland B, Ritchie JM. (1952) The physiological cost of negative work. *J Physiol*, 117:380-390.
- Alexander RM, Bennet-Clark HC. (1977) Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature*, 265:114-117.
- Alexander RM. (1974) The mechanics of jumping of a dog. *J Zool*, 173:549–573.
- Alexander RM. (1984) Elastic energy stores in running vertebrates. *Am Zool*, 24:85-94.
- Anderson FC, Pandy MG. (1993) Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *J Biomech*, 26:1413–27.
- Asmussen E, Bonde-Petersen F. (1974a) Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise. *Acta Physiol Scand*, 92:537–545.
- Asmussen E, Bonde-Petersen F. (1974b) Storage of Elastic Energy in Skeletal Muscles in Man. *Acta Physiol Scand*, 91:385–392.
- Babault N, Pousson M, Ballay Y, Van Hoecke J. (2001) Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric, and eccentric contractions. *J Appl Physiol*, 91: 2628–2634.
- Bellanger AY, McComas J. (1981) Extent of motor unit activation during effort. *J Appl Physiol*, 51:1131-1135.
- Bellemare F, Woods JJ, Johansson R, Bigland-Ritchie B. (1983) Motor-unit discharge rates in maximal voluntary contractions of three human muscles. *J Neurophysiol*, 50:1380-1392.
- Biewener AA, Alexander R. McN, Heglund NC. (1981) Elastic energy storage in the hopping of kangaroo rats (*Dipodomys spectabilis*). *J Zool*, 195:369–383.
- Bobbert MF, Casius LJ, Sijpkens IW, Jaspers RT. (2008) Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping. *J Appl Physiol*, 105:1428-40.
- Bobbert MF, Casius LJ. (2005) Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development? *Med Sci Sports Exerc*, 37:440-446.

Bobbert MF, Gerritsen KG, Litjens MC, Van Soest AJ. (1996) Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Med Sci Sports Exerc*, 28:1402–1412.

Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ. (1988) Coordination in vertical jumping. *J Biomech*, 21:249–262.

Bobbert MF, van Soest AJ. (1994) Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Med Sci Sports Exerc*, 26:1012–20.

Bobbert MF, van Soest AJ. (2001) Why do people jump the way they do? *Exerc Sport Sci Rev*, 29:95–102.

Bobbert MF. (2011) Computer simulation of complex movements. *J Am Geriatr Soc*, 59:1366-7.

Bojsen-Møller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, Kjaer M, Aagaard P. (2005) Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J Appl Physiol*, 99:986-94.

Bosco C, Ito A, Komi PV, Luhtanen P, Rahkila P, Rusko H, Viitasalo JT. (1982) Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises. *Acta Physiol Scand*, 114:543–550.

Bosco C, Komi PV, Ito A. (1981) Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand*, 111:135-140.

Bosco C, Komi PV. (1979) Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. *Acta Physiol Scand*, 106:467-472.

Caserotti P, Aagaard P, Larsen JB, Puggaard L. (2008) Explosive heavy-resistance training in old and very old adults: changes in rapid muscle force, strength and power. *Scand J Med Sci Sports*, 18:773-82.

Cavagna GA, Dusman B, Margaria R. (1968) Positive work done by a previously stretched muscle. *J Appl Physiol*, 24:21-32.

Cavagna GA, Komarek L, Mazzoleni S. (1971) The mechanics of sprint running. *J Physiol*, 217:709–721.

Cavagna GA. (1977) Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exerc Sport Sci Rev*, 5:89-129.

Cooper JM, Glassow JB. *Kinesiology*, Mosby, St. Louis, 1976: 229-230.

Dapena J, Chung CS. (1988) Vertical and radial motions of the body during the take-off phase of high jumping. *Med Sci Sports Exerc*, 20:290-302.

Dempster WT. Space requirements of the seated operator. Geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs. Technical Report Wright-Patterson Air Force Base, OH. 1955:55-159.

DeVita P, Hortobagyi T. (2000) Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol*, 88:1804–1811.

Domire ZJ, Challis JH. (2007) The influence of squat depth on maximal vertical jump performance. *J Sports Sci*, 25:193–200.

Edman KAP, Elzinga G, Noble MIM. (1978) Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres. *J Physiol*, 281:139-155.

Enoka RM. (1996) Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol*, 81:2339–2346.

Ettema GJC, Huijing PA, De Haan A. (1992) The potentiating effect of prestretch on the contractile performance of rat gastrocnemius medialis muscle during subsequent shortening and isometric contractions. *J Exp Biol*, 165:121-136.

Fang Y, Vlodek S, Vinod S, Fuqin X, Guang HY. (2001) Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *J Neurophysiol*, 86:1764–1772.

Finni T, Ikegawa S, Lepola V, Komi PV. (2003) Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiol Scand*, 177:483-91.

Finni T, Komi PV, Lepola V. (2000) In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat jump and counter movement jump. *J Appl Physiol*, 83:416-26.

Fukashiro S, Komi PV, Järvinen M, Miyashita M. (1995) In vivo achilles tendon loading during jumping in humans. *Eur J Appl Physiol*, 71:453-458.

Fukashiro S, Komi PV. (1987) Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *Int J Sports Med*. 8:15-21.

Fukunaga T, Kurokawa S, Fukashiro S. (1996) Muscle fiber behavior during drop jump in human. *J Appl Physiol*, 80:158-165.

Gehri DJ, Ricard MD, Kleiner DM, Kirkendall DT. (1998) A Comparison of Plyometric Training Techniques for Improving Vertical Jump Ability and Energy Production. *J Strength Cond Res*, 12:85-89.



Golhoffer A, Strojnik V, Rapp W, Schweizer L. (1992) Behaviour of of triceps surae muscle-tendon complex in different jump conditions. *J Appl Physiol*, 64:283–291.

Grabiner MD, Owings TM. (2002) EMG differences between concentric and eccentric maximum voluntary contractions are evident prior to movement onset. *Exp Brain Res*, 145:505-511.

Gregoire L, Veeger HE, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. (1984) Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *Int J Sports Med*, 5:301-305.

Griffiths RI. (1991) Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius: The role of tendon compliance. *J Physiol*, 436:219-236.

Hawkins D, Hull ML. (1990) A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *J Biomech*, 23:487–494.

Herbert RD, Crosbie J. (1997) Rest length and compliance of non-immobilised and immobilised rabbit soleus muscle and tendon. *Eur J Appl Physiol*, 76:472-479.

Hill AV, Howarth JV. (1959) The reversal of chemical reactions in contracting muscle during an applied stretch. *Proc R Soc B*, 151:169–193.

Hill AV. (1938) The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc B*, 126:136-195.

Hof AL, Geelen BA, Berg van den JW. (1983) Calf muscle moment, work and efficiency in level walking: role of series elasticity. *J Biomech*, 16:523–537.

Hubley C, Wells R. (1983) A work-energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance. *Eur J Appl Physiol*, 50:247-254.

Hudson JL. (1986) Coordination of segments in the vertical jump. *Med Sci Sports Exerc*, 18:242-251.

Huijing PA. (1999) Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. *J Biomech*, 32:329-345.

Huxley AF, Simmons RM. (1971) Proposed mechanism of force generation in striated muscle. *Nature*, 233:533-538.

Huxley H, Hanson J. (1954). Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature*, 173:973–976.

Ishikawa M, Niemelä E, Komi PV. (2005) Interaction between fascicle and tendinous tissues in short-contact stretch-shortening cycle exercise with varying eccentric intensities. *J Appl Physiol*, 99:217-223.

Józsa L, Kannus P. Human tendons. Anatomy, physiology and pathology. Champaign: Human Kinetics Publishers, 1997:48-105.

Julian FJ, Morgan DL. (1979) Intersarcomere dynamics during fixed-end titanic contraction of frog muscle fibers. *J Physiol*, 293:365-378.

Kawakami Y, Muraoka T, Ito S, Kanehisa H, Fukunaga T. (2002) In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol*, 540:635–646.

Komi PV, Bosco C. (1978) Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med Sci Sports Exerc*, 10:261–265.

Komi PV, Gollhofer A. (1997) Stretch reflexes can have important role in force enhancement during SSC exercise. *J Appl Biomech*, 13:451-460.

Kovács I, Tihanyi J, DeVita P, Rácz L, Barrier J, Hortobágyi T. (1999) Kinematic and kinetic comparison of heel-toe and forefoot landing drop jumps. *Med Sci Sports Exerc*, 31:708-716.

Kreighbaum E, Barthels KM. Biomechanics. A qualitative approach for studying human movement. Allyn and Bacon, Boston, 1996:619.

Kubo K, Kawakami Y, Fukunaga T. (1999) Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J Appl Physiol*, 87:2090–2096.

Linthorne NP. (2001) Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *Am J Phys*, 69:1198-1204.

Luttgens K, Wells K. Kinesiology: Scientific Basis of Human Motion. 7th Edn. PA: Saunders College Publishing, Philadelphia, 1982:656.

Markovic G, Jaric S. (2005) Scaling of muscle power to body size: the effect of stretch-shortening cycle. *Eur J Appl Physiol*, 95:11-19

McBride JM, Mccauley GO, Cormie P. (2008) Influence of pre-activity and eccentric muscle activity on concentric performance during vertical jumping. *J Strength Cond Res*, 22:750-757.

McBride JM, Triplett-McBride T, Davie A, Abernethy PJ, Newton RU. Differential expression of titin isoforms in various athletic populations. International Conference of Weightlifting and Strength Training, Lahti, Finland, November 1998.

Minettei A, Narici A, Cerretelli P. (1997) Comments on the role of elastic energy in jumping performance. *J Appl Biomech*, 13:463-465.

Monti RJ, Roy RR, Hodgson JA, Edgerton VR. (1999) Transmission of forces within mammalian skeletal muscles. *J Biomech*, 32:371-380.

Moran KA, Wallace ES. (2007) Eccentric loading and range of knee joint motion effects on performance enhancement in vertical jumping. *Hum Mov Sci*, 26:824-840.

Morgan DL, Proske U, Warren D. (1978) Measurements of muscle stiffness and the mechanism of elastic storage of energy in hopping kangaroos. *J Physiol*, 282:253-261.

Nagano A, Komura T, Fukashiro S, Himeno R. (2005) Force, work and power output of lower limb muscles during human maximal-effort countermovement jumping. *J Electromyogr Kinesiol*, 15:367-76

Pandy M, Zajac FE. (1991) Optimal muscular coordination strategies for jumping. *J Biomech*, 1:1-10.

Patel TJ, Lieber L. (1997) Force transmission in skeletal muscle: from actomyosin to external tendons. *Exerc Sport Sci Rev*, 25:321-363.

Prilutsky BI, Zatsiorsky VM. (1994) Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *J Biomech*, 27:25-34.

Rack PM, Westbury DR. (1974) The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. *J Physiol*, 240:331-350.

Roberts TJ, Marsh RL, Weyand PG, Taylor CR. (1997) Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science*, 275:1113-1115.

Rodacki A, Fowler N, Bennett S. (2002) Vertical jump coordination: fatigue effects. *Med Sci Sports Exerc*, 34:105-116.

Schenau Ingen van GJ, Bobbert MF, Haan A. (1997): Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle? *J Appl Biomech*, 13:389-415.

Schenau Ingen van GJ, Bobbert MF, Rozendal RH. (1987). The unique action of biarticular muscles in complex movements. *J Anat*, 155:1-15.

Selbie WS, Caldwell GE. (1996) A simulation study of vertical jumping from different starting postures. *J Biomech*, 29:1137-1146.

Smidt GL. (1973) Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *J Biomech*, 6:79-92.

Sousa F, Ishikawa M, Vilas-Boas JP, Komi PV. (2007) Intensity- and muscle-specific fascicle behavior during human drop jumps. *J Appl Physiol*, 102:382-389.

Takarada Y, Hiroyuki I, Haruo S, Yuichi H, Naokata I. (1997) Stretch-induced enhancement of mechanical work production in frog single fibers and human muscle. *J Appl Physiol*, 83(5):1741–1748.

Thys H, Cavagna GA, Margaria R. (1975) The role played by elasticity in an exercise involving movements of small amplitude. *Pflugers Arch*, 354:281-286.

Tihanyi J, Bogner P, Esztergályos J, Rácz L. In vivo mechanical characteristics of the human patellar tendon. In: First Hungarian Conference on Biomechanics, Eds: Bojtár, I. Budapest, 2004:472-479.

Tihanyi J. Computer simulation of voluntary muscle contraction using different muscle and neural factors. In: COMBIO96, Summer Workshop on Computational Modelling, Imaging and Visualization in Biosciences. KFKI 06/M-H report, Budapest, 1996:73-76.

Van Soest AJ, Bobbert MF, Van Ingen Schenau GJ. (1994) A control strategy for the execution of explosive movements from varying starting positions. *J Neurophysiol*, 71:1390–1402.

Vanrenterghem J, Bobbert MF, Casius LJR, De Clercq D. (2008) Is energy expenditure taken into account in human sub-maximal jumping? – A simulation study. *J Electromyogr Kinesiol*, 18:108–115.

Walshe AD, Wilson GJ, Ettema GJC. (1998) Stretch-shorten cycle compared with isometric preload: contributions to enhanced muscular performance. *J Appl Physiol*, 84:97-106.

Winter DA. (1997): Some comments on performance enhancement and efficiency in the stretch-shortening cycle. *J Appl Biomech*, 13:474-476.

Young M, Paul A, Rodda J, Duxson M, Sheard P. (2000) Examination of intrafascicular muscle fiber terminations: implications for tension delivery in series-fibered muscles. *J Morphol*, 245:130-145.

Zajac FE. (1993) Muscle coordination of movement: a perspective. *J Biomech*, 26:109-124.

Zameziati CJB, Morin CE, Deiuri A, Telonio CA, Belli A. (2006) Influence of the contact time on coupling time and a simple method to measure coupling time. *Eur J Appl Physiol*, 96:752–756.

## **SAJÁT PUBLIKÁCIÓK JEGYZÉKE**

Az értekezés témájában megjelent eredeti közlemények:

Kopper B, Ureczky D, Tihanyi J. (2012) Trunk position influences joint activation pattern and physical performance during vertical jumping. *Acta Physiol Hung*, 99:194-205.

Kopper B, Csende Z, Sáfár S, Hortobágyi T, Tihanyi J. (2012) Muscle activation history at different vertical jumps and its influence on vertical velocity. *J Electromyogr Kinesiol*, In Press, DOI: 10.1016/j.jelekin.2012.09.005.

Kopper B, Rácz L, Szilágyi T, Sáfár S, Gyulai G, Tihanyi J. (2009) Elasztikus energiafelhasználás függôleges felugrás során: Elastic energy utilization during vertical jumps. *Magyar Sporttudományi Szemle* 10:10-16.

Egyéb – nem az értekezés témájában megjelent – eredeti közlemények:

Nagy Z, Horváth O, Kádas J, Valtinyi D, László L, Kopper B, Blaskó G. (2012) D-dimer as a potential prognostic marker. *Pathology & Oncology Research* 18:669-674.

## **KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS**

Szeretném a disszertáció elkészítésében nyújtott segítségét megköszönni témavezetőmnek Tihanyi József egyetemi tanárnak, aki nem csak a témát jelölte ki számomra, hanem a hosszú évek alatt mind szakmailag, mind emberileg mellettem állt, buzdított és segített, amikor szükségem volt rá. Köszönettel tartozom munkatársaimnak: Csende Zsoltnak, Rácz Leventének, Gréger Zsoltnak és Szilágyi Tibornak akiktől sokat tanultam, és akikre mindig számíthattam. Köszönet azoknak a kollegáknak, vizsgálati személyeknek, akik a munkában aktívan, „szenvedő alanyként” részt vettek, akik nélkül az elméletet nem tudtuk volna igazolni. Nem utolsósorban köszönet családomnak, türelmükért, nem egyszer bölcs tanácsaikért. Ezenkívül köszönetet mondok Völgyi Eszternek, Hortobágyi Tibornak és Sáfár Sándornak.