

Semmelweis Egyetem
Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola
A támasztó és mozgató szervrendszer működésének fiziológiája

Stabil és multidirekcionális instabilitású vállízületek biomechanikai paramétereinek meghatározása új, dinamikus mozgáselemző rendszerrel

PhD értekezés téziseinek összefoglalása

Illyés Árpád

Tudományági doktori iskola vezetője:	Prof. Dr. Tulassay Zsolt
Programvezető:	Prof. Dr. Szendroi Miklós
Témavezető:	Dr. Kiss Rita M.

Budapest, 2005.

Elozmények

Mozgáselemzés mozgás közben a mozgásban résztvevo testszegmentumok (alkar, felkar, lábszár, comb, stb.) translációs és rotációs mozgásának kvalitatív és kvantitatív vizsgálata egymáshoz és a tér rögzített tengelyeihez képest az ido függvényében. A mozgáselemzések speciális területe a vállízület mozgásainak elemzése.

Különbözo vállbetegségek (n. thoracicus longus sérülés, rekurrens/habituális vállficam, befagyott váll syndroma, rotátor köpeny szakadás, stb.) lényegesen megváltoztatják a vállízület mozgását. A vállízület háromdimenziós kinematikai modellje nemcsak a vállbetegségek diagnosztikájában, a betegségek kialakulásának megértésében lehet hasznos, hanem a rehabilitáció numerikus utánkötésében is. A vállízületet alkotó csontok (scapula, humerus, clavicula) térbeli helyzetének ismerete a vállízületben keletkezo erok meghatározásához szükséges. Ez elengedhetetlen a váll-protézisek pontos tervezéséhez és kiválasztásához, a vállízület biomechanikai elemzéséhez használt véges elem, és egyéb numerikus módszerek kidolgozásához, hitelesítéséhez.

A scapula és a humerus mozgásának leírásához kezdetben radiológiai és MRI vizsgálatokat végeztek. A vizsgálat során a felszo végtagot olyan helyzetekbe állították, amelyekkel a mozgás modellezhető. A felvételeken mérték a humerus-thorax (humerus elevációja), a humerus-scapula (glenohumeralis szög) és a scapula-thorax (scapulothoracalis szög) által bezárt szögeket. A módszer elonye, hogy a vizsgálat könnyen elvégezhető. Hátránya, a beteget éro röntgensugárzás, a módszer nem megfelelo pontossága, statikus jellege. A radiológiai módszerrel a szögek és azok változásainak síkbeli vetülete határozható meg.

A mozgásvizsgálatokban az igazi áttörést a videó-alapú rendszerek megjelenése hozta. A módszer elonye, hogy a természetes mozgás felvehető, későbbiekben megjeleníthető és visszajátszható. Hátránya, hogy a feldolgozás nehézkes és pontossága függ a feldolgozást végzo személy gyakorlottságától, a pontosság 1-3 cm nagyságrendű. Az elektromagnetikus alapú rendszerek (Flock of Birds) megjelenésével lehetővé vált, hogy a thorax, a humerus és a clavicula mozgását a rájuk helyezett mérőhármassok segítségével folyamatosan rögzítsék. A scapula helyzete csak a mozgás megállítása után határozható meg, azaz a mozgás dinamikája nem rögzíthető. Az ilyen típusú méréseket kvázi-dinamikus méréseknek nevezik. A módszer lehetővé tette, hogy cadaver vállízületen határozzák meg a mozgás dinamikai jellemzésére használt glenohumeralis ízület helikális tengelyét és rotációs pontjának helyvektorát, különböző mozgások és terhelések esetén vizsgálják a scapulothoracalis ritmust. A módszer különböző szintu sportolók scapulothoracalis ritmusának összehasonlítására is alkalmas. A módszer lehetőséget teremt a különböző vállbetegségek következtében létrejövö kinematikai változások rögzítésére.

Az irodalomban található mozgáselemző rendszerek legnagyobb hiányossága, hogy a vállízület kinematikáját statikus vagy kvázi-dinamikus körülmények között vizsgálja, azaz nem alkalmasak a mozgás dinamikájának elemzésére. Véleményem szerint a vállízület mozgásáról a legpontosabb képet mind egészséges egyéneken, mind vállbetegeken akkor kapjuk, ha a kinematikai vizsgálatokat elektromiográfiai vizsgálatokkal kiegészítve in-vivo, dinamikus körülmények között végezzük.

Az elektromiográfiai vizsgálatok használhatók az izmok aktiválódási sorrendjének követésére és az izmok koordinációjának elemzésére sporttevékenység, mindennapi munka során és különböző vállbetegségek esetén. Az ismertett irodalmak alapján megállapítható, hogy mind egyszeru, mind összetett karmozgások során végzett elektromiográfiai vizsgálatok eredményei lényeges eltérést mutatnak, egészségesek, dobóatléták és különböző vállrendellenességben szenvedo betegek összehasonlításakor. Megállapítható, hogy az izmok működését, aktivitási jellemzőit befolyásolja az edzettségi szint, és a vállsérülés típusa. A

különböző izmok aktivitási jellemzőinek pontos ismerete segítheti a rehabilitációs folyamat megtervezését, eltérő vállízület rehabilitációs protokollok összehasonlítását, a glenohumeralis és a scapulothoracalis izmok rehabilitációs folyamatának numerikus utánkövetését, ha az EMG vizsgálatokat standardizált körülmények között végezzük.

Célkitűzés

A kutatás *első célja* olyan mérési módszer kidolgozása és hitelesítése ultrahang-alapú mozgáselemző rendszerhez, amely alkalmas a vállízületben létrejövő mozgások kvantitatív meghatározására a mozgás megállítása nélkül.

A *második cél* a stabil és az instabil vállízület kinematikai jellemzőinek és egyes izmok intermuszkuláris koordinációjának meghatározása, elemzése és összehasonlítása a scapula síkjában végzett karemelés során.

A kutatás *harmadik célja* annak vizsgálata, hogy a multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén a vállízület egyes izmainak aktivitási jellemzői hogyan változnak meg egyszerű és összetett (hajító) mozgások alatt.

A *negyedik cél* intenzív, mozgás-specifikus sportolás (gerelyhajítás) hatásának vizsgálata a vállízület egyes izmainak aktivitási jellemzőire egyszerű és összetett mozgások esetén.

A kutatás módszere

A kutatás során összesen 58 egészséges személy és 15 multidirekcionális vállízületi instabilitású beteg vállmozgását elemeztem, és mintegy 588 vizsgálatot végeztem el.

Az egészséges csoport két részből áll, a kontroll csoportból és a hivatásos gerelyhajítók csoportjából. 50 személy (18 nő és 32 férfi) 74 vállízületének mozgását elemeztem kinematikai és elektromiográfiai módszerrel scapula síkjában történő karemelés során. A kontroll csoport tagjai közül véletlenszerűen választottam ki 15 személyt (8 férfit és 7 nőt), akik a vizsgáló módszer verifikálásában is, és 25 személyt (14 férfi és 11 nő), akik az egyszerű és az összetett dinamikus mozgások közben végzett elektromiográfiai vizsgálatban is részt vettek. Az egészségesek másik csoportjába 8 hivatásos gerelyhajító (6 férfi és 2 nő) tartozik, akik csak az egyszerű mozgások és a fej feletti hajítások közben végzett elektromiográfiai vizsgálatban vettek részt.

A vizsgált betegek csoportját az a 15 (5 férfi és 10 nő) beteg alkotja, akiknek multidirekcionális vállízületi instabilitása fizikális vizsgálattal igazolódott. A multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek 18 vállát vizsgáltam karemelés során kinematikai és elektromiográfiai módszerrel. A vizsgált személyek mindegyikénél egyszerű karmozgások és hajító mozgás során is mértük a vállízület körüli izmok elektromiográfiai jellemzőit.

A Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Műszaki Mechanikai Tanszék Biomechanikai Laboratóriumában található ZEBRIS CMS-HS (ZEBRIS, Medizintechnik GmbH, Németország), számítógép által vezérelt ultrahang-alapú mozgáselemző rendszerrel történtek a vizsgálatok. A rendszerhez fejlesztett, az acromionra EKG vizsgálatokhoz használt haranggal létrehozott vákuummal rögzíthető mérőhármassal a vállízület és ezen belül a scapula elmozdulásai a mozgás megállítása nélkül rögzíthetők. A vállízület mozgásának rögzítéséhez további mérőhármassokat helyeztem el a szegycsonton, a felkaron és az alkaron valamint három egyedi érzékelőt rögzítettem a kulcscsontra. A mérést vezérlő program lehetővé teszi, hogy a mérőrendszer által rögzített ultrahang terjedési idejéből a háromszögelés módszerével az érzékelők, továbbá a vizsgált szegmentumok (thorax, clavicula, felkar, alkar, scapula) meghatározott anatómiai pontjainak térbeli koordinátáit meghatározzam. Ennek feltétele, hogy a mérőhármassok által meghatározott lokális

koordinátarendszerben a mérés megkezdése előtt ultrahang-alapú jelölő ceruzával (pointer) a vizsgálandó anatómiai pontok helyvektorát meghatározom. A kifejlesztett 16 pontos biomechanikai modell segítségével - amely incisura jugularis, processus xyphoideus, Th1 csigolya processus spinosus, Th6 csigolya processus spinosus, clavicula 3 pontja, angulus axillaris (lateralis) scapulae, trigonum spina scapulae, angulus inferior scapulae, a humeruson a m. deltoideus tapadási pontja, epicondylus ulnaris humeri, epicondylus radialis humeri, olecranon ulnae, processus styloideus radii, processus styloideus ulnae anatómiai pontokat vonja be a vizsgálatba - a vállízület mozgásai reprodukálhatóan leírhatók

A ZEBRIS CMS-HS mozgáselemző rendszer és mérést vezérlő program felépítése lehetővé teszi, hogy a mozgás kinematikai jellemzőinek rögzítésével egyidőben – utólagos szinkronizálás nélkül – mozgás során az izmokban keletkező elektromos potenciál-változást felületi elektromiográfia segítségével mérjem.

Az kinematikai vizsgálattal egyidőben végzett elektromiográfiai vizsgálatba a következő izomcsoportokat vontam be: (1) m. pectoralis major, (2) m. infraspinatus, (3-5) m. deltoideus elso, középső és hátsó része, (6) m. supraspinatus m. trapeziussal, (7) m. biceps brachii, (8) m. triceps brachii, (9) m. trapezius alsó része, (10) m. serratus anterior, (11) m. latissimus dorsi, (12) m. sternocleidomastoideus.

Mozgásvizsgálat során a mérerendszer kijelölt anatómiai pontok térbeli koordinátáinak időbeni változását rögzíti. A térbeli koordináták adataiból következő kinematikai paramétereket számítottam: (1) térbeli vektorok szögeként definiált humerus eleváció (HE), scapulothoracalis (ST), glenohumerális szög (GH), (2) humerus eleváció, scapulothoracalis, glenohumerális szögváltozási paraméter, (3) scapulothoracalis és glenohumerális ritmus, (4) a scapula és a humerus rotációs pontjainak maximális és minimális távolsága, továbbá abszolút és relatív elmozdulása.

Az EMG regisztrátumból további feldolgozással lineáris burkológörbéket állítottam elő. Az izomaktivitás jellemzésére intermuszkuláris koordinációt jellemző ábrát (továbbiakban intermuszkuláris koordináció) használtam.

A vállízület fontos izmainak viselkedését a felületi elektromiográfia segítségével egyszerre (húzás, tolás, karmelés) és összetett (fej feletti lassú és gyors hajítás) mozgás során is vizsgáltam. A vizsgálatba a következő izomcsoportokat vontam be: (1) m. pectoralis major, (2) m. infraspinatus, (3-5) m. deltoideus elso, középső és hátsó része, (6) m. supraspinatus m. trapeziussal, (7) m. biceps brachii, (8) m. triceps brachii. Az EMG regisztrátumból előállított burkoló görbéket az izmok módosított maximális elektromos aktivitásainak átlagával normalizáltam. A következő izomaktivitási jellemzőket elemeztem: (1) intermuszkuláris koordináció, (2) az izmok normalizált elektromos aktivitási maximuma, (3) a maximális idoszélesség.

Az adatok feldolgozása és statisztikai elemzése a saját fejlesztésű MS Excel alapú programok segítségével történt. Minden egyes vizsgált személy esetében a felvett mérési eredményeiből számolt biomechanikai paraméterek átlagát és szórását számítottam, és ezen adatok kerültek további feldolgozásra. Az adott csoporthoz tartozó egyének és különböző csoportok biomechanikai jellemzőinek statisztikai elemzése a MS Excel Analysis ToolPak segítségével végeztem. Az adott csoporthoz tartozó egyének biomechanikai jellemzőinek átlagát és szórását számoltam. A szórások azonosságát F-próbával ellenőriztem, az azonos paraméterek átlaga közötti különbség szignifikancia szintjét szimmetrikus kritikus tartományú, t-próbával határoztam meg. A stabil és az instabil vállízület eredményeinek összehasonlításánál továbbá a kontroll csoport és a versenyzők eredményeinek összehasonlításánál a kétmintás t-próbát alkalmaztam. Feltételezés szerint a stabil és az instabil vállízület biomechanikai jellemzői továbbá a kontroll csoport és a sportolók vállízületének izomaktivitási jellemzői statisztikailag szignifikánsan különböznek, ha $p < 0,05$.

Az elvégzett kutatás tézisszerű eredményei

1. A ZEBRIS CMS-HS ultrahang-alapú térbeli mozgásvizsgáló rendszer az általam kifejlesztett acromionra rögzíthető mérohármassal (1. ábra) alkalmas a vállízület és ezen belül a scapula mozgásainak rögzítésére a mozgás megállítása nélkül. A kifejlesztett 16 pontos biomechanikai modell segítségével - amely a vállízületet alkotó csontokon és az alkaron minimálisan három anatómiai pontot vizsgál - a vállízület mozgásai leírhatók.
 - 1.1. Az általam kifejlesztett új mérőrendszer hitelesítése során kimutattam, hogy a mérés eredményei reprodukálhatók, mert az intraobserver hiba 1 - 3 mm közötti, az interobserver hiba maximális értéke 4 mm. A ZEBRIS 3DCAD kereskedelmi forgalomban kapható programmal és az általunk kifejlesztett mérési módszerrel meghatározott térbeli koordináták különbsége 1-3 mm között van.
 - 1.2. A hitelesítés eredményei azt mutatják, hogy a mérőrendszerrel meghatározott térbeli koordináták függetlenek a koordináta irányától és a karmelés nagyságától, de lényegesen függenek a mérést végző személy gyakorlottságától.



1. ábra. Saját fejlesztésű mérohármas a scapula mozgásainak rögzítésére

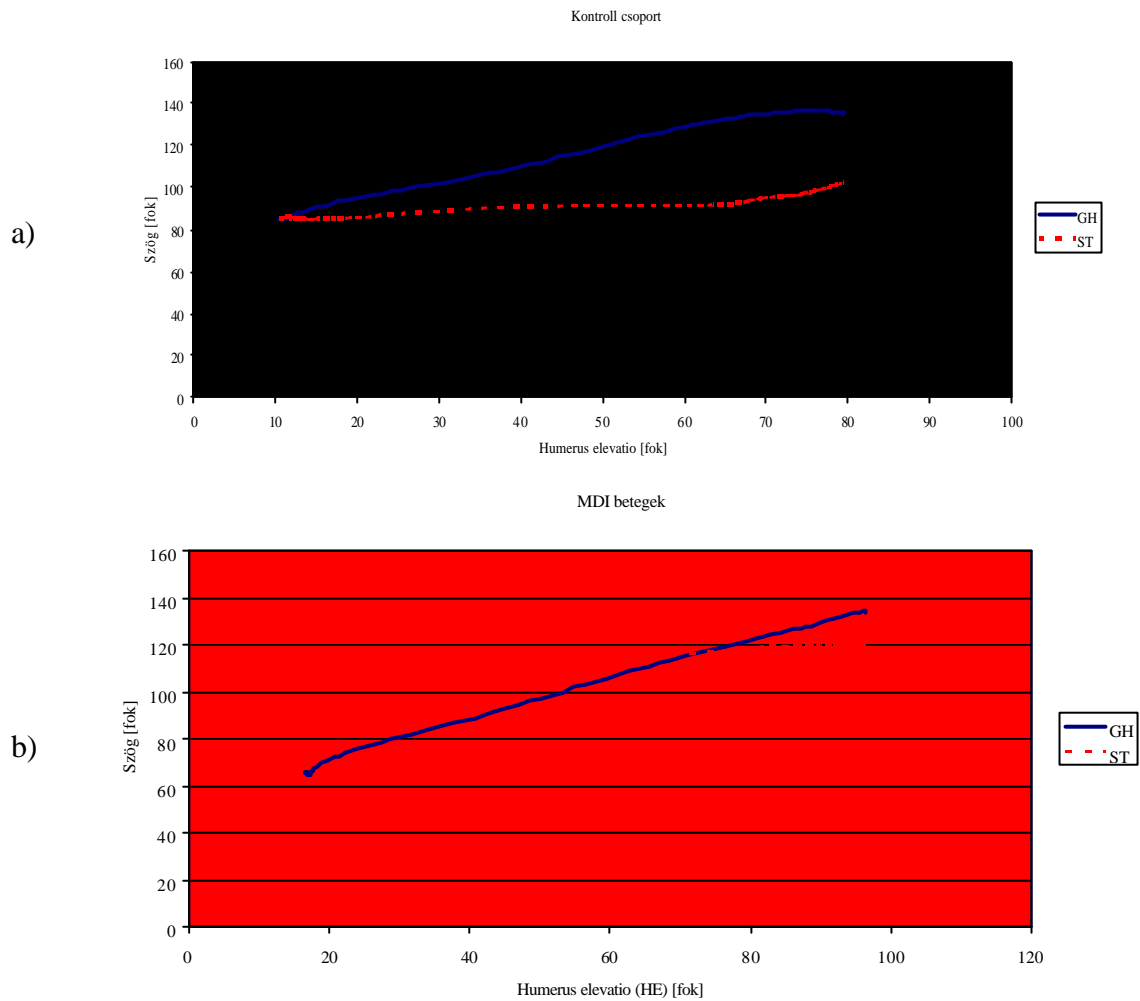
2. A vállízület biomechanikai elemzéséhez az irodalomban ismert jellemzőket módosítottam és a vállízület vizsgálatához eddig nem használt biomechanikai jellemzőket vezettem be.
 - 2.1. Az ortopédiában és a biomechanikában használt vállízület mozgását leíró szögek – humerus eleváció, scapulothoracalis, glenohumeralis szögek – definícióját módosítottam. A 16 pontos modell használatával a szögek térbeli vektorok szögeként definiálhatók. Ennek a számítási módszernek az előnye az, hogy a vetítésből, amely nem távolságtartó és nem szögtartó leképezés, keletkező hiba nem jelentkezik. A vizsgált egyén antropometriai sajátosságainak kiküszöbölésére bevezettem a szögváltozási paramétert, ami a pillanatnyi szögérték és a kiinduló helyzetben meghatározható szögérték különbsége. A mozgás létrehozásában a scapulothoracalis és a glenohumeralis ízület szerepének meghatározásához a scapulothoracalis és a glenohumeralis ritmust, amely a scapulothoracalis és a glenohumeralis szög a humerus eleváció függvényében, a mozgás teljes terjedelme alatt vizsgáltam.
 - 2.2. Vizsgálataimban a korábbi gyakorlattól eltérően a scapula és a humerus – mint merev testek – szögsebességét és rotációs pontjainak helyvektorát külön-külön zárt képlettel határoztam meg. A módszer lehetővé tette, hogy a két rotációs pont egymáshoz viszonyított elmozdulását számítsam. Az elmozdulás mértékének normalizálásával a paraméter értéke nem függ a vizsgált személy antropometriai jellemzőitől. Az új paramétert a rotációs pontok relatív elmozdulásának neveztem el. A paraméter lehetővé tette a scapula és a humerus egymáshoz viszonyított mozgásának numerikus

megjelenítését, amelynek segítségével a vállízület mozgásai pontosabban modellezhetők.

- 2.3. Az elektromiográfiai regisztrátumból előállított lineáris burkoló görbéket az egyszerű és a dinamikus mozgások során elért legmagasabb elektromos aktivitási értékkel normalizáltam. Ezt a normalizációt módosított maximális referencia elektromos aktivitással történő normalizációnak neveztem el. Előnye az eddig ismert normalizációhoz képest az, hogy az izom referencia elektromos aktivitásának meghatározása nem igényel külön mérést, minden egyes egyénnél, a rá jellemző maximális elektromos aktivitással történik, a vizsgált mozgásformák esetében az egyes izmok normalizált elektromos aktivitása a 100%-ot nem haladja meg.
3. A módosított és az új paraméterek értékeit és azok jellemzőit a kontroll csoport esetén meghatároztam.
 - 3.1. Számszerűen bizonyíthatóvá vált, hogy a mozgás létrehozásában a scapula szerepe - a glenohumeralis ízület szerepének rovására – 60 fokos karmelés környékén szignifikánsan növekszik, mert a scapulothoracalis és a glenohumeralis a ritmus 60 fok környékén szignifikánsan megváltozik, a ritmust jellemző függvény regressziója bilineáris (2. a. ábra). A scapulothoracalis és a glenohumeralis ritmus független a nemtől és az oldaldominanciától, mert a scapulothoracalis és a glenohumeralis ízület szerepe a mozgás létrehozásában e paraméterektől független.
 - 3.2. A vizsgálati eredmények alapján kimutattam, hogy az újonnan definiált rotációs pontok relatív elmozdulás paraméter, amely a humerus és a scapula egymáshoz viszonyított mozgását jellemzi, nagysága a dinamikus stabilizátorok állapotától függ, és független a nemtől és az oldaldominanciától (1. táblázat).
4. Kimutattam, hogy az egyszerű és a dinamikus mozgások intermuszkuláris koordinációja alapján a kontroll csoport tagjai három alcsoportba sorolhatók. A vizsgált személyek 56% esetén a mozgás létrejöttében a flexió-extenzió, rotáció és az ab-addukció elemi mozgások aránya azonos. A vizsgált személyek 24% esetén a rotációs mozgások hangsúlyosabbak, az ab-addukciós elemi mozgáshoz képest, amit a pectoralis major izom szerepének növekedése okoz. A kontroll csoport 20% esetén az ab-addukciós mozgások dominálnak, amelyet a deltaizmok és az infraspinatus izom szerepének növekedése okoz.
5. A multidirekcionális vállízületi instabilitású betegeken végzett mozgásvizsgálat eredményei alapján kimutattam, hogy a megnyúlt passzív stabilizátorok mérhetően megváltoztatják a vállízület biomechanikáját.
 - 5.1. Számszerűen bizonyítottam, hogy a multidirekcionális instabilitás hatására a scapulothoracalis, a humerus eleváció szögváltozási paraméter, a humerus eleváció–glenohumeralis szögváltozási paraméter aránya csökken, továbbá a humerus eleváció–scapulothoracalis és a glenohumeralis–scapulothoracalis szögváltozási paraméter aránya nő.
 - 5.2. Számszerűen bizonyíthatóvá vált, hogy a stabil vállízületekhez képest a scapula szerepe csökkent, a scapulothoracalis és a glenohumeralis ritmust jellemző függvényre egy regressziós egyenes illeszthető, a ritmus mindkét függvény esetén lineáris (2. b. ábra). A stabil vállízülethez képest az eltérést a passzív stabilizátorok megnyúlása, a neuromuszkuláris védekezés kialakulása, a vállízület kímélete okozhatja.
 - 5.3. Kimutattam, hogy a rotációs pontok relatív elmozdulás paraméter átlagértékei lényegesen nagyobbak (1. táblázat), mint az egészséges egyénéké. Ennek oka a passzív stabilizáló struktúrák megnyúlása és a dinamikus stabilizátorok elégtelen működésében keresendő. Az instabilitás irányának megfelelően legjobban az antero-

posterior (x tengely irányú) és az inferior irányú (z tengely irányú) elmozdulások (2. táblázat) növekedtek.

- 5.4. Vizsgálataimmal bizonyítottam, hogy a deltaizom, a supraspinatus és a biceps brachii izmok működése megváltozik. Kimutattam a pectoralis major, a triceps brachii és az infraspinatus izmok megváltozott intramuszkuláris koordinációját (3. ábra). Kimutattam, hogy a szervezet a vállízület kímélete miatt a glenohumerális ízület megfelelő centralizációját a megváltozott izomműködéssel és a scapula csökkentett szerepével tudja biztosítani.



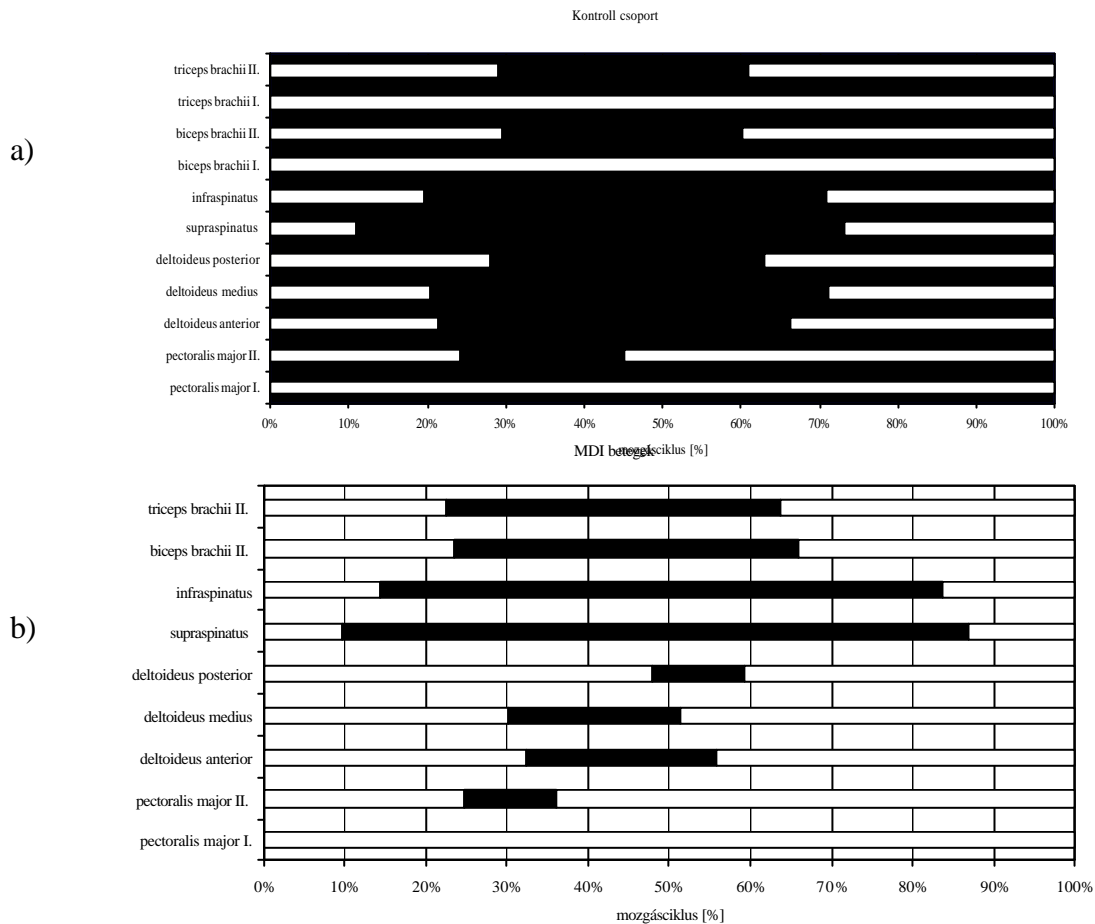
2. ábra. A scapulothoracalis és a glenohumeralis ritmus a) kontroll csoport b) multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén

1. táblázat. A scapula és a humerus rotációs pontjának relatív ($?_{SH}$) elmozdulása

	Domináns oldal	Ellenoldal
	$?_{SH}$	$?_{SH}$
Kontroll csoport	0.065	0.079
MDI betegek	0.223	0.23

2. táblázat. A scapula és a humerus rotációs pontjának relatív ($?_{SH}$) elmozdulásának x, y és z irányban

	Domináns oldal			Ellenoldal		
	$?_{SH,x}$	$?_{SH,y}$	$?_{SH,z}$	$?_{SH,x}$	$?_{SH,y}$	$?_{SH,z}$
Kontroll csoport	0.039	0.021	0.047	0.042	0.019	0.064
MDI betegek	0.113	0.039	0.174	0.116	0.037	0.195



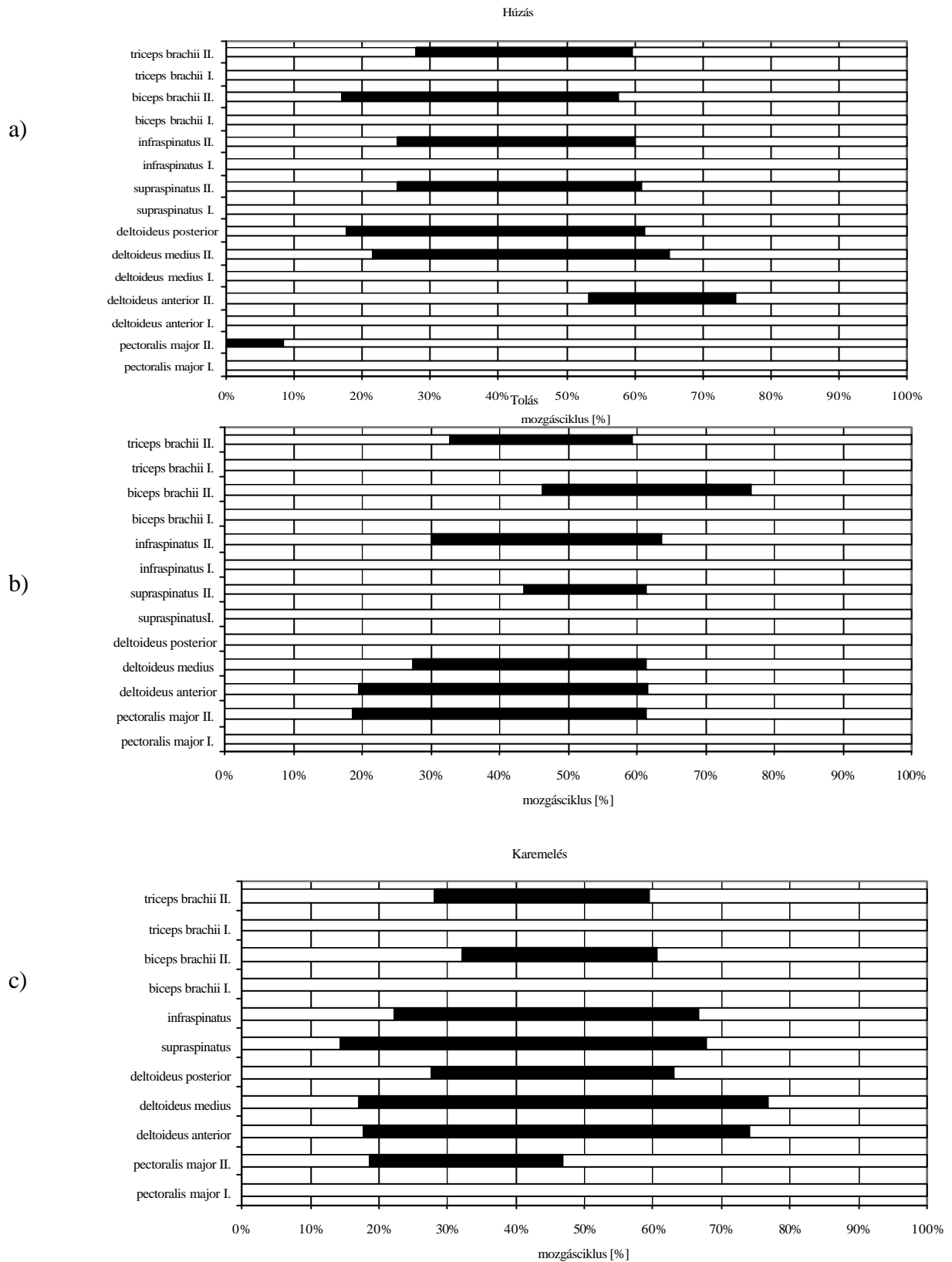
3. ábra. A módosított maximális elektromos aktivitással történő normalizálással előállított intermuszkuláris koordináció karemelés során a) kontroll csoport b) multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén

6. Igazoltam, hogy egyszerű és dinamikus mozgások alatt multidirekcionális vállízületi instabilitásban a meglazult szalagrendszer szerepét a glenohumeralis ízület centralizációjában a dinamikus stabilizátorok veszik át.

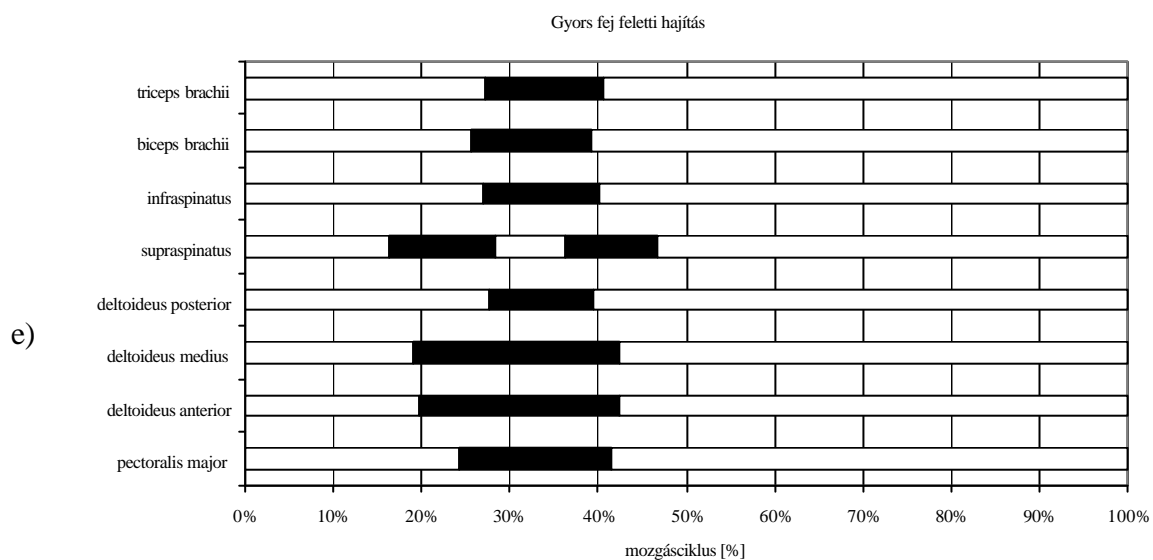
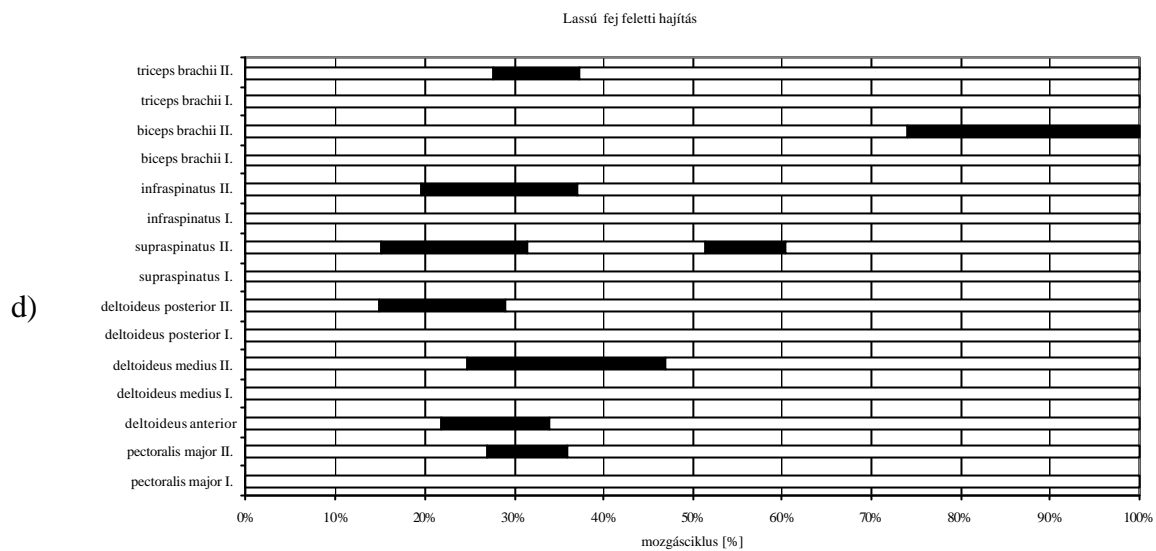
6.1. Az intermuszkuláris koordináció (4. és 5. ábra) és az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak (3. táblázat) elemzésével bizonyítottam, hogy a

- glenohumeralis ízület centralizációját a rotátor köpeny izomzat szerepének növelésével biztosítja a szervezet. Kimutattam, hogy a glenohumeralis ízület centralizációjában a deltaizom, a biceps brachii és a pectoralis major izmok aktivitási időszakuk és elektromos aktivitásuk csökkenésével, a triceps brachii izom hosszabb izomaktivitással, de nem növekedett normalizált elektromos aktivitással vesz részt.
- 6.2. Kimutattam, hogy az ízületi lazaság következtében a normalizált elektromos aktivitási maximumai közötti időbeni eltérés szignifikánsan nagyobb, mint a kontroll csoport esetén.
 - 6.3. Kimutattam, hogy a multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén az összetett mozgások kialakítása megváltozik, két alcsoport alakul ki. A meglazult szalagok szerepét az izmoknak kell átvenniük, emiatt a supraspinatus, az infraspinatus, a biceps brachii, és a triceps brachii izmok tekintetében a két alcsoport között nincs különbség, eltérés csak a deltaizmok működésében figyelhető meg. A vizsgált személyek 27%-a ab-addukció hiányos csoportba sorolható, ahol a rotációs elemi mozgás a domináns, de szerepe a tolás és húzás létrehozásában jóval kisebb, mert a pectoralis major izom nem vesz részt a mozgásban. A csökkentett rotációs elemi mozgás feltételezhető oka, hogy a rotációs elemi mozgással a vállízületi instabilitás fokozódna, amely fájdalommal jár. A komplex mozgások - karemelés és hajítás - létrehozásához már kell a pectoralis major izom működése. A vizsgált személyek 73% esetén a rotációs mozgásokhoz képest az ab-addukciós mozgás lesz a domináns. A domináns ab-addukciót a deltaizom első és középső részének fokozott működése okozza.
7. Igazoltam, hogy a speciális edzés szignifikánsan megváltoztatja a különböző izmok aktivitási jellemzőit, azaz az intermuszkuláris koordinációt, az izmok normalizált elektromos aktivitásának maximumait és a maximális időszélességet.
 - 7.1. Kimutattam, hogy a deltaizom esetén a kontroll csoport és a gerelyhajítók referenciamezgásai között eltérés figyelhető meg. Az eltérés oka a gerelyhajítók esetén a gyorsabb mozgás következtében a vállízület igénybevétele fokozódik, a mozgás indításakor és lefékezésekor nagyobb erők ébrednek, amelyek a humerus fejet az ízületi vápában antero-posterior irányban nagyobb elmozdulásra kényszerítik, azaz a deltaizom első és hátsó része is a gyors fej feletti hajítás során éri el a legnagyobb elektromos aktivitását. A gerelyhajítók a karemelést, valószínűleg edzettségüknek köszönhetően, kevesebb elemi mozgás összerakásával a deltaizom középső részének működésével tudják megoldani, amely ekkor éri a legnagyobb elektromos aktivitását. A kontroll csoport esetén a fiziológiás működésnek megfelelően a deltaizom első és középső része karemelés, a deltaizom hátsó része húzás során éri el a legnagyobb elektromos aktivitást.
 - 7.2. Az intermuszkuláris koordináció (4. és 6. ábra) és az izom normalizált elektromos aktivitási maximumainak elemzése (3. táblázat) alapján bizonyítottam, hogy a gerelyhajítók esetén a különböző mozgások során a rotátor köpeny egyes izmai nagyobb szerepet kapnak, mert nemcsak aktivitási időszakuk nyúlik meg, hanem az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumai is növekedtek. A glenohumeralis ízület megfelelő centralizációjának biztosításához a deltaizom hátsó, ritkábban középső és első részének elnyújtott működése mellett nagyobb elektromos aktivitás szükséges.
 - 7.3. Kimutattam, hogy a gerelyhajítók fejlettebb neuromuszkuláris kontrollja és propriocepciója miatt az agonista és az antagonista izmok normalizált elektromos aktivitási maximumai közötti időbeni eltérés gyors dobáskor kisebb, mint a kontroll csoport esetén.
 - 7.4. Kimutattam, hogy az edzés hatására az összetett mozgások kialakítása is megváltozik, a gerelyhajítók esetén két alcsoport különböztethető meg. A gerelyhajítók 37.5%

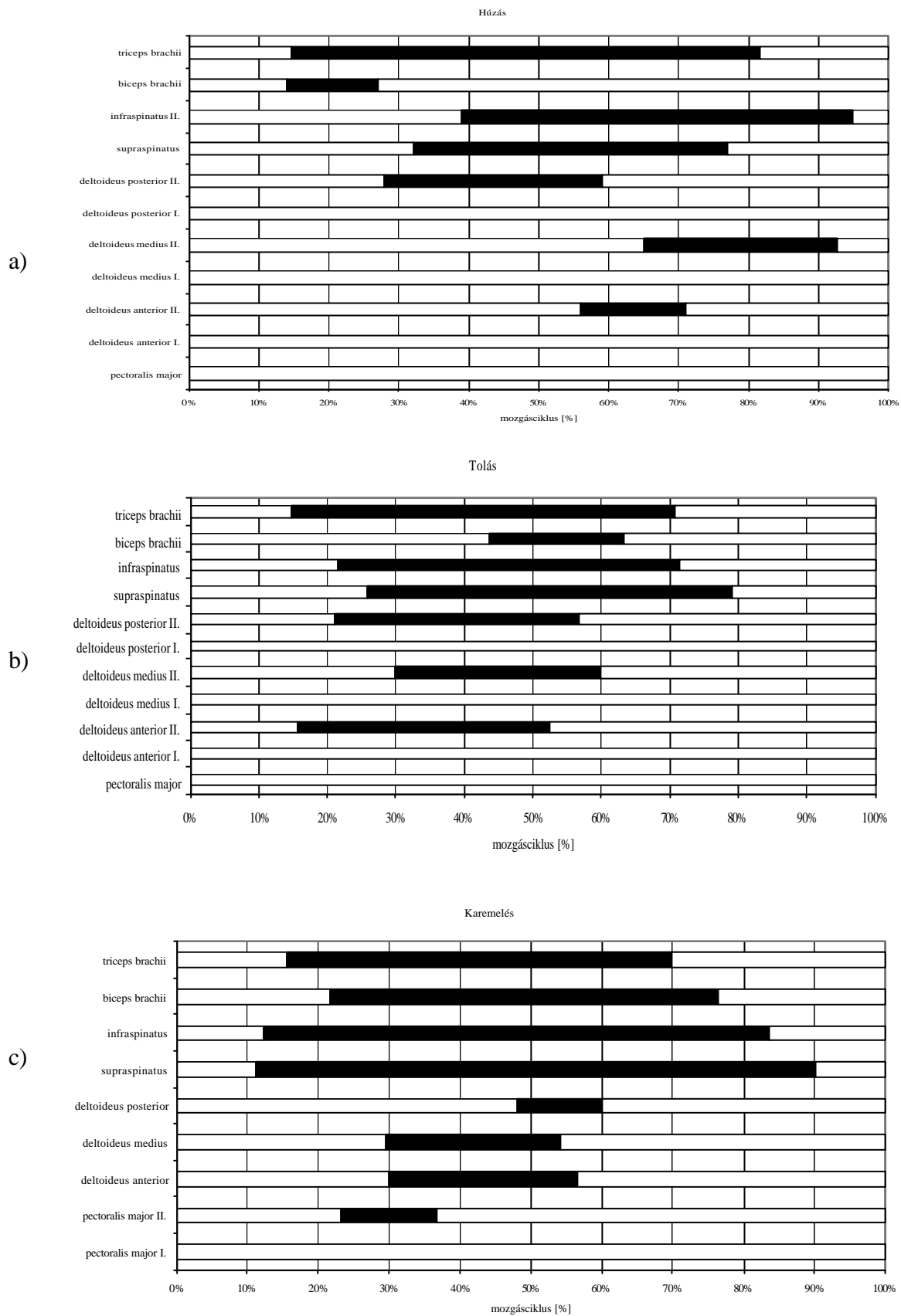
esetén feltételezhetően a rotációs elemi mozgás a domináns az ab-addukciós elemi mozgáshoz képest, amelynek a pectoralis major izom növekedett működése az oka. A gerelyhajítók 62.5 % esetén az ab-addukció elemi mozgás a domináns, amelyet deltaizom első és középső részének valamint az infraspinatus izomnak a fokozott működése támaszt alá.



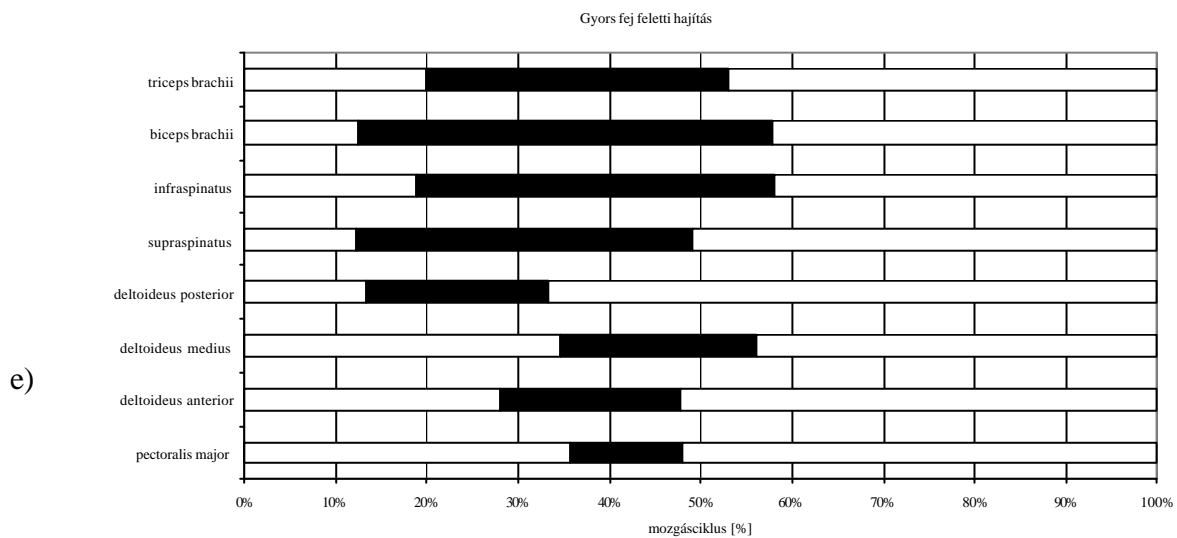
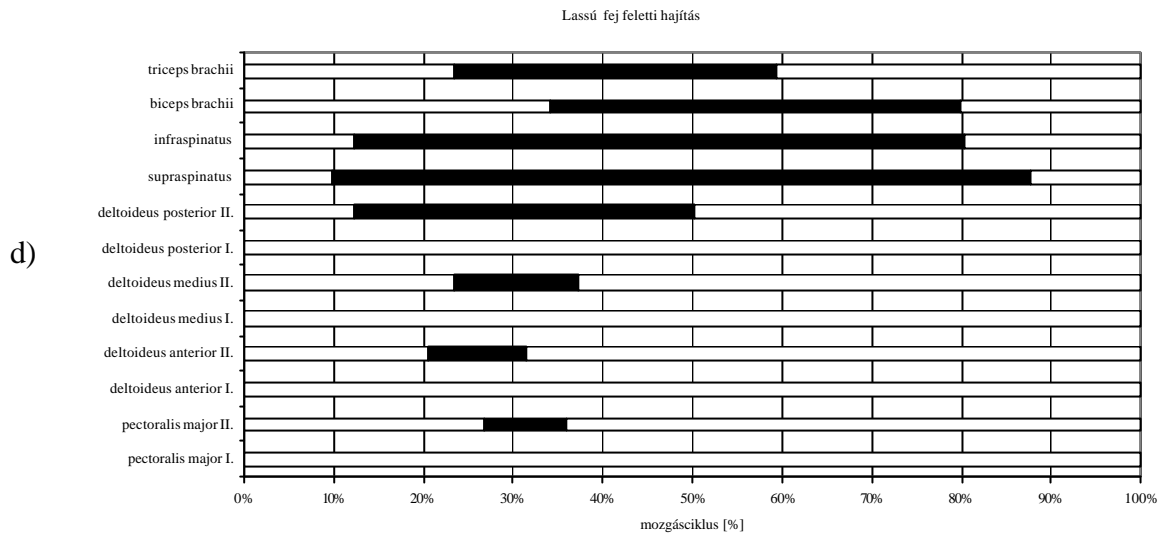
4. ábra. A kontroll csoport vizsgált izmainak intermuszkuláris koordinációja a) húzás b) tolás c) karemelés során



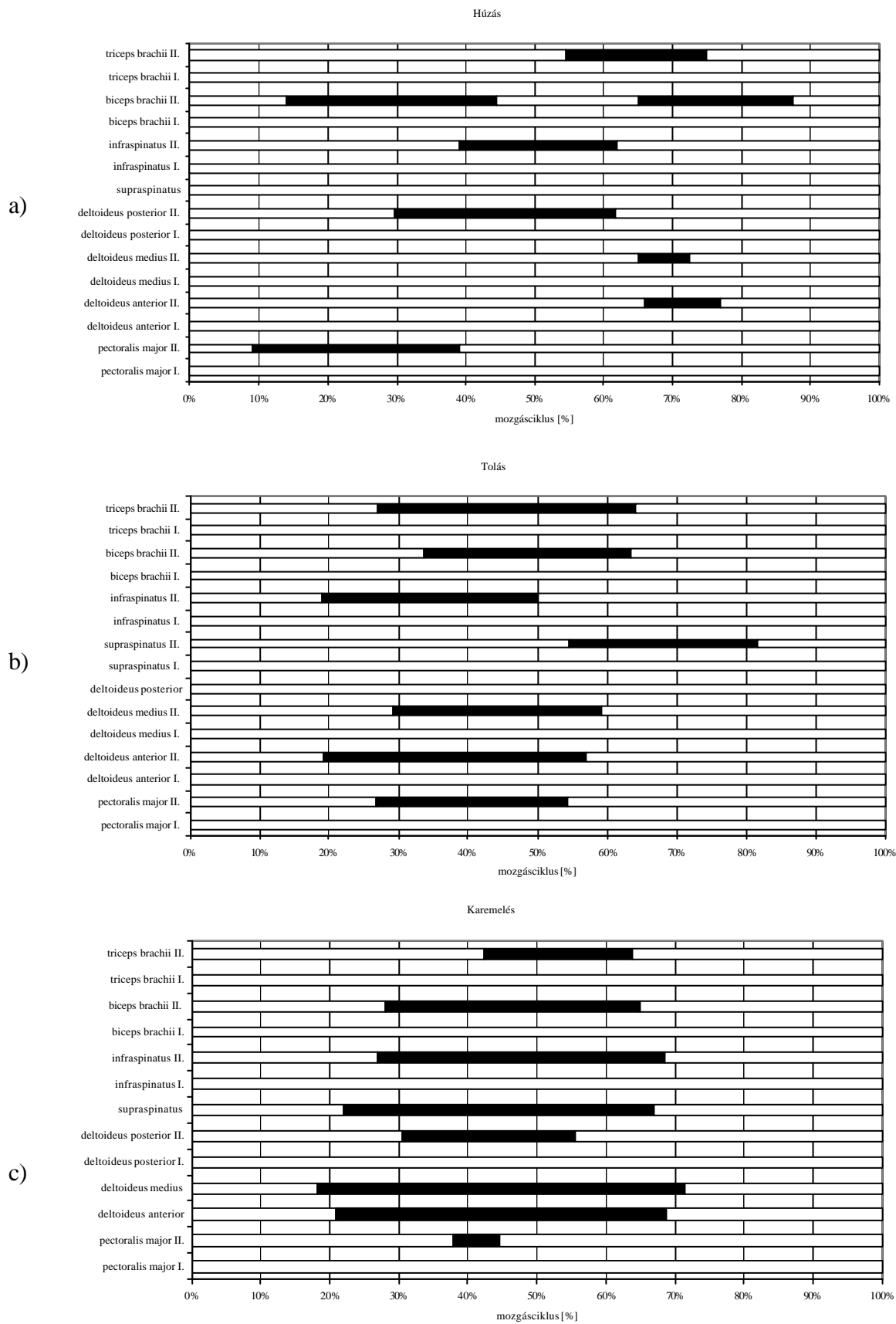
4. ábra. A kontroll csoport vizsgált izmainak intermuszkuláris koordinációja d) lassú fej feletti hajítás e) gyors fej feletti hajítás során



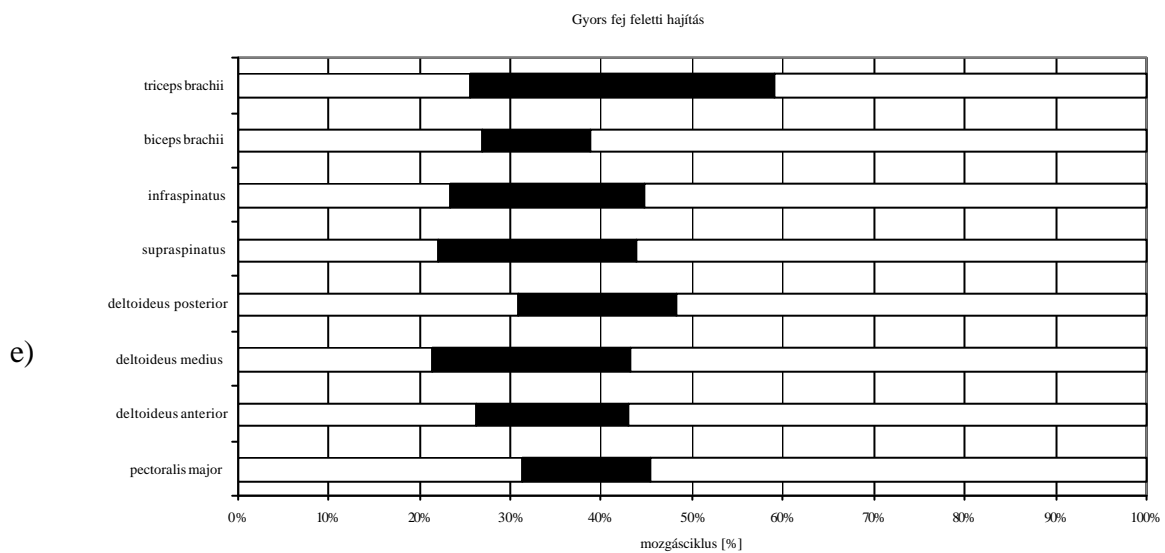
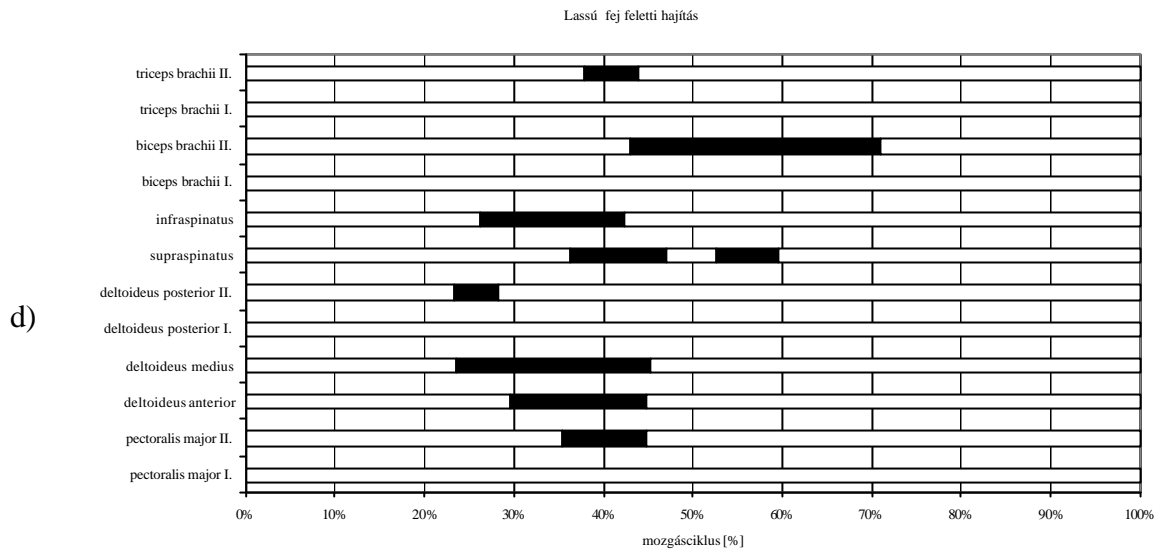
5. ábra. Multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek vizsgált izmainak intermuszkuláris koordinációja a) húzás b) tolás c) karemelés során



6. ábra. Multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek vizsgált izmainak intermuszkuláris koordinációja d) lassú fej feletti hajítás e) gyors fej feletti hajítás során



6. ábra. Gerelyhajtók vizsgált izmainak intermuszkuláris koordinációja a) húzás b) tolás c) karemelés során



6. ábra. Gerelyhajítók vizsgált izmainak intermuszkuláris koordinációja d) lassú fej feletti hajítás e) gyors fej feletti hajítás során

3. táblázat. A kontroll csoport és a gerelyhajítók esetén az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak átlaga (szórása) és osztályba sorolása a) húzás b) tolás c) karemelés d) lassú fej feletti dobás e) gyors fej feletti dobás során.

		m. pectoralis major	m. deltoideus elso része	m. deltoideus középso része	m. deltoideus hátsó része	m. supra-spinatus	m. infra-spinatus	m. biceps brachii	m. triceps brachii
Húzás	<i>Kontroll csoport</i> n=25	30.47 (22.86)	37.67 (24.16)	65.47 (27.81)	95.60 (7.23)	52.07 (25.71)	59.60 (28.03)	45.60 (25.00)	49.80 (27.82)
		+	+	++	+++	++	++	++	++
	<i>Gerelyhajítók</i> n=8	29.20 (6.12)	24.30 (14.20)	32.60 (26.67)	50.90 (23.97)	22.00 (10.42)	39.60 (16.26)	28.40 (20.63)	44.30 (30.31)
		+	+	+	++	+	+	+	++
Tolás	<i>MDI betegek</i> n=15	9.23 (7.23)	29.15 (31.45)	39.67 (34.12)	97.12 (11.78)	67.67 (30.91)	69.17 (45.67)	21.21 (2.63)	42.45 (34.12)
		0	+	+	+++	++	++	+	++
	<i>Kontroll csoport</i> n=25	58.67 (30.85)	75.13 (19.35)	53.87 (27.36)	27.53 (17.28)	34.13 (16.57)	50.27 (23.21)	55.53 (29.95)	50.67 (28.70)
		++	+++	++	+	+	++	++	++
Kar-emelés	<i>Gerelyhajítók</i> n=8	47.60 (33.44)	65.50 (26.06)	40.30 (27.09)	24.70 (11.11)	29.30 (16.09)	44.80 (20.51)	53.20 (23.40)	32.30 (28.53)
		++	++	++	+	+	++	++	+
	<i>MDI betegek</i> n=15	7.60 (2.15)	59.15 (26.06)	39.23 (35.67)	46.78 (11.56)	59.89 (17.78)	54.13 (19.98)	23.67 (9.34)	32.00(26.78)
		0	++	++	++	++	++	+	+
Lassú hajítás	<i>Kontroll csoport</i> n=25	31.93 (26.68)	90.00 (14.64)	89.67 (21.22)	80.13 (19.44)	80.73 (28.50)	68.60 (26.08)	58.47 (23.43)	47.33 (26.94)
		+	+++	+++	+++	+++	++	++	++
	<i>Gerelyhajítók</i> n=8	28.20 (24.36)	95.90 (6.17)	83.90 (19.95)	52.9 (26.77)	79.60 (24.67)	71.70 (30.78)	71.10 (35.30)	29.10 (19.24)
		+	+++	+++	++	+++	++	++	+
Gyors hajítás	<i>MDI betegek</i> n=15	21.67 (6.78)	27.12 (23.67)	83.90 (19.95)	84.56 (34.98)	91.89 (16.87)	81.80 (34.56)	28.98 (14.67)	36.34 (6.78)
		+	+	+++	+++	+++	+++	++	+
	<i>Kontroll csoport</i> n=25	46.00 (25.97)	68.27 (21.40)	52.93 (24.82)	40.67 (27.30)	51.60 (21.79)	54.20 (24.10)	33.20 (21.65)	53.07 (15.72)
		++	++	++	++	++	++	+	++
Gyors hajítás	<i>Gerelyhajítók</i> n=8	51.20 (25.10)	69.20 (20.36)	66.60 (18.89)	41.20 (22.88)	65.00 (21.66)	57.20 (18.55)	43.20 (19.84)	53.40 (18.15)
		++	++	++	++	++	++	++	++
	<i>MDI betegek</i> n=15	63.20 (25.10)	59.78 (35.14)	58.78 (23.78)	76.17 (23.78)	75.67 (24.89)	67.12 (23.55)	26.34 (23.34)	48.56 (22.98)
		++	++	++	+++	+++	++	++	++
Gyors hajítás	<i>Kontroll csoport</i> n=25	87.07 (23.34)	76.93 (19.40)	82.80 (15.73)	81.27 (17.23)	89.33 (16.68)	87.27 (17.89)	87.73 (22.51)	96.87 (10.36)
		+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++
	<i>Gerelyhajítók</i> n=8	92.50 (15.30)	84.10 (17.30)	93.50 (15.17)	100.00 (0.00)	93.40 (9.86)	94.7 (8.81)	86.6 (21.45)	99.80 (0.63)
		+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++
Gyors hajítás	<i>MDI betegek</i> n=15	100	75.67 (17.30)	82.34 (17.00)	88.13 (16.78)	93.99 (9.00)	97.36 (8.81)	98.14 (5.14)	100
		+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++

Magyarázat: 0 inaktív + minimális aktivitású ++ közepes aktivitású +++ maximális aktivitású izom. Feketével a szignifikáns eltéréseket jelöltem.