

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

Doktori tézisek

**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

## **BEVEZETÉS**

A biomechanikai kutatások egyik legfontosabb kérdése az, hogy hogyan lehet nagyobb erőt és teljesítményt elérni egy mozgás végrehajtása során. Sportmozgások esetén, amikor a győzelem a maximális teljesítményen 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. Vizsgálatainkban arra kerestük a választ, hogy a függőleges felugrás, mint mozgásforma különböző végrehajtásai során, ha a cél a maximális teljesítmény elérése, milyen tényezők és mekkora mértékben befolyásolják a mozgás eredményét.

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, hogy a kivitelezés során az ízületi mozgásterjedelem megközelítőleg azonos legyen a különböző ugrásoknál. Ha azonban a mozgásterjedelmek nem egyeznek meg, az izomkontrakciók eltérő hosszon következnek be, ami az összehasonlíthatóságot megkérdőjelezi. Ezért vizsgálatunkban különböző kivitelezéseknél azonos mozgásterjedelemben végrehajtott felugrások kinematikai paramétereit hasonlítottuk össze az izmok passzív elemeiben tárolt elasztikus energia, a kontraktilis elemek aktivációs szintje és a kivitelezés mozgásmintázata szempontjából.

## **CÉLKITŰZÉSEK**

A fent említett hiányosságokat, illetve az eltérő megközelítésből adódó ellentmondásokat kiküszöbölve az alábbi általános vizsgálati célokat tűztük ki:

Az eltérő mozgásterjedellel, és különböző módon végrehajtott felugrások mechanikai jellemzőinek meghatározása az elasztikus energia felhasználásának, nagyságának és módjának megállapítása szempontjából.

Az eltérő mozgásterjedelemmel, 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 mozgásterjedelemmel 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.

A fentiekben megfogalmazott általános célkitűzéseket az alábbi hipotézisekről történő döntéseken keresztül kívánjuk megvalósítani:

1. Kis kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel végrehajtott felugrások során az elasztikus energiatárolásnak és felhasználásának szerepe van a függőleges felugrás eredményében.
2. Nagy kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel végrehajtott felugrások során az elasztikus energiatárolásnak és felhasználásának elhanyagolható szerepe van a függőleges felugrás eredményében.
3. Kis kiterjedésű ízületi hajlítás esetén a rövid időtartamú excentrikus kontrakció nem eredményezi a kontraktilis elemek megemelkedett aktivációs szintjét lendületvétellel végrehajtott felugrások során a maximális ízületi hajlítás szöghelyzetében.
4. Nagy kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel végrehajtott felugrások során az excentrikus kontrakció időtartama az ízületi nyújtás fázisában elegendően hosszú ahhoz, hogy az izmok aktivációs szintje megemelkedjen a maximális ízületi szöghelyzetig.
5. Kis kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel végrehajtott felugrások során amennyiben történik elasztikus energiafelhasználás, az a koncentrikus szakasz elején következik be.
6. Kis kiterjedésű ízületi hajlítás esetén az ugrás fajtája (a kivitelezés módja) jelentősen befolyásolja a mozgásmintázatot.
7. 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 választottunk, akik számára a gyakorolt sportáguk miatt nem ismeretlen a függőleges felugrás végrehajtása, jó edzettségi állapotban voltak, emiatt a felugrások között az izomfáradás nem befolyásolta a vizsgálatot.

**A vizsgálat folyamata.** A felugrások végrehajtása előtt a vizsgálati személyek 15 perces bemelegítést végeztek, majd a felugrásokat gyakorolták. Csak abban az esetben kezdtük meg a vizsgálatot, ha a gyakorlások eredményeként az ugrások kivitelezése az előzetes követelményeknek megfelelt, a kivitelezés harmonikusan, folyamatosan történt. A vizsgálati személyek háromféle helyből függőleges, páros lábás 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).

Mindhárom függőleges felugrást két ízületi mozgásterjedelemmel hajtották végre a vizsgálati személyek, amelyet a térdízület hajlásszöge alapján határoztunk meg. A térd megcélzott maximális behajlítótsága kis ízületi mozgásterjedelem esetén (KIH) 40 fok, a nagy ízületi mozgásterjedelmű felugrásoknál (NIH) 80 fok volt. A vizsgálati személyek könnyű rudat tartottak a kezükkel a nyakukban, hogy a karok mozgását kiküszöböljük.

A valós idejű goniométer által mért szöghelyzet adatai a felugrások közben projectorral kivetítésre kerültek, így a vizsgálati személyek és a vizsgálat vezetője vizuálisan ellenőrizte az ugrások kivitelezését. Minden tesztgyakorlatnál minimum három, a meghatározottaknak megfelelő ugrást végeztünk. Az ugrások kivitelezése között a vizsgálati személyek 3-5 percig pihentek, hogy a fáradtság ne befolyásolja eredményeinket.

**Vizsgálati eszközök.** A felgrásokat 0,5x0,7 m felületű, három dimenziós erőmérő platformon (Kistler Force Platform System 92-81 B, Switzerland, 600Hz) hajtották végre. A térdízület hajlásszögét a combra és a lábszárra rögzített elektromos goniométerrel ellenőriztük (Musclelab 4010, Ergotest Technology a.s., Langesund, Norway). Az ugrásokról videofelvételeket készítettünk JVC digitális kamerával (JVC DVL 9800V NTSC, 120Hz). A videofellevőt a test oldalsíkjára merőlegesen helyeztük el a végrehajtási helytől 6 méterre és 1,5 m magasságban. 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. A markerek által meghatározott pontok digitális feldolgozása az APAS (Ariel Performance Analysis System, Ariel Dynamics Inc. CA 92679 USA) mozgáselemző rendszer szoftverével történt. EMG méréseket végeztünk a vastus lateralis és soleus izmokon. A bőrfelszín előkészítése után kör alakú, bipoláris, 10mm átmérőjű, ezüst-ezüst klorid anyagú felszíni elektródákat használtunk melyek elhelyezése a SENIAM protokoll [[www.seniam.org](http://www.seniam.org)] alapján történt. Az EMG jeleket a Telemetry telemetrikus hardware rendszerrel (Noraxon U.S. Inc., Scottsdale, Az, USA, 1000Hz) rögzítettük és erősítettük. A jelek szűrése (high-pass 20Hz) rektifikálása és simítása Myosoft szoftverrel történt (Noraxon Myoclinical 2.10).

**Számítások.** A mozgáselemzéshez használt modellben négy tömeggel és TKPtal (TKP) 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).

Az APAS szoftver meghatározta a markerek x (vízszintes), y (függőleges) koordináták szerinti kinematikai változóit az idő függvényében, mint az elmozdulást  $s(t)$ ,

sebességet  $v(t)$ , gyorsulást  $a(t)$ , utóbbiakat az elmozdulás adatok idő szerinti deriváltjaként. Az adatok alapján meghatároztuk az ugró TKP-jának függőleges elmozdulását a Dempster model segítségével (1955) és a csípő, térd, bokaízületi szöghelyzeteket az idő függvényében.

A tömegközéppont (TKP) mozgásának öt pontjában határoztuk meg az ugrások kinematikai jellemzőit az APAS szoftver által megadott kinematikai adatok felhasználásával:

P1 - amikor a TKP függőleges sebességkomponense 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.

Az ugró, mint mozgó rendszer összes mechanikai energiáját a potenciális és a kinetikus energiáinak összegeként határoztuk meg. A potenciális energia szempontjából a TKP függőleges elmozdulását használtuk fel. A kinetikus energia számításánál a rész TKP-ok translációs és rotációs komponenseinek összegét együttesen vettük figyelembe. Az összesített energiaértékekből a pillanatnyi teljesítmény az energiaadatok idő szerinti differenciahányadosaként került meghatározásra.

Az izom aktivációs szintjének meghatározásához az EMG értékek összesítése 100ms-os sávokban történt meg a legkisebb négyzetek módszerével (rmsEMG) a P1, P2 és P3 pontok körül.

Az ízületi szöghelyzetek és a Hawkins és Hull (1990) által kialakított modell alapján meghatároztuk az izomhosszokat a vastus lateralis, rectus femoris, biceps femoris (rövid és hosszú fej), soleus és gastrocnemius izmokban az idő függvényében, majd az izmok kontrakciós sebességét és gyorsulását differenciálással numerikusan kiszámoltuk. Az izom minimális hosszához tartozó időpont előtt és után  $t=1/24\text{sec}$ -al az izomkontrakciók gyorsulását meghatároztuk mind az excentrikus, mind a koncentrikus fázisban.

Az ízületi aktivációs sorrend vizsgálatához meghatároztuk ízületi kinematikai adatokból a csípő, térd és bokaízület esetén az ízületi nyújtás kezdetét ( $V_0$ ) és azt a pontot, ahol az ízületi nyújtás szögváltozása maximális ( $V_{MAX}$ ).

Eredményeinket átlagokkal és szórásokkal jellemeztük. Az adatokban a szignifikáns eltéréseket normalitásvizsgálat után kétmintás t-próbával és varianciaanalízissel, vagy ezen eljárások nemparaméteres megfelelőjével mutattuk ki. A szignifikanciaszint  $p < 0,05$  volt.

## **EREDMÉNYEK**

**Felugrási magasság.** NIH esetén a felugrási magasság DJ-nél 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. 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 ( $20,0 \pm 2,9$  cm).

**Izomkontrakciók maximális sebessége az ízületi nyújtás során.** KIH-nál DJ esetén mértük a vastus lateralis izomban a legkisebb rövidülési sebességet 68%-kal és 43%-kal kevesebbet, mint CMJ-nél és SJ-nél.

**Izomkontrakciók átlag gyorsulása az ízületi nyújtás során.** KIH-nál kisebb értékeket mértünk DJ-nél CMJ-vel (68% és 120,3%) és SJ-vel (65% és 101,8%) összehasonlítva a vastus lateralis és rectus femoris izomban. NIH-nál nem mértünk eltérést. DJ és CMJ ugrásoknál a gastrocnemius és soleus izmok gyorsulásai nagyobbak voltak KIH-nál NIH-al összehasonlítva.

**Gyorsulások az átkapcsolási idő alatt.** KIH-nál CMJ esetén nagyobb értékeket mértünk gastrocnemiusnál (160%) és soleusnál (106,4%) a kontrakciós fázisban az excentrikussal összehasonlítva. KIH-nál a kontrakciós fázisban DJ-nél és CMJ-nél SJ-vel összehasonlítva szignifikánsan nagyobb gyorsulásértéket mértünk a plantár flexorokban mint NIH-nál.

**Energia.** KIH-nál DJ CMJ-vel összehasonlítva a platóból származó többlet potenciális energia 24%-át tudta felhasználni talajelhagyáskor, NIH-nál nem volt DJ és CMJ között eltérés talajelhagyáskor.

**Teljesítmény.** KIH-nál DJ esetén 23,1%-kal volt nagyobb a maximális teljesítmény NIH-al összehasonlítva. KIH esetén DJ-nél a kontrakció kezdetén nagyobb volt a teljesítmény CMJ-hez képest, a kontrakció későbbi fázisaiban nem volt eltérés.

**Ízületi szögek.** KIH-nál talajelhagyáskor DJ-nél a térd és a csípőízület hajlásszöge nagyobb volt, mint CMJ-nél és SJ-nél. NIH-nál nem volt eltérés.

**A tömegközéppont függőleges gyorsulása.** KIH-nál DJ-nél és CMJ-nél az excentrikus fázisban (P1), a TKP legalsó helyzetében (P2) és a koncentrikus fázisban nagyobb volt a TKP gyorsulása NIH-al összehasonlítva. A TKP legalsó helyzetében (P2) KIH-nál DJ ( $36,1 \pm 2,0 \text{ m/s}^2$ ) 50%-kal nagyobb volt, mint CMJ ( $23,9 \pm 3,4 \text{ m/s}^2$ ), NIH-nál DJ ( $18,8 \pm 4,2 \text{ m/s}^2$ ) és CMJ ( $18,2 \pm 1,5 \text{ m/s}^2$ ) között nem volt eltérés.

**Az izmok elektromos aktivitása.** NIH-nál a vastus lateralisnál és a soleusnál is a TKP legalsó helyzetében (P2) DJ és CMJ EMG értékei nagyobbak voltak, mint SJ-nél, KIH-nál P2-ben DJ, CMJ és SJ között nem volt eltérés.

**Aktivációs időtartam.** Az excentrikus nyújtás időtartama NIH DJ-nél és CMJ-nél  $243,3 \pm 37 \text{ ms}$  és  $218,3 \pm 30 \text{ ms}$ , KIH-nál kevesebb, DJ-nél és CMJ-nél  $133,3 \pm 11,8$  és  $108,3 \pm 25,7 \text{ ms}$  volt.

**Ízületi aktivációs sorrend.** NIH-nál DJ, CMJ és SJ-nél is proximális-disztális ízületi nyújtási sorrend volt megfigyelhető, nem volt lényeges eltérés a mozgásmintázatban. KIH DJ-nél korábban kezdődött meg a csípő nyújtása CMJ-vel és SJ-vel összehasonlítva, és DJ-nél a csípő és térd ízületi szögek nagyobbak voltak talajelhagyáskor CMJ-hez és SJ-hez képest. KIH SJ-nél először a boka, majd a térd, végül a csípőízület nyújtása következett be.

## **KÖVETKEZTETÉSEK**

**Elasztikus energiatárolás és felhasználás.** KIH esetén, az excentrikus fázisban a kontraktilis elemekben megnőtt a feszülés, miközben feltételezhetően a hosszuk állandó maradt, és így a növekvő feszülés hatására a sorbakapcsolt elasztikus elemekben jött létre a hosszváltozás és az energiatárolás. A TKP legalsó helyzetében mért nagy gyorsulásértéket az elasztikus elemek nagymértékű megnyúlása miatt létrejövő feszülés eredményezi. Az ízületi nyújtás kezdetén meghatározott nagymértékű gyorsulást feltehetően a passzív és az



aktív elemek együttes rövidülése okozta. 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 elasztikus energiafelhasználás leginkább az ízületi nyújtás kezdetén következett be, túlnyomórészt a plantár flexorokban.

NIH esetén DJ-nél CMJ-vel összehasonlítva az excentrikus fázisban jelenlevő többlet energia nem került felhasználásra, amit alátámaszt, hogy P2-ban azonos volt a TKP gyorsulása, és az emelkedési magasságok is megegyeztek. Emiatt ebben az esetben az elasztikus energiafelhasználásnak nincs lényeges szerepe a függőleges emelkedésben, és a kontraktilis elemek munkavégzése a meghatározó.

**Az izmok aktivációs szintje.** NIH-nál az excentrikus kontrakció időtartama elegendő arra, hogy az izmok aktivációs szintje megemelkedjen DJ-nél és CMJ-nél SJ-vel összehasonlítva, emiatt feltételezhetően a kontraktilis elemek munkavégzése lassítja le a TKP függőleges sebességét az ízületi hajlítás utolsó fázisában. KIH-nál az excentrikus kontrakció időtartama nem elegendő arra, hogy az izmok aktivációs szintje megemelkedjen DJ-nél és CMJ-nél SJ-vel összehasonlítva. Valószínűsíthető, hogy az ízületi hajlítás utolsó fázisában a sorbakapcsolt elasztikus elemek megnyúlása lassítja le a TKP függőleges sebességét.

**Ízületi aktivációs sorrend.** NIH-nál a függőleges felugrás eredményének szempontjából nincs jelentős szerepe az ízületi aktivációs sorrendnek, mivel DJ, CMJ és SJ felugrásoknál ezek a sorrendek, és ennek megfelelően a mozgásmintázat nagyon hasonló. KIH-nál DJ-nél a csípőízület 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. SJ-nél a fordított ízületi aktivációra magyarázat, hogy a törzs függőlegessel bezárt szöge a felugrás megkezdésekor a legkisebb, emiatt a csípő nyújtásában résztvevő izmok szerepe a TKP függőleges gyorsításában minimális, a törzs szerepe leginkább az egyensúly megtartása.

Eredményeink alapján a célkitűzésekben megfogalmazott hipotézisekről az alábbi döntéseket tudjuk megfogalmazni:

1. Kis kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel 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. Eltérők DJ-nél és CMJ-nél a gyorsulások P2-ben, az energiák és a sebességek talajelhagyáskor. A gastrocnemius és soleus izmok esetén az átkapcsolási szakasz koncentrikus fázisában tapasztalt gyorsulásértékek nagyobbak, mint az excentrikus fázisban, és az SJ-nél számított értékek.*

2. Nagy kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel 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 P2-ben, az energiák talajelhagyáskor megegyeznek. Az átkapcsolási szakasz excentrikus és koncentrikus fázisában tapasztalt gyorsulás értékek megegyeznek.*

3. Kis kiterjedésű ízületi hajlítás esetén a rövid időtartamú excentrikus kontrakció nem eredményezi a kontraktilis elemek megemelkedett aktivációs szintjét lendületvétellel végrehajtott felugrások során 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 excentrikus fázisban. 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.*

4. Nagy kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel végrehajtott felugrások során az excentrikus kontrakció időtartama 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.*

5. Kis kiterjedésű ízületi hajlítással, lendületvétellel végrehajtott felugrások során amennyiben történik elasztikus energiafelhasználás, az a koncentrikus szakasz elején következik be.

*A hipotézist elfogadjuk. Döntésünket alátámasztják: KIH-nál a gastrocnemius és soleus izmok esetén az átkapcsolási szakasz excentrikus és koncentrikus fázisában tapasztalt gyorsulásértékek nem egyeznek meg, és a teljesítmény értékek DJ-nél nagyobbak a kontrakció kezdetén CMJ-vel összehasonlítva.*

6. Kis kiterjedésű ízületi hajlítás esetén az ugrás fajtája (a kivitelezés módja) jelentősen befolyásolja 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 csípőízület nyújtásának kezdete emiatt jelentősen befolyásolták a felugrás eredményét.*

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

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

## **ÖSSZEFOGLALÁS**

Bár az izomműködés törvényszerűségeinek vizsgálata in vivo körülmények között igen nehézkes, eredményeink alapján valószínűsíthető, hogy amennyiben a mozgás kivitelezése folyamán az ízületi mozgásterjedelem korlátozott, függőleges felugrásnál az előzetes lendületvétel során az izmokhoz sorba kapcsolt elasztikus elemekben tárolódik mechanikai

energia, amely a koncentrikus kontrakció során visszanyerhető. Abban az esetben pedig, ha a kivitelezésnél nincs jelen korlátozó körülmény, a kontraktilis elemek aktivációja határozza meg elsősorban az izmok teljesítményét, az elasztikus energia felhasználása minimális. Vizsgálatunk azt is egyértelművé tette, hogy a függőleges felugrások eredményénél az ízületi aktivációs sorrendnek, a mozgásmintázatnak is fontos szerepe van.

### **Saját publikációk**

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 Physiologica Hungarica*, 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. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 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 függőleges 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.