

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

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

**Illyés Árpád**

Tudományági doktori iskola vezetője:	Prof. Dr. Tulassay Zsolt MTA doktora
Programvezető:	Prof. Dr. Szendrői Miklós MTA doktora
Témavezető:	Kiss Rita M. kandidátus

Szigorlati bizottság elnöke:	Prof. Dr. Sárváry Tamás MTA doktora
Szigorlati bizottság tagjai:	Prof. Dr. Tihanyi József MTA doktora Dr. Lakatos Tamás kandidátus

Opponensek:	Prof. Dr. Tihanyi József MTA doktora Dr. Lakatos Tamás kandidátus
-------------	--

Bíráló bizottság elnöke:	Prof. Dr. Sárváry Tamás MTA doktora
Bíráló bizottság titkára:	Prof. Dr. Pavlik Gábor MTA doktora
Bíráló bizottság tagja:	Prof. Dr. Hangody László MTA doktora

**Budapest, 2005.**

# Tartalomjegyzék

	<b>Oldalszám</b>
<b>Tartalomjegyzék</b>	II.
<b>Ábrajegyzék</b>	IV.
<b>Táblázatjegyzék</b>	VI.
<b>1. Bevezetés</b>	1.
1.1 A vállöv felépítése, ízületi mozgásainak jellemzése	2.
1.2 A vállízület mozgásainak elemzése	4.
1.3 Elektromiográfiai (EMG) vizsgálatok szerepe a vállízület mozgásait létrehozó izmok vizsgálatában	9.
1.4 A multidirekcionális vállízületi instabilitás (MDI) lényege, biomechanikája	13.
<b>2. Célkitűzések</b>	18.
<b>3. Anyag és módszer</b>	22.
3.1. Vizsgált személyek	22.
3.2. A vállízület kinematikai és a vállízület izmainak elektromiográfiai vizsgálata	26.
3.2.1 A méréshez használt eszközök és a mérési módszer bemutatása	26.
3.2.2 Biomechanikai modell	32.
3.2.3 Az izmok aktivitásának meghatározása elektromiográfiával	32.
3.2.4 A mérés menete	35.
3.2.5 Meghatározott paraméterek	36.
3.2.6 Az adatok feldolgozása, statisztikai elemzése	46.
3.2.7 A kifejlesztett mérőmódszer hitelesítése és a hitelesítési folyamat menete	47.
3.3 A vállízület izmainak elektromiográfiai vizsgálata egyszerű karmozgások és fej feletti hajítás esetén	51.
3.3.1 A méréshez használt eszközök és a mérési módszer bemutatása	51.
3.3.2 A mérés menete	53.
3.3.3 Meghatározott paraméterek	56.
3.3.4 Az adatok feldolgozása, statisztikai elemzése	59.
<b>4. Eredmények</b>	60.
4.1 A kifejlesztett mérési módszer hitelesítésének eredményei	60.
4.2 Egészséges és multidirekcionális instabilitású vállízület	65.

	kinematikai és izomaktivitási jellemzői karemelés során	
4.3	A vállízület izmainak aktivitási mintázata egyszerű karmozgás és fej feletti hajítás során	74.
4.3.1	Az intermuszkuláris koordináció	76.
4.3.2	Az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak meghatározása és annak osztályba sorolása	86.
4.3.3	A maximális időszélesség meghatározása	88.
4.4	Multidirekcionális instabilitású vállízület izmainak aktivitási jellemzői egyszerű karmozgás és fej feletti hajítás során	90.
4.4.1	Az intermuszkuláris koordináció	92.
4.4.2	Az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak meghatározása és annak osztályba sorolása	98.
4.4.3	A maximális időszélesség meghatározása	99.
<b>5.</b>	<b>Megbeszélés</b>	102.
5.1.	A kifejlesztett mérési módszer hitelesítése	102.
5.2	Egészséges és multidirekcionális instabilitású vállízület kinematikai és a vállízület körüli izmok aktivitási jellemzőinek elemzése a kar emelése során	105.
5.3	A vállízület körüli izmok aktivitási jellemzőinek elemzése egyszerű karmozgások és fej feletti hajítás során egészséges személyeken	113.
5.4.	Multidirekcionális instabilitású vállízületi izmok aktivitási mintázatának elemzése egyszerű karmozgások és fej feletti hajítás során	121.
<b>6.</b>	<b>Következtetések</b>	125.
	<b>Köszönetnyilvánítás</b>	131.
	<b>Irodalomjegyzék</b>	132.
	<b>Saját közlemények jegyzéke (témába tartozó publikációk)</b>	139.
	<b>Összefoglalás</b>	142.
	<b>Summary</b>	143.

## Ábrajegyzék

	<b>Oldalszám</b>
1. A scapula mozgásainak definíciója	6.
2. A mérőrendszer részei	27.
3. Saját fejlesztésű mérőhármast a scapula mozgásainak rögzítésére	28.
4. A mérés elrendezése	29.
5. Az érzékelő koordinátáinak ( $x_m, y_m, z_m$ ) számítása háromszögelés módszerével a mérőfej három adójának koordinátáiból ( $x_{ai}, y_{ai}, z_{ai}$ ), a mérőfej adói és az érzékelő közötti távolságból ( $d_i$ )	30.
6. A vizsgált anatómiai pont térbeli koordinátájának számítása ( $x_o, y_o, z_o$ ) a vizsgált anatómia pont helyvektorából ( $\rho_o$ ) és az érzékelők térbeli koordinátáiból ( $x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}$ )	31.
7. A kalibráció folyamata	31.
8. A vállmozgások komplex vizsgálata esetén az elektromiográfiai mérés elrendezése	35.
9. A scapulothoracalis és a glenohumeralis szögek definíciója	38.
10. A rotációs pont meghatározása $\underline{v}_A, \underline{v}_B, \underline{v}_C$ , a vizsgált három pont sebességvektora, $\underline{r}_{AC}$ és $\underline{r}_{AB}$ az AB és az AC pontok közötti vektor. $\underline{\omega}$ a merev test (scapula) szögsebessége, $\underline{r}_A$ a kiválasztott pont helyvektora, $\underline{r}_D$ a rotációs pont helyvektora.	42.
11. A mérési módszer hitelesítése	48.
12. A mérés elrendezése a vállízület izmainak elektromiográfiai méréséhez egyszerű karmozgások és fej feletti hajítás során	52.
13. A vizsgált mozgástípusok a) húzás b) tolás c) karemelés d) hajítás	54.
14. A maximális időszélesség definíciója	58.
15. A scapulothoracalis és glenohumeralis ritmus a) kontroll csoport b) multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén	67.
16. Az izmok karemeléshez tartozó maximális elektromos aktivitásával történő normalizálással előállított intermuszkuláris koordinációja a) kontroll csoport b) multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén	71.
17. A módosított maximális elektromos aktivitással történő normalizálással előállított intermuszkuláris koordináció karemelés során a) kontroll csoport b) multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén	73.

18.	A kontroll csoport vizsgált izmainak intermuszkuláris koordinációja a) húzás b) tolás c) karemelés d) lassú fej feletti hajítás, gyors fej feletti hajítás során	79-80.
19.	Gerelyhajítók vizsgált izmainak intermuszkuláris koordinációja a) húzás b) tolás c) karemelés d) lassú fej feletti hajítás, gyors fej feletti hajítás során	81-82.
20.	Multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek vizsgált izmainak intermuszkuláris koordinációja a) húzás b) tolás c) karemelés d) lassú fej feletti hajítás e) gyors fej feletti hajítás során	95-96.
21.	A sternum proximális és distalis pontján kijelölt két pont illetve a musculus deltoideus tapadási pontja és az epicondylus ulnaris humeri anatómiai pontok által meghatározott térbeli vektorok egymáshoz viszonyított helyzete a felkar neutrális helyzetében	106.
22.	A vizsgált nyolc izom normalizált EMG burkoló görbéje gyors fej feletti hajítás esetén a) kontroll csoport b) gerelyhajítók esetén	120.

## Táblázatjegyzék

	<b>Oldalszám</b>
1. A vizsgált személyek adatainak összefoglalása	24.
2. Constant score	25.
3. A biomechanikai modellt alkotó pontok és azok definíciója	33.
4. A vizsgált elemi mozgások definíciója	55.
5. Az új mérési módszer inter- és intraobserver variációját jellemző statisztikai paraméterek	61.
6. A ZEBRIS térképező (mapping, ZEBRIS 3DCAD) mérési módszer inter- és intraobserver variációját jellemző statisztikai paraméterek	62.
7. Az új és a ZEBRIS térképező (mapping, ZEBRIS 3DCAD) mérési módszerrel meghatározott térbelikoordináták különbségének átlaga és 95%-os konfidencia intervallumhoz tartozó érték	63.
8. A humerus eleváció (HE), a scapulothoracalis és glenohumeralis szögek a mozgás kiinduló és véghelyzetében, és azok szögváltozási paramétere kontroll csoport és multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén	68.
9. Szögváltozási paraméterek aránya kontroll csoport és multidirekcionális instabilitású betegek esetén	68.
10. A scapula és a humerus rotációs pontjainak legkisebb ( $d_{SH,min}$ ) és legnagyobb ( $d_{SH,max}$ ) távolsága (mm) a mozgás során	69.
11. A scapula és a humerus rotációs pontjának abszolút ( $\Delta_{SH}$ ) és relatív ( $\varepsilon_{SH}$ ) elmozdulása	70.
12. A scapula és a humerus rotációs pontjának relatív ( $\varepsilon_{SH}$ ) elmozdulása x, y és z irányban	71.
13. Az adott izomra vonatkozó referencia-mozgások összefoglalása egészségesek esetén	75.
14. A kontroll csoport tagjainak osztályba sorolása a különböző izmok aktivitása alapján	84.
15. A gerelyhajítók osztályba sorolása a különböző izmok aktivitása alapján	84.
16. 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	89.

17.	Az adott izomra vonatkozó referencia-mozgások összefoglalása a kontroll csoport és a multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén	91.
18.	A multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek osztályba sorolása a különböző izmok aktivitása alapján	97.
19.	A kontroll csoport és a multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak átlaga (szórása) és osztályba sorolása a) húzás b) tolás c) karemelés d) lassú fej feletti hajítás e) gyors fej feletti dobás hajítás során	101.

## 1. Bevezetés

Vállizület és biomechanika. Miért vállizület és miért biomechanika? Lehet-e ma hazánkban újszerűt mondani egy mozgásszervi alapkutatásnak minősülő területen, vagy munkánk csupán a vállizület újabb csavarása?

Nem azért választottam ezt a témát, mert könnyű, hiszen hazánkban hasonló témájú munka nem született még és egy viszonylag kitaposatlan úton haladva önkényesen is kialakíthatóak az ösvények. A vállizületet mechanikai módszerekkel történő elemzése jelenleg nem mindennapi feladatok közé tartozik.

A kutatás szempontjából a kezdeti lökést és az első ötleteket sportolók kezelése során nyert tapasztalataim adták. A kutatás helyszínéül a BME Műszaki Mechanikai Tanszék Biomechanikai Laboratóriumát választottam, ahol a vállizület biomechanikai elemzéséhez megfelelő pontosságú mozgáselemző rendszer található.

Gerelyhajítókon elvégzett elektromiográfiai vizsgálataink sikerén felbuzdulva kerestük az újabb kihívásokat. Megpróbáltuk megoldani a scapulothoracalis mozgások dinamikus mérését, valamint a vállizületi mozgások kinematikai paraméterekkel történő leírását. Ezt követően multidirekcionális instabilitású vállizületek kinematikai és elektromiográfiai jellemzőit vizsgáltuk.

Lássuk, hogyan jutottunk el kutatásunk során a hajító mozgás vizsgálatától, a vállizület vizsgálatára szolgáló kinematikai vizsgálómódszer kifejlesztésén keresztül a multidirekcionális vállizületi instabilitás kinematikai és izomaktivitási jellemzőinek meghatározásáig!



## 1.1. A vállöv felépítése, ízületi mozgásainak jellemzése

A vállízület széles mozgásterjedelme lehetővé teszi, hogy mindennapi életünkben a karunkat és a kezünket minden irányban, szabadon mozgathassuk. Más hasonló ízületekkel összehasonlítva a vállízületnek sokkal kisebb a csontos stabilitása, megnő az ízületi tok, a szalagok és az izmok szerepe, mivel a mozgást nemcsak irányítják, hanem korlátozzák is. A vállízület normál funkciójához négy ízület koordinált működése szükséges: a sternoclavicularis, az acromioclavicularis, a glenohumeralis ízület és a scapulothoracalis „ízület” (32). A vállöv három csontja (clavicula, humerus, scapula) mintegy 30 izommal és 8 szalaggal kapcsolódik a thoraxhoz. Minden vállízület mozgása az említett négy ízület és az izmok komplex, összehangolt működésének eredményeképpen jön létre.

A glenohumeralis ízület, amely az emberi test leghabzóbban mozgó ízülete lehetővé teszi a flexió, az extenzió, a hyperextenzió, az ab- és addukció, a horizontális ab- és addukció és a humerus medialis és lateralis rotációjának kivitelezését háromféle mozgástípus kombinációjával, amelyek a forgás, a csúszás és a gördülés. A forgás a humerus fejének rotációs mozgása a glenoidális felszínen. A csúszás a humerus fejének egyszerű elmozdulása a glenoidális felszínhez képest. A gördülés a fenti két mozgás kombinációjaként jön létre (84). A scapulothoracalis „ízületben” a lapocka mind a sagittális mind a frontális síkban képes mozogni, mivel a thorax falán csúszik, továbbá rotációs és billenő mozgást végez saját hossz- és haránttengelye körül. A sternoclavicularis ízületben a clavicula és a scapula elsősorban a frontális és a transzverzális síkban rotációs, a sagittális síkban csak billenő mozgást végez. Az acromioclavicularis ízületben mindhárom tengely körül létrejöhetnek a rotációs mozgások. Inman és munkatársai (32) szerint mindkét ízületben létrejövő rotációs mozgás akár a 40 fokot is elérheti. Rockwood és Green (67) az acromionba és a claviculába helyezett elektródokkal végzett vizsgálatai alapján kimutatta, hogy a clavicula alig 10 fokot rotálódik a teljes abdukció során.

Irodalmi adatok alapján 30 fokos abdukcióig a glenohumeralis ízület és a scapulothoracalis ízület mozgásterjedelmének aránya 4:1 és 7:1 közötti, 30 fok felett a két ízület mozgásterjedelme közel azonos (19, 22, 52, 56, 63). Doddy és munkatársai (19) szerint 90-150 fokos abdukció között a scapulothoracalis és a

glenohumeralis ízület mozgásterjedelme közel egyforma, Poppen és Walker (63) 5:4 arányt állapított meg.

Poppen és Walker (63) egészséges vállízületek röntgenfelvételein mérte a glenohumeralis elmozdulás mértékét. Méréseik alapján megállapították, hogy az abdukció első fázisában - 0-30 fok között - a proximalis transláció 3 mm, az abdukció növelésével a proximális transláció helyett distalis transláció figyelhető meg, amelynek mértéke 1-2 mm. Howell és munkatársai (30) szintén radiológiai módszerekkel maximális extenzióban és kirotaációban mintegy 4 mm nagyságú hátsó translációt mértek. Sidles és munkatársai (71) fizikális vizsgálattal, instabilitási tesztekkel vizsgálták a normál vállízület translációját, amely 11 mm-t is elérhet.

Irodalmi adatok szerint a vállövet alkotó csontok mozgásterjedelmét és a humerus fejének elmozdulását illetően az eredmények lényegesen eltérnek egymástól. Ennek valószínűsíthető okai a vizsgáló módszerek nem megfelelő pontossága, a vizsgált mozgások nem egységesített volta. Az eltérések további oka lehet, hogy a vizsgálatok statikusak, azaz a különböző beállított helyzetekben mérték a különböző paramétereket. Fentiek kiküszöbölése az egyre pontosabb és egyre szélesebb körben elterjedő mozgáselemző rendszerek használatával történhet.

Az ízületi mozgások jellemzésére új paramétereket kívánunk bevezetni, amelyek függetlenek az antropometriai sajátosságoktól és dinamikus körülmények között alkalmas a vállízületi mozgások leírására.

## 1.2. A vállízület mozgásainak elemzése

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

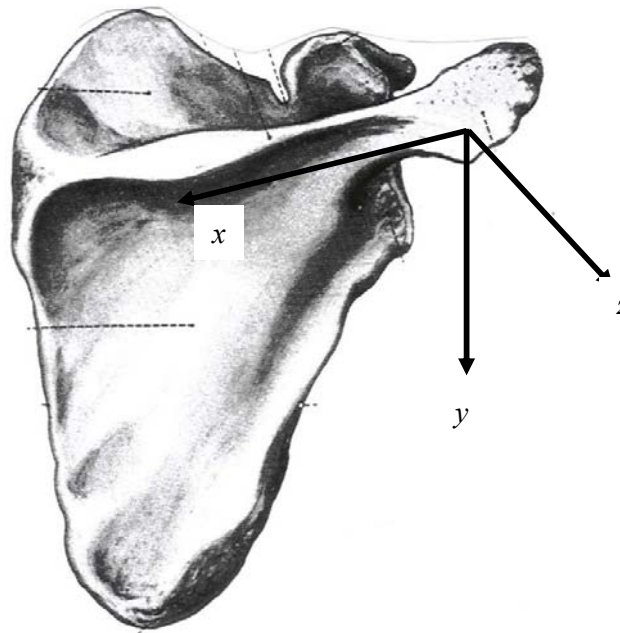
Különböző vállbetegségek (n. thoracicus longus sérülés, rekurrens/habituális vállficam, befagyott váll syndroma, rotátor köpeny szakadás, stb.) megváltoztatják a vállízület mozgását. A vállízület háromdimenziós kinematikai modellje és az ennek alapján elkészített diagnosztikus eljárás lehetőséget adhat a betegségek kialakulásának pontosabb megértéséhez. A mozgások kinematikai elemzése nem csak a vállbetegségek diagnosztikájában lehet hasznos, hanem a rehabilitáció számszerű utánkövetésében is. A vállízületet alkotó csontok (scapula, humerus, clavícula) térbeli helyzetének ismerete szükséges a vállízületben keletkező erők meghatározásához (77, 78). A keletkező erők ismerete elengedhetetlen a váll-protézisek pontos tervezéséhez és kiválasztásához (17, 75), a vállízület biomechanikai elemzéséhez használt véges elem (8, 9), és egyéb numerikus módszerek (57) kidolgozásához, hitelesítéséhez (7).

A scapula és a humerus mozgásának leírására kezdetben radiológiai vizsgálatokat használtak. A vizsgálat során a felső végtagot olyan helyzetekbe állították, amelyekkel a mozgás modellezhető. Kétirányú röntgenfelvételeken mérték a humerus-thorax (humerus elevációja), a humerus-scapula (glenohumeralis szög) és a scapula-thorax (scapulothoracalis szög) által bezárt szögeket. A módszer előnye, hogy bármely intézetben, ahol kétirányú röntgenfelvétel készíthető a vizsgálat elvégezhető. Hátránya, a beteget érő röntgensugárzás, a módszer 10 mm-es pontossága - radiosztereometriai analízist nem használtak – és a módszerrel csak a szögek és azok változásainak síkbeli vetülete határozható meg (22, 32, 63). A radiológia vizsgálatok speciális fajtája, a mágneses rezonancia vizsgálat (MRI). A módszer kivitelezését tekintve hasonló a röntgenvizsgálatokéhoz (beállított ízületi pozíciók stb.). A vállízület mozgását jellemző szögek térbeli szögek, azaz a vetítés hibáját már nem tartalmazzák, a mérés pontossága 6 mm körüli. Hátránya, hogy a vizsgálat statikus és a mérés tetszőleges számban nem ismételhető meg (40, 66).

A mozgáselemzésekben az igazi áttörést a videó-alapú rendszerek megjelenése hozta. A módszer lényege, hogy a mozgást 2-5 szinkronizált, nagy felbontóképességű videó kamerával felveszik és képelemző programcsomagok segítségével, minden egyes képkockán kézzel kijelölik az anatómiai pontokat, meghatározzák a vállízület mozgását jellemző szögeket (humerus eleváció, scapulothoracalis, glenohumeralis szög) és azok változását, továbbá a vállízületet alkotó három csont rotációját. A módszer előnye, hogy a természetes mozgás felvehető, későbbiekben megjeleníthető és visszajátszható. Hátránya, hogy a feldolgozás nehézkes és pontossága függ a feldolgozást végző személy gyakorlottságától, a pontosság 1-3 cm nagyságrendű (10). A feldolgozás gyorsítása és pontosítása érdekében a vizsgálandó anatómiai pontokra fényvisszaverő érzékelőket helyeznek, amelyeket a rendszerhez kapcsolódó feldolgozó programok 1 cm-es hibahatárral automatikusan felismernek. A módszer legnagyobb hátránya, hogy az érzékelők nemcsak az anatómiai pontok, hanem a felette lévő bőr mozgását is rögzítik, amely scapula esetén nagyságrenddel lehet nagyobb, mint az anatómiai pont mozgása (73).

A vállízület mozgásainak elemzésében az áttörést Van der Helm és Pronk (76) mérési módszere hozta. Modellének a lényege, hogy a vállízület és a felső végtag jellegzetes anatómiai pontjainak térbeli koordinátáit speciálisan kifejlesztett elektromagnetikus-alapú jelölő ceruzával (pointer) (65) határozzák meg. A felső végtag emelése közben történt méréskor a mozgást 15 fokként megállították, és minden egyes pozícióban a vizsgálandó pontok (T3 és T7 csigolyák processus spinosusai, acromion, scapula alsó pólusa, humerus medialis és lateralis epicondylusai) térbeli koordinátáit a jelölő ceruza („pointer”) segítségével rögzítették. A kinematikai modell felállításához a vállízületet alkotó csontokra illesztett lokális koordinátarendszert használtak, amely lehetőséget teremtett a csontok rotációjának meghatározására. A vállízület mozgását jellemző szögek mellett (humerus eleváció, scapulothoracalis és glenohumeralis szög) a scapula rotációja, protációja és billenése (1. ábra), és a humerus rotációja is meghatározható. A módszer előnye, hogy a csontok rotációja és az egymáshoz viszonyított térbeli helyzete számítható. Hátránya, hogy a különböző anatómiai pontok meghatározása lassú és nehézkes. A módszer pontossága 7 mm alatti. A módszer legnagyobb hibája, hogy a mérés elvégzéséhez a mozgást meg kell állítani,

azaz a mozgás dinamikája nem rögzíthető. Az ilyen típusú méréseket kvázi-dinamikus méréseknek nevezzük.



1. ábra. A scapula mozgásainak definíciója (Van der Helm és Pronk szerint)  
A scapula billenése: a  $x$  tengely körüli mozgás. A scapula protációja: az  $y$  tengely körüli mozgás. A scapula rotációja: a  $z$  tengely körüli mozgás

Johnson munkatársaival (35) Pronk és Van der Helm által kifejlesztett mérőrendszert módosította. Az általuk kifejlesztett egyedi mérőegységgel (lokátorral) a scapula három pontjának (acromioclavicularis ízület egy pontja, angulus acromialis, processus coracoideus) térbeli koordinátáját már egy méréssel tudják megadni a hat szabadságfokú elektromagnetikus-alapú úgynevezett „Flock of Birds” (ISOTRACK) rendszerrel. Méréseik 3.5-4.0 mm pontosságúak. Vizsgálataik során Pronk és Van der Helm által definiált kinematikai jellemzőket határozták meg. Meskers és munkatársai (51) a vállízület kinematikájának pontosabb leírásához Johnson és munkatársainak (35) módszerét módosították, méréseik pontossága 2.5-3.0 mm. A „Flock of Birds” (ISOTRACK) elektromagnetikus-alapú rendszer mérőhármassait a szegycsontra és a humerusra helyezték, amellyel e csontok helyzete folyamatosan mérhető. A scapula térbeli helyzetét továbbra is a lokátor segítségével a mozgás megállítását követően határozták meg. A rendszer megfelelő pontossága (49) és viszonylag gyors használata lehetővé tette, hogy részletesen elemezzék a scapula mozgásainak kinematikáját (37).

Meskers és munkatársai 0-150 fok közötti szimmetrikus karemelést vizsgáltak. A mért jellemzők alapján megállapították, hogy két karral szimmetrikusan végzett emelés esetén a thorax kismértékben hátrafelé rotálódik, a szimmetrikus mozgás következtében a thorax torsioja és lateralis irányú rotációja minimális. A clavicula a humerus abdukciója során 100 fokos abdukcióig eleválódik, majd onnan az eleváció mértéke csökken, rotációja 0 foktól indulva folyamatosan nő, maximális értéke 60 fok körüli. Vizsgálataik bizonyították, hogy a humerus eleváció és a scapulothoracalis szögek aránya 2:1. A scapula rotációja csak kismértékben változik.

A módszer lehetővé tette, hogy cadaver vállízületen határozzák meg a mozgás dinamikai jellemzésére használt glenohumerális ízület helikális tengelyét és rotációs pontját. Az ízület mozgása egy speciális tengelyen – amelyet helikális tengelynek nevezünk - történő elmozdulással és e tengely körüli elfordulással jellemezhető. Rotációs pont a helikális tengely azon speciális pontja, amely az ízület egyik - kiválasztott - pontjához a legközelebb esik. A glenohumerális ízület helikális tengelyét a glenohumerális szög változásából meghatározott szögsebességből (80, 81), rotációs pontját matematikai regresszióval (16, 50) számították. Mindkét módszerrel bizonyították, hogy mind ab-addukció, mind karemelés esetén a rotációs pont a mozgás során folyamatosan változik, mozog.

A mérési módszer segítségével Pascoal és munkatársai (62) különböző mozgások és terhelések esetén vizsgálta a humerus eleváció szögének függvényében a scapulothoracalis szöget, ezt scapulothoracalis ritmusnak nevezzük. Megállapították, hogy a terhelés hatására a scapulothoracalis ritmus szignifikánsan megváltozik.

A módszer a különböző szintű sportolók scapulothoracalis ritmusának összehasonlítására is alkalmas (21). A módszer lehetőséget teremt a különböző vállbetegségek következtében létrejövő kinematikai változások detektálására (5). A rendszer hátránya, hogy ez a vizsgálat is kvázi-dinamikus.

Az irodalomban található mozgáselemző rendszerek legnagyobb hiányossága, hogy a vállízület kinematikáját statikus vagy kvázi-dinamikus körülmények között vizsgálja. Az ismert módszerek nem alkalmasak a mozgás dinamikájának elemzésére. Véleményünk szerint a vállízület kinematikájáról a legpontosabb képet mind

egészséges egyéneken, mind vállbetegeken akkor kapjuk, ha a vizsgálatokat in-vivo, dinamikus körülmények között végezzük. Dinamikus vizsgálatok esetén a kinematikai vizsgálatokat elektromiográfiai vizsgálatokkal is célszerű kiegészíteni.

Kutatásunk során egy olyan vizsgáló módszert kívánunk kifejleszteni, amely alkalmas a vállízület mozgásainak dinamikus körülmények között történő mérésére, megfelelő pontosságú és a különböző vállízületi szögek pontosan meghatározhatóak.

### **1.3. Elektromiográfiai (EMG) vizsgálatok szerepe a vállízület mozgásait létrehozó izmok működésének vizsgálatában**

Az izomműködés tanulmányozására szolgáló elektromiográfiai vizsgálmódszert az 1900-as évek közepétől alkalmazzák világszerte mind normál, mind patológiás működésű izmok funkciójának vizsgálatára. Az elektromiográf az izom összehúzódásakor létrejövő elektromos potenciál-változást rögzíti. A méréshez tű vagy felületi elektróda használható. A tű-elektroda kb. 1 mm átmérőjű, hajlékony fém tű, amelyet az izomhasba szúrnak. A módszer előnye, hogy egy-egy izomrost aktivitása is mérhető, hátránya viszont, hogy fájdalmas, a természetes mozgást nagymértékben akadályozza (2).

Az elektromos potenciál-változás az EKG mérések során használatos felületi, mono- vagy bipoláris elektródokkal is mérhető (48). Felületi elektródák használata általános, mert alkalmazása gyors, fájdalommentes és megfelelően pontos. Alkalmazásának hátránya, hogy csak felületen elhelyezkedő izmok vizsgálhatók, a megfelelő nagyságú jel csak az izomhas környezetében elhelyezett érzékelőkkel nyerhető, az egyes izmok között áthallás lehetséges, továbbá a felületi elektródák a szív és az ütőerek pulzációját is rögzíthetik. A fentiek kiküszöbölésére a felületi elektródákat standardizált módon kell elhelyezni (17) és az áthallásokat a mérés megkezdése előtt ellenőrizni kell (27).

Az EMG regisztrátumok feldolgozása időalapú (4) vagy frekvencia alapú analízissel (64) történhet. Az elektromiográfiai jellemzőkből a belső izomerőkre és az izmok aktivitási jellemzőire lehet következtetni. Izomaktivitási jellemző (1) az intermuszkuláris koordináció, (2) az izom normalizált elektromos aktivitási maximuma, (3) a maximális időszélesség. E fogalmak pontos definíciója a 3.3.3. fejezetben található.

Az elektromiográfiai mérések izometrikus és dinamikus körülmények között egyaránt végezhetők.

A húzó és a toló mozgás elemzését végző tanulmányok megállapították, hogy a mozgások létrehozásában elsősorban a supraspinatus, a subscapularis, a deltaizom



első része és a serratus anterior vesz részt (18, 28). Hajításkor a serratus izom (28), húzáskor a subscapularis izom a legaktívabb (18). Abdukció végrehajtásakor, a mozgás létrehozásában mind a négy vizsgált izom azonos mértékben vesz részt (28). A vizsgálatok hiányossága, hogy a mozgás létrehozásában a biceps brachii, a triceps brachii és a pectoralis major izmok szerepét nem vizsgálták.

Az elektromiográfiával mérhető elektromos potenciál-változás és az izom által valóban kifejtett erő közti kapcsolat multifaktoriális, de izometrikus körülmények között az elektromos potenciál-változás nagysága az erő növekedésével lineáris arányban növekszik. Dinamikus körülmények között az izmok elektromos potenciál-változása szintén növekszik a feszülés mértékének növekedésével, de a kapcsolat sokkal összetettebb (3, 28).

Jobe és munkatársai (34) intramuscularisan elhelyezett elektródokkal dinamikus körülmények között vizsgálták a vállizmok izomaktivitási jellemzőit. Hajító mozgás különböző fázisaiban meghatározták a vállizmok aktiválódásának sorrendjét és az izmok elektromos aktivitásának mértékét. Gowan (24) a baseball hajításában résztvevő izmokat - aktivitási jellemzőinek elemzése alapján - két csoportba sorolta. Az I. csoportba tartozó izmok (supraspinatus és infraspinatus, biceps brachii) szerepe a korai és a késői előkészítő fázisban, a II. csoportba tartozó izmok (subscapularis és latissimus dorsi) szerepe a hajító mozgás gyorsító fázisában a nagyobb. Véleménye szerint a szabadidő sportolók a hajító mozgás gyorsító fázisában sokkal inkább használják a rotátor köpeny izmait, mint a versenysportolók. Heise (26) szabadidő- és versenysportolók eredményeinek összehasonlításával megállapította, hogy a hajítás létrehozásában a kisegítő izmok szerepe lényegesen függ a sportolás intenzitásától, mint a primer agonisták szerepe.

Az elektromiográfiai vizsgálatok alapján megállapítható, hogy a fej feletti dobósportot űző sportolóknál a vállsérülések kockázata az atléta versenyzői szintjének növekedésével emelkedik, és lényegesen függ a dobó mozgásstílusától, a hajító mozgás hosszától, és a kiegészítő izmok fáradtsági szintjétől (15, 24, 26).

Itt kell néhány szót ejtenünk a vállízületet stabilizáló struktúrákról, azaz mely képletek akadályozzák meg a humerus fejének előre- vagy hátracsúszását a különféle

mozgások során. Passzív stabilizátorok a labrum, az ízületi tok a glenohumeralis szalagokkal együtt, aktív stabilizátorok a rotátor köpeny izmai és a scapulán valamint a humeruson eredő vagy tapadó izmok.

Az elektromiográfiai tanulmányok kimutatták, hogy a subscapularis izom elsősorban az elülső stabilitásért, az infraspinatus izom elsősorban a hátsó stabilitásért felelős (29, 60, 61). A subscapularis izom ugyancsak fontos stabilizáló szerepet játszik abdukcióban, rotációban és flexióban, az infraspinatus izom szintén aktív abdukcióban és flexióban, a supraspinatus izom szerepe extenzióban növekszik meg (11, 47, 68). Ekholm és munkatársainak elemi mozgások során tüelektroddal mérte az izmok aktivitását. (20) Megállapították, hogy a flexiós-abdukciós-kirotációs mozdulatsor során a deltaizom mindhárom része és az infraspinatus izom aktiválódik, flexió-addukció-kirotáció során a deltaizom első és középső része mellett az infraspinatus és a pectoralis major izom aktiválódik. Extenzió-abdukció-berotáció során a deltaizom hátsó része és a latissimus dorsi, extenzió-addukció-berotáció során a pectoralis major aktivitása fokozódik. Ito (33) a kar scapula síkjában történő emelése és anteflexiója során folyamatosan mérte a glenohumeralis szöglet elektromagnetikus-alapú goniométerrel és a vállízület körüli izmok aktivitását felületi elektromiográffal. Megállapította, hogy a mozgás sebessége nem konstans, a maximális karemelés közelében a mozgás felgyorsul, aminek következtében az izmok aktivitása is fokozódik.

Dobóatlétáknál úgynevezett szekunder instabilitás fejlődhet ki több évi edzőmunka következtében, amely különböző vállproblémákhoz, sérülésekhez vezethet. A rotátor köpeny sérülései a leggyakoribbak, de biceps ín vagy pectoralis major rendellenességet, sérülést (ínruptúra, tendinitis stb.) szintén megfigyelhetünk (38). A vállízület stabilitásáért felelős izmok fejlesztésével a sérülések megelőzhetők, mert az izmok a humerus fejet a glenoidalis árokban megfelelő pozícióban tartják.

Az elektromiográfiai vizsgálatok használhatók az izmok aktiválódási sorrendjének követésére és az izmok koordinációjának elemzésére sporttevékenység (26, 38) és mindennapi munka során (69). A vállizmok működését elemző EMG vizsgálatok rehabilitációs protokollok megtervezésének, eltérő vállízület rehabilitációs

protokollok összehasonlításának (26), vagy a glenohumeralis és a scapulothoracalis izmok rehabilitációs folyamatának nyomon követésének (6, 47, 54, 74) alapjai.

Az ismertett irodalmak alapján megállapítható, hogy mind egyszerű, mind összetett mozgások közben végzett elektromiográfiai vizsgálatok eredményei lényeges eltérést mutatnak, egészségesek, dobóatléták és különböző vállrendellenességben szenvedő betegek összehasonlításakor. Megállapítható, hogy az izmok működését, az izmok aktivitási jellemzőit lényegesen befolyásolja az edzettségi szint, és a vállsérülés típusa. A különböző izmok aktivitási jellemzőinek pontos ismerete segítségünkre lehet a rehabilitációs folyamat megtervezésében, a rehabilitációs protokollok numerikus utánkövetésében, ha az EMG vizsgálatokat standardizált körülmények között végezzük.

Vizsgálatunk során felületi EMG elektródokat alkalmazva, részben az irodalom ajánlásaira támaszkodva kívánjuk kialakítani vizsgálati módszerünket az EMG regisztrátumok elemzésére.

#### **1.4. A multidirekcionális vállízületi instabilitás (MDI) lényege, biomechanikája**

Vállízületi instabilitás alatt az ízület egyes részeinek egymástól való nagyobb eltávolodását értjük a tér minden irányában. Ez a jelenség a szubluxációtól a luxációig is fokozódhat. A kismértékű vállízületi lazaság meglehetősen gyakori a populációban. Ez nem azonos a multidirekcionális vállízületi instabilitással (MDI), amikor a fájdalom a vezető tünet és a betegek általában nincsenek tudatában ízületi instabilitásuknak. Az ízületi instabilitás a sagittális és a horizontális síkban észlelhető, az átlagostól jelentősen eltérő ízületi mozgathatósággal jellemezhető. Multidirekcionális vállízületi instabilitásban pozitív hátsó apprehensios jel, és pozitív sulcus jel észlelhető (58), gyakran elülső instabilitás is kimutatható. A fájdalmat a kar használata során bekövetkező ismételt hátsó vagy hátsó-alsó szubluxáció okozza a lágyrészekre (capsulo-ligamentáris komplexum) gyakorolt nyújtó hatásaival. Ezek a folyamatos túlterhelés hatására megnyúlnak, de normál esetben a dinamikus stabilizátorok (izmok) ezt a tendenciát megakadályozzák.

A multidirekcionális vállízületi instabilitást több tényező okozhatja, de eredete négy fő etiológiai kategóriába sorolható: labrum rendellenesség, szalag rendellenesség, megzavart izomkoordináció és kollagén rendellenességek.

Multidirekcionális vállízületi instabilitással rendelkező betegeknél a gyengült supraspinatus izom és a kirotótorok (infraspinatus, teres minor) erősítése a fájdalmat csökkenti, de az ízületi lazaságot nem szünteti meg (59). A multidirekcionális vállízületi instabilitású betegeket elsősorban konzervatív módon kell kezelni. Az izmok erősítésével a glenohumeralis ízületben a primer stabilizátorok képesekké válnak feladatuk betöltésére, csökken a szubluxációs tendencia, és folyamatosan megszűnik a fájdalom. A betegek kisebb része nem reagál jól a konzervatív kezelésre, ekkor jön szóba a sebészi beavatkozás (artroszkópos vagy nyílt tokszűkítőes technikák). Az ízületi tok beszűkítésével betegek ismét képessé válnak nyugalmi helyzetben a vállízület normál anatómiai helyzetben való tartására, és lehetőség nyílik a rehabilitációs folyamat kivitelezésére, amely a fájdalmat a fent említett módon megszünteti.

Kiss és munkatársai (39) 84 multidirekcionális instabilitású beteg több éves (1-10 év) vizsgálata alapján megállapította, hogy a konzervatív kezelés az esetek több mint 75%-ban eredményes, mind a Constant „score” (13, 14), mind a szubjektív mérőskála eredményei szignifikánsan javultak. A vizsgálatok azt is bizonyították, hogy a multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek konzervatív kezelésében a vállizmok erősítése mellett a propriocepció fokozásának kiemelkedő szerepe van.

Graichen és munkatársai (25) mágneses rezonancia vizsgálattal megállapították, hogy egyes izomcsoportok megerősítésével növelhető a subacromialis tér frontális átmérője, csökkenthető a humerus fejének hátsó és elülső elmozdulása, míg a glenohumeralis ritmus (a glenohumeralis szög a humerus eleváció függvényében) (2.2-2.5), és a scapula billenése (2-4°), a mozgás során közel állandó.

Baeyens és munkatársai (1) CT vizsgálatokat végeztek a glenohumeralis ritmus elemzésére, a glenohumeralis ízület helikális tengelyének és rotációs pontjának meghatározására. A vállízületet 90 fokos abdukciós és 90 fokos kirotaációs helyzetben valamint 90 fokos abdukció, teljes kirotaáció mellett teljes horizontális extenziós helyzetben, amely a hajító mozgás előkészítő fázisának végpontja vizsgálták. Instabil vállízület humerus feje a glenoidalis felszínhez képest kifelé rotálódott, egészséges vállízület nem mutatott rotációs tendenciát. A glenohumeralis ízület rotációs pontja a két beállított helyzet között a normál vállízület esetén hátrafelé, instabil vállízület esetén az ízület középpontja felé mozdult el. A szerzők az elsődleges instabilitásnak az alsó glenohumeralis szalag rendellenességének tekintették.

A kinematikai vizsgálatok mellett nagy szerepet kap a multidirekcionális vállízületi instabilitás vizsgálatában a vállízület körüli izmok izomaktivitási jellemzőinek meghatározása. Az izomaktivitási jellemzők meghatározása és folyamatos nyomon követése nem csupán a diagnosztikában, hanem a gyógytorna folyamatának, a műtétek eredményességének értékelésében is felhasználható.

Elektromiográfiai tanulmányok alapján a scapulothoracalis izmok funkcionális egységként működnek a scapula rotációjának létrehozásában (3, 31). Morris és munkatársai (53) intramuscularisan elhelyezett elektródokkal kimutatták, hogy különböző karmozgások során a multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén

elsősorban a deltaizom különböző részeinek az aktivitási jellemzői térnek el az egészséges kontroll csoportéhoz képest. A deltaizom első részének aktivitási jellemzői rotációban, 90 fokos abdukcióban és neutrális helyzetben, a deltaizom középső és hátsó része rotációban és 90 fokos abdukcióban tér el szignifikánsan az egészséges vállízület izomzatának aktivitási jellemzőitől. Addukcióban a multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a deltaizom hátsó részének normalizált elektromos aktivitási maximuma szignifikánsan emelkedett. A supraspinatus, az infraspinatus és a subscapularis izmok aktivitási jellemzői nem tértek el a normál vállízületétől. Véleményük szerint az eltérő izomaktivitási jellemzők és az izomerő egyensúly felborulása, amelyet multidirekcionális vállízületi instabilitású betegeken megfigyeltek, alátámasztja azt az elméletet, hogy a vállizmok inkoordinált működése és a dinamikus stabilizátorok eltérő működésének szerepe lehet a multidirekcionális vállízületi instabilitás kialakulásában. Kiemelik, hogy a deltaizom eltérései jóval markánsabbak, mint a rotátor köpeny eltérései. Sciascia és munkatársai (70) jelentős különbségeket mutattak ki egyes vállízület körüli izmok aktivitási jellemzőinek instabil és stabil vállízület összehasonlításakor. Multidirekcionális vállízületi instabilitású betegeknél a trapezius felső részének normalizált elektromos aktivitási maximuma szignifikánsan emelkedett, amely alátámasztja azt a feltételezést, hogy a multidirekcionális vállízületi instabilitásban a dinamikus stabilizátorok szerepe jelentősen megnő a vállízület stabilitásának biztosításában.

Kronberg és munkatársai (46) felületi és tűelektrodokat használt általános ízületi lazasággal rendelkező betegek izomaktivitási jellemzőinek meghatározására. Instabil vállízület esetén abdukcióban és flexióban a deltaizom első és középső részének normalizált elektromos aktivitási maximuma szignifikánsan alacsonyabb, a subscapularis izom normalizált elektromos aktivitási maximuma berotációban magasabb a kontroll csoportéhoz képest.

Myers és munkatársai (55) felületi és tűelektrodokkal kirotócióban végzett elülső apprehensios teszt során az elülső glenohumeralis instabilitás hatását vizsgálták a reflexes izomaktivitási jellemzőkre. A multidirekcionális vállízületi instabilitású betegeknél a pectoralis major és a biceps brachii izmok normalizált elektromos aktivitásainak átlaga alacsonyabb, a subscapularis, a supraspinatus és infraspinatus izmok normalizált elektromos aktivitási maximuma magasabb, a biceps brachii reflex

latenciája szignifikánsan hosszabb. A supraspinatus-subscapularis izmok koaktivációja az instabil vállízület esetén szintén alacsonyabbnak bizonyult. Ebből az következik, hogy glenohumeralis instabilitás esetén a capsulo-ligamentáris deficiencia mellett hiányos a propiocepció, és izomaktivitási eltérések is megfigyelhetők. A korábban említett, az egészségesektől eltérő izomaktiválódási sorrend hozzájárulhat az instabil periódusok kialakulásához.

Glousman és munkatársai (23) egészséges és elülső instabilitással rendelkező atlétákon hajító mozgás esetén határozták meg a különböző izmok aktivitási jellemzőit. Instabil vállízület esetén a biceps brachii és a supraspinatus izmok normalizált elektromos aktivitási maximuma emelkedett. Instabilitás esetén az egészséges vállízülethez képest az infraspinatus izom szerepe a korai előkészítő fázisban és a lendítő fázisban növekedett, a pectoralis major, a subscapularis, a latissimus dorsi és a serratus anterior izmok normalizált elektromos aktivitási maximuma szignifikánsan alacsonyabb. A deltaizom aktivitási sajátosságaiban nem volt eltérés. A szerzők szerint a biceps brachii és a supraspinatus izmok növekedett normalizált elektromos aktivitási maximuma az elülső instabilitást kompenzálja, a pectoralis major, a subscapularis és a latissimus dorsi izmok csökkent normalizált elektromos aktivitásának maximuma az elülső instabilitást növeli, mert csökkenti a normál berotációs erőt, amely a késői előkészítő fázisban és a gyorsítás fázisában szükséges. Az instabil vállú dobóatléták esetén megfigyelhető a neuromuszkuláris egyensúly felborulása, amely vagy a primer patológia része, vagy szekunder jelenség.

Az irodalom áttekintése alapján elmondhatjuk, hogy különböző mozgások esetén multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén lényegesen eltérnek a vállízület kinematikai és izomaktivitási jellemzői egészséges vállízületekhez képest. A vállízület megváltozott biomechanikájának valószínűsíthető oka egyrészt patológiai eredetű másrészt a neuromuszkuláris egyensúly felborulásának a következménye.

Kutatásaink során vizsgáljuk a multidirekcionális vállízületi instabilitású vállízület kinematikai jellemzőit, összehasonlítjuk az általunk bevezetendő és a vizsgálandó paraméterek értékeit egészséges személyekével, vizsgáljuk a kinematikai paraméterek felhasználhatóságát diagnosztikus szempontból. EMG görbéket részben a kinematikai vizsgálattal egyidőben, részben attól függetlenül végezve és elemezve kívánunk új

összefüggéseket találni a kinematikai és az elektromiográfiai jellemzők között. Egyszerű és összetett vállmozgások során hasonlítjuk össze egészséges és instabil vállízületek izomaktivitási jellemzőit.



## 2. Célkitűzések

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 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.

Az 1. fejezetben bemutatott irodalmi áttekintés alapján a kutatás megkezdése előtt a következő *hipotézisek* állíthatók fel:

1. A kutatás első célkitűzése a vállízület mozgásainak kvantitatív meghatározása mozgás közben. Az irodalomban ismert videó-alapú mérőrendszer pontossága centiméteres nagyságrendű, ezért nem használható a vállízületet alkotó csontok mozgásainak pontos elemzésére (10, 73). A vizsgálatba bevont anatómiai pontokra helyezett fényvisszaverő érzékelők a bőr mozgásait is rögzítik. Eletromagnetikus-alapú rendszerekkel (35, 51, 65, 76) csak kvázi-dinamikus mérések végezhetők. A mérés elvégzéséhez a mozgást meg kell állítani, azaz a mozgás dinamikája nem rögzíthető. A ZEBRIS ultrahang-alapú mozgáselemző rendszer pontossága milliméteres (41), ezért alkalmas a vállízületben létrejövő elmozdulások detektálására. A ZEBRIS ultrahang-alapú rendszer flexibilitása lehetővé teszi, hogy kifejlesszünk egy olyan mérőegységet, amely a scapula mozgásait folyamatosan, megfelelő pontossággal, a mozgás megállítása nélkül rögzíti.
2. A vállízület kinematikai jellemzőinek meghatározásához eddig használt 12 pontos modell (35, 51) a humeruson csak két pontot vesz figyelembe, a harmadik pont numerikus közelítéssel számolt fiktív pont és az alkart a vizsgálatba nem vonja be. Ezért ez a modell nem alkalmas a vállízület mozgásainak pontos elemzésre. A vállízület mozgását jellemző különböző szögek, a humerus helikális tengelyének és rotációs pontjának számításához elengedhetetlen, hogy a humerus proximális végén pontot jelöljünk ki. Ha a 12 pontos modellt a deltaizom tapadási pontjával - a humeruson kijelölendő harmadik pont – kiegészítjük, és az alkar három - olecranon ulnae, processus styloideus ulnae és processus styloideus radii - jellegzetes és könnyen azonosítható pontját bevonjuk (a modell 16 pontosra bővül), akkor a mérés reprodukálható, és a vállízület környezetében lévő összes kijelölt anatómiai pont mozgás közbeni helyzete meghatározható.
3. Az irodalomban a vállízület mozgásának jellemzésére a humerus eleváció, a glenohumeralis és a scapulothoracalis szögértékeket és

azok mozgásterjedelmét használják (19, 22, 51, 56, 63). Egyes szerzők a scapulothoracalis szögek alakulását a humerus eleváció szög függvényében elemzik (21, 32, 66). A humeruson kijelölt harmadik pont bevezetésével a vállízület kinematikai elemzésére használt szögek meghatározása módosítható. Síkra vetített szög és annak változása helyett térbeli vektorok által meghatározott szög és változása elemezhető.

4. A mozgás dinamikájának elemzéséhez elengedhetetlen, hogy a vizsgált pontok helyvektorát, sebességét és gyorsulását ismerjük. A kereskedelmi forgalomban kapható mozgáselemző rendszerek és a hozzájuk kapcsolódó feldolgozó programok nem megfelelő pontossága és hiányossága miatt a vizsgált pontok helyvektorából a pontok sebessége, gyorsulása csak közelítő numerikus módszerekkel határozható meg. A kereskedelmi forgalomban kapható programok a szögsebességet a szögek változásából számítják, azaz egyes szegmentumok rotációs pontja és helikális tengelye nem, csak az ízületek rotációs pontja és a helikális tengelye (16, 50, 80, 81) határozható meg. Az általunk használt mérési módszer és az elsődleges feldolgozó program lehetővé teszi, hogy a kijelölt anatómiai pontok helyvektorából a pontok sebessége, gyorsulása számítható. Béda és Kocsis (41) által levezetett zárt képlettel a pontok sebességéből a vállízületet alkotó szegmentumok szögsebessége és a rotációs pontjának helyvektora határozható meg.
5. Multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén – a nemektől függetlenül - lényegesen megváltozik a vállízület kinematikája (1, 58). A humerus eleváció, a scapulothoracalis, a glenohumeralis szögértékekkel, szögváltozási paraméterrel, a scapulothoracalis és a glenohumeralis ritmussal – a scapulothoracalis és a glenohumeralis szögérték a humerus eleváció függvényében — továbbá a humerus és a scapula rotációs pontjainak egymáshoz viszonyított elmozdulásával a sérült vállízület biomechanikája pontosabban elemezhető, az instabilitás miatt kialakult mikromozgások numerikusan megjeleníthetők.

6. Multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén – a nemektől függetlenül - lényegesen eltérnek a vállízület izmainak aktivitási jellemzői (25, 53, 70). Felületi elektromiográfia használatával és egy ülésben végzett egyszerű és hajító mozgások vizsgálatával bizonyíthatóvá válik, hogy multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén a deltaizom, a biceps brachii, a pectoralis major izmok szerepe csökken (53, 55) és a trapezius, a supraspinatus, az infraspinatus izmok szerepe megnő (23, 46, 55, 70) a vállízület stabilitásának biztosításában.
7. A sporttevékenység intenzitása és fajtája lényegesen meghatározza a felső végtag izmainak fejlettségét, ami kihathat az egyes izmok aktivitási jellemzőire az egyszerű és összetett mozgások közben. Gerelyhajítók esetén a vállízületet alkotó izmok aktivitási jellemzői eltérnek az egészséges kontroll csoport izomaktivitási jellemzőitől (18, 24, 26, 28, 29). Feltételezzük, hogy a tanult, dinamikus mozgások esetén – mint a fej feletti hajítás – az eltérés szignifikáns. Új jellemzőket keresünk az egészséges és a sportoló csoport intermuszkuláris koordinációjának elemzésére.

### 3. Anyag és módszer

#### 3.1 Vizsgált személyek

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

A vizsgálat sorozatot a Semmelweis Egyetem Regionális, Intézményi Tudományos és Kutatás-értékelési Bizottsága 114/2004 számon engedélyezte. A vizsgált önkéntes személyeket a vizsgálat megkezdése előtt tájékoztattuk a vizsgálat menetéről és írásos beleegyezésüket adták a vizsgálatok elvégzéséhez.

Az egészséges kontroll csoport tagjainak kiválasztását az határozta meg, hogy életkorra, testmagasságra, testtömegre és testtömeg indexre (BMI) nézve homogén csoportot képezzenek a vizsgált gerelyhajítókkal és a multidirekcionális vállízületi instabilitású betegekkel.

Az egészséges csoport két részből áll, a kontroll csoportból és a hivatásos gerelyhajítók csoportjából. A kontroll csoport tagjainak random kiválasztását - a Központi Statisztikai Hivatal ajánlása alapján - úgy végeztük, hogy a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem és a Semmelweis Egyetem hallgatói és dolgozói közül- önkéntes jelentkezők- minden harmadikat beválasztottunk a vizsgálandó csoportba. Az így kiválasztott 50 személy (18 nő és 32 férfi) 74 vállízületének mozgását elemeztük kinematikai és elektromiográfiai módszerrel karemelés során. A kontroll csoport tagjai közül véletlenszerűen választottunk ki 15 személyt (8 férfit és 7 nőt), akik a vizsgáló módszer hitelesítésében is, és 25 személyt (14 férfi és 11 nő), akik az egyszerű és összetett mozgások közben végzett elektromiográfiai vizsgálatban is részt vettek. A vizsgált személyek adatait az 1. táblázatban foglaltuk össze.

Az egészségesek másik csoportjába 8 hivatásos gerelyhajító (6 férfi és 2 nő) tartozik, akik csak az egyszerű mozgások és a hajítások közben végzett elektromiográfiai vizsgálatában vettek részt. A professzionális atlétákat a válogatott vezetőedzője

edzette, ezzel biztosítottuk, hogy mindegyik vizsgált versenyző ugyanazon edzés módszerrel készüljön.

Az egészséges csoport esetén, akik a vizsgálatot megelőző évben felső végtagi fájdalomról vagy rendellenességről számoltak be, a vizsgálatból kizártuk.

A vizsgált betegek csoportját az a 15 (5 férfi és 10 nő) páciens alkotja, akiknek multidirekcionális vállízületi instabilitása fizikális vizsgálattal igazolódott. A multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek 18 vállát vizsgáltuk scapula síkjában történő karemelés során kinematikai és elektromiográfiai módszerrel. A vizsgált személyek mindegyikénél egyszerű és hajító mozgás során is mértük a vállízület körüli izmok elektromiográfiai jellemzőit. A vizsgált személyek adatait az 1. táblázatban foglaltuk össze.

A mozgásvizsgálatok megkezdése előtt egy ortopéd szakorvos (a Jelölt) végezte a vizsgált személyek mindegyikének fizikális vizsgálatát, amelynek alapján felvette a Constant–score –t (2. táblázat) (13, 14).

1. táblázat. A vizsgált személyek adatainak összefoglalása

	Kontroll csoport						Gerelyhajtók	Multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek		
	Alapcsoport		A módszer hitelesítésében résztvevők		Egyszerű- és hajítómozgás EMG elemzésében résztvevők			Férfi	Nő	
	Férfi	Nő	Férfi	Nő	Férfi	Nő	Férfi	Nő	Férfi	Nő
<b>Szám (N)</b>	32	18	8	7	14	11	6	2	5	10
<b>Átlag életkor (év)</b>	28.1± 5.1	24.6± 6.12	29.6± 1.1	21.1± 3.3	22.1± 1.1	22.6± 2.12	21.2± 3.1	19.9± 2.3	19.2± 3.1	24.5± 4.6
<b>Átlagos testmagasság (cm)</b>	175.9± 14.9	168.9± 22.3	177.8± 4.9	162.1± 15.8	182.9± 23.9	164.1± 33.3	185.3± 12.6	176.9± 8.4	178.3± 12.1	166.9± 13.1
<b>Átlagos testtömeg (kg)</b>	77.1± 8.4	66.1± 5.5	82.1± 5.2	59.2± 9.7	72.1± 3.4	61.1± 4.5	79.1± 4.1	62.3± 6.8	71.1± 4.1	60.3± 3.1
<b>Constant score</b>	100/100	100/100	100/100	100/100	100/100	100/100	100/100	100/100	91/93	92/93

2. táblázat. Constant score

	JOB	BAL
Fájdalom (0-15) 0=súlyos, 5=mérsékelt, 10=enyhe, 15=fájdalmatlan		
Napi tevékenység (Max. 20) <b>Munka (0-4)</b> /0=képtelen, 4=akadálytalan/ <b>Sport, Hobb (0-4)</b> /0=képtelen, 4= akadálytalan/ <b>Alvás (0-2)</b> /0=képtelen, 4=akadálytalan/ <b>Pozíció (0-10)</b> Derék alatt – 2 Derék-xyphoid között – 4 Xiphoid-nyak között – 6 Nyak-fejtető között – 8 Fej felett - 10		
<b>Mozgásterjedelem (Max. 40)</b> <b>Flexió (0-10)</b> <b>Abdukción (0-10)</b> (0-30 fok=0            91-120 fok=6) (31-60 fok=2         121-150 fok=8) 61-90 fok=4         151-180 fok=10 <b>Kiroptáció (0-10)</b> Kéz fej mögött/ könyök elöl = 2 Kéz fej mögött/ könyök oldalt = 4 Kéz fejtetőn/ könyök elő l= 6 Kéz fejtetőn/ könyök oldalt = 8 Teljes eleváció =10 <b>Berotáció (0-10)</b> Kézhát a combon = 0 Kézhát a glutealis tájon = 2 Kézhát a sacrumon = 4 Kézhát a derékon = 6 Kézhát a ThXII csigolyán = 8 Kézhát a lapockák között =10		
<b>Abdukción ereje: 0-25</b> (1kg – 2pont)		
<b>ÖSSZES PONTSZÁM</b>		

Életkorra, nemre illesztett értékek (%)

Életkor	Férfi			Nő		
	Jobb	Bal	Átlag	Jobb	Bal	Átlag
21-30	97	99	98	98	96	97
31-40	97	90	93	90	91	90
41-50	86	96	92	85	78	80
51-60	84	87	90	75	71	73
61-70	83	83	83	70	68	70
71-80	76	73	75	71	64	69
81-90	70	61	66	65	64	64
91-100	60	54	56	58	50	52

Munkaképtelenség értékelése

Aktivitás	Pontszám csökkenés		
	Sportoló	Átlagember	Inaktív
Enyhe	0-10	0-20	0-30
Közepes	10-20	20-30	30-40
Súlyos	20-30	30-40	40-50
Teljes	30 felett	40 felett	50 felett

## 3.2. A vállízület kinematikai és a vállízület izmainak elektromiográfiai vizsgálata



A kereskedelmi forgalomban kapható módszerek előnyeit és hátrányait elemezve megállapíthatjuk, hogy ezek a rendszerek nem alkalmasak a vállízület mozgásainak dinamikus, mozgás közbeni elemzésére. A Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Műszaki Mechanikai Tanszék Biomechanikai Laboratóriumában található ZEBRIS ultrahang-alapú mozgáselemző rendszer pontossága és flexibilitása alkalmas olyan új vizsgáló módszer kifejlesztésére, amely a meglévő rendszerek hiányosságait kiküszöböli, azaz a következő feltételeknek megfelel:

- A kijelölt anatómiai pontok térbeli koordinátája mozgás közben (a mozgás megállítása nélkül) meghatározható.
- A kifejlesztendő módszer pontossága az ismert rendszerek pontosságával azonos vagy jobb.
- A vállízület kinematikai láncát alkotó négy elem – a thorax, a clavícula, a scapula és a humerus – térbeli és egymáshoz viszonyított helyzete, rotációja számítható.
- Az ízületet alkotó elemek rotációs pontja meghatározható.
- A módszer standardizálható, megfelelően gyors, egészséges és beteg személyek is vizsgálhatók.

### **3.2.1. A méréshez használt eszközök és a mérési módszer bemutatása**

A vállízület és a felső végtag biomechanikai modellezéséhez a ZEBRIS CMS-HS (ZEBRIS, Medizintechnik GmbH, Németország), számítógép által vezérelt ultrahang-alapú mozgáselemző rendszert használtuk. A rendszer a következő részekből épül fel (2. ábra):

- központi egység, amely a PC alapú számítógéphez csatlakozik,
- az ultrahang jeleket kibocsátó MA-HS mérőfej három adóval,
- 24 csatornás KA-HS adatgyűjtő egység,
- TS-LU három aktív érzékelőt (markert) tartalmazó mérőhármass (triplet),
- aktív egyedi érzékelő (egyedi marker),
- jelölő ceruza (pointer) az anatómiai pontok kijelöléséhez,
- 16 csatornás EMG adapter,

- EMG jeleket rögzítő felületi érzékelők (elektródák).



2. ábra. A mérőrendszer részei

A mozgás kinematikai paramétereinek rögzítéséhez használt aktív (egyedi és hármas) érzékelők kiválasztásánál a vállizületet alkotó csontok alakját és elhelyezkedését kell figyelembe venni. Meskers és munkatársai (51) által kifejlesztett mérési módszerhez

hasonlóan mérőhármast helyeztünk a felkarra, az alkarra és a szegycsontra. A kulcscsont alakja és mérete nem teszi lehetővé mérőhármast használatát. A kulcscsont mozgását egyedi érzékelőkkel rögzítettük, mivel a kulcscsont mozgásterjedelme kicsi és a csont feletti bőrmozgás minimális. A lapocka mozgásainak rögzítésére olyan mérőegységet kellett kifejleszteni, amelyet mozgás során a mérőfej folyamatosan érzékel, a mért eredményeket a bőrmozgás nem befolyásolja, és a vizsgálandó anatómiai pontok helyzetének rögzítéséhez a mozgást ne kelljen megszakítani. E feltételek miatt csak speciálisan elhelyezett mérőhármast használhattunk. A bőrmozgások kiküszöbölésére a mérőhármast EKG vizsgálathoz használt harangra szereltük. Ez lehetőséget teremtett arra, hogy a harang által létrehozott vákuummal a mérőhármast az acromionra rögzítsük (3. ábra). Feltételezésünk szerint a vákuum merev kapcsolatot hoz létre a scapula és a mérőhármast között, azaz a scapula mozgását követi, modellezi. Az acromionon történő elhelyezés előnye, hogy a mérőhármast a mozgás során a mérőfej végig érzékeli, az acromion felett legkisebb a bőrmozgás. Az elhelyezés hátránya, hogy mintegy 120 fokos eleváció felett a bőrmozgás elmozdítja a mérőhármast és a további vizsgálatot megghiúsítja. A mérési módszer hitelesítése (3.2.7. fejezet) bizonyította, hogy a mérési módszer pontossága és a reprodukálhatósága megfelel a nemzetközi követelményeknek és a kiindulási feltételeinknek.

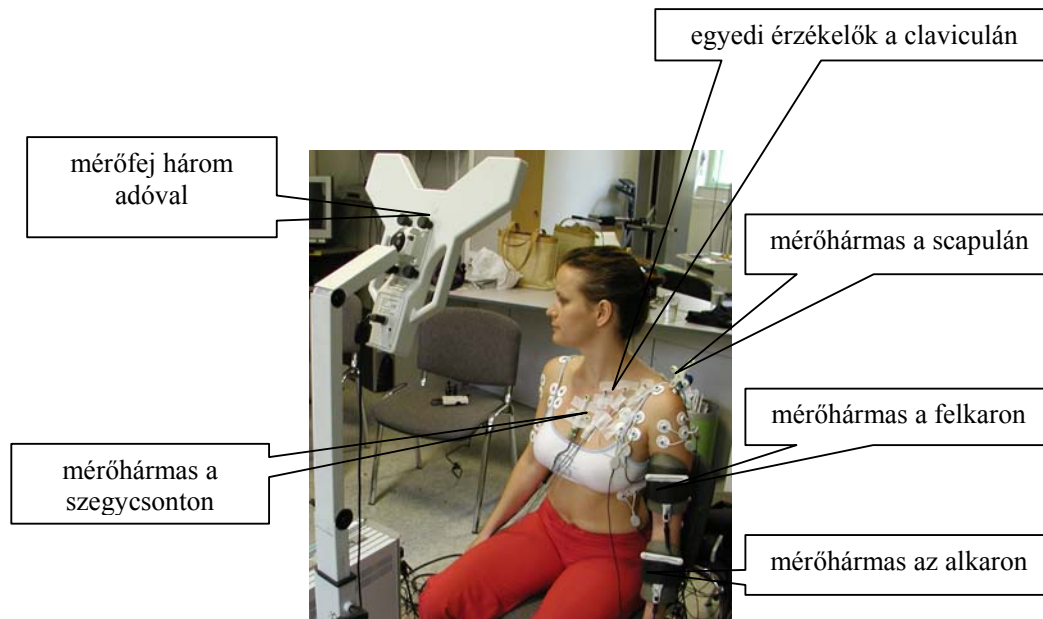


3. ábra. Saját fejlesztésű mérőhármast a scapula mozgásainak rögzítésére

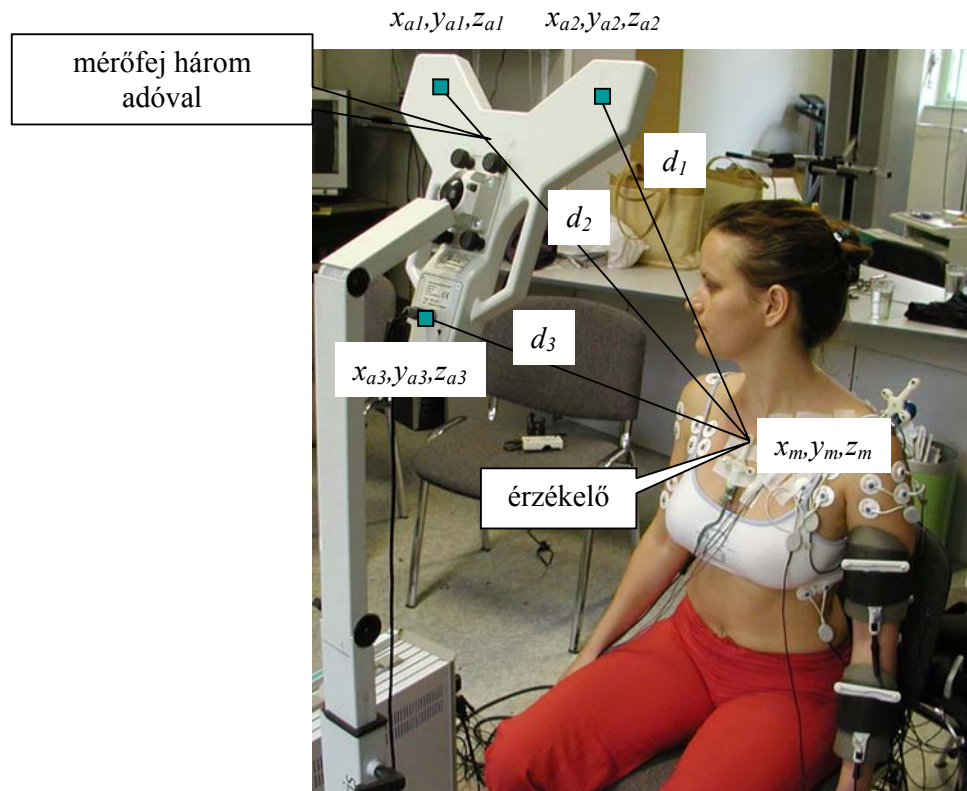
A biomechanikai modellek alapvető feltételezése, hogy a felső végtag szegmentjei (felkar és alkar), a scapula és a clavícula merev testként modellezhetők, és az összes mozgás az ízületekben jön létre (83). Minden merev test mozgása a térben leírható, ha

három pontjának (alappont-hármas) térbeli koordinátáját a mozgás minden időpillanatában ismerjük. A vizsgált test bármely pontjának koordinátája az adott test három pontjának (alappont-hármas) koordinátájából számítható, ha az alappont-hármas által meghatározott lokális koordinátarendszerben a vizsgált test vizsgálandó pontjának a helyvektora ismert.

A három adóval rendelkező mérőfej a mérendő személy előtt helyezkedik el (4. ábra) és meghatározott időközönként ultrahang jeleket bocsát ki, amelyet az aktív érzékelő rögzít (a mérési frekvencia 100Hz). Az ultrahang sebességének ismeretében a mért terjedés időből minden egyes érzékelő és a mérőfej adói közötti távolság meghatározható. Az aktív érzékelő és a mérőfej mindhárom adója közötti távolság és az adók térbeli koordinátájának ismeretében az érzékelő térbeli koordinátája a mérés minden időpillanatában a háromszögélés módszerével számítható (45) (5. ábra).

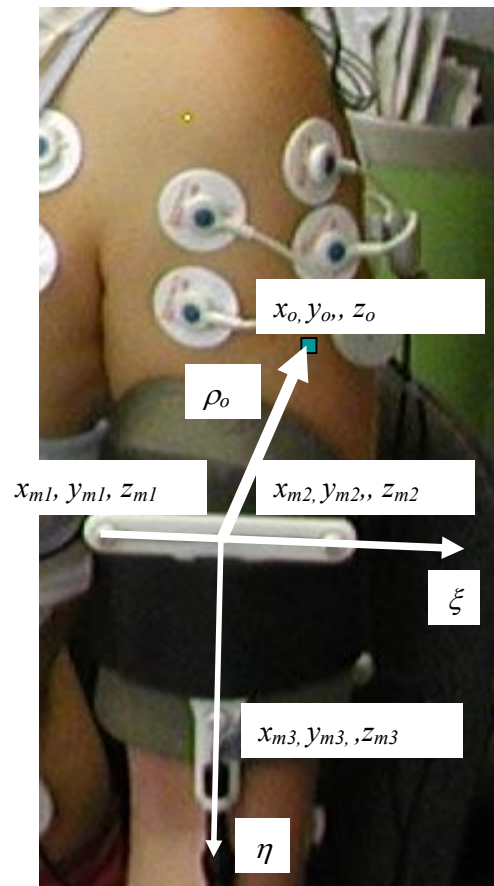


4. ábra. A mérés elrendezése



5. ábra. Az érzékelő koordinátáinak  $(x_m, y_m, z_m)$  számítása háromszögelés módszerével a mérőfej három adójának koordinátáiból  $(x_{ai}, y_{ai}, z_{ai})$ , a mérőfej adói és az érzékelő közötti távolságból  $(d_i)$

A szegmentumok mozgásának rögzítésére szolgálnak a három aktív érzékelőt tartalmazó mérőhármasok (tripletek). Az alappont-hármas (jelen esetben az egyes testszegmentumokra rögzített mérőhármasok három-három pontja) által meghatározott lokális koordináta-rendszerben a vállízület és a felső végtag tetszőleges pontjainak helyvektorát (6. ábra) a mérés megkezdése előtt ultrahang-alapú jelölő ceruza (pointer) segítségével adjuk meg (kalibrálás) (7. ábra) (45). Minden testszegmentumra rögzített mérőhármashoz kizárólag az adott testszegmentumon jelöltünk ki vizsgálandó anatómiai pontot. Mozgás során az alappont-hármasok mindenkor térbeli koordinátáiból és a vizsgálandó anatómiai pontok lokális koordináta-rendszerben megadott helyvektoraiból a vizsgálandó anatómiai pontok térbeli koordinátái számíthatók (45). (6. ábra)



6. ábra. A vizsgált anatómiai pont térbeli koordinátájának számítása ( $x_o, y_o, z_o$ ) a vizsgált anatómia pont helyvektorából ( $\rho_o$ ) és az érzékelők térbeli koordinátáiból ( $x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}$ )



7. ábra. A kalibráció folyamata

A fent leírt módszerrel tetszőleges számú anatómiai pont térbeli koordinátája határozható meg. A rendszerhez kapcsolt ArmModel program mérés közben az anatómiai pontok térbeli helyzetét azonnal számolja, folyamatosan rögzíti, numerikusan tárolja és azt a képernyőn megjeleníti (45).

### **3.2.2. Biomechanikai modell**

Vizsgálatainkhoz a nemzetközi irodalomban ismert 12 pontos biomechanikai modellt fejlesztettük tovább (35, 51). Az irodalomban használt modell hiányossága, hogy a humeruson csak két - az epicondylus ulnaris és radialis humeri - anatómiai pontot jelöl ki, a harmadik pont numerikus közelítéssel számolt fiktív pont, továbbá az alkart a vizsgálatba nem vonja be.

A vállízület mozgását jellemző különböző szögek, a humerus helikális tengelyének és rotációs pontjának számításához elengedhetetlen, hogy a humerus proximális végén pontot jelöljünk ki, azaz a humerus három pontjának térbeli koordinátáját ismerjük. A 12 pontos modellt a deltaizom tapadási pontjával - a humeruson kijelölendő harmadik pont – egészítettük ki, mert viszonylag könnyen definiálható és kijelölhető. A vizsgálat teljessé tétele érdekében az alkar három - olecranon ulnae, processus styloideus ulnae és radii - jellegzetes pontjának mozgását is elemeztük. A 16 pontos biomechanikai modellt alkotó anatómiai pontok definícióját a 3. táblázatban foglaltuk össze. A modell egyszerű és minden vizsgálandó személyre könnyen illeszthető.

### **3.2.3. Az izmok aktivitásának meghatározása elektromiográfiával**

A dinamikus vizsgálatok esetén a mozgás kinematikai elemzése mellett kiemelkedő fontosságú az izmok aktivitásának a rögzítése. A ZEBRIS CMS-HS rendszer és mérést vezérlő program felépítése lehetővé teszi, hogy a mozgás kinematikai jellemzőinek rögzítésével egyidőben – utólagos szinkronizálás nélkül – a mozgás során az izmokban keletkező elektromos potenciál-változást felületi elektromiográfia segítségével mérjük.

3. táblázat. A biomechanikai modellt alkotó pontok és azok definíciója

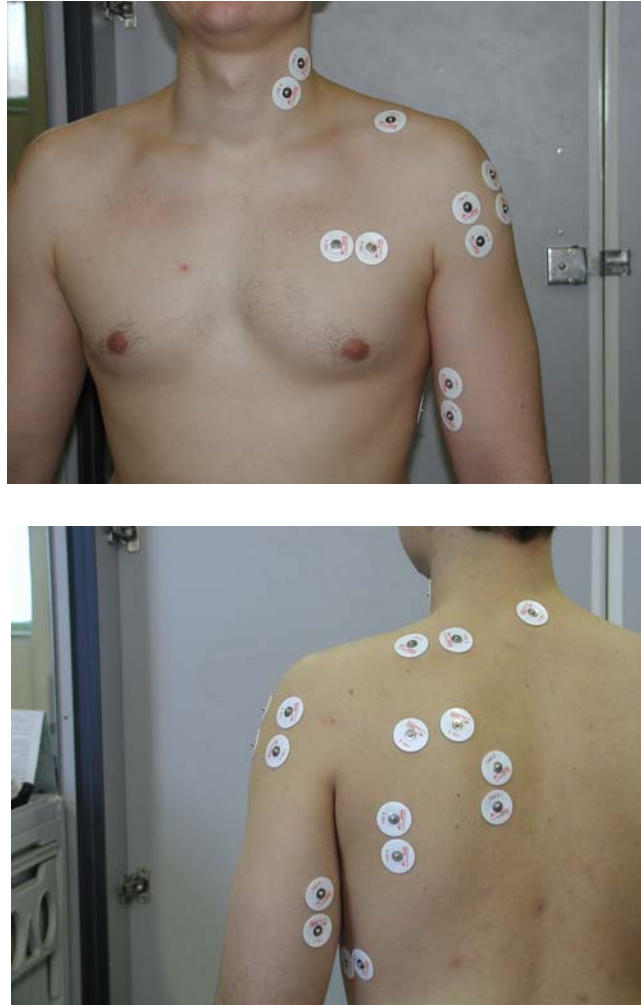
	<b>A vizsgálandó anatómiai pont</b>	<b>Definíciója</b>
	<b><i>Test</i></b>	
1	Incisura jugularis	A szegycsont proximális, legfelső vége
2	Processus xyphoideus	A szegycsont distalis, legalsó vége
3	Th1 csigolya	Az első háti csigolya tövisnyúlványa
4	Th6 csigolya	A hatodik háti csigolya tövisnyúlványa
	<b><i>Clavicula</i></b>	<b><i>Kulcscsont</i></b>
5	Clavicula 1	A kulcscsont szegycsont felé eső vége
6	Clavicula 2	A kulcscsont középső részén kijelölt pont
7	Clavicula 3	A kulcscsont acromio-clavicularis ízületi vége
	<b><i>Scapula</i></b>	<b><i>Lapocka</i></b>
8	Angulus axillaris (lateralis) scapulae	A vállcsúcs hátsó élén leglateralisabban kijelölt pont
9	Trigonum spina scapulae	A lapockatövis legmedialisabb pontja
10	Angulus inferior scapulae	A lapocka alsó szöglete
	<b><i>Humerus</i></b>	<b><i>Felkar</i></b>
11	M. deltoideus tapadása	A felkaron kijelölt pont a delta izom tapadásának megfelelően
12	Epicondylus ulnaris humeri	A felkar-csont könyök-ízületi végének singcsont felé eső kiemelkedése
13	Epicondylus radialis humeri	A felkar-csont könyök-ízületi végének orsócsont felé eső kiemelkedése
	<b><i>Alkar</i></b>	<b><i>Alkar</i></b>
14	Olecranon ulnae	Könyökcsúcs
15	Processus styloideus ulnae	A singcsont íróvessző-nyúlványa
16	Processus styloideus radii	Az orsócsont íróvessző-nyúlványa



Az izmok elektromos potenciál-változásának rögzítése Ag-AgCl anyagú, 18 mm átmérőjű kör alakú (blue sensor P-00-S, Germany) mono-polár elektródákkal történt. A lemosott, szőrtelenített, alkohollal zsírtalanított bőrfelületre (a bőr ellenállása  $5000\Omega$ -t nem haladhatja meg) az izomhas környezetében két mono-polár felületi elektródát ragasztunk, az aktív részek közötti távolság 30 mm. A ragasztóanyag kiválasztásánál figyelembe kell venni, hogy mozgás közben az elektróda ne mozduljon el. A felületi elektródák elhelyezésénél a SENIAM javaslatait vettük figyelembe (17), a különböző izmok közti áthallás kiszűrésére az ANVOLCOM modellt használtuk (27).

A vizsgálatba a következő izomcsoportokat vontuk be: (1) m. pectoralis major, (2) m. infraspinatus, (3-5) m. deltoideus első, középső és hátsó része, (6) m. supraspinatus a m. trapeziusszal, (7) m. biceps brachii, (8) m. triceps brachii, (9) m. trapezius alsó része, (10) m. serratus anterior, (11) m. latissimus dorsi, (12) m. sternocleidomastoideus. A mérés elrendezése a 8. ábrán látható.

A felületi EMG-regisztrátum kvázi-stochasztikus (random), Gauss-eloszlású, amelynek amplitúdó értéke  $-2000 - +2000$  mV közötti, frekvencia spektruma 10-500 Hz értékű. Ennek megfelelően a ZEBRIS CMS-HS mozgásérzékelő rendszerbe épített erősítő („amplifier”) CMRR értéke 80-nál nagyobb és zajhatára  $2\mu\text{V}$ -nál kisebb. A vételi frekvencia 1000 Hz. Az erősítőn átvezetett EMG-regisztrátumot a mérést vezérlő program rögzíti.



8. ábra. A vállmozgás komplex vizsgálata esetén az elektromiográfiai mérés elrendezése

#### 3.2.4. A mérés menete

A vizsgálat férfiak esetén félmeztelenül, nők esetén melltartóban történik, hogy a vállízület környéki és a felső végtag anatómiai pontjai, izmai könnyen hozzáférhetőek legyenek. A vizsgálatba bevont pontok mindegyike a vizsgálatot végző személy számára kézzel jól kitapintható anatómiai és antropometriai pont. A 40-50 perces vizsgálat fő lépései a következők:

- A váll, a mellkas és a felső végtag szörtelenítése, zsírtalanítása után a meghatározott izomcsoportokra ragasztott felületi elektródákat a kábelek és adatgyűjtő egység segítségével csatorna kiosztás szerint a mérőrendszerhez kapcsoljuk.
- Polisztirol övvel a három aktív érzékelőt tartalmazó mérőhármast (tripletet) az alkarra, a felkarra, és a szegycsontra, három darab egyedi érzékelőt kétoldali ragasztó tappanccsal a kulcscontra meghatározott pontjaira, és az egyedi kifejlesztésű mérőhármast a lapockára helyezzük, majd a kábelek és az adatgyűjtő egység segítségével a csatorna kiosztás szerint a mérőrendszerhez kapcsoljuk (4. ábra).
- Kalibrálás fázisában ultrahang-alapú jelölő ceruza segítségével a vizsgálatot végző személy az anatómiai pontok kijelölésével azok helyvektorát a mérőhármastok által meghatározott lokális koordinátarendszerben rögzíti.
- A vizsgált személy neutrális helyzetből kb. 100-120 fokos helyzetig a karját a scapula síkjában, ami a kar 20 fokos anteflexiós helyzete, emeli (továbbiakban ezt nevezzük karemelésnek). A mozgás teljes időtartama alatt a könyök maximálisan extendált helyzetben, az alkar pronációban marad. Hat-nyolc mozgás ciklus alatt a kijelölt anatómiai pontok térbeli koordinátáit a mérést vezérlő program rögzíti.

### **3.2.5. Meghatározott paraméterek**

A mérési rendszer a vállizületen, a felkaron és az alkaron kijelölt anatómiai pontok térbeli koordinátáit és a vizsgálatba bevont izmok felületi elektromiográffal rögzített elektromos potenciál-változását rögzíti. A mérési adatok elsődleges feldolgozása, javítása, simítása és a transzformációja a BME Műszaki Mechanikai Tanszék Biomechanikai Laboratóriuma által kidolgozott MS Excel alapú RehaRob programcsomaggal történik (45). Az adatok simítását a program nemzetközileg elfogadott súlyozott átlagok módszerével 7Hz-es filterizációval végzi (45).

A stabil és az instabil vállízületek kinematikája az ortopédiai gyakorlatban a vállmozgások jellemzésére használt szögekkel elsődlegesen jól leírható. A biomechanikai gyakorlatban a szegmentumoknak az egymással bezárt szögeit különböző síkokra vetítik. A vetítés nem távolságtartó és szögtartó transzformáció, emiatt a szög nagysága lényegesen módosulhat. Térbeli vektorok által bezárt szögek alkalmazásával a vetítés okozta hiba kiküszöbölhető. Vizsgálatunkba a következő szögeket vontunk be:

1. A thorax és a humerus által bezárt szög (a humerus eleváció szöge, HE): A sternum proximális és distalis pontján kijelölt két pont és a musculus deltoideus tapadási pontja és az epicondylus radialis humeri anatómiai pontok által meghatározott térbeli vektorok által bezárt szög:

$$HE = \cos^{-1} \left[ \frac{(X_{13} - X_{11})(X_2 - X_1) + (Y_{13} - Y_{11})(Y_2 - Y_1) + (Z_{13} - Z_{11})(Z_2 - Z_1)}{L_{1-2} L_{11-13}} \right] \quad (1)$$

ahol

- $X_1, Y_1, Z_1$  a sternum proximális végének térbeli koordinátája
- $X_2, Y_2, Z_2$  a sternum disztális végének térbeli koordinátája
- $X_{11}, Y_{11}, Z_{11}$  a musculus deltoideus tapadási pontjának térbeli koordinátája a felkaron
- $X_{13}, Y_{13}, Z_{13}$  az epicondylus radialis humeri térbeli koordinátája
- $L_{1-2}$  a sternumon kijelölt két pont egymástól való távolsága
- $L_{11-13}$  az epicondylus radialis humeri és a m. deltoideus felkaron való tapadásának egymástól való távolsága

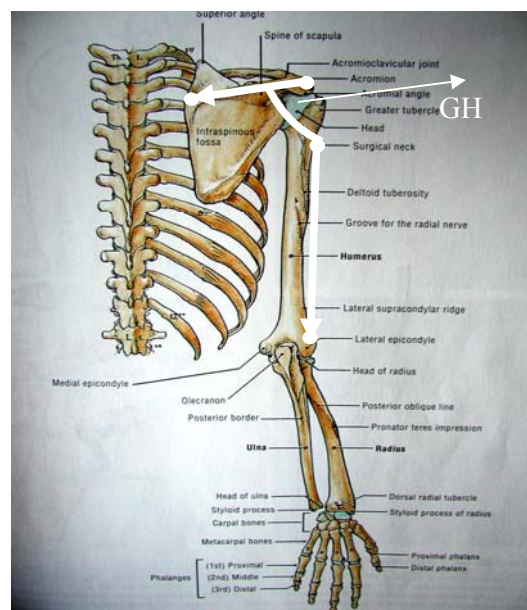
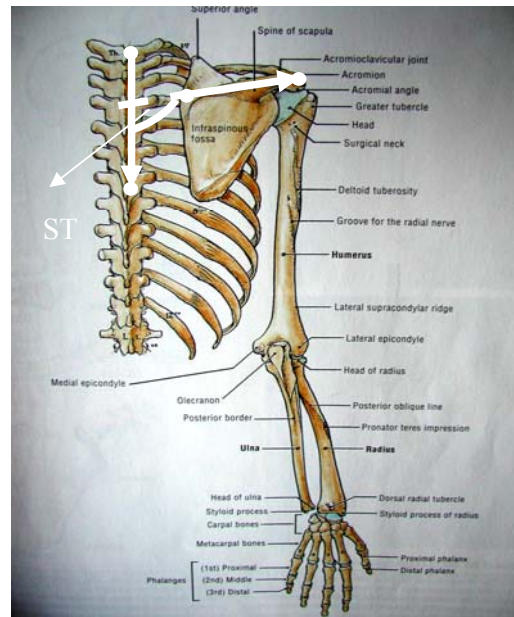
2. A scapula és a thorax által bezárt szög (scapulothoracalis szög, ST) (9. ábra): A sternum proximális és distalis pontján kijelölt két pont illetve az angulus axillaris (lateralis) scapulae és a trigonum spina scapulae anatómiai pontok által meghatározott térbeli vektorok által bezárt szög:

$$ST = \cos^{-1} \left[ \frac{(X_9 - X_8)(X_2 - X_1) + (Y_9 - Y_8)(Y_2 - Y_1) + (Z_9 - Z_8)(Z_2 - Z_1)}{L_{1-2} L_{8-9}} \right]$$

ahol

- $X_1, Y_1, Z_1$  a sternum proximális végének térbeli koordinátája
- $X_2, Y_2, Z_2$  a sternum disztális végének térbeli koordinátája

- $X_8, Y_8, Z_8$  az angulus axillaris scapulae térbeli koordinátája  
 $X_9, Y_9, Z_9$  a trigonum spinae scapulae térbeli koordinátája  
 $L_{1-2}$  a sternumon kijelölt két pont egymástól való távolsága  
 $L_{8-9}$  az angulus axillaris scapulae és a trigonum spinae scapulae anatómiai pontok egymástól való távolsága



9. ábra. A scapulothoracalis (ST) és a glenohumeralis (GH) szögek definíciója

3. A humerus és a scapula által bezárt szög (a glenohumeralis szög, GH) (9. ábra): A musculus deltoideus tapadási pontja és az epicondylus radialis humeri illetve az angulus axillaris scapulae és a trigonum spinae anatómiai pontok által meghatározott térbeli vektorok által bezárt szög:

$$GH = \cos^{-1} \left[ \frac{(X_{13} - X_{11})(X_9 - X_8) + (Y_{13} - Y_{11})(Y_9 - Y_8) + (Z_{13} - Z_{11})(Z_9 - Z_8)}{L_{9-8}L_{11-13}} \right]$$

ahol

$X_8, Y_8, Z_8$	az angulus axillaris scapulae térbeli koordinátája
$X_9, Y_9, Z_9$	a trigonum spina scapulae térbeli koordinátája
$X_{11}, Y_{11}, Z_{11}$	a musculus deltoideus felkaron való tapadási pontjának térbeli koordinátája a felkaron
$X_{13}, Y_{13}, Z_{13}$	az epicondylus radialis humeri térbeli koordinátája
$L_{8-9}$	az angulus axillaris scapulae és a trigonum spina scapulae anatómiai pontok egymástól való távolsága
$L_{11-13}$	az epicondylus radialis humeri és a m. deltoideus felkaron való tapadásának egymástól való távolsága

A szögek időbeni változásának alakulása legpontosabban a mozgásterjedelem időbeni alakulásával jellemezhető, amelyet a mozgás szögváltozási paraméterének nevezünk. Ezt az értéket úgy kaphatjuk, hogy a mozgás kiindulásakor (kiinduló helyzetben) meghatározott szögértéket kivonjuk a mozgás aktuális pillanatában meghatározott szögértékből. A szögváltozási paraméter alkalmazásának az előnye, hogy az egyes személyek eltérő antropometriai sajátosságaiból adódó kiindulási szögértékből következő eltérések kiküszöbölhetők, azaz a mozgás kezdeti és a végállapota közötti szögváltozások meghatározhatók, elemezhetők. További előnye, hogy az ortopédiai gyakorlatban használt szögekkel dolgozunk. Hátránya, hogy a szögek és a szögváltozási paraméter időbeni alakulásával a mozgás dinamikája nem jellemezhető pontosan.

A mozgás dinamikájának elemzéséhez elengedhetetlen, hogy a vizsgált pontok helyvektorát, sebességét és gyorsulását ismerjük. A kereskedelmi forgalomban kapható mozgáselemző rendszerek és a hozzájuk kapcsolódó feldolgozó programok nem megfelelő pontossága és hiányossága miatt a vizsgált pontok helyvektorából a pontok sebessége, gyorsulása csak közelítő numerikus módszerekkel határozhatók meg. Az általunk használt, a 3.2.1. pontban bemutatott mérési módszer és az elsődleges feldolgozó program lehetővé teszi, hogy a kijelölt anatómiai pontok helyvektorából sebessége és gyorsulása pontosan számítható.

Chasles-tétele (12) kimondja, hogy a merev test mozgása egy speciális tengelyen történő elmozdulással és e tengely körüli elfordulással jellemezhető. Ezt a speciális tengelyt helikális tengelynek nevezzük. Mozgás során a helikális tengely önmaga is mozog, eltolódik és elfordul. A test mozgásállapotának leírásához két jellemző szükséges: (1) a test három pontjának sebességéből számított szögsebesség, (2) a rotációs pont helyvektora. Rotációs pontnak nevezzük a helikális tengely azon speciális pontját, amely a merev test egyik - kiválasztott - pontjához a legközelebb esik.

A kereskedelmi forgalomban kapható biomechanikai feldolgozó programok a szögsebességet a síkra vetített szögek időbeni változásából határozzák meg. A szögek időbeni változásából meghatározott szögsebesség a szöggel jellemzett ízület szögsebessége (16, 50, 80, 81), amiből az ízület helikális tengelye és rotációs pontjának helyvektora számítható. E számítási módszer hátránya, hogy a számított szögsebesség különösen lassú mozgások esetén nem megfelelően pontos, az ízületet alkotó szegmentumok egymáshoz viszonyított mozgása nem jellemezhető, egy fiktív elem mozgását írja le.

Ha a szegmentum három pontjának sebességét ismerjük, akkor a szegmentum szögsebességét Kocsis és Béda (42) által levezetett pontos számítási eljárással számíthatjuk, amelynek részletei az (42, 44) irodalomban találhatók. A következőkben csak a számítás legfontosabb lépéseit ismertetjük.

A merev test három pontjának (legyen A, B és C) helyvektorából mindhárom pont sebessége meghatározható. A sebességvektorból levezethető a merev test szögsebessége ( $\underline{\omega}$ ) (10. ábra):

$$\underline{\omega} = \frac{1}{c^2} \left\{ \underline{r}_{AC} \times (\underline{v}_C - \underline{v}_A) + \left[ \frac{\underline{r}_{AB} \times \underline{r}_{AC}}{b \sin^2 \alpha} \cdot \left( \frac{\underline{v}_C - \underline{v}_A}{c} \cos \alpha - \frac{\underline{v}_B - \underline{v}_A}{b} \right) \right] \underline{r}_{AC} \right\}.$$

ahol

$\underline{\omega}$	a merev test szögsebessége
$\overline{AB} \equiv b$	az A és a B pontok közötti távolság
$\overline{AC} \equiv c$	az A és a C pontok közötti távolság
$\alpha$	az AB és az AC vonalak által bezárt szög
$\underline{v}_A, \underline{v}_B, \underline{v}_C$	az A, a B és a C pontok sebességvektora
$\underline{r}_{AB}, \underline{r}_{AC}$	az AB és az AC pontok közötti vektor

A rotációs pont helyvektora ( $\underline{r}_D$ ) – a definíció szerint - a merev test szögsebességéből ( $\underline{\omega}$ ), a merev test egy pontjának helyvektorából ( $\underline{r}_A$ ), és annak a pontnak a sebességvektorából ( $\underline{v}_A$ ), számítható (feltételezve, hogy a merev test kiválasztott pontja jelen esetben az A pont):

$$\underline{r}_D = \frac{\underline{\omega} \times \underline{v}_A}{\omega^2} + \underline{r}_A, \text{ ahol}$$

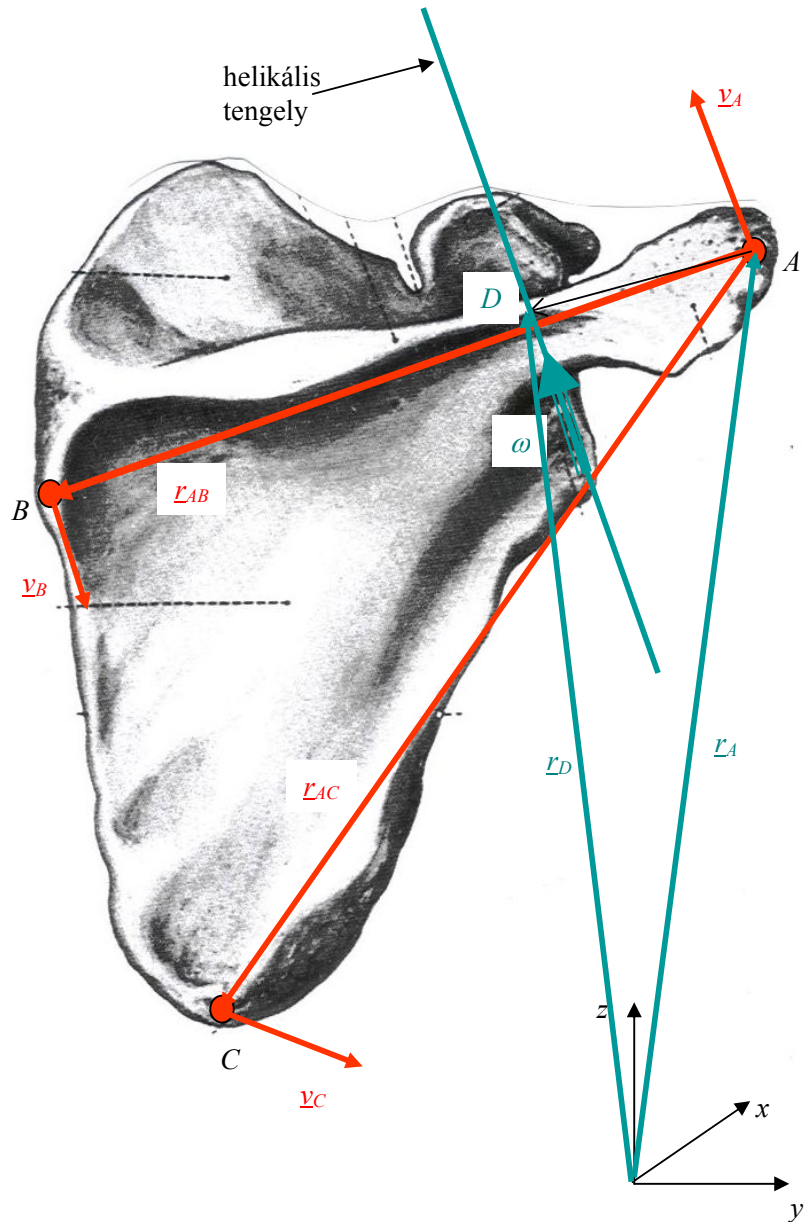
$\underline{r}_D$	a rotációs pont helyvektora
$\underline{\omega}$	a merev test szögsebessége
$\underline{r}_A$	a merev test egy pontjának helyvektora
$\underline{v}_A$	a merev test egy pontjának sebességvektora

A helikális tengely irányát a merev test szögsebessége ( $\underline{\omega}$ ) határozza meg. A rotációs pont helye a mozgás minden pillanatában változik.

A vállízület mozgásának elemzéséhez használhatjuk (1) a vállízület rotációs pontját, vagy (2) a vállízületet alkotó csontok rotációs pontjainak egymáshoz viszonyított helyzetét. A vállízület rotációs pontját a vállízületet alkotó két csont szögsebességének különbségéből tudjuk meghatározni (42, 44, 80, 81). Hátránya,



hogyan a vállízületet alkotó bármely két csont mozgása egymáshoz képest nem elemezhető, továbbra is egy fiktív elem mozgását elemezzük. Vizsgálatainkban a humerus és a scapula rotációs pontjainak helyzetét elemezzük, amellyel a vizsgált két csont saját és egymáshoz viszonyított mozgása egyaránt jellemezhető.



10. ábra. A rotációs pont meghatározása  $v_A$ ,  $v_B$ ,  $v_C$ , a vizsgált három pont sebességvektora,  $l_{AC}$  és  $l_{AB}$  az AB és az AC pontok közötti vektor.  $\omega$  a merev test (scapula) szögsebessége,  $l_A$  a kiválasztott pont helyvektora,  $l_D$  a rotációs pont helyvektora

A stabil és az instabil vállízületek mozgásának elemzésekor a humerus és a scapula rotációs pontjának helyvektorát a MS Excel alapú feldolgozó program segítségével a mozgás minden időpillanatában meghatároztuk (36). A humerus esetén a kiválasztott pont a deltaizom tapadási pontja, a scapula esetén az angulus axillaris scapulae. A humerus és a scapula rotációs pontjainak egymáshoz viszonyított helyzetét a két pont - egymáshoz viszonyított - abszolút elmozdulásával (rotációs pontok abszolút elmozdulása) jellemezzük. A paraméter meghatározásának a lépései:

- A humerus és a scapula rotációs pontjának meghatározása, amikor a két rotációs pont a legközelebb ( $r_{Hmin}$  és  $r_{Smin}$ ), és amikor a legtávolabb van egymástól ( $r_{Hmax}$  és  $r_{Smax}$ ).
- A scapula és a humerus rotációs pontja közötti maximális ( $d_{SH,max}$ ) távolság

$$d_{SH,max} = \|r_{H,max}, r_{S,max}\|$$

ahol

$d_{SH,max}$  a scapula és a humerus rotációs pontja közötti maximális távolság

$r_{H,max}$  a humerus rotációs pontjának helyvektora, mikor a két rotációs pont a legtávolabb van egymástól

$r_{S,max}$  a scapula rotációs pontjának helyvektora, mikor a két rotációs pont a legtávolabb van egymástól

és minimális távolság ( $d_{SH,min}$ )

$$d_{SH,min} = \|r_{H,min}, r_{S,min}\|$$

ahol

$d_{SH,min}$  a scapula és a humerus rotációs pontja közötti minimális távolság

$r_{H,min}$  a humerus rotációs pontjának helyvektora, mikor a két rotációs pont a legközelebb van egymástól

$r_{S,min}$  a scapula rotációs pontjának helyvektora, mikor a két rotációs pont a legközelebb van egymáshoz

- A rotációs pontok abszolút elmozdulása ( $\Delta_{SH}$ )

$$\Delta_{SH} = d_{SH,max} - d_{SH,min}, \text{ ahol}$$

---

$\Delta_{SH}$	a scapula és a humerus rotációs pontjának abszolút elmozdulása
$d_{SH,max}$	a scapula és a humerus rotációs pontja közötti maximális távolság
$d_{SH,min}$	a scapula és a humerus rotációs pontja közötti minimális távolság

A rotációs pontok abszolút elmozdulásával ( $\Delta_{SH}$ ) a vállízületet alkotó két csont mozgása egymáshoz képest jellemezhető. A paraméter alkalmazásának a hátránya, hogy az elmozdulások a vállízületet alkotó csontok egymáshoz viszonyított helyzetétől – ily módon az egyének antropometriai jellemzőitől - függenek. Különböző vizsgált személyekre kapott eredmények megfelelő pontossággal nem hasonlíthatók össze. A hiba kiküszöbölésére e paramétert a két rotációs pont minimális távolságával ( $d_{SH,min}$ ) elosztottuk (normalizáltuk), az így kapott rotációs pontok relatív elmozdulása a rotációs pontoknak az egységnyi hosszra vetített elmozdulása:

$$\varepsilon_{SH} = \frac{\Delta_{SH}}{d_{SH,min}} = \frac{d_{SH,max} - d_{SH,min}}{d_{SH,min}}, \text{ ahol}$$

$\varepsilon_{SH}$	a scapula és a humerus rotációs pontjának relatív elmozdulása
$\Delta_{SH}$	a scapula és a humerus rotációs pontjának abszolút elmozdulása
$d_{SH,max}$	a scapula és a humerus rotációs pontja közötti maximális távolság
$d_{SH,min}$	a scapula és a humerus rotációs pontja közötti minimális távolság

A felületi elektromiográfiával mért elektromos potenciál-változást az izom elektromos aktivitásának nevezik (4). A méréssel kapott EMG regisztrátum közvetlenül nem használható fel, hanem további feldolgozást igényel, ami a rektifikáció, a filterezés, a simítás, az idő vagy a frekvencia alapú átlagolás és a normalizáció műveleteiből áll. A kineziológiai elektromiográfiai analízis esetén az idő alapú feldolgozást kell használni

és a lineáris burkológörbe előállítása a cél, hogy a mozgás során az egyes izomcsoportok aktivitási mintázata meghatározható legyen.

A legelterjedtebb feldolgozási módszer a négyzetes-átlagok („root-mean-square”) módszere. Használatának feltétele, hogy az EMG vételi frekvenciája – esetünkben 1000Hz – a mozgás vételi frekvenciájának – esetünkben 100Hz – többszöröse, de legalább kétszerese legyen. A rektifikáció során az EMG regisztrátum értékeinek az abszolút értékét kell venni (a negatív értékeket pozitív oldalra kell tükrözni), a filterezés 7 Hz – zel történik. Az EMG burkológörbe értékei a mozgás felvételének frekvenciájában a következő képlettel számolható (36)

$$E = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n [abs(e_i)]^2}}{n}, \text{ ahol}$$

- $E$  az EMG burkoló görbe számított értéke a mozgás felvételi frekvencia pontban  
 $n$  az EMG vételi és a mozgás felvétel frekvenciájának hányadosa  
 $e$  a nyers EMG görbe értéke a EMG vételi frekvencia pontjaiban

A normalizáció történhet (1) speciális tesztekkel meghatározott referencia elektromos aktivitással, (2) a vizsgált mozgáshoz tartozó maximális elektromos aktivitással (79). A referencia elektromos aktivitással történő normalizáció előnye, hogy különböző mozgások összehasonlíthatók. Hátránya, hogy a vizsgálat megkezdése előtt külön, speciális tesztek kell elvégezni, a referencia elektromos aktivitási értékei nagy szórást mutatnak, függnnek a vizsgálatot végző személytől, statikus állapotra vonatkoznak és az irodalomban minden izom vizsgálatához többféle teszt ismert. A vizsgált mozgáshoz tartozó maximális elektromos aktivitással történő normalizáció előnye, hogy a vizsgálat megkezdése előtt nem kell speciális tesztek végezni és a normalizáció a vizsgált mozgásra jellemző értékkel történik. Hátránya, hogy többféle mozgás eredménye nem hasonlítható össze.

Kinematikai vizsgálatunk során csak egy mozgástípus, a karemelés során meghatározott izomaktivitási jellemzőket hasonlítjuk össze, ezért a vizsgált ciklusok görbéjét a vizsgált mozgáshoz (karemelés) tartozó maximális izom elektromos aktivitások átlagával normalizáltuk. A nemzetközi gyakorlatnak megfelelően (79) az izom akkor tekinthető aktívnek, ha az izom normalizált elektromos aktivitása 0,2-nél nagyobb, azaz izom normalizált elektromos aktivitása 20%-ánál nagyobb. Az izom aktivitását jellemezhetjük, hogy az adott izom a mozgásciklus mely szakaszában és milyen hosszan aktív (4). Az így kapott ábrát az intermuszkuláris koordinációt jellemző ábrának (on-off pattern) (továbbiakban intermuszkuláris koordináció) nevezzük. A stabil és az instabil vállak összehasonlítására a vizsgált izmok intermuszkuláris koordinációját használjuk.

### **3.2.6. Az adatok feldolgozása, statisztikai elemzése**

Az adatok feldolgozása és statisztikai elemzése a saját fejlesztésű MS Excel alapú programok segítségével történt. Minden egyes vizsgált személy esetén a felvett mozgásciklusok mérési eredményeiből számolt kinematikai jellemzőinek és izomaktivitási időszakainak átlagát és szórását számítottuk, és ezen adatok kerültek további feldolgozásra.

Az adott csoporthoz tartozó egyének és különböző csoportok biomechanikai jellemzőinek statisztikai elemzése MS Excel Analysis Tool Pak program segítségével történt. Az adott csoporthoz tartozó egyének biomechanikai jellemzőinek átlagát és szórását számoltuk. A szórások azonosságát F-próbával ellenőriztük, az azonos paraméterek átlaga közötti különbség szignifikancia szintjét szimmetrikus kritikus tartomány alkalmazásával t-próbával határoztuk meg. A stabil és az instabil vállízületek eredményeinek összehasonlításánál a kétmintás t-próbát alkalmaztuk. Feltételezés szerint a stabil és az instabil vállízületek biomechanikai paramétereinek különbözőnek kell lennie, és az eredmények statisztikailag szignifikánsan különbözőek, ha  $p < 0,05$ .

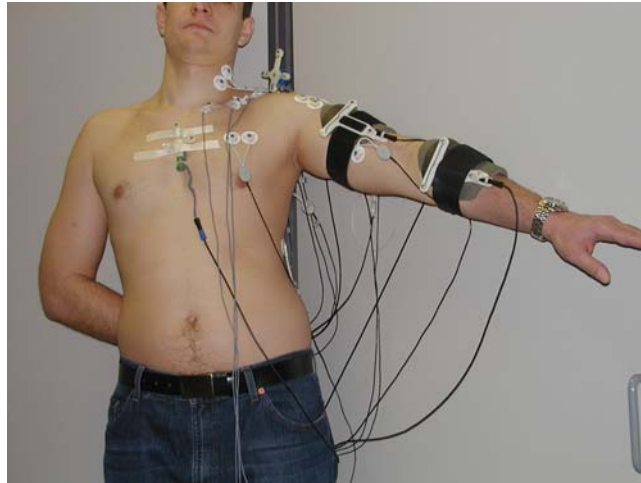
### **3.2.7. A kifejlesztett mérőmódszer hitelesítése és a hitelesítési folyamat menete**

A hitelesítés célja, hogy a vállízület komplex kinematikájának leírására kifejlesztett mérési módszerünk alkalmazhatóságát és pontosságát igazoljuk. A módszert a kereskedelmi forgalomban kapható ZEBRIS térképező („mapping” 3DCAD v. 1.0.3) programjával hitelesítettük, amelynek segítségével a vizsgálandó anatómiai pontok térbeli koordinátái statikus állapotban határozhatók meg. A mérési módszer hibájának megállapításához számítottuk az intraobserver variációt, ami egy vizsgált személyen ugyanazon mérést végző személy esetén, több egymás utáni mérésből megállapított térbeli koordináták szórása, és az interobserver variációt, ami három különböző mérést végző személy által meghatározott térbeli koordináták különbségének átlaga ugyanazon vizsgált személy esetén.

A vállízülethez kapcsolódó csontok helyzetét és azok elmozdulásait az előzőekben részletezett módszerrel (3.2.1. fejezet) 15 egészséges ember, 30 vállán határoztuk meg. A vizsgált személyek adatait az 1. táblázatban foglaltuk össze (3.1. fejezet).

#### **A hitelesítés menete**

Az 1. számú vizsgálatot végző orvos az előzőekben leírt módon (3.2.1. fejezet) az ultrahang-alapú mérőhármassokat a szegmentumokon elhelyezi, és a rendszerhez kapcsolja, a kalibráláskor az ultrahang-alapú jelölő ceruza segítségével a vizsgálandó anatómiai pontokat meghatározott sorrendben kijelöli. A vizsgálandó személy ötször hajtja végre a karemelést. A karemelés síkja a frontális sík körülbelül 20 fokos anteflexiója (scapularis sík), a könyök és a csukló a mozgás alatt végig nyújtott. A karemelés kiindulási helyzete a felső végtag lógatott, neutrális helyzete, végpontja körülbelül 110 fokos emelés. A mozgások standardizálása érdekében a mozgást fal mellett végeztettük (11. ábra). A mozgás közben a mérőrendszer határozza meg a 3.2.1. fejezetben leírt módszerrel a vizsgálatba bevont anatómiai pontok térbeli koordinátáit.



11. ábra. A mérési módszer hitelesítése

A módszer más mérőrendszerrel történő hitelesének az a lényege, hogy ugyanahhoz a mozgáshoz vagy a statikus állapothoz tartozó térbeli koordinátákat mindkét módszerrel meghatározzuk. A két módszerrel meghatározott koordináták különbségének számításával jellemezhető az új módszer pontatlansága. Az ArmModel mérőprogram módosításával létrehozott új mérőmódszer hitelesítéséhez a kereskedelmi forgalomban kapható ZEBRIS 3DCAD térképező („mapping”) programot használtuk, amellyel az anatómiai pontok térbeli koordinátái statikus állapotban határozhatók meg. A vizsgálathoz a felső végtag lógatott, neutrális helyzetben, azaz a felkar 0 fokos abdukciós helyzetében (frontális síkban) az újonnan kifejlesztett mérőrendszerrel és a 3DCAD térképező mérőprogrammal rögzítjük a térbeli koordinátákat. A hitelesítés következő lépésében a kar 90 fokos abdukciós helyzetében (a frontális síkban) mindkét mérőmódszerrel rögzítjük a vizsgált anatómiai pontok térbeli koordinátáit. A két szögértéket goniométerrel is ellenőrizni kell. A vizsgálat egységesítése érdekében a vizsgálandó személyek karját keretbe helyeztük.

A teljes folyamatot ötször ismétljük. A fenti mérést a 2. számú vizsgálatot végző személy is elvégzi, aki a vállízület vizsgálatában gyakorlatlan, de a pontok

kijelölésében járselemzés során gyakorlatot szerzett. A harmadik számú vizsgáló a vállízület vizsgálatában, és a pontok kijelölésében is gyakorlatlan személy.

A fent leírt vizsgálati módszer összetettsége lehetővé tette, hogy a kifejlesztett új módszer hibájának megállapítása mellett a kereskedelmi forgalomban kapható ZEBRIS 3DCAD programjának hibáját is meghatározzuk, és a két mérési programmal meghatározott térbeli koordinátákat összehasonlítsuk.

A mérés hibájának megállapítása két részből tevődik össze. A mérés intraobserver variációjának nevezzük az azonos vizsgálatot végző személy által, azonos vizsgálandó személyen elvégzett mérésekkel meghatározott térbeli koordináták szórását. A mérés interobserver variációja a két vizsgáló személy által azonos vizsgálandó személyen elvégzett mérésekkel meghatározott térbeli koordináták közötti eltérések átlaga. A hitelesítés és az inter – és az intraobserver variáció megállapításához szükséges statisztikai analíziseket a Statistica (7. verzió) számítógépes programmal végeztük.

Az új módszer inter- és intraobserver variációjának meghatározásához minden alkalommal (1) képlettel kiszámoltuk a humerus eleváció szögét (HE) és 10, 20, 60, 90, 100 fokos emelés esetén kiválasztottuk az anatómiai pontok koordinátáit.

Az intraobserver variáció megállapításához mindhárom mérést végző orvos esetén számítottuk a koordináták szórását, elvégeztük az F-próbát. Az F-próbát statisztikailag szignifikánsan eltérőnek tekintettük, ha  $p < 0.05$ . A 95%-os konfidencia-intervallumhoz (95%-os megbízhatósághoz) tartozó értékeket az öt egymás utáni mérés szórásából határoztuk meg.

Az interobserver variáció megállapításához az (1) képlettel meghatározott 10, 20, 60, 90, és 100 fok értékeknél kiválasztottuk az anatómiai pontok koordinátáit. A három orvos által végzett mérésekkel meghatározott térbeli koordináták különbségeinek átlagát és a 95%-os konfidencia-intervallumhoz tartozó értéket számítottuk.



A ZEBRIS kereskedelmi forgalomban kapható térképező programjának (3DCAD) inter- és intraobserver variációjának meghatározásához a kar 0 és 90 fokos abdukciós helyzetében végeztük el az előbbieken ismertetett módon a statisztikai analíziseket.

Az új módszer pontosságának megállapításához az anatómiai pontoknak a 0 és 90 fokos abdukciós karhelyzetben két különböző módszerrel meghatározott térbeli koordinátáinak különbségének átlagát és a 95%-os konfidencia-intervallumhoz tartozó értékeket számítottuk.

### **3.3. A vállizület izmainak elektromiográfiai vizsgálata egyszerű karmozgások és fej feletti hajítás esetén**

Az irodalomban található vizsgálatok nem térnek ki a vállizülethez tartozó összes, lényeges izomzat vizsgálatára, azonos egyéneknél végzett egyszerű és dinamikus vizsgálatok összevetésére. A tüelektródák akadályozhatják a mozgást, azaz az izomzat működését lényegesen befolyásolják. A Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Műszaki Mechanikai Tanszék Biomechanikai Laboratóriumában található ZEBRIS mozgáselemző rendszerhez tartozó felületi elektromiográfiai egység és hozzákapcsolódó feldolgozó program alkalmas olyan új vizsgáló módszer kifejlesztésére, amely a következő feltételeknek megfelel:

- A felületi elektródák elhelyezése a mozgást nem akadályozza, a mozgás több ciklusa folyamatosan felvehető.
- Egyszerű és összetett mozgás rögzíthető.
- A módszer standardizálható és megfelelően gyors, egészséges és beteg személyek is vizsgálhatók.
- A kapott eredményekből az izmok aktivitása többféle módon elemezhető, azaz izmok aktivitási jellemzői és azok időbeni alakulása vizsgálható.

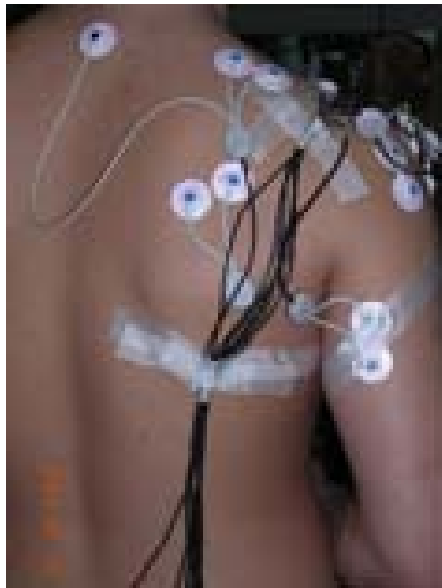
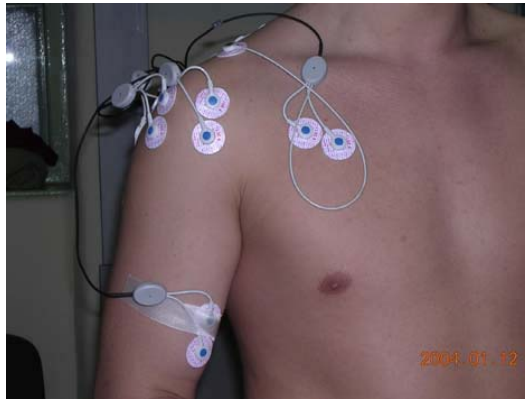
#### **3.3.1. A méréshez használt eszközök és a mérési módszer bemutatása**

A vállizület és a felső végtag izomzatának elemzéséhez a ZEBRIS CMS-HS (ZEBRIS, Medizintechnik GmbH, Németország), számítógép által vezérelt mozgáselemző rendszer felületi elektromiográfiai egységét használtuk. A rendszer a következő részekből épül fel (2. ábra):

- központi egység, amely a PC alapú számítógéphez csatlakozik,
- 16 csatornás EMG adapter,
- EMG jeleket rögzítő felületi érzékelők.

Az izmok elektromos potenciál-változásának detektálása és elsődleges feldolgozása a 3.2.3. pontban leírtaknak megfelelően történt.

A vizsgálatba a következő izomcsoportokat vontuk be: (1) m. pectoralis major, (2) m. infraspinatus, (3-5) m. deltoideus első, középső és hátsó része (6) m. supraspinatus m. trapeziusszal, (7) m. biceps brachii és (8) m. triceps brachii. A mérés elrendezése a (12. ábrán) látható.

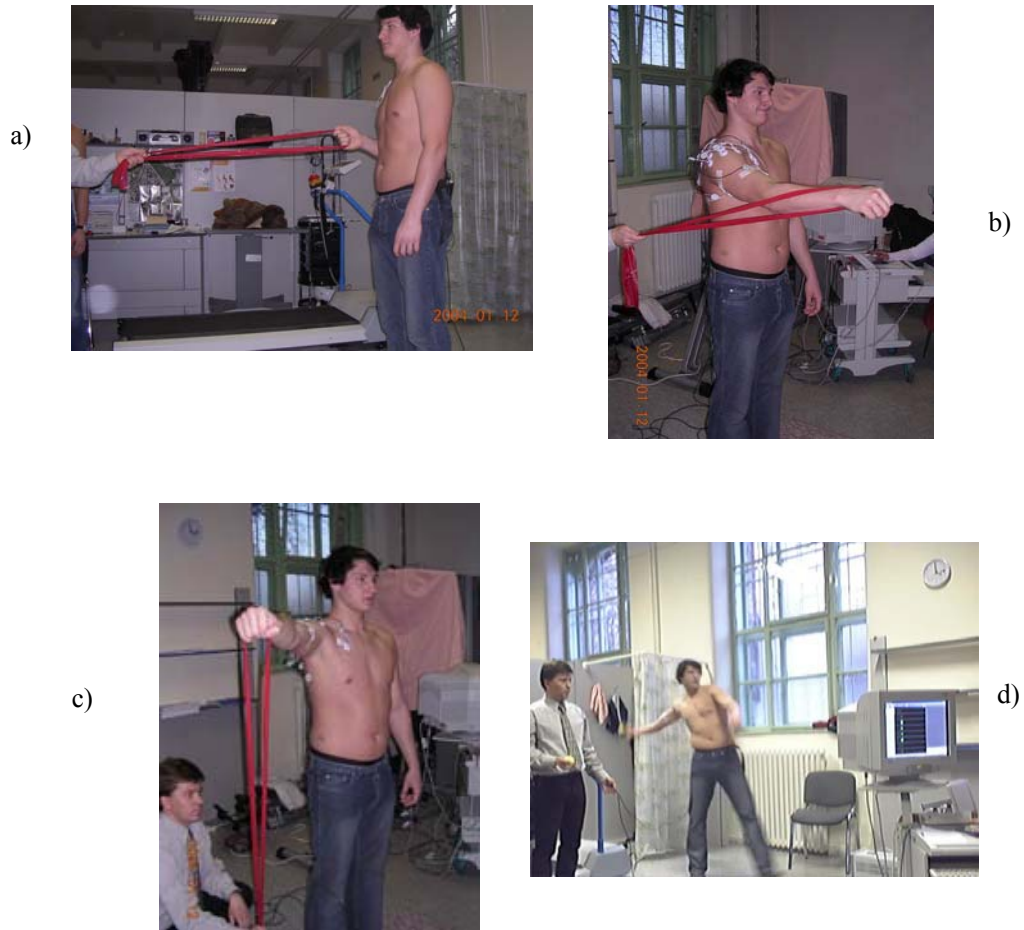


12. ábra. A mérés elrendezése a vállízület izmainak elektromiográfiai méréséhez egyszerű karmozgások és fej feletti hajítás során

### 3.3.2. A mérés menete

A vizsgálat férfiak esetén félmeztelenül, nők esetén melltartóban történik, hogy a vállízület és a felső végtag izomzatára a felületi elektródák könnyen ráragaszthatók legyenek. A mintegy 30 perces vizsgálat fő lépései a következők:

- A váll, a mellkas és a felső végtag szőrtelenítése, zsírtalanítása után a meghatározott izomcsoportokra ragasztott felületi elektródákat a kábelek és adatgyűjtő egység segítségével csatorna kiosztás szerint a mérőrendszerhez kapcsoljuk.
- A vizsgált személy a következő egyszerű mozgásokat hajtja végre (13. ábra): (a) húzás, (b) tolás és (c) a scapula síkjában történő karemelés (továbbiakban karemelés). Minden vizsgált személy az egyszerű mozgásformákat (4. táblázat) azonos körülmények között, enyhe ellenállás – gumiszalag - ellenében, álló testhelyzetben, minden fázisát - metronóm segítségével – azonos ütemre hajtotta végre. Minden mozgástípust legalább három alkalommal ismételték, a mozgássorozat folyamatos volt. A mérést megelőzően a mozgások kezdeti és végpontját, valamint magát a mozgásformát betanítottuk, mindenki ugyanazon módon tudta megismételni a mozgást.
- A vizsgált személy a következő összetett mozgásokat hajtja végre: (d) lassú fej feletti hajítás és (e) gyors fej feletti hajítás. A lassú hajítás feladata a személytől 5m-re lévő célba hajítás teniszlabdával. Gyors fej feletti hajításkor a vizsgált személy számára természetes hajító mozdulattal és technikával maximális erő kifejtést végzett, teniszlabdával.



13. ábra. A vizsgált mozgástípusok a) húzás b) tolás c) karemelés d) dobás

4. táblázat. A vizsgált elemi mozgások definíciója

<b>Mozgás típusa</b>	<b>Kiinduló helyzet</b>	<b>Mozgás</b>	<b>Véghelyzet</b>
<i>Húzás</i>	felkar: 45 fokos anteflexio könyök: maximális extensio alkar: 90 fokos pronatio	sagittalis síkban	felkar: 10 fokos dorsalflexio könyök: 100 fokos flexio alkar: 90 fokos pronatio
<i>Tolás</i>	felkar: neutrális helyzetben a törzs mellett könyök: 90 fokos flexio alkar: 90 fokos pronatio csukló: 30 fokos dorsalflexio	sagittalis síkban	felkar: 70 fokos anteflexio könyök: maximális extensio alkar: 90 fokos pronatio csukló: 30 fokos dorsalflexio
<i>Karemelés</i>	felkar: 20 fokos anteflexio könyök: maximális extensio alkar: 90 fokos pronáció csukló: neutralis helyzet	scapula síkjában, azaz 20 fokos anteflexios felkar helyzet	140 fokos scapularis abdukció könyök: maximális extensio alkar: 90 fokos pronáció csukló: neutralis helyzet

### 3.3.3. Meghatározott paraméterek

Az EMG regisztrátum közvetlenül nem használható fel, hanem további feldolgozást igényel, ami a rektifikáció, a filterezés, a simítás, az idő alapú átlagolás és a normalizáció. A lineáris burkológörbét 50 ms széles futóablakkal a négyzetes átlagok módszerével (RMS=root mean square) állítottuk elő (3.2.5. fejezet).

A lineáris burkoló görbék normalizációjához használható (1) speciális tesztekkel meghatározott referencia elektromos aktivitással, vagy (2) a vizsgált mozgáshoz tartozó maximális elektromos aktivitással (79) történő normalizáció közül most csak a referencia elektromos aktivitással történő normalizáció használható, mert többféle mozgás során meghatározott izomaktivitási jellemzőket hasonlítunk össze.

A nemzetközi gyakorlatban a referencia elektromos aktivitással történő normalizáció két típusa terjedt el: (1) a referencia elektromos aktivitással (RVC=reference voluntary contraction), (2) a maximális referencia elektromos aktivitással (MVC=maximum voluntary contraction) történő normalizálás.

A referencia elektromos aktivitással (RVC) történő normalizálás lényege, hogy statikus állapotban minden egyes vizsgált izomhoz – speciális tesztekkel - referencia elektromos aktivitást határoznak meg (28, 47, 54), amellyel a mozgás során mért elektromos aktivitást normalizálják. Az ily módon normalizált elektromos aktivitás a 100%-ot meghaladhatja. A módszer hátránya, hogy különböző szerzők a referencia elektromos aktivitásának meghatározására különböző tesztekkel használnak, a kapott eredmények nem hasonlíthatók össze.

A nemzetközi irodalom a maximális referencia elektromos aktivitással (MVC) történő normalizálást ajánlja (47, 69, 72). A maximális referencia elektromos aktivitást speciális - általában elemi – mozgásokkal határozzák meg. Ha a mozgás során mért elektromos aktivitást a maximális referencia elektromos aktivitással normalizálják, a normalizált elektromos aktivitás a 100%-ot (elméletileg) nem haladja meg. A módszer hátránya, hogy az előírt mozgások nehezen standardizálhatók, a kapott értékek nagy

szórást mutatnak, a referencia elektromos aktivitásának értékei függenek a vizsgálatot végző személytől, továbbá statikus állapotra vonatkoznak. Dinamikus mozgások elemzése esetén előfordulhat, hogy a mozgás során létrejövő normalizált elektromos aktivitása a 100%-ot meghaladja, azaz a normalizálás nem a maximális értékkel történt.

A fentiek figyelembevételével a maximális referencia összehúzóással (MVC) történő normalizálást módosítottuk. Az izom maximális elektromos aktivitását úgy határoztuk meg, hogy a vizsgálat során végrehajtott különböző mozgásformák során elért legmagasabb elektromos aktivitást vettük referencia szintnek, azaz 100%-nak. A fenti normalizációnak az az előnye, hogy a normalizáció minden egyes egyénnél a rá jellemző maximális elektromos aktivitással történt. Egyénenként megállapítható, hogy melyik izom melyik mozgástípusnál éri el maximumát, és ez a többi vizsgált személy adataival összehasonlítható. A vizsgált mozgásformák esetén az egyes izmok normalizált elektromos aktivitása a 100%-ot nem haladja meg, továbbá az egyszerű és összetett (hajítás) összehasonlíthatók.

A következő izomaktivitási jellemzőket elemeztük: (1) az intermuszkuláris koordinációt jellemző ábra (on-off pattern) (továbbiakban intermuszkuláris koordináció), (2) az izom normalizált elektromos aktivitásának maximuma, (3) maximális időszélesség.

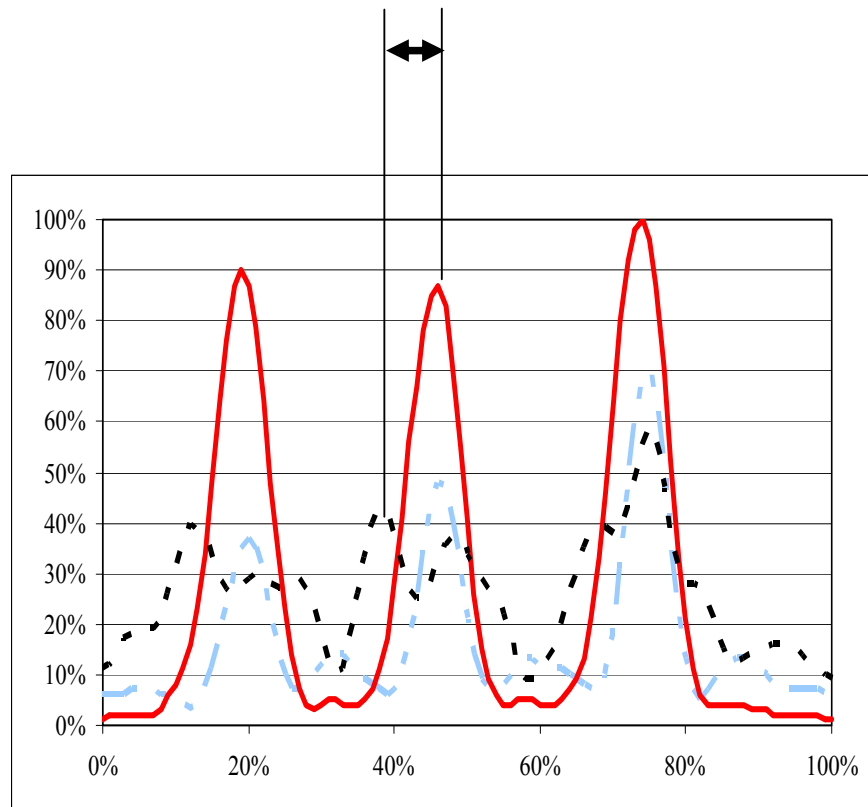
A különböző izmok intermuszkuláris koordinációjának meghatározásakor, az izom akkor tekinthető aktívnek, ha az izom normalizált elektromos aktivitása 0,2-nél (20%-nál) nagyobb (79). Az intermuszkuláris koordináció megadja, hogy az adott izom a mozgásciklus mely szakaszában és milyen hosszan aktív. A feldolgozási módszer előnye, hogy a vizsgált személyek, csoportok izomműködése összehasonlítható. A módszer hátránya, hogy az izomaktivitás mértékére nem lehet következtetni.

Az izomaktivitási mértékének elemzése az izom normalizált elektromos aktivitásainak az adott izomra és mozgásra vonatkozó maximumainak összehasonlításával és osztályba sorolásával történhet. Az izmot nem működőnek kell tekinteni, ha az



aktivitása 20% alatt van. Az izom minimális aktivitású, ha 20-40% közötti; közepes, ha 40-75% közötti; és maximális, ha 75% feletti az izom normalizált elektromos aktivitásának maximuma (38). Az eredmények értékeléséhez az egyes izmok jellemzőit mozgástípusra összegeztük, az adott mozgás létrejöttében résztvevő izmok szerepe egymással összehasonlítható.

Az izomműködés értékelésének harmadik szempontja a maximális időszélesség meghatározása, amely az adott mozgáscikluson belül az izmok normalizált izom elektromos aktivitásának maximuma közötti maximális eltérés a mozgásciklus %-ban kifejezve (14. ábra). A maximális időszélességgel jellemezhető, hogy a mozgás létrehozásában szereplő izmok milyen mértékben működnek egyszerre a mozgásciklus alatt, azaz indirekt módon a koordinációról ad információt.



14. ábra. A maximális időszélesség definíciója

#### **3.3.4. Az adatok feldolgozása, statisztikai elemzése**

Az adatok feldolgozása és statisztikai elemzése a saját fejlesztésű MS Excel alapú programok segítségével történt. Minden egyes vizsgált személy esetén a felvett mozgásciklusok mérési eredményeiből számolt izomaktivitási időszakainak, izom elektromos aktivitási maximumainak és maximális időszélességek átlagát és szórását számítottuk, és ezen adatok kerültek további feldolgozásra.

Az adott csoporthoz tartozó egyének és különböző csoportok izomaktivitási jellemzőinek statisztikai elemzése a MS Excel Analysis ToolPak segítségével végeztünk. Az adott csoporthoz tartozó egyének izomaktivitási jellemzőinek átlagát és szórását számoltuk. A szórások azonosságát F-próbával ellenőriztük, az azonos paraméterek átlaga közötti különbség szignifikancia szintjét szimmetrikus kritikus tartomány alkalmazásával t-próbával határoztuk meg. Az egészséges csoportok és a stabil és az instabil vállízületek eredményeinek összehasonlításánál a kétmintás t-próbát alkalmaztuk. Feltételezés szerint az egészséges csoportok, valamint a stabil és az instabil vállízületek izomaktivitási jellemzőinek statisztikailag szignifikánsan különbözőek, ha  $p < 0,05$ .

## 4. Eredmények

### 4.1. A kifejlesztett mérési módszer hitelesítésének eredményei

A hitelesítés és a hibaszámítás eredményeit a jobb áttekinthetőség kedvéért az 5.-7. táblázatokban foglaltuk össze. A statisztikai jellemzőket a tér mindhárom irányában külön-külön határoztuk meg.

Az 5. táblázatban láthatók az új mérési módszer intraobserver variációját jellemző statisztikai paraméterek mindhárom mérést végző személy esetére, és az interobserver variáció statisztikai jellemzői a gyakorlott személyhez viszonyítva. Gyakorlott mérést végző személy esetén a koordináták maximális szórása az x, y és z irányba 0.71, 0.76 és 0.88 mm, vállízület mérésében gyakorlatlan vizsgáló esetén 1.93, 1.91 és 1.80 mm, teljesen gyakorlatlan vizsgáló esetén ezek az értékek 2.34, 2.41 és 2.77 mm. Az interobserver variáció esetén a koordináták különbségének átlaga x, y, és z irányba az első vizsgáló esetén 3.36, 3.67, és 3.95 mm, amely nagyságrendileg megegyezik az irodalomban található értékekkel (46).

Az 6. táblázatban foglaltuk össze a ZEBRIS térképező mérőprogram (3DCAD) interobserver és intraobserver variációjának statisztikai jellemzőit. Intraobserver variáció gyakorlott vizsgáló esetén rendre 0.76, 0.76 és 0.75 mm, a vállízület mérésében gyakorlatlan vizsgáló esetén 1.03, 0.87 és 1.18 mm, gyakorlatlan vizsgáló esetén 2.90, 2.97, 3.07 mm. Ezek az értékek jó egyezést mutatnak a forgalmazó által közölt értékekkel (42). Az interobserver variáció ennél a módszernél is nagyobb, mint az intraobserver variáció, x, y és z irányba az első két vizsgáló között 1.82, 1.66 és 1.79 mm, az első és harmadik vizsgáló között 3.61, 3.81, 3.91 mm.

5. táblázat. Az új mérési módszer inter- és intraobserver variációját jellemző statisztikai paraméterek

HE	Koor- dináta	Intraobserver									Interobserver			
		1. számú mérést végző orvos			2. számú mérést végző orvos			3. számú mérést végző orvos			1-2 számú orvos között		1-3 számú orvos között	
		Koordi- náták szórása	95%-os konfi- dencia	F próba	Koordi- náták szórás a	95%-os konfi- dencia	F próba	Koordi- náták szórása	95%- os konfi- dencia	F próba	Különb- ség átlaga	95%- os konfi- dencia	Különb- ség átlaga	95%- os konfi- dencia
10 fok	X	0.490	0.487	159.698	0.761	0.749	145.049	2.134	2.127	117.699	1.927	1.871	3.152	3.085
	Y	0.528	0.506	87.520	0.794	0.787	110.972	2.131	2.096	124.053	1.533	1.487	3.349	3.267
	Z	0.468	0.460	025.177	0.718	0.706	72.707	2.060	2.040	90.345	1.493	1.453	3.770	3.741
20 fok	X	0.361	0.314	121.342	0.859	0.832	73.586	2.349	2.335	130.341	1.426	1.423	3.090	3.041
	Y	0.367	0.361	129.193	0.813	0.809	104.994	2.416	2.383	97.901	1.519	1.500	3.672	3.627
	Z	0.328	0.314	93.963	0.777	0.743	163.277	2.291	2.224	106.801	1.435	1.414	3.957	3.859
60 fok	X	0.708	0.700	83.003	0.689	0.679	163.629	1.901	1.890	102.767	1.326	1.295	2.993	2.876
	Y	0.759	0.749	101.259	0.654	0.633	117.104	2.337	2.295	119.210	1.685	1.655	2.867	2.835
	Z	0.777	0.762	131.797	0.706	0.691	104.424	2.699	2.685	133.538	1.800	1.731	2.219	2.140
90 fok	X	0.383	0.351	88.373	1.048	1.002	100.014	2.114	2.061	116.490	1.345	1.331	3.237	3.217
	Y	0.379	0.354	129.739	1.040	1.006	158.040	2.273	2.252	119.610	1.602	1.598	3.008	3.003
	Z	0.528	0.492	113.553	1.006	0.994	135.877	2.772	2.604	117.836	1.370	1.338	3.123	3.095
100 fok	X	0.469	0.450	97.688	0.994	0.984	166.940	1.829	1.765	115.341	0.670	1.600	3.364	3.316
	Y	0.473	0.468	159.340	0.995	0.983	136.851	2.328	1.314	99.389	0.906	0.873	3.293	3.227
	Z	0.515	0.495	88.997	0.912	0.898	135.956	1.530	1.527	101.205	1.775	1.765	3.830	3.798

6. táblázat. A ZEBRIS térképező (mapping, ZEBRIS 3DCAD) mérési módszer inter- és intraobserver variációját jellemző statisztikai paraméterek

HE	Koor- dináta	Intraobserver variáció									Interobserver variáció			
		1. számú mérést végző orvos			2. számú mérést végző orvos			3. számú mérést végző orvos			1-2 számú orvos között		1-3 számú orvos között	
		<i>Koordináták szórása</i>	<i>95%-os konfidencia</i>	<i>F próba</i>	<i>Koordináták szórása</i>	<i>95%-os konfidencia</i>	<i>F próba</i>	<i>Koordináták szórása</i>	<i>95%-os konfidencia</i>	<i>F próba</i>	<i>Különbség átlaga</i>	<i>95%-os konfidencia</i>	<i>Különbség átlaga</i>	<i>95%-os konfidencia</i>
0 fok	X	0.763	0.757	155.210	0.886	0.880	126.490	2.373	2.290	110.975	1.825	1.803	3.092	2.754
	Y	0.760	0.736	94.491	0.863	0.849	166.990	2.900	2.866	133.665	1.663	1.648	3.167	2.833
	Z	0.750	0.737	117.688	1.186	1.154	133.702	2.713	2.681	117.787	1.787	1.778	3.455	3.415
90 fok	X	0.762	0.759	143.246	1.030	1.029	109.878	2.898	2.852	90.651	1.490	1.393	3.609	3.592
	Y	0.710	0.691	142.486	0.871	0.874	131.491	2.973	2.888	81.104	1.636	1.609	3.807	3.758
	Z	0.777	0.759	78.673	0.921	0.904	94.141	3.069	2.976	127.005	1.534	1.509	3.910	3.725

7. táblázat. A kifejlesztett új és a ZEBRIS térképező (mapping, ZEBRIS 3DCAD) mérési módszerrel meghatározott térbeli koordináták különbségének átlaga és 95%-os konfidencia intervallumhoz tartozó érték

HE	Koordináta	1. számú mérést végző orvos		2. számú mérést végző orvos		3. számú mérést végző orvos	
		<i>Különbség átlaga</i>	<i>95%-os konfidencia</i>	<i>Különbség átlaga</i>	<i>95%-os konfidencia</i>	<i>Különbség átlaga</i>	<i>95%-os konfidencia</i>
0 fok	X	1.138	1.203	1.553	1.541	2.701	2.616
	Y	0.854	0.850	1.841	1.834	3.022	2.957
	Z	0.850	0.831	1.845	1.840	3.115	3.015
90 fok	X	0.764	0.750	1.869	1.857	2.987	2.978
	Y	1.220	1.199	1.903	1.892	3.080	3.060
	Z	1.126	1.107	1.821	1.819	2.902	2.841

A 7. táblázat tartalmazza a két módszerrel meghatározott térbeli koordináták különbségét és annak 95%-os konfidencia-intervallumhoz tartozó értéket. A koordináták közötti különbségek átlagának maximális értéke gyakorlott mérést végző személy esetén 1.14, 1.21, 1.13 mm, vállízület mérésében gyakorlatlan vizsgáló esetén 1.87, 1.90 és 1.82 mm, gyakorlatlan mérést végző személy esetén 2.98, 3.08, 3.12 mm.

#### 4.2. Egészséges és multidirekcionális instabilitású vállízület kinematikai és izomaktivitási jellemzői karemelés során

A vállízület mozgáselemzése során kijelölt anatómiai pontok térbeli koordinátáiból a humerus eleváció (HE), a scapulothoracalis (ST) és a glenohumeralis (GH) szögértéket (9. ábra) és azok időbeni alakulását, valamint a szögértékekből számolható szögváltozási paramétert határoztuk meg. Új paraméterként vizsgáltuk a scapula és a humerus rotációs pontjainak abszolút és relatív elmozdulását. A paraméterek átlagát és szórását számítottuk. Az F-próba a szórások azonosságát mutatta, a várható értékek közötti különbség szignifikancia szintje a szimmetrikus kritikus tartományú, két-mintás t-próbával határozható meg. Az eredmények az alábbiakban összegezhetők:

- a) A humerus eleváció (HE), a scapulothoracalis (ST) és a glenohumeralis (GH) szögértékek időbeni változása nem ad lényeges többletinformációt a mozgás elemzéséhez. A mozgás kezdeti és a végállapotában meghatározható szögértékek (8. táblázat) lényegesen függenek a vizsgálandó személy antropometria adataitól. A multidirekcionális instabilitású és az egészséges vállízület esetén a humerus eleváció ( $p=0.009$ ) és a scapulothoracalis szögértékek ( $p=0.0062$ ) átlagai között a különbség szignifikáns.
- b) A scapulothoracalis (ST) és a glenohumeralis (GH) szögeknek a humerus eleváció (HE) szög függvényében történő elemzése (15. a. és b. ábrák), a két szög ritmusáról ad képet. A következő megállapítások tehetők:

- A kontroll csoport esetén (15.a. ábra) a scapulothoracalis és a glenohumeralis ritmus bilineáris, regressziós egyenesei

$$y_1 = 75.08 + 0.303 \cdot x$$

$$y_2 = 59.95 + 0.557 \cdot x$$

A glenohumeralis ritmust jellemző görbére két regressziós egyenes illeszthető, ezek metszéspontja (és a görbe töréspontja) 59.57 foknál van. A regressziós egyenesek meredeksége azt mutatja, hogy a scapulothoracalis ritmus meredeksége 60 fokos karemelés felett szignifikánsan ( $p=0.00113$ ) megnő.



A glenohumeralis ritmus regressziós egyenesei

$$y_1 = 86.861 + 0.673 \cdot x$$

$$y_2 = 94.491 + 0.547 \cdot x$$

A görbére illeszthető két regressziós egyenes metszéspontja (és a görbe töréspontja) 60.13 foknál van. A regressziós egyenesek meredeksége mutatja, hogy a glenohumeralis ritmus 60 fok felett csökken ( $p=0.121$ ).

- Multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén mind a scapulothoracalis mind a glenohumeralis ritmust jellemző függvény lineáris (töréspont nélküli) (15.b. ábra). A scapulothoracalis ritmus regressziós egyenese, amely egybeesik a függvénnyel:

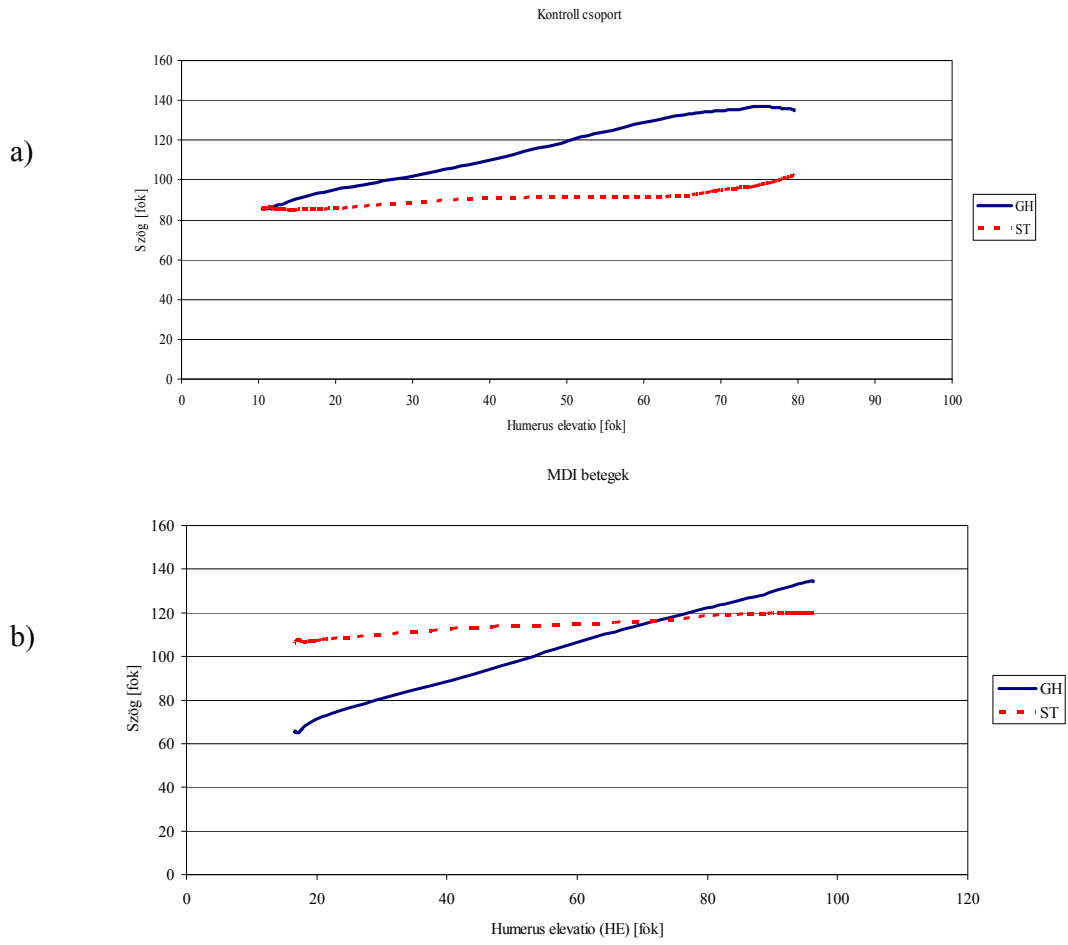
$$y = 98.78 + 0.2480 \cdot x$$

a glenohumeralis ritmus regressziós egyenese:

$$y = 57.98 + 0.7589 \cdot x$$

c) A mozgás kezdeti és végállapota közötti szögváltozási paramétert elemezve a következők állapíthatók meg (8. táblázat)

- Sem a kontroll csoport sem a multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén a domináns és az ellenoldali szögváltozási paramétereinek átlaga között nincs szignifikáns különbség.
- Szignifikáns eltérés mutatható ki a stabil és az instabil vállízület esetén a humerus eleváció ( $p=0.000087$ ), és a scapulothoracalis ( $p=0.000098$ ) szögváltozás paraméter átlagai között.
- Mind az egészséges mind a multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a domináns és az ellenoldali szögváltozási paraméter átlagai között a különbség nem szignifikáns (9. táblázat). Szignifikáns a különbség a stabil és az instabil vállízület esetén a humerus eleváció és a scapulothoracalis ( $p=0.009$ ) valamint a glenohumeralis és a scapulothoracalis ( $p=0.000034$ ) szögváltozási paraméterek arányainak átlagai között.



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

8. táblázat. A humerus eleváció (HE), a scapulothoracalis és glenohumeralis szögek a mozgás kiinduló és véghelyzetében, és azok szögváltozási paramétere kontroll csoport és multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén

	Kontroll csoport						MDI betegek					
	Domináns oldal			Ellenoldal			Domináns oldal			Ellenoldal		
	<i>Kiinduló helyzet</i>	<i>Vég-helyzet</i>	<i>Szögváltozási paraméter</i>	<i>Kiinduló helyzet</i>	<i>Vég-helyzet</i>	<i>Szögváltozási paraméter</i>	<i>Kiinduló helyzet</i>	<i>Vég-helyzet</i>	<i>Szögváltozási paraméter</i>	<i>Kiinduló helyzet</i>	<i>Vég-helyzet</i>	<i>Szögváltozási paraméter</i>
<b>HE</b>	7.18	97.74	90.59	4.97	97.79	92.79	20.27	89.17	68.90	17.87	90.67	72.79
<b>GH</b>	91.75	142.05	50.3	85.24	140.84	44.41	87.55	141.24	53.68	85.24	140.84	55.60
<b>ST</b>	83.98	106.84	22.85	88.91	110.69	21.78	74.54	88.78	14.24	74.72	88.50	13.78

9. táblázat. Szögváltozási paraméterek aránya kontroll csoport és multidirekcionális instabilitású betegek esetén

	Kontroll csoport		MDI betegek	
	<i>Domináns oldal</i>	<i>Ellenoldal</i>	<i>Domináns oldal</i>	<i>Ellenoldal</i>
<b>HE/GH</b>	1.80	2.08	1.28	1.31
<b>HE/ST</b>	3.97	4.26	4.84	5.28
<b>GH/ST</b>	2.20	2.08	3.77	4.03

A mozgás dinamikájának elemzéséhez a scapula és a humerus egymáshoz viszonyított helyzetét a scapula és a humerus rotációs pontja közötti maximális és minimális távolsággal, a rotációs pontok abszolút és relatív elmozdulásával elemeztük:

- A multidirekcionális vállízületi instabilitás és az egészséges kontroll csoport esetén a maximális ( $d_{SH,max}$ ) és minimális távolság ( $d_{SH,min}$ ) átlagai közötti különbség szignifikáns ( $p=0.04$ ). A vizsgált személyek antropometriai adatai lényegesen befolyásolják a kapott eredményeket, emiatt az adatok értékelése nem objektív (10. táblázat).
- A multidirekcionális vállízületi instabilitás és az egészséges kontroll csoport esetén a rotációs pontok abszolút elmozdulásának ( $\Delta_{SH}$ ) átlagai közötti különbség szignifikáns ( $p=0.0034$ ). A kapott eredményeket a vizsgált személyek antropometriai adatai befolyásolhatják (11. táblázat).
- Az antropometriai különbségek kiküszöbölésére bevezetett relatív elmozdulás ( $\varepsilon_{SH}$ ) átlagai közötti eltérés is szignifikáns ( $p=0.00045$ ) (11. táblázat).
- A multidirekcionális instabilitás esetén fontos kérdés, hogy az instabilitás a tér mindhárom irányába azonos-e. A rotációs pontok relatív elmozdulásainak a tér három irányba eső összetevőit számítottuk (12. táblázat). Az egészséges és a multidirekcionális instabilitású vállízület összehasonlításakor az  $y$  irányú (sagittalis síkra merőleges irány) összetevő átlagai közötti különbségek nem ( $p_y=0.654$ ), míg a másik két (antero-posterior és inferior) irányú összetevő átlagai között a különbség szignifikáns ( $p_x=0.0034$  és  $p_z=0.00069$ ).
- Sem a multidirekcionális instabilitású, sem az egészséges egyének paramétereinek átlagai között nincs szignifikáns eltérés a domináns és az ellenoldalt tekintve (10-12. táblázat).

10. táblázat. A scapula és a humerus rotációs pontjainak legkisebb ( $d_{SH,min}$ ) és legnagyobb ( $d_{SH,max}$ ) távolsága a mozgás során

	Domináns oldal		Ellenoldal	
	$d_{SH,min}$ (mm)	$d_{SH,max}$ (mm) <sub>x</sub>	$d_{SH,min}$ (mm)	$d_{SH,max}$ (mm)
<b>Kontroll csoport</b>	214.78	228.8	213.3	230.2
<b>MDI betegek</b>	197.3	241.1	171.8	211.3

11. táblázat. A scapula és a humerus rotációs pontjának abszolút ( $\Delta_{SH}$ ) és relatív ( $\varepsilon_{SH}$ ) elmozdulása

	Domináns oldal		Ellenoldal	
	$\Delta_{SH}$ (mm)	$\varepsilon_{SH}$	$\Delta_{SH}$ (mm)	$\varepsilon_{SH}$
<b>Kontroll csoport</b>	14.12	0.065	16.92	0.079
<b>MDI betegek</b>	43.8	0.223	39.49	0.23

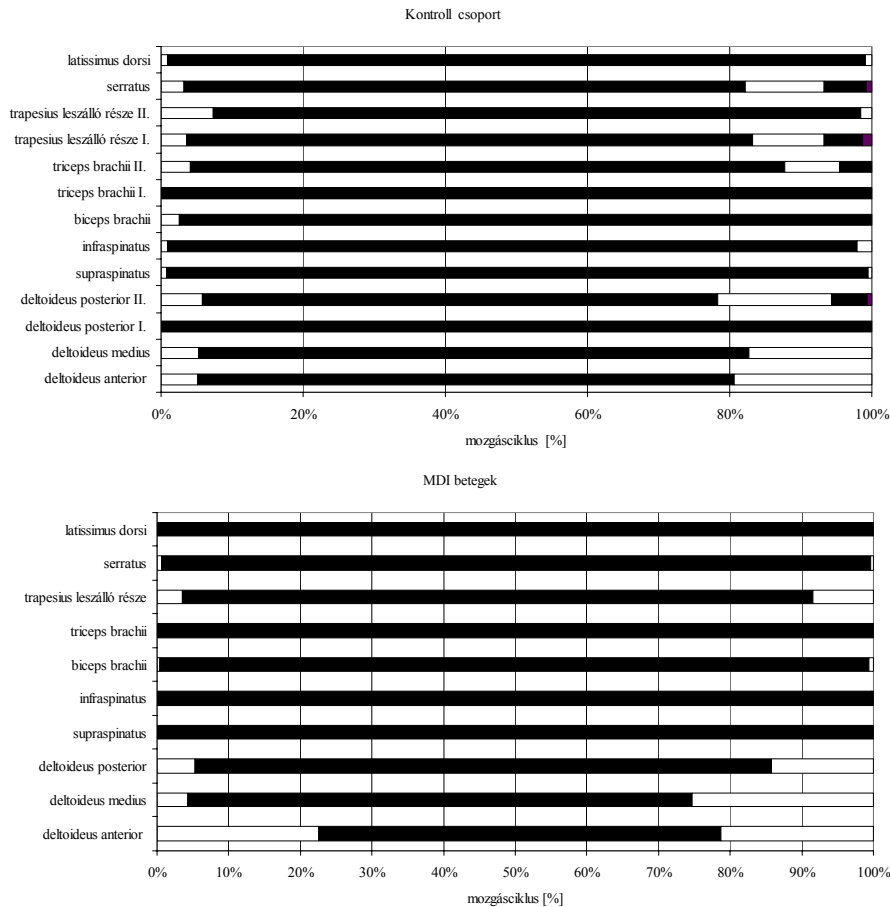
12. táblázat. A scapula és a humerus rotációs pontjának relatív ( $\varepsilon_{SH}$ ) elmozdulása x, y és z irányban

	Domináns oldal			Ellenoldal		
	$\varepsilon_{SH,x}$	$\varepsilon_{SH,y}$	$\varepsilon_{SH,z}$	$\varepsilon_{SH,x}$	$\varepsilon_{SH,y}$	$\varepsilon_{SH,z}$
<b>Kontroll csoport</b>	0.039	0.021	0.047	0.042	0.019	0.064
<b>MDI betegek</b>	0.113	0.039	0.174	0.116	0.037	0.195

A vállízület biomechanikai elemzésének fontos kérdése az izmok aktivitási jellemzőinek elemzése. A vizsgált izmok intermuszkuláris koordinációjának meghatározásához a lineáris burkoló görbét a vizsgált mozgáshoz (karemelés) tartozó a maximális elektromos aktivitás átlagával normalizáltuk. A meghatározott aktivitási időszakok a mozgásciklus százalékában adottak, ebben az esetben is számítható az átlag és a szórás. A vizsgált izmok meghatározott intermuszkuláris koordinációja (16. ábra) alapján a következők állapíthatók meg:

- Multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén a deltaizom első részének ( $p=0.043$ ) aktivitási időszaka szignifikánsan csökkent, a serratus anterior izomnak ( $p=0.034$ ) aktivitási időszaka szignifikánsan nőtt, a többi izom aktivitási időszaka nem szignifikánsan növekedett a kontroll csoporthoz képest.
- A kontroll csoport minden tagjánál a serratus anterior, egyes egyéneknél a trapezius izom leszálló része ( $n=12$ ), a triceps brachii izom ( $n=17$ ), a deltaizom hátsó része ( $n=15$ ) szakaszosan volt aktív, a multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén az izmok folyamatos aktivitást mutattak.

- A sternocleidomastoideus izom működését a carotis nagyfokú áthallása miatt nem tudtuk értékelni.
- Az adott mozgáshoz tartozó maximális elektromos aktivitással történő normalizálással előállított intermuszkuláris koordináció nem ad lényegese információt.



16. ábra. Az izmok karemeléshez tartozó maximális elektromos aktivitásával történő normalizálással előállított intermuszkuláris koordinációja a) kontroll csoport b) multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén

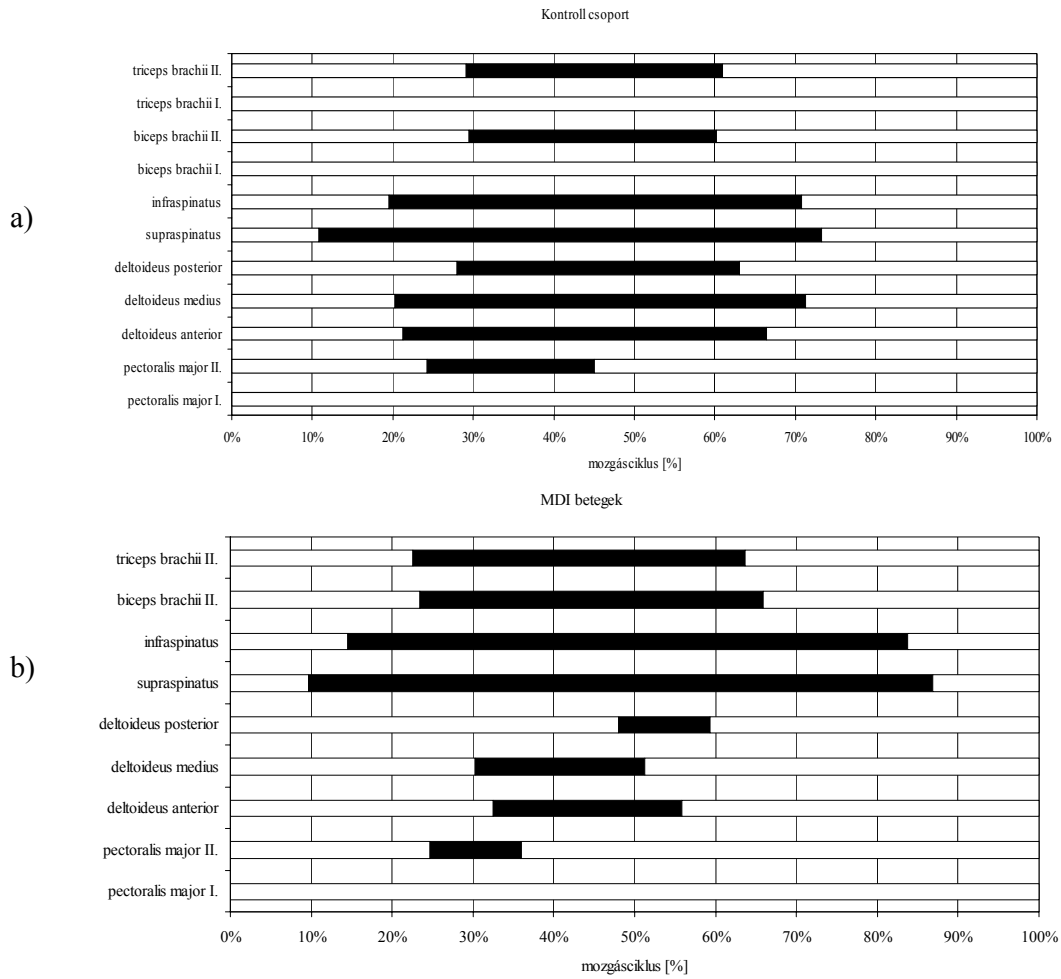
A kontroll csoport 25 tagja és az összes multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén a vállizmok aktivitását egyszerű mozgások és fej feletti hajítás esetén is (3.3. fejezet) elemeztük. A kinematikai vizsgálattal összekötött és az egyszerű és

hajító mozgások alatt végzett elektromiográfiás vizsgálatok között eltelt idő minimális, a két vizsgálat között az elektromos potenciál-változás rögzítésére használt felületi elektródok nem kerültek eltávolításra. Emiatt az egyszerű mozgások és a hajító mozgások elemzéséhez megállapított módosított maximális referencia elektromos aktivitás (3.3.3. fejezet) a vizsgálatnál felvett regisztrátumból előállított lineáris burkoló görbe normalizálásához is használható.

Az izmok maximális elektromos aktivitását úgy határoztuk meg, hogy a 3.3.2. fejezetben leírt vizsgálatkor végrehajtott különböző mozgásformák (rugalmas ellenállással szemben végzett húzás, tolás, karemelés és fej feletti hajítás) során elért legmagasabb elektromos aktivitását vettük referencia szintnek, azaz 100%-nak. Az izom mozgás során mért elektromos aktivitását az izom referencia elektromos aktivitással normalizáltuk. A különböző izmok intermuszkuláris koordinációjának meghatározásához az izom akkor tekinthető aktívnek, ha a normalizált értéke 0,2-nél (20%-nál) nagyobb (79) (3.3.3. fejezet).

A fenti módon előállított intermuszkuláris koordináció (17. ábra) alapján a következő megállapítások tehetők:

- A kontroll csoport esetén néhány személynél a triceps brachii (n= 11), a biceps brachii (n= 5), és a pectoralis major (n= 15) izmok a mozgás teljes hossza alatt inaktívak, másoknál ezek az izmok a mozgás valamely ciklusában aktivitást mutattak.
- 11 multidirekcionális instabilitású betegek esetén a pectoralis major izom a mozgás teljes hossza alatt inaktív.
- Multidirekcionális instabilitású betegek esetén, a pectoralis major (p=0.0013), a deltaizom első (p=0.0006), középső (p=0.00062) és hátsó rész (p=0.0087) aktivitási periódusának hossza szignifikánsan csökkent, a supraspinatus (p=0.000087), az infraspinatus (p=0.00001), a biceps brachii (p=0.00008) és a triceps brachii (p=0.00011) izmok aktivitási időszakának hossza szignifikánsan nőtt.



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



### **4.3. A vállízület izmainak aktivitási jellemzői egyszerű karmozgás és fej feletti hajítás során**

A különböző - egyszerű és hajító - mozgások eredményei csak abban az esetben hasonlíthatók össze, ha a lineáris burkoló görbéket az izom referencia elektromos aktivitásával normalizáljuk. A normalizáció az izom módosított maximális referencia elektromos aktivitásával történt. Az izom maximális elektromos aktivitását úgy határoztuk meg, hogy a vizsgálat alatt végrehajtott különböző mozgásformák során elért legnagyobb elektromos aktivitást vettük referencia szintnek, azaz 100%-nak.

A vizgálatsorozat referencia-mozgásának nevezzük azt a mozgásformát, ahol az adott izom a maximális elektromos aktivitását eléri. A kontroll csoport esetén a referencia-mozgás a pectoralis major, a supraspinatus, az infraspinatus a biceps brachii és a triceps brachii izmok esetén általában a gyors dobás, a deltaizom első és középső része esetén a karemelés, a deltaizom hátsó része esetén a húzás. Gerelyhajítók esetén a referencia-mozgás a pectoralis major, a deltaizom első és hátsó része, a supraspinatus, az infraspinatus, a biceps brachii és a triceps brachii izmok esetén a gyors dobás, a deltaizom középső része esetén a karemelés (13. táblázat).

Az elektromiográfiai vizsgálat során rögzített regisztrátum elsődleges feldolgozása után mind a kontroll csoport mind a gerelyhajítók esetén meghatároztuk (1) az intermuszkuláris koordinációt (2) az izom normalizált elektromos aktivitási maximumát és annak osztályba sorolását, (3) a maximális időszélességet. A paraméterek átlagát és szórását számítottuk. Az F-próba a szórások azonosságát mutatta, a várható értékek közötti különbség szignifikancia szintje a szimmetrikus kritikus tartományú, két-mintás t-próbával határozható meg.

13. táblázat. Az adott izomra vonatkozó referencia-mozgások összefoglalása egészségesek esetén

mozgás típusa	Kontroll csoport								Gerelyhajtók							
	<i>PM</i>	<i>DE</i>	<i>DK</i>	<i>DH</i>	<i>SS</i>	<i>IS</i>	<i>BI</i>	<i>TR</i>	<i>PM</i>	<i>DE</i>	<i>DK</i>	<i>DH</i>	<i>SS</i>	<i>IS</i>	<i>BI</i>	<i>TR</i>
<i>húzás</i>	0	0	4	18	0	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<i>tolás</i>	5	0	0	0	0	0	6	4	1	0	1	0	0	1	0	1
<i>karemelés</i>	0	18	14	3	9	3	2	0	0	3	4	0	2	2	3	0
<i>lassú hajtás</i>	0	1	0	1	2	1	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0
<i>gyors hajtás</i>	20	8	7	3	14	16	16	21	7	5	3	8	5	5	5	7
<i>személyek száma</i>	25								8							

Magyarázat: PM: m. pectoralis major, DE: m. deltoideus első része, DK: m. deltoideus középső része, DH: m. deltoideus hátsó része, SS: m. supraspinatus, BI: m. biceps brachii, TR: m. triceps brachii. A táblázat megadja az esetek számát, ahányszor az adott izomra az a mozgás volt referencia)

### 4.3.1. Az intermuszkuláris koordináció

Az egyszerű (húzás, tolás, karemelés) és az összetett (fej feletti lassú és gyors hajítás) mozgás során rögzített EMG regisztrátumból meghatározott intermuszkuláris koordinációt a 18. és a 19. ábrán foglaljuk össze. Az eredmények a következőkben összegezhetők:

#### a) Húzás (18. a és 19. a ábra)

Mind a kontroll csoport mind a gerelyhajítók esetén megállapíthatjuk, hogy néhány személynél a triceps brachii ( $n_{\text{kontroll}} = 5$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 5$ ), a biceps brachii ( $n_{\text{kontroll}} = 6$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 3$ ), az infraspinatus ( $n_{\text{kontroll}} = 6$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 3$ ), a deltaizom első ( $n_{\text{kontroll}} = 6$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 3$ ), középső része ( $n_{\text{kontroll}} = 6$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 3$ ) és a pectoralis major izom ( $n_{\text{kontroll}} = 19$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 5$ ) a mozgás teljes hossza alatt inaktív, másoknál ezek az izmok a mozgás valamely ciklusában aktivitást mutatnak. A supraspinatus izom az összes gerelyhajító esetén és a kontroll csoport egyes tagjainál ( $n=5$ ), a deltaizom hátsó része öt gerelyhajító esetén nem mutatott aktivitást. A kontroll csoport esetén a pectoralis major és a biceps brachii izmokat kivéve az összes izom aktivitási periódusa hosszabb, mint a gerelyhajítóké. Az aktivitási időszak hosszának átlagai között szignifikáns különbség csak a pectoralis major ( $p=0.004$ ), a deltaizom első ( $p=0.02$ ) és középső része ( $p=0.01$ ) esetén figyelhető meg. A gerelyhajítóknál a húzás deceleratios fázisában a biceps brachii izom aktivitása lényegesen hosszabb, mint a kontroll csoport esetén.

#### b) Tolás (18. b és 19. b ábra)

Mind a kontroll csoport mind a gerelyhajítók esetén megállapíthatjuk, hogy néhány személynél a triceps brachii ( $n_{\text{kontroll}} = 5$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 5$ ), a biceps brachii ( $n_{\text{kontroll}} = 6$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 3$ ), az infraspinatus ( $n_{\text{kontroll}} = 6$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 3$ ), a supraspinatus ( $n_{\text{kontroll}} = 5$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 5$ ) és a pectoralis major izmok ( $n_{\text{kontroll}} = 19$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 5$ ) a mozgás teljes hossza alatt inaktívak, másoknál ezek az izmok a mozgás valamely ciklusában aktivitást mutattak. A supraspinatus izom az 5 gerelyhajító és a kontroll csoport 5 tagjánál nem

mutatott aktivitást. A deltaizom hátsó része senkinél nem mutatott aktivitást. A deltaizom középső része a mozgásciklus teljes hossza alatt három gerelyhajító esetén inaktív. A kontroll csoport esetén a pectoralis major ( $p=0.03$ ), a deltaizom első részének ( $p=0.04$ ) aktivitási hossza szignifikánsan, a deltaizom középső részének ( $p=0.2$ ), az infraspinatus ( $p=0.1$ ) izomnak az aktivitása nem szignifikánsan hosszabb, mint a gerelyhajítóké. A gerelyhajítók esetén a supraspinatus ( $p=0.01$ ) és a triceps brachii ( $p=0.009$ ) izmok aktivitási periódusa szignifikánsan hosszabb. A biceps brachii izom aktivitási periódusának hossza azonos, de a kontroll csoport esetén a biceps brachii izom a mozgás deceleratios fázisában is aktív, a gerelyhajítók esetén ugyanebben a fázisban csak a supraspinatus izom a működik.

**c) Karemelés (18. c és 19 c. ábra)**

Mind a kontroll csoport mind a gerelyhajítók esetén megállapíthatjuk, hogy néhány személynél a triceps brachii ( $n_{\text{kontroll}} = 5$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 5$ ), a biceps brachii ( $n_{\text{kontroll}} = 6$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 3$ ) és a pectoralis major izmok ( $n_{\text{kontroll}} = 19$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 5$ ) a mozgás teljes hossza alatt inaktívak, másoknál ezek az izmok a mozgás valamely ciklusában aktivitást mutattak. Az infraspinatus izom 3 gerelyhajító esetén, a deltaizom hátsó része 5 gerelyhajító esetén a teljes mozgás alatt nem mutatott aktivitás. A gerelyhajítók esetén a deltaizom első ( $p=0.23$ ), középső része ( $p=0.14$ ), a supraspinatus ( $p=0.43$ ) és infraspinatus ( $p=0.98$ ) izmok aktivitási hossza nem szignifikánsan, a pectoralis major izom ( $p=0.0006$ ), a deltaizom hátsó része ( $p=0.000087$ ), a triceps brachii ( $p=0.0076$ ) izom szignifikánsan növekedett, a biceps brachii ( $p=0.86$ ) nem szignifikánsan növekedett a gerelyhajítókhoz képest.

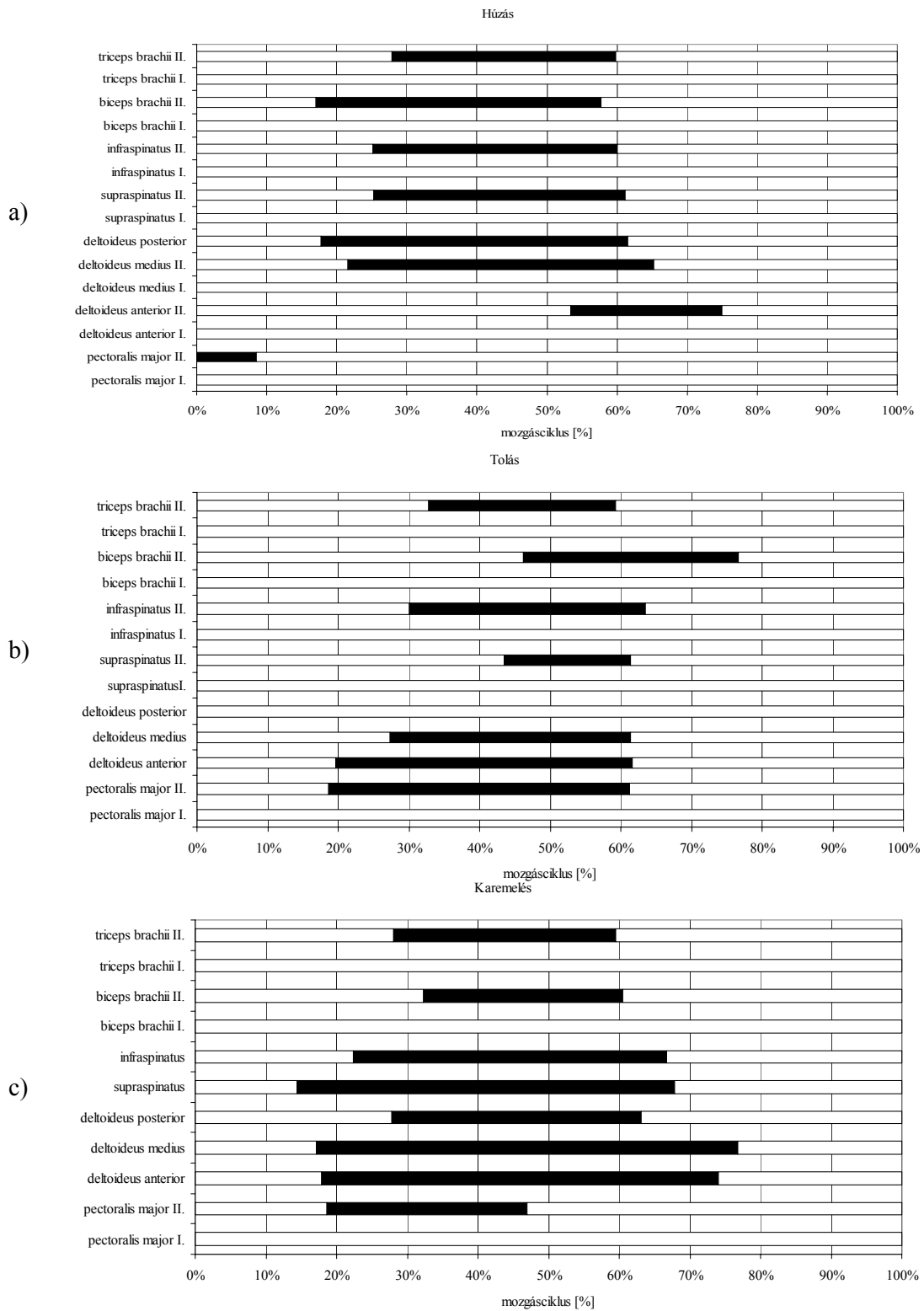
**d) Lassú fej feletti hajítás, mint célorientált mozgás (18. d és 19. d ábra)**

Mind a kontroll csoport, mind a gerelyhajítók esetén megállapíthatjuk, hogy néhány személynél a triceps brachii ( $n_{\text{kontroll}} = 5$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 5$ ), a biceps brachii ( $n_{\text{kontroll}} = 6$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 3$ ), a pectoralis major izmok ( $n_{\text{kontroll}} = 19$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 5$ ), a deltaizom hátsó része ( $n_{\text{kontroll}} = 19$ ,  $n_{\text{gerelyhajítók}} = 5$ ) a mozgás teljes hossza alatt inaktívak, másoknál ezek az izmok a mozgás valamely

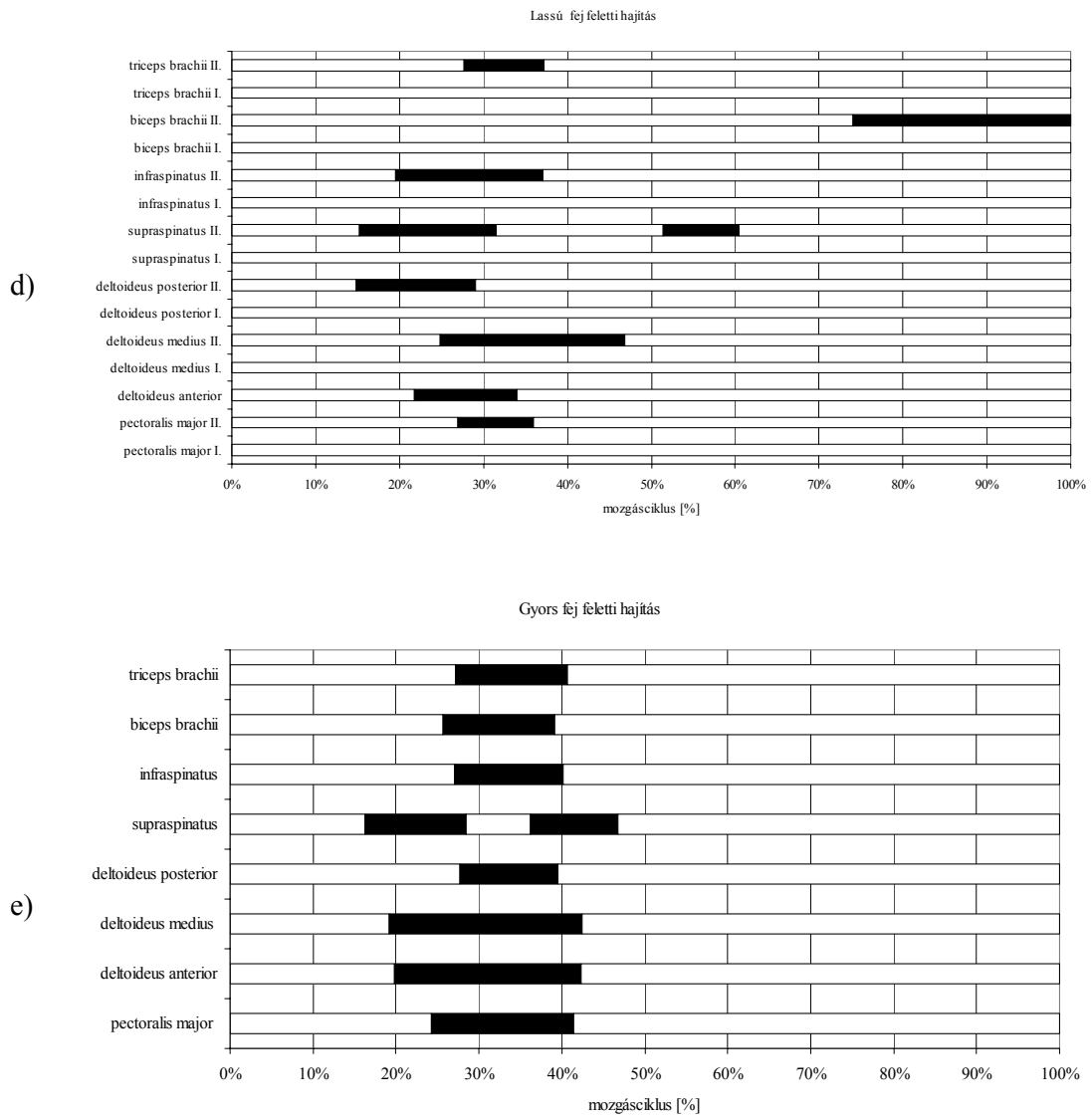
ciklusában aktivitást mutattak. A teljes mozgás alatt az infraspinatus izom 6 kontroll személy, a supraspinatus izom 5 kontroll személy, a deltaizom hátsó része 19 kontroll személy esetén nem mutatott aktivitást. A pectoralis major, az infraspinatus izmok, a deltaizom első és középső része izomaktivitási hossza a két csoport esetén közel azonos. A gerelyhajítók esetén a deltaizom hátsó része ( $p=0.006$ ), a supraspinatus ( $p=0.0043$ ) és a triceps brachii ( $p=0.016$ ) izmok aktivitása szignifikánsan hosszabb, a biceps brachii izom ( $p=0.0034$ ) aktivitási hossza szignifikánsan rövidebb, mint a kontroll csoport esetén. A supraspinatus izom aktivitási periódusa kettős mindkét csoport esetén, a biceps brachii izom aktivitási periódusa a kontroll csoport esetén a gerelyhajítókhoz képest a mozgásciklus végére tolódik el.

**e) Gyors fej feletti hajítás (18. e és 19. e ábra)**

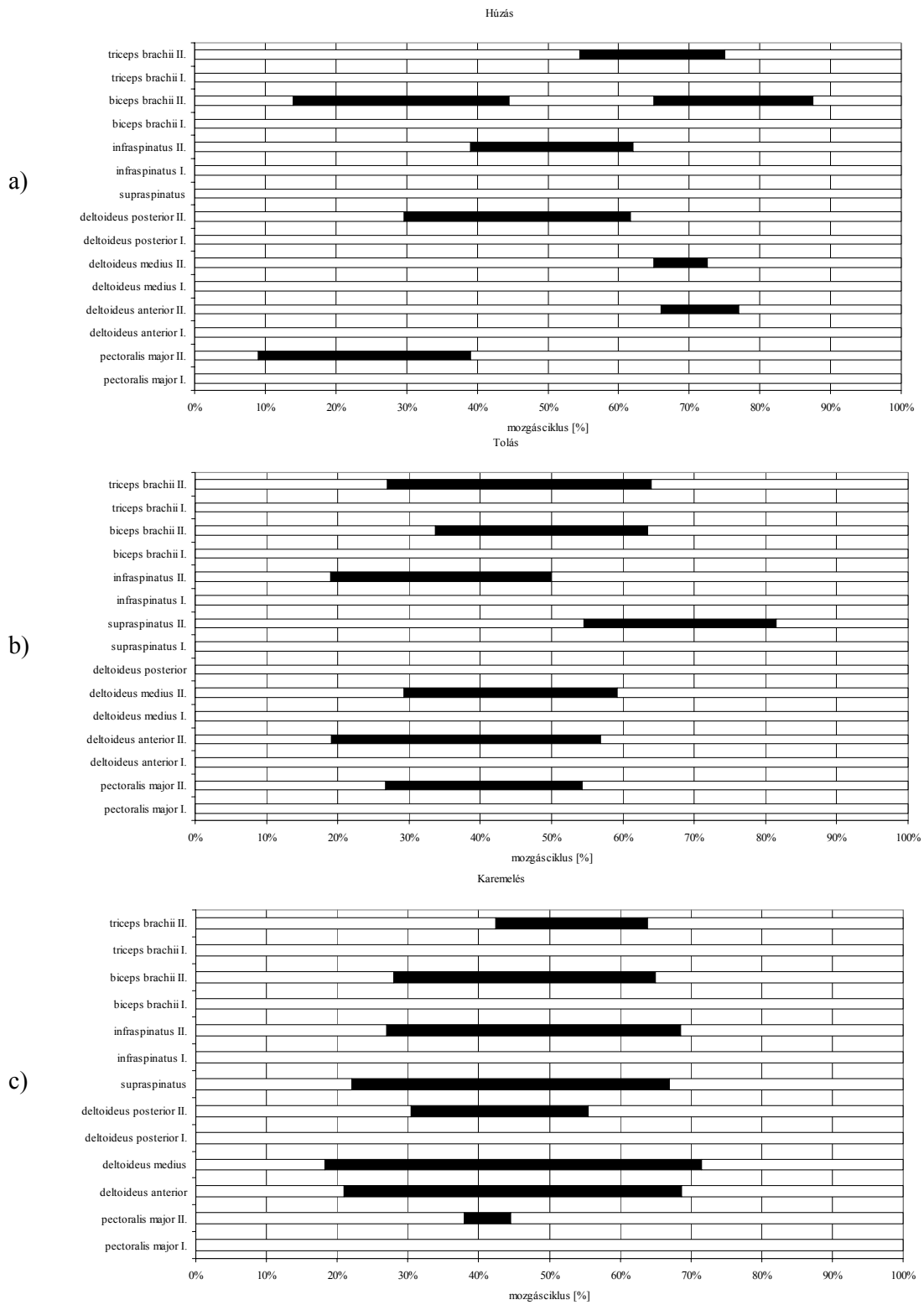
Mindkét csoport esetén az összes izom aktivitást mutatott a mozgás ciklus valamelyik szakaszában. A gerelyhajítók esetén a deltaizom hátsó részének ( $p=0.002$ ), az infraspinatus ( $p=0.004$ ) és a triceps brachii ( $p=0.00014$ ) izmok aktivitási periódusa szignifikánsan hosszabb, a deltaizom első részének aktivitási periódusa ( $p=0.04$ ) szignifikánsan, a többi izomé nem szignifikánsan rövidebb, mint kontroll csoport tagjaié. A supraspinatus izom aktivitási periódusa a kontroll csoport esetén kettős, a gerelyhajítók esetén csak egy aktivitási periódus figyelhető meg.



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

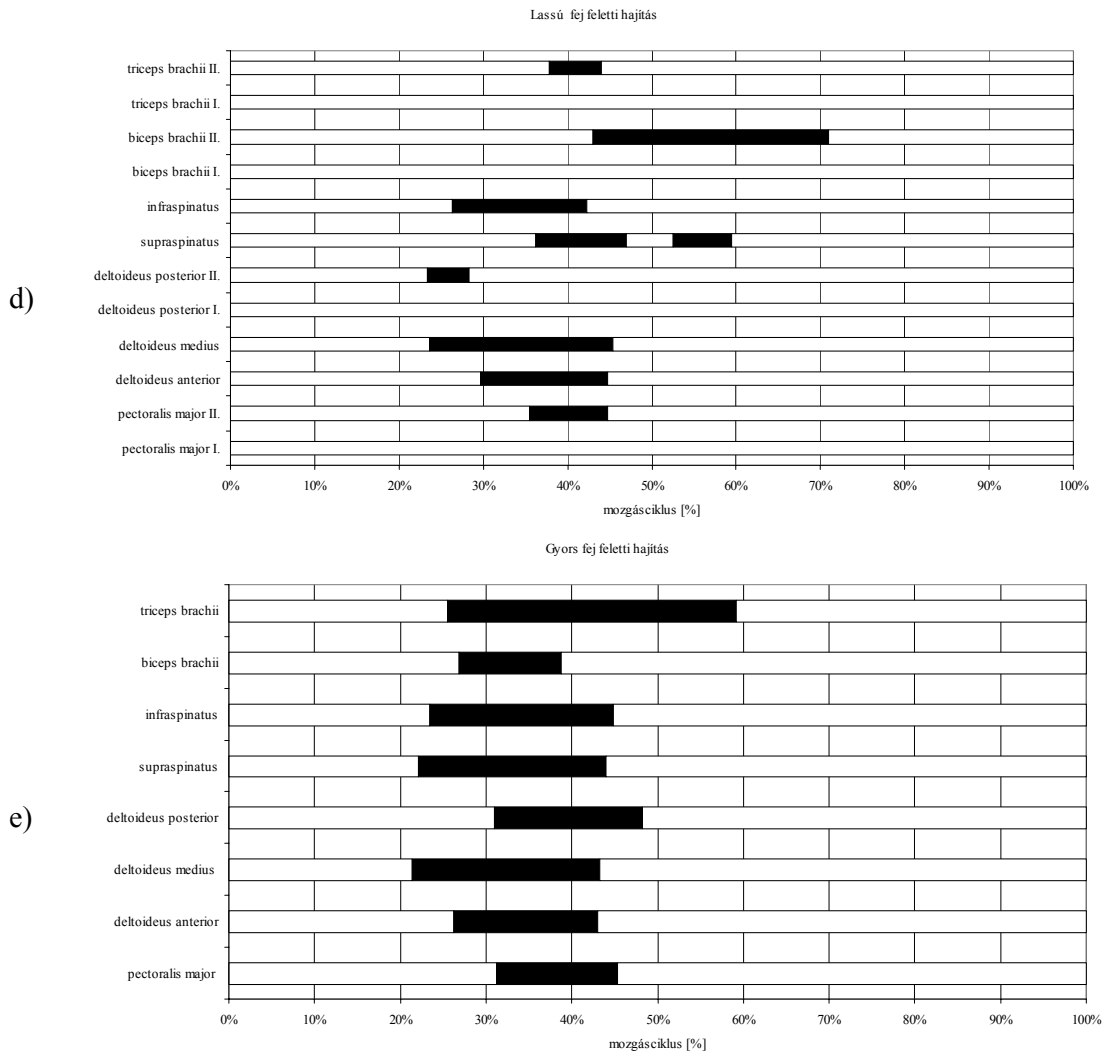


18. ábra. A kontroll csoport vizsgált izmainak intermuszkuláris koordinációja d) lassú fej feletti hajítás e) gyors fej feletti hajítás során



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





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

Az intermuszkuláris koordináció elemzése alapján a kontroll csoport tagjai három, a gerelyhajítók két alcsoportba oszthatók. A különböző csoportok esetén a mozgás kivitelezésében részvevő izmokat a 14. és a 15. táblázatban foglaltuk össze. A kapott eredmények elemzéséből megállapíthatjuk, ha a húzás, a tolás és a lassú hajítás mozgás kivitelezésében a pectoralis major izom részt vesz, akkor deltaizom szerepe csökken (kontroll csoport és a gerelyhajítók I. alcsoportja). Ha a mozgás kivitelezésében a triceps brachii izom vesz részt, akkor a supraspinatus izom aktív és az infraspinatus izom általában inaktív (kontroll csoport és a gerelyhajítók I.

alcsoportja), ha a biceps brachii izom, akkor az infraspinatus izom aktív és a supraspinatus izom az inaktív (kontroll csoport III. és a gerelyhajítók II. alcsoportja). Ha a mozgás kivitelezésében a biceps brachii és a triceps brachii izmok egyaránt részt vesznek, akkor a supraspinatus és az infraspinatus izmok is egyaránt aktívak (kontroll csoport II. alcsoportja).

14. táblázat. A kontroll csoport tagjainak osztályba sorolása a különböző izmok aktivitása alapján

mozgás típusa	I. alcsoport								II. alcsoport								III. alcsoport							
	PM	DE	DK	DH	SS	IS	BI	TR	PM	DE	DK	DH	SS	IS	BI	TR	PM	DE	DK	DH	SS	IS	BI	TR
<i>húzás</i>	+	-	-	+	+	-	-	+	-	+	+	+	+	+	+	+	-	+	+	+	-	+	+	-
<i>tolás</i>	+	+	+	-	+	-	-	+	-	+	+	-	+	+	+	+	-	+	+	-	-	+	+	-
<i>karemelés</i>	+	+	+	+	+	+	-	+	-	+	+	+	+	+	+	+	-	+	+	+	-	+	+	-
<i>lassú Hajítás</i>	+	+	-	+	+	-	-	+	-	+	+	-	+	+	+	+	-	+	+	-	-	+	+	-
<i>gyors hajítás</i>	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
<i>személyek száma</i>	6								14								5							

Magyarázat: PM: m. pectoralis major, DE: m. deltoideus első része, DK: m. deltoideus középső része, DH: m. deltoideus hátsó része, SS: m. supraspinatus, BI: m. biceps brachii, TR: m. triceps brachii, + az izom a mozgás kivitelezésében részt vesz, – nem vesz részt

15. táblázat. A gerelyhajítók osztályba sorolása a különböző izmok aktivitása alapján

mozgás típusa	I. alcsoport								II. alcsoport							
	<i>PM</i>	<i>DE</i>	<i>DK</i>	<i>DH</i>	<i>SS</i>	<i>IS</i>	<i>BI</i>	<i>TR</i>	<i>PM</i>	<i>DE</i>	<i>DK</i>	<i>DH</i>	<i>SS</i>	<i>IS</i>	<i>BI</i>	<i>TR</i>
<i>húzás</i>	+	-	-	+	-	-	-	+	-	+	+	-	-	+	+	-
<i>tolás</i>	+	+	-	-	+	-	-	+	-	+	+	-	-	+	+	-
<i>karemelés</i>	+	+	+	+	+	-	-	+	-	+	+	-	+	+	+	-
<i>lassú hajítás</i>	+	+	+	+	+	+	-	+	-	+	+	-	+	+	+	-
<i>gyors hajítás</i>	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
<i>személyek száma</i>	3								5							

Magyarázat: PM: m. pectoralis major, DE: m. deltoideus első része, DK: m. deltoideus középső része, DH: m. deltoideus hátsó része, SS: m. supraspinatus, BI: m. biceps brachii, TR: m. triceps brachii, + az izom a mozgás kivitelezésében részt vesz, – nem vesz részt

#### **4.3.2. Az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak meghatározása és annak osztályba sorolása**

Az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak átlagát és szórását, az egyes izmok osztályba sorolását, és a kontroll csoport és a gerelyhajítók közötti szignifikáns eltéréseket 16. táblázatban foglaltuk össze.

##### **a) Húzás**

A kontroll csoport esetén a mozgás létrehozásában elsősorban a deltaizom hátsó része vesz részt, az izom maximális aktivitású. A deltaizom középső része, a supraspinatus, az infraspinatus, a biceps brachii és a triceps brachii izmok közepes aktivitásúak, deltaizom első része és a pectoralis major izom minimális aktivitású. Gerelyhajítók esetén a mozgás létrehozásában a vizsgált izmok mindegyike csaknem egyenlő arányban vesz részt, a deltaizom hátsó része, és a triceps brachii izmok közepes aktivitásúak, a deltaizom első része, középső része, a pectoralis major, a supraspinatus, az infraspinatus, a biceps brachii izmok minimális aktivitásúak. A kontroll csoport esetén a mozgás létrehozásában a deltaizom középső és hátsó része, a supraspinatus, az infraspinatus, a biceps brachii és a triceps brachii izmok vesznek részt, a a mozgás végén a deltaizom első része egyedül aktív, néha a pectoralis major izommal együttműködve. Gerelyhajítók esetén a mozgás első fázisában a deltaizom hátsó része, a supraspinatus, az infraspinatus és a biceps brachii izmok – ritkán a deltaizom középső része – vesznek részt aktívan, a mozgás záró fázisban a deltaizom első része, valamint a triceps brachii izom aktív. Szignifikáns különbséget lehet megfigyelni a deltaizom középső ( $p=0.007$ ), hátsó részének ( $p=0.00019$ ), a supraspinatus ( $p=0.011$ ), az infraspinatus ( $p=0.034$ ) és a biceps brachii ( $p=0.023$ ) izmok normalizált elektromos aktivitási maximumait tekintve.

**b) Tolás**

A kontroll csoport esetén a deltaizom első része maximális aktivitású, a pectoralis major, a deltaizom középső része, az infraspinatus, a biceps brachii és a triceps brachii izmok közepes aktivitásúak, a deltaizom hátsó része, a supraspinatus izom minimális aktivitású. A gerelyhajítók esetén a deltaizom első és középső része, a pectoralis major, az infraspinatus és a biceps brachii izmok közepes aktivitásúak, a deltaizom hátsó része, a supraspinatus és a triceps brachii izmok minimális aktivitásúak. A kontroll csoport esetén a pectoralis major, a deltaizom első és középső része, az infraspinatus, és a triceps brachii izmok maximális aktivitásúak a toló mozgás indításakor, a mozgás utolsó fázisában a deltaizom hátsó része, a supraspinatus, és a biceps brachii izmok aktívak. Gerelyhajítók esetén a toló mozgás kezdetén a deltaizom első és középső része, a pectoralis major, az infraspinatus, és a biceps brachii izmok vesznek részt, a mozgás végén a supraspinatus és a biceps brachii izmok maximális aktivitásúak. Szignifikáns különbséget figyelhetünk meg a deltaizom első része ( $p=0.034$ ), és a triceps brachii ( $p=0.037$ ) izom normalizált elektromos aktivitási maximumainak átlagai között.

**c) Karemelés**

A kontroll csoport esetén a deltaizom mindhárom része és a supraspinatus izom maximális aktivitású, az infraspinatus, a biceps brachii és a triceps brachii izmok közepes aktivitásúak, a pectoralis major izom minimális aktivitású. Gerelyhajítók esetén a deltaizom első és középső része, valamint a supraspinatus izom maximális aktivitásúak, a deltaizom hátsó része, az infraspinatus és a biceps brachii izmok közepes aktivitásúak, a pectoralis major és a triceps brachii izmok minimális aktivitásúak. Szignifikáns eltérést a deltaizom hátsó részének ( $p=0.014$ ) és a triceps brachii izmok ( $p=0.00034$ ) normalizált elektromos aktivitási maximumok átlagai között lehet megfigyelni. Az izom a kontroll csoport esetén maximális, a gerelyhajítóknál közepes aktivitású.

**d) Lassú fej feletti hajítás, mint célorientált mozgás**

Mindkét csoport minden izma közepes aktivitású, kivéve a biceps brachii izmot, amely a kontroll csoport esetén minimális, a gerelyhajítók esetén közepes aktivitású. A normalizált elektromos aktivitási maximumok átlagai között szignifikáns eltérés nem figyelhető meg.

**e) Maximális fej feletti hajítás**

Mindkét csoport minden izma maximális aktivitású. A normalizált elektromos aktivitási maximumok átlagai között szignifikáns különbség csak a deltaizom hátsó részénél ( $p=0.00087$ ) figyelhető meg.

**4.3.3. A maximális időszélesség meghatározása**

A különböző izmok normalizált elektromos aktivitási maximumai között eltelt idő – a maximális időszélesség - a mozgás létrehozásában részvevő izmok azonos időben való működését jellemzi. A maximális időszélesség paraméter csak a dinamikus mozgások – lassú és gyors fej feletti hajítás – esetén ad információt.

Lassú, célorientált fej feletti hajítás esetén az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumai között meghatározható maximális időszélesség a teljes mozgás időtartamának százalékában, a kontroll csoport esetén 24.5%, a gerelyhajítók esetén 21.9 %. A különbség a két csoport között nem szignifikáns ( $p=0.73$ ).

Gyors fej feletti hajítás esetén a maximális időszélesség a kontroll csoport esetén 13.1%, a gerelyhajítók esetén 10.6%. A különbség nem szignifikáns ( $p=0.44$ ). A kapott eredmények azt a tendenciát jelzik, hogy az edzett gerelyhajítók izmai esetén normalizált elektromos aktivitási maximumok sokkal inkább egybe esnek, mint a kontroll csoport esetén.

4. Eredmények

16. 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 első része	m. deltoideus középső része	m. deltoideus hátsó része	m. supra-spinatus	m. infra-spinatus	m. biceps brachii	m. triceps brachii
<b>Húzás</b>	<i>Kontroll csoport</i> n=25	30.47 (22.86)	37.67 (24.16)	<b>65.47 (27.81)</b>	<b>95.60 (7.23)</b>	<b>52.07 (25.71)</b>	<b>59.60 (28.03)</b>	<b>45.60 (25.00)</b>	49.80 (27.82)
		+	+	++	+++	++	++	++	++
	<i>Gerelyhajítók</i> n=8	29.20 (6.12)	24.30 (14.20)	<b>32.60 (26.67)</b>	<b>50.90 (23.97)</b>	<b>22.00 (10.42)</b>	<b>39.60 (16.26)</b>	<b>28.40 (20.63)</b>	44.30 (30.31)
		+	+	+	++	+	+	+	++
<b>Tolás</b>	<i>Kontroll csoport</i> n=25	58.67 (30.85)	<b>75.13 (19.35)</b>	53.87 (27.36)	27.53 (17.28)	34.13 (16.57)	50.27 (23.21)	55.53 (29.95)	<b>50.67 (28.70)</b>
		++	+++	++	+	+	++	++	++
	<i>Gerelyhajítók</i> n=8	47.60 (33.44)	<b>65.50 (26.06)</b>	40.30 (27.09)	24.70 (11.11)	29.30 (16.09)	44.80 (20.51)	53.20 (23.40)	<b>32.30 (28.53)</b>
		++	++	++	+	+	++	++	+
<b>Kar-emelés</b>	<i>Kontroll csoport</i> n=25	31.93 (26.68)	90.00 (14.64)	89.67 (21.22)	<b>80.13 (19.44)</b>	80.73 (28.50)	68.60 (26.08)	58.47 (23.43)	<b>47.33 (26.94)</b>
		+	+++	+++	+++	+++	++	++	++
	<i>Gerelyhajítók</i> n=8	28.20 (24.36)	95.90 (6.17)	83.90 (19.95)	<b>52.9 (26.77)</b>	79.60 (24.67)	71.70 (30.78)	71.10 (35.30)	<b>29.10 (19.24)</b>
		+	+++	+++	++	+++	++	++	+
<b>Lassú hajítás</b>	<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)
		++	++	++	++	++	++	+	++
	<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)
		++	++	++	++	++	++	++	++
<b>Gyors hajítás</b>	<i>Kontroll csoport</i> n=25	87.07 (23.34)	76.93 (19.40)	82.80 (15.73)	<b>81.27 (17.23)</b>	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)	<b>100.00 (0.00)</b>	93.40 (9.86)	94.7 (8.81)	86.6 (21.45)	99.80 (0.63)
		+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++

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



#### **4.4. Multidirekcionális instabilitású vállízület izmainak aktivitási jellemzői egyszerű karmozgás és fej feletti hajítás során**

Az 4.3 fejezetben leírtakhoz hasonlóan a lineáris burkoló görbék normalizációja a vizsgálat során végrehajtott különböző mozgásformák során elért legnagyobb elektromos aktivitással, az úgynevezett módosított maximális referencia elektromos aktivitással történt. Az izom maximális elektromos aktivitását úgy határoztuk meg, hogy a vizsgálat alatt végrehajtott különböző mozgásformák során elért legnagyobb elektromos aktivitást vettük referencia szintnek, azaz 100%-nak.

A kontroll csoport és a multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén a referencia-mozgás a pectoralis major, a supraspinatus, az infraspinatus a biceps brachii és triceps brachii izmok esetén általában a gyors dobás, a deltaizom első és középső része esetén a karemelés, a deltaizom hátsó része esetén a húzás (17. táblázat).

Az elektromiográfiai vizsgálat során rögzített regisztrátum elsődleges feldolgozása után mind a kontroll csoport mind a multidirekcionális instabilitású vállízület esetén meghatároztuk (1) az intermuszkuláris koordinációt, (2) az izom normalizált elektromos aktivitási maximumát és annak osztályba sorolását, (3) a maximális időszélességet. A paraméterek átlagát és szórását számítottuk. Az F-próba a szórások azonosságát mutatta, a várható értékek közötti különbség szignifikancia szintje a szimmetrikus kritikus tartományú két-mintás t-próbával határozható meg.

17. táblázat. Az adott izomra vonatkozó referencia-mozgások összefoglalása a kontroll csoport és a multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén

mozgás típusa	Kontroll csoport								MDI betegek							
	<i>PM</i>	<i>DE</i>	<i>DK</i>	<i>DH</i>	<i>SS</i>	<i>IS</i>	<i>BI</i>	<i>TR</i>	<i>PM</i>	<i>DE</i>	<i>DK</i>	<i>DH</i>	<i>SS</i>	<i>IS</i>	<i>BI</i>	<i>TR</i>
<i>húzás</i>	0	0	4	18	0	5	0	0	0	0	0	11	0	0	0	0
<i>tolás</i>	5	0	0	0	0	0	6	4	0	0	0	0	0	0	0	0
<i>karemelés</i>	0	18	14	3	9	3	2	0	0	11	9	1	4	5	1	0
<i>lassú hajítás</i>	0	1	0	1	2	1	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0
<i>gyors hajítás</i>	20	8	7	3	14	16	16	21	15	4	6	2	9	10	14	15
<i>személyek száma</i>	25								15							

Magyarázat: PM: m. pectoralis major, DE: m. deltoideus első része, DK: m. deltoideus középső része, DH: m. deltoideus hátsó része, SS: m. supraspinatus, BI: m. biceps brachii, TR: m. triceps brachii A táblázat megadja az esetek számát, ahányszor az adott izomra az a mozgás volt referencia)

#### 4.4.1 Az intermuszkuláris koordináció

Az egyszerű (húzás, tolás, eleváció) és a dinamikus (fej feletti lassú és gyors hajítás) mozgások során rögzített EMG regisztrátumból meghatározott intermuszkuláris koordinációt a 20. ábrán mutatjuk be. Az eredmények a következőkben összegezhetők:

##### a) Húzás (20. a. ábra)

Multidirekcionális instabilitású vállízület esetén megállapíthatjuk, hogy a supraspinatus, az infraspinatus, a biceps brachii, a triceps brachii izmok minden vizsgált személy esetén a mozgás valamely ciklusában aktívak. A deltaizom első, középső és hátsó részének és a pectoralis major izom intermuszkuláris koordináció elemzése alapján a multidirekcionális instabilitású vállízületet két csoportra lehet osztani. Az egyik csoport esetén (N=4) a deltaizom hátsó része a mozgás valamely szakaszában aktív, pectoralis major izom, a deltaizom első és középső része a mozgás teljes időtartama alatt inaktív. A vizsgált multidirekcionális instabilitású vállízület másik csoportja esetén (N=11) a deltaizom első és középső része a mozgás valamely szakaszában aktív, a deltaizom hátsó része és a pectoralis major a mozgás teljes időtartama alatt inaktív. Multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a triceps brachii ( $p=0.007$ ), az infraspinatus ( $p=0.016$ ) és a supraspinatus ( $p=0.076$ ) izmok aktivitási periódusa szignifikánsan hosszabb, a pectoralis major ( $p=0.034$ ) izom, a deltaizom első része ( $p=0.041$ ), középső része ( $p=0.00056$ ) és hátsó része ( $p=0.089$ ), a biceps brachii ( $p=0.0009$ ) izom aktivitási periódusa szignifikánsan rövidebb, mint a kontroll csoport esetén.

##### b) Tolás (20. b. ábra)

Multidirekcionális instabilitású vállízület esetén megállapíthatjuk, hogy a supraspinatus, az infraspinatus, a biceps brachii, a triceps brachii izmok minden vizsgált személy esetén a mozgás valamely ciklusában aktívak. Az egyik csoport esetén (N=4) a deltaizom hátsó része a mozgás valamely szakaszában aktív, a pectoralis major izom, a deltaizom első és középső része

a mozgás teljes időtartama alatt inaktív. A másik csoport esetén (N=11) a deltaizom első és középső része a mozgás valamely szakaszában aktív, a deltaizom hátsó része, a pectoralis major izom a mozgás teljes időtartama alatt inaktív. Multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a triceps brachii ( $p=0.0023$ ), az infraspinatus ( $p=0.034$ ) izmok aktivitási periódusa szignifikánsan hosszabb, a deltaizom hátsó része ( $p=0.00009$ ), a pectoralis major ( $p=0.023$ ), a deltaizom első része ( $p=0.067$ ), a biceps brachii ( $p=0.0006$ ) és a supraspinatus ( $p=0.00065$ ) izmok aktivitási periódusa szignifikánsan rövidebb, mint a kontroll csoport esetén. A deltaizom középső részének ( $p=0.871$ ), aktivitási periódusa nem szignifikánsan rövidebb, mint a kontroll csoporté.

**c) Karemelés (20. c ábra)**

Multidirekcionális instabilitású vállízület esetén megállapíthatjuk, hogy a supraspinatus, az infraspinatus, a biceps brachii, a triceps brachii izmok minden vizsgált személy esetén a mozgás valamely ciklusában aktívak. Az egyik csoport esetén (N=4) a deltaizom első, középső és hátsó része, valamint a pectoralis major izom a mozgás valamely szakaszában aktív. A másik csoport esetén (N=11) a deltaizom első, középső és hátsó része a mozgás valamely szakaszában aktív, a pectoralis major izom a mozgás teljes időtartama alatt inaktív. Multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a biceps brachii ( $p=0.007$ ), a triceps brachii ( $p=0.009$ ), az infraspinatus ( $p=0.04$ ) és a supraspinatus ( $p=0.0067$ ) izmok aktivitási periódusa szignifikánsan hosszabb, a pectoralis major ( $p=0.0014$ ) izom, a deltaizom első részének ( $p=0.0006$ ), középső részének ( $p=0.00065$ ), és hátsó részének ( $p=0.0057$ ) aktivitási periódusa szignifikánsan rövidebb, mint a kontroll csoport esetén.

**d) Lassú fej feletti hajítás, mint célorientált mozgás (20. d ábra)**

Multidirekcionális instabilitású vállízület esetén megállapíthatjuk, hogy a supraspinatus, az infraspinatus, a biceps brachii, a triceps brachii izmok minden vizsgált személy esetén a mozgás valamely ciklusában aktívak. Az egyik csoport esetén (N=4) a pectoralis major izom és a deltaizom hátsó része

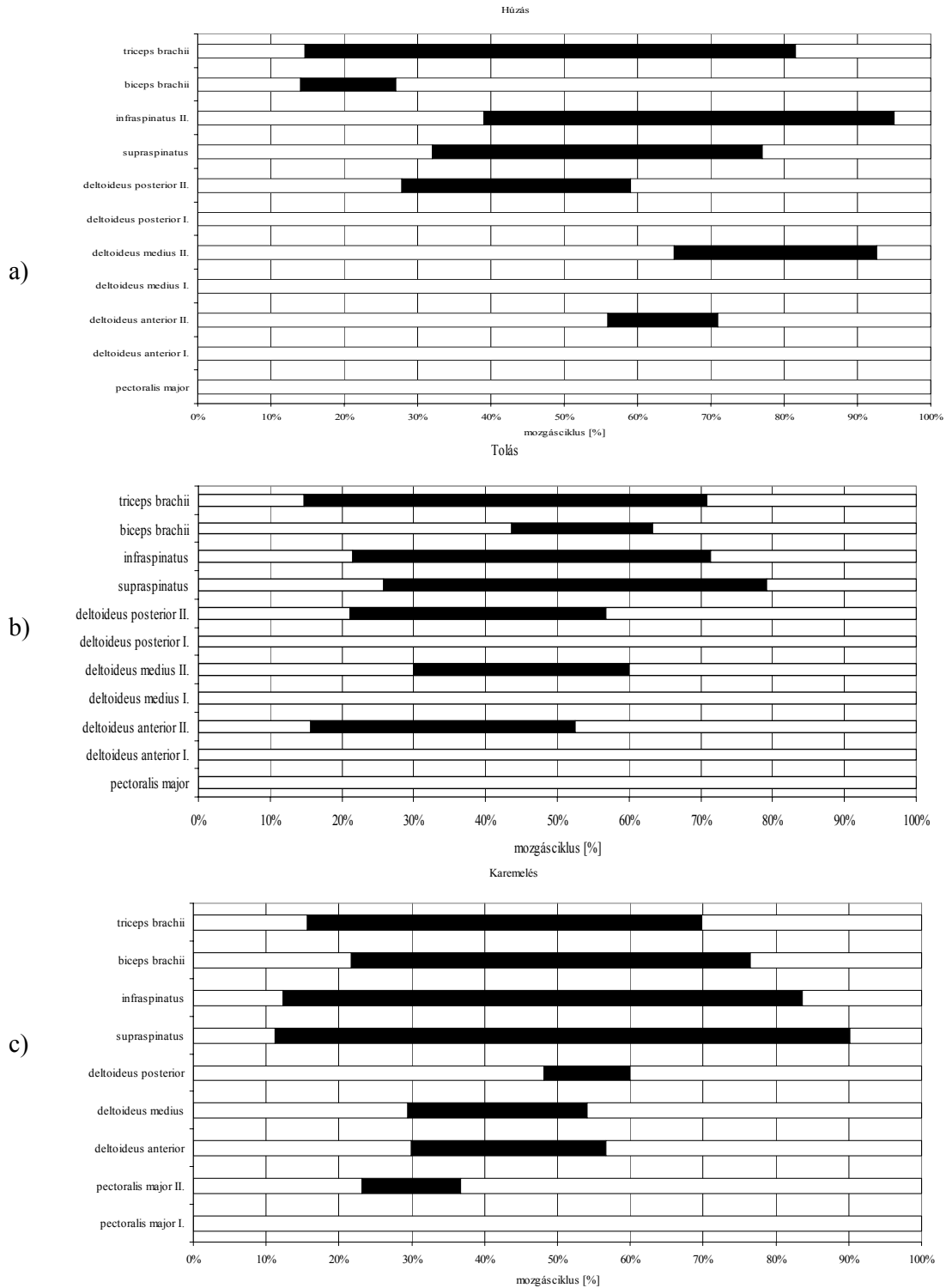
a mozgás valamelyik szakaszában aktív, a deltaizom első és középső része a mozgás teljes időtartama alatt inaktív. A másik csoport esetén (N=11) a deltaizom első és középső része aktív, a pectoralis major izom és a deltaizom hátsó része a mozgás teljes időtartama alatt nem mutatott aktivitást. Multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a biceps brachii ( $p=0.00008$ ), a triceps brachii ( $p=0.00011$ ), az infraspinatus ( $p=0.0098$ ), a supraspinatus ( $p=0.00006$ ) valamint a deltaizom hátsó részének ( $p=0.00012$ ) aktivitási periódusa szignifikánsan hosszabb, a pectoralis major ( $p=0.967$ ), a deltaizom első részének ( $p=0.54$ ), középső részének ( $p=0.065$ ) aktivitási periódusa nem szignifikánsan rövidebb, mint a kontroll csoport esetén.

**e) Gyors fej feletti hajítás (20. e ábra)**

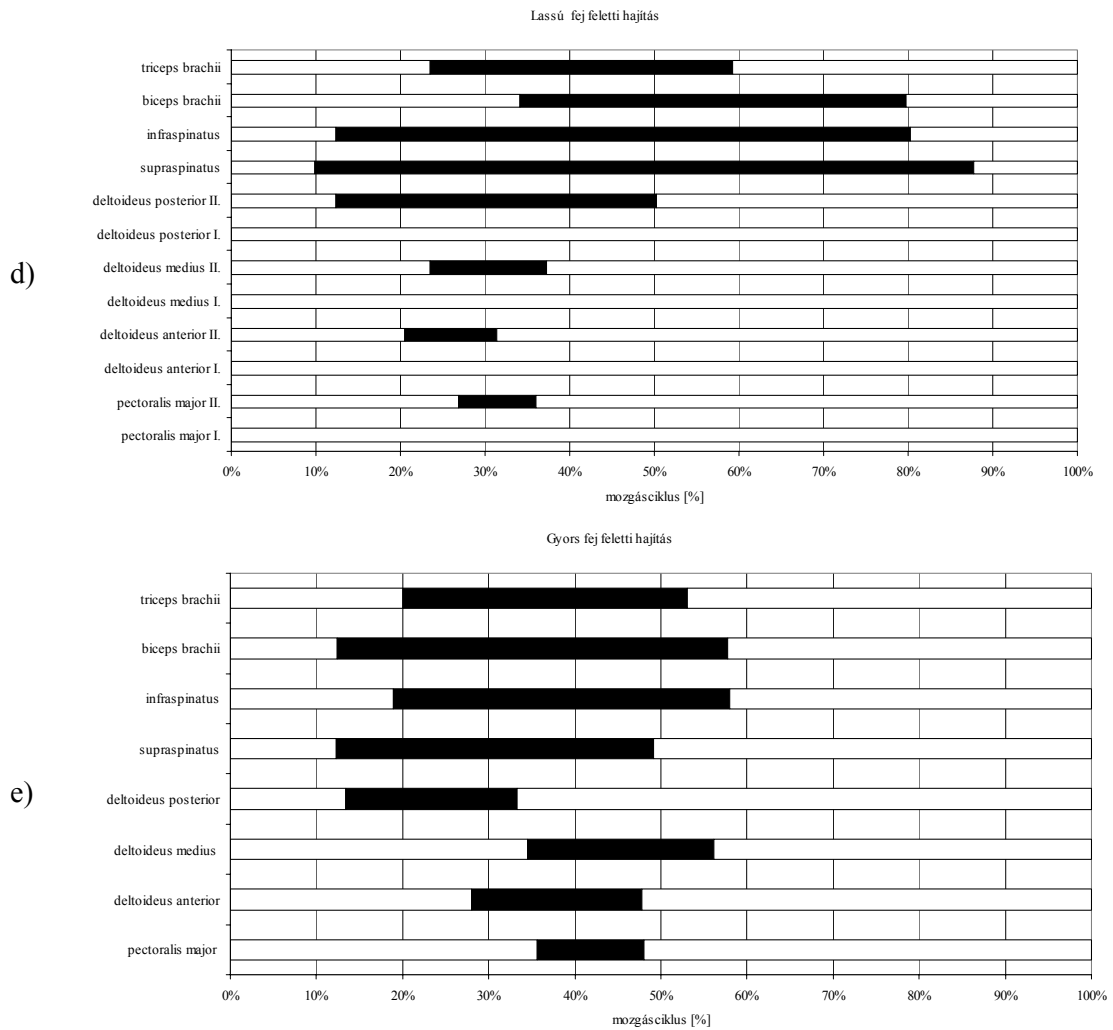
A multidirekcionális vállízületi instabilitású összes beteg esetén az összes vizsgált izom a mozgás valamely ciklusában aktív. A multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a biceps brachii ( $p=0.0006$ ), a triceps brachii ( $p=0.0007$ ), az infraspinatus ( $p=0.006$ ) izmok aktivitási periódusai szignifikánsan, , valamint a supraspinatus ( $p=0.061$ ) izom aktivitási periódusa nem szignifikánsan hosszabb, a pectoralis major izom ( $p=0.673$ ) a deltaizom első ( $p=0.876$ ), középső ( $p=0.349$ ) és hátsó részének ( $p=0.078$ ) aktivitási periódusa rövidebb, mint a kontroll csoport esetén. Nem figyelhető meg a kontroll csoportra jellemző kettős supraspinatus aktivitási periódus, hanem az izom fázikus aktivitása folyamatos.

A intermuszkuláris koordináció elemzése alapján a kontroll csoport tagjai három (4.3.1. fejezet), a multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek két alcsoportba oszthatók. A különböző csoportok esetén a mozgás kivitelezésében részvevő izmokat a 14. és a 18. táblázatban foglaltuk össze. A multidirekcionális instabilitású vállízület esetén kapott eredmények elemzéséből megállapíthatjuk, ha a húzás, a tolás és a lassú hajítás mozgás kivitelezésében a deltaizom hátsó része vesz részt, akkor csökken a deltaizom többi részének a szerepe (MDI I. alcsoportja). Ha a mozgás kivitelezésében a deltaizom első és középső része vesz részt, akkor a deltaizom hátsó része és a pectoralis major izom (MDI II. alcsoportja) inaktív.

4. Eredmények



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



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

18. táblázat. A multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek osztályba sorolása a különböző izmok aktivitása alapján

mozgás típusa	I. csoport								II. csoport							
	<i>PM</i>	<i>DE</i>	<i>DK</i>	<i>DH</i>	<i>SS</i>	<i>IS</i>	<i>BI</i>	<i>TR</i>	<i>PM</i>	<i>DE</i>	<i>DK</i>	<i>DH</i>	<i>SS</i>	<i>IS</i>	<i>BI</i>	<i>TR</i>
<i>húzás</i>	-	-	-	+	+	+	+	+	-	+	+	-	+	+	+	+
<i>tolás</i>	-	-	-	+	+	+	+	+	-	+	+	-	+	+	+	+
<i>karemelés</i>	+	+	+	+	+	+	+	+	-	+	+	+	+	+	+	+
<i>lassú hajítás</i>	+	-	-	+	+	+	+	+	-	+	+	-	+	+	+	+
<i>gyors hajítás</i>	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
<i>személyek száma</i>	4								11							

Magyarázat: PM: m. pectoralis major, DE: m. deltoideus első része, DK: m. deltoideus középső része, DH: m. deltoideus hátsó része, SS: m. supraspinatus, BI: m. biceps brachii, TR: m. triceps brachii, + az izom a mozgás kivitelezésében részt vesz, – nem vesz részt



#### **4.4.2. Az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak meghatározása és annak osztályba sorolása**

Az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak átlagát és szórását, az egyes izmok osztályba sorolását továbbá a kontroll csoport és a multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek közötti szignifikáns eltéréseket 19. táblázatban foglaltuk össze.

##### **a) Húzás**

A multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a mozgás létrehozásában - a kontroll csoportéhoz hasonlóan - elsősorban a deltaizom hátsó része vesz részt, az izom maximális aktivitású. A supraspinatus, az infraspinatus és a triceps brachii izmok közepes aktivitásúak, a deltaizom első és középső része valamint a biceps brachii izom minimális aktivitású. A pectoralis major izom inaktív. A multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a mozgás kezdetén a triceps brachii, a biceps brachii izmok, a deltaizom hátsó része, a supraspinatus, az infraspinatus izmok vesznek részt aktívan, a mozgás végén a triceps brachii, az infraspinatus, a supraspinatus izmok és a deltaizom középső része aktív. Szignifikáns különbséget lehet megfigyelni a pectoralis major izom ( $p=0.00045$ ), a deltaizom középső részének ( $p=0.0087$ ), valamint a biceps brachii ( $p=0.00076$ ) izom normalizált elektromos aktivitási maximumainak átlaga között

##### **b) Tolás**

A multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a pectoralis major izom inaktív, a triceps brachii és a biceps brachii izom minimális aktivitású, az összes többi vizsgált izom közepes aktivitású. Multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a toló mozgás kezdetén a deltaizom első és hátsó része, az infraspinatus, és a triceps brachii izmok vesznek részt a mozgás kezdetén, a mozgás végén a supraspinatus, a triceps brachii és az infraspinatus izmok működnek. Az infraspinatus izom kivételével ( $p=0.5$ ) az összes vizsgált izom normalizált elektromos aktivitási maximumainak átlagai között szignifikáns

eltérést találunk (pectoralis major  $p=0.00023$ , deltaizom első része  $p=0.035$ , középső része  $p=0.0023$ , hátsó része  $p=0.034$ , supraspinatus  $p=0.037$ , biceps brachii  $p=0.00066$ , triceps brachii  $p=0.0067$ ).

**c) Karemelés**

Multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a deltaizom középső és hátsó része, valamint a supraspinatus és az infraspinatus izmok maximális aktivitásúak, a biceps brachii izom közepes, a pectoralis major izom, a deltaizom első része, és a triceps brachii izom minimális aktivitású. Szignifikáns eltérés figyelhető meg a deltaizom első részének ( $p=0.00012$ ), az infraspinatus ( $p=0.0077$ ) és a biceps brachii ( $p=0.0034$ ) izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak átlagai között.

**d) Lassú fej feletti hajítás, mint célorientált mozgás**

A multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a deltaizom hátsó része és a supraspinatus izom maximális aktivitású, az összes többi vizsgált izom közepes aktivitású. Szignifikáns eltérést figyelhetünk meg a deltaizom hátsó részének ( $p=0.00054$ ), a supraspinatus ( $p=0.014$ ) és az infraspinatus ( $p=0.018$ ) izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak átlagai között.

**e) Maximális fej feletti hajítás**

Mindkét csoport minden izma maximális aktivitású. Szignifikáns különbséget figyelhetünk meg a supraspinatus ( $p=0.042$ ), az infraspinatus ( $p=0.016$ ) és a biceps brachii ( $p=0.032$ ) izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak átlagai között.

#### **4.4.3. A maximális időszélesség meghatározása**

A multidirekcionális instabilitású vállízület izmainak koordinációjának elemzése fontos lehet a betegség súlyosságának megítélésében. A koordináció indirekt módon a maximális időszélességgel jellemezhető. A maximális időszélesség paraméter ebben

az esetben is csak a dinamikus mozgások – lassú és gyors fej feletti hajítás – esetén ad információt.

Lassú, célorientált fej feletti hajítás esetén az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumai között meghatározható maximális időszélesség a mozgás időtartamának százalékban, a kontroll csoport esetén 24.5%, a multidirekcionális instabilitású vállízület esetén 35.23 %. A különbség a két csoport között szignifikáns ( $p=0.00015$ ).

Gyors fej feletti hajítás esetén a maximális időszélesség a kontroll csoport esetén 13.1%, a multidirekcionális instabilitású vállízület esetén a különbség 28.87%. A különbség szignifikáns ( $p=0.00023$ ).

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

		m. pectoralis major	m. deltoideus első része	m. deltoideus középső része	m. deltoideus hátsó része	m. supra-spinatus	m. infra-spinatus	m. biceps brachii	m. triceps brachii
Húzás	Kontroll csoport n=25	<b>30.47 (22.86)</b>	37.67 (24.16)	<b>65.47 (27.81)</b>	95.60 (7.23)	52.07 (25.71)	59.60 (28.03)	<b>45.60 (25.00)</b>	49.80 (27.82)
		+	+	++	+++	++	++	++	++
	MDI betegek n=15	<b>9.23 (7.23)</b>	29.15 (31.45)	<b>39.67 (34.12)</b>	97.12 (11.78)	67.67 (30.91)	69.17 (45.67)	<b>21.21 (2.63)</b>	42.45 (34.12)
		0	+	+	+++	++	++	+	++
Tolás	Kontroll csoport n=25	<b>58.67 (30.85)</b>	<b>75.13 (19.35)</b>	<b>53.87 (27.36)</b>	<b>27.53 (17.28)</b>	<b>34.13 (16.57)</b>	50.27 (23.21)	<b>55.53 (29.95)</b>	<b>50.67 (28.70)</b>
		++	+++	++	+	+	++	++	++
	MDI betegek n=15	<b>7.60 (2.15)</b>	<b>59.15 (26.06)</b>	<b>39.23 (35.67)</b>	<b>46.78 (11.56)</b>	<b>59.89 (17.78)</b>	54.13 (19.98)	<b>23.67 (9.34)</b>	<b>32.00(26.78)</b>
		0	++	++	++	++	++	+	+
Karemelés	Kontroll csoport n=25	31.93 (26.68)	<b>90.00 (14.64)</b>	89.67 (21.22)	80.13 (19.44)	80.73 (28.50)	<b>68.60 (26.08)</b>	<b>58.47 (23.43)</b>	47.33 (26.94)
		+	+++	+++	+++	+++	++	++	++
	MDI betegek n=15	21.67 (6.78)	<b>27.12 (23.67)</b>	83.90 (19.95)	84.56 (34.98)	91.89 (16.87)	<b>81.80 (34.56)</b>	<b>28.98 (14.67)</b>	36.34 (6.78)
		+	+	+++	+++	+++	+++	++	+
Lassú hajítás	Kontroll csoport n=25	67.15 (25.97)	68.27 (21.40)	52.93 (24.82)	<b>40.67 (27.30)</b>	<b>51.60 (21.79)</b>	<b>54.20 (24.10)</b>	33.20 (21.65)	53.07 (15.72)
		++	++	++	++	++	++	+	++
	MDI betegek n=15	63.20 (25.10)	59.78 (35.14)	58.78 (23.78)	<b>76.17 (23.78)</b>	<b>75.67 (24.89)</b>	<b>67.12 (23.55)</b>	26.34 (23.34)	48.56 (22.98)
		++	++	++	+++	+++	++	++	++
Gyors hajítás	Kontroll csoport n=25	87.07 (23.34)	76.93 (19.40)	82.80 (15.73)	81.27 (17.23)	<b>89.33 (16.68)</b>	<b>87.27 (17.89)</b>	<b>87.73 (22.51)</b>	96.87 (10.36)
		+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++
	MDI betegek n=15	100	75.67 (17.30)	82.34 (17.00)	88.13 (16.78)	<b>93.99 (9.00)</b>	<b>97.36 (8.81)</b>	<b>98.14 (5.14)</b>	100
		+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++

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

## 5. Megbeszélés

A vállízület biomechanikai elemzésére a mozgásvizsgálatokat választottuk, ami lehetővé tette, hogy a scapula síkjában történő karemelés közben a kinematikai és izomaktivitási jellemzőket együttesen vizsgáljuk egészséges személyek és multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén. A felületi elektromiográfiai vizsgálatokkal egyszerű (húzás, tolás, karemelés) és dinamikus (lassú és gyors fej feletti hajítás) mozgások alatt határoztuk meg az izomaktivitási paramétereket egészséges kontroll személyek, gerelyhajítók és multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén.

### 5.1. A kifejlesztett mérési módszer hitelesítése

A mozgások elemzésére a videó-alapú (10, 73) vagy az elektromagnetikus-alapú rendszerek (35, 37, 49, 51, 63, 76) terjedtek el, amelyekhez a 12 pontos biomechanikai modell és különböző feldolgozó programok is kapcsolódnak. Kitűzött céljaink az ismert mérési rendszerek, a hozzájuk tartozó biomechanikai modell és az értékelési módszer megváltoztatását teszik szükségessé. A scapula mozgásainak elemzéséhez szükséges, hogy a vizsgálat során a mozgás folytonos legyen, azaz ne kelljen azt megállítani. További fontos szempont, hogy a vállöv csontjainak dinamikai elemzése – a helikális tengely és a rotációs pont meghatározása – megoldható legyen. Ennek tükrében módosítottuk az eddig ismert vizsgáló módszereket és biomechanikai modellt.

A speciálisan kifejlesztett mérőhármast EKG vizsgálatokhoz használt haranggal létrehozott vákuummal rögzítettük az acromionra (3. ábra). A vákuum merev kapcsolatot hoz létre a scapula és a mérőhármak között, azaz a scapula mozgását követi, modellezi. Az irodalomban ismert 12 pontos biomechanikai modellnek (51) a 16 pontos biomechanikai modellé történő kibővítése (3. táblázat) lehetővé tette, hogy a humeruson három pontot jelöljünk ki és az alkart is bevonjuk a vizsgálatokba.

Egy új mérési módszer bevezetésének alapvető feltétele annak hitelesítése. A bemutatott, általunk kifejlesztett ZEBRIS ultrahang-alapú mérési rendszerhez és a hozzákapcsolódó ArmModel mérés-vezérlő programra épülő módszert intra- és interobserver variáció

számításával és a kereskedelmi forgalomban kapható úgynevezett térképező („mapping”) mérőprogrammal hitelesítettük.

Az új mérési módszerrel meghatározott térbeli koordináták statisztikai elemzése alapján (5. táblázat) megállapíthatjuk, hogy a mérési módszer reprodukálhatósága jó, mert gyakorlott mérést végző személy esetén a koordináták maximális szórása 1 mm alatt, a vállízület mérésében gyakorlatlan mérő esetén 1 mm körül van. Az anatómiai pontok kijelölésében teljesen gyakorlatlan vizsgáló esetén is a szórás 3 mm alatt marad. Gyakorlott mérést végző személy esetén a koordináták szórása jóval kisebb, kevésbé gyakorlott személy esetén közel azonos, mint a „Flock of Birds” (ISOTRACK) nevű rendszerrel, gyakorlott személyek mérése során cadaver vállakon meghatározott értékek (35, 49). Az eltérés valószínűsíthető oka az, hogy az ultrahang-alapú mozgáselemző rendszer mérési pontossága jobb, mint az elektromagnetikus-alapúé, mivel az épület saját elektromagnetikus tere (pld. vasbeton födém, keret) nem zavarja a mérést. A nagyobb interobserver variáció magyarázata az, hogy a vizsgálatot élő embereken végeztük és a vizsgálatba bevont anatómiai pontok kijelölhető területének az átmérője körülbelül a mérési hiba értékével egyezik meg. A mérések elemzéséből látható, hogy gyakorlással a hiba csökkenthető, mert a gyakorlott mérést végzők esetén a koordináták különbsége 1.5 mm alatti.

A koordináták szórása közel azonos a karemelés különböző nagyságainál és a koordináták iránya sem befolyásolja lényegesen a szórás értékét. Az F-próba eredményei azt mutatják, hogy a koordináták között szignifikáns eltérés sehol sincs, az eloszlás normális (5. táblázat).

A ZEBRIS kereskedelmi forgalomban kapható térképező („mapping” - 3DCAD) mérőprogram esetén a koordináták szórása (6. táblázat) gyakorlott orvosok esetén 1.0 mm körüli, nem gyakorlott orvos esetén 3.0 mm körüli, amely jó egyezést mutat a forgalmazó által közölt értékekkel (45). Az interobserver variáció ennél a módszernél is nagyobb, mint az intraobserver variáció, ami az anatómiai pontok in-vivo kijelölésének különbözőségéből adódik.

A módszer hitelesítésének harmadik módja, a két módszerrel meghatározott koordináták különbségének meghatározása (7. táblázat). A koordináták közötti különbségek átlagának maximális értéke gyakorlott mérést végző személy esetén 1.5 mm, vállízület mérésében

gyakorlatlan mérést végző személy esetén 2.0 mm alatti, teljesen gyakorlatlan mérést végző személy esetén 3.0 mm körüli. Az eltérés valószínűsíthető oka, hogy ennél a statisztikai elemzésnél a gyakorlatlanságból és a kijelölendő pont nem pontszerű voltából adódó hibák összeadódnak.

A statisztikai elemzésekből látszik, hogy bármely típusú hiba esetén (intra- és interobserver) a hiba nagysága közel azonos, gyakorlott mérést végző esetén 1 mm, vállízület mérésben gyakorlatlan mérést végző esetén 2 mm, teljesen gyakorlatlan mérést végző esetén 3 mm. A hibák nagysága és a különböző mérések közötti különbséget lényegesen befolyásolja a mérést végző személy gyakorlottsága, de független a koordináta irányától és a karemelés nagyságától. A nagyobb interobserver variációk feltételezhető oka, hogy a mérést élő embereken végeztük és a kijelölendő anatómiai pont valójában nem pont, hanem jól definiálható anatómiai képlet, amelyek átmérője 5-8 mm. A fenti megállapításokat az is alátámasztja, hogy az ArmModel mérőrendszer járás közbeni alkalmazásának hitelesítésekor gyakorlott és nem gyakorlott mérést végző személy esetén az intra- és interobserver variáció értéke most meghatározott értékekkel közel azonos értékeket mutatott (41).

Az elvégzett mérések és a statisztikai analízisek azt mutatják, hogy a kidolgozott módszer pontossága és a mérés reprodukálhatósága megfelelő. Gyakorlott mérést végző személy esetén a ZEBRIS ultrahang-alapú mérőrendszerhez tartozó ArmModel mérést vezérlő szoftver módosításával létrejött új mérési módszerrel meghatározott térbeli koordináták szórása 1.5 mm alatt van. A spontán karemelés során elvégzett folyamatos mérések eredményét (és a lapockán kijelölt pontok koordinátáinak változását) összehasonlítva a kereskedelmi forgalomban kapható térképező („mapping”) módszerrel történő méréssel megállapíthatjuk, hogy a folyamatos mérés pontossága a szakaszos mérés eredményeivel összevethető, a speciálisan kifejlesztett acromionra vákuummal rögzített mérőhármassal a scapula mozgásai jól követhetők. A kapott eredmények alapján megállíthatjuk, hogy a mérőrendszer és a hozzá kifejlesztett biomechanikai modell jól használható egészséges és beteg egyének vállízületi mozgásainak mérésére, modellezésére.

## **5.2. Egészséges és multidirekcionális instabilitású vállízület kinematikai és a vállízület körüli izmok aktivitási jellemzőinek elemzése a kar emelése során**

Az új mozgásvizsgáló módszer és a hozzá tartozó biomechanikai modell lehetővé teszi, hogy a mozgás modellezésére használt biomechanikai paramétereket módosítsuk, és új paramétereket vezessünk be. Ebben az esetben első feladat, hogy egészséges egyének esetén a paraméterek értékeit az irodalomban található értékkel összevessük, a különbözőségek magyarázatát megadjuk.

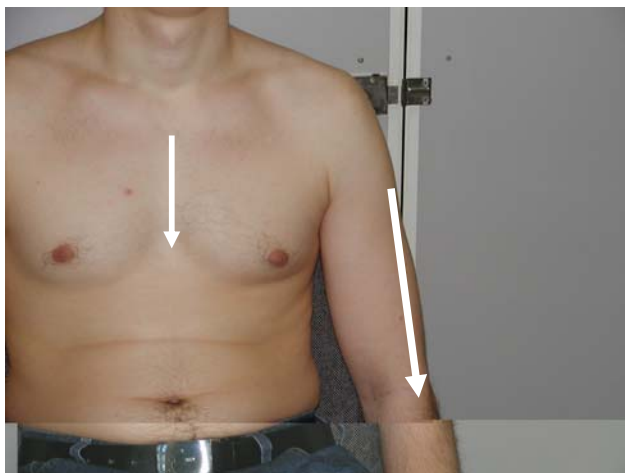
A vállízület kinematikájának vizsgálatának elsődleges célja, hogy a scapulothoracalis és a glenohumeralis ízület szerepét különböző mozgások esetén tisztázza. A legtöbb kutató a karemelés közben vizsgálta a két ízület szerepét a mozgás létrehozásában (16, 19, 22, 25, 30, 31, 32, 35, 37, 49, 50, 51, 52, 56, 62, 63, 65, 80, 81), mert a mozgás könnyen végrehajtható és nagy mozgásterjedelem vizsgálható. A vizsgálatok eredményei nem hasonlíthatók össze, ha a karemelés különböző síkokban történt. Több kutatásban (30, 31, 32, 63) a mozgás frontális síkban történt, de a legtöbb kutató (16, 19, 22, 49, 50, 51, 62, 65, 80, 81) Johnson (35) definícióját követi és a mozgást a scapula síkjában végeztette. Kutatásunkban mi is a scapula síkjában történő karemelést elemeztük, mert ez az a mozgástípus, ahol az egyéni különbözőségek (19, 35, 37) a legjobban kimutathatók.

A vállízület kinematikája a legegyszerűbben és legáltalánosabban az ortopédiában ismert szögekkel - a humerus eleváció, a scapulothoracalis és a glenohumeralis szög - és ezeknek a változásával elemezhető. A 16 pontos biomechanikai modell (3. táblázat) alkalmazásával lehetővé vált, hogy a humeruson három pontot jelöljünk ki és a vállízület mozgásainak elemzéséhez használt szöveget a síkokra vetített szögek helyett anatómiai pontok által meghatározott térbeli vektorok szögeként (9. ábra) definiáljuk. A két számítási módszer közötti különbség a humerus neutrális helyzetében a humerus eleváció szögértékben a legszembetűnőbb. Ha a humerus neutrális helyzetben van, akkor a saggitalis síkra vetített vetülete zérus. A síkokra vetítés elhanyagolja, hogy a sternum proximális és distalis pontján kijelölt két pont illetve a musculus deltoideus tapadási pontja és az epicondylus ulnaris humeri anatómiai pontok által meghatározott térbeli vektorok nem párhuzamosok (21. ábra). Ha a humerus eleváció szöget térbeli vektorok szögeként definiáljuk, akkor a szögérték neutrális



helyzetben sem zérus. A számítási módszer különbözősége miatt az irodalomban található értékek és az általunk meghatározott szögértékek nem hasonlíthatók össze.

A szögértékek elemzésekor megállapíthatjuk, hogy a neutrális helyzetben meghatározott szögértékek függenek a vizsgált egyén antropometriai sajátosságaitól, ezért a mozgás elemzéséhez az úgynevezett szögváltozási paramétert célszerű használni. A szögváltozási paramétert úgy kapjuk, hogy a mozgás kiindulásakor (kiinduló helyzetben) meghatározott szögértéket kivonjuk a mozgás aktuális pillanatában meghatározott szögértékből. Ha a mozgás aktuális pillanata a mozgás végállapota, akkor a mozgásterjedelmet (19, 22, 52, 56, 63) kapjuk.



21. ábra. A sternum proximális és distalis pontján kijelölt két pont illetve a musculus deltoideus tapadási pontja és az epicondylus ulnaris humeri anatómiai pontok által meghatározott térbeli vektorok egymáshoz viszonyított helyzete a felkar neutrális helyzetében

Az irodalomból (19, 22, 52, 56, 63) ismert, hogy a scapulothoracalis és a glenohumeralis mozgásterjedelem aránya egészséges egyéneken a karemelés teljes terjedelmét tekintve 4:1 és 7:1 arányok között változik. Méréseink azt mutatják, hogy a glenohumeralis - scapulothoracalis szögváltozási paraméter aránya 2.20:1. Az eltérés oka, hogy az irodalomban ezen értékeket kevésbé pontos radiológiai vizsgálattal meghatározott vetített szögértékekből, a mozgást modellező statikus beállításokkal határozták meg, ugyanakkor vizsgálataink során mozgás közben mért térbeli szögekből számítottuk a szögváltozási paramétert.

A scapulothoracalis és a glenohumeralis ízület szerepét a mozgás létrehozásában a scapulothoracalis és a glenohumeralis ritmus (scapulothoracalis és glenohumeralis szög a humerus eleváció függvényében) jellemzi. Meskers és munkatársai (51) a scapulothoracalis ritmus mértékét a karemelés végállapotában 2:1 arányban állapították meg. Nem találtunk adatot a mozgás teljes időtartama alatt a scapulothoracalis és a glenohumeralis ritmus alakulására. Vizsgálatainkban a mozgás teljes terjedelmében meghatároztuk a scapulothoracalis és a glenohumeralis ritmust, ezért a statisztikai elemzésekhez a lineáris regressziós vizsgálatot kell alkalmazni. A lineáris regresszió vizsgálatának a lényege, hogy a humerus eleváció függvényében meghatározott scapulothoracalis és glenohumeralis szögek függvényeire egyeneseket illesztünk. A függvényjellemzéshez meg kell adni, hogy az adott görbére hány egyenes illeszthető, ha több, hol van az egyenesek metszéspontja, továbbá meg kell határozni a regressziós egyenesek meredekségét is. Méréseink alapján kimutattuk, hogy egészséges egyéneknél a scapulothoracalis és a glenohumeralis ritmust jellemző görbékre két regressziós egyenes illeszthető, tehát a mozgást leíró függvény regressziója bilineáris (15. ábra). A két regressziós egyenes metszéspontja mind a glenohumeralis mind a scapulothoracalis szög esetén 60 fok környékén van. A scapulothoracalis ritmus 60 fok alatt 3.3:1, 60 fok felett 1,79:1. Az eltérést Meskers és munkatársai (51) vizsgálati eredményeihez képest az adja, hogy a ritmust a mozgás kezdeti és a végállapotában meghatározható szögértékekből számították, ugyanakkor mi a ritmust a mozgás teljes terjedelme alatt meghatározható ritmus görbéjére illesztett regressziós egyenesek meredekségéből határoztuk meg. Méréseinkkel számszerűen bizonyítottuk az ortopédiában már ismert – de számszerűen nem meghatározott – tényt, hogy mintegy 60 fokos karemelés felett a mozgás kivitelezésében a scapula szerepe a glenohumeralis ízület rovására megnő. A vizsgálataink azt is bizonyították, hogy a regressziós analízis két paramétere a töréspont helye és az egyenesek meredeksége függ az egyén adottságaitól, elsősorban a mellkas antropometriai jellemzőitől, de szignifikáns különbség nem volt megfigyelhető.

Ez előbb felsorolt kinematikai paraméterek legnagyobb hátránya, hogy a mozgás dinamikáját nem írják le. A mozgás dinamikájának leírásához a vizsgált elem szögsebességének, helikális tengelyének és rotációs pontjának időbeni változása szükséges (12). A kereskedelmi forgalomban kapható mérőmódszerekhez tartozó 12 pontos biomechanikai modell nem teszi lehetővé, hogy a vállízületet alkotó szegmentumok szögsebességét és ebből rotációs pontjának helyvektorát számoljuk. Az irodalomban ismert feldolgozó programok szögek időbeni

változásából a szöggel jellemzett ízület szögsebességét (16, 50, 80, 81) számolják, amiből az ízület helikális tengelye és rotációs pontjának helyvektora számítható. DeGroot (16), Meskers (50), Veeger (80, 81) a glenohumeralis szög időbeni változásából a glenohumeralis ízület szögsebességét és rotációs pontjának helyvektorát számították. Megállapították, hogy az ízület rotációs pontja a mozgás során folyamatosan változik. E számítási módszer hátránya, hogy a számított szögsebesség különösen lassú mozgások esetén nem megfelelően pontos, az ízületet alkotó szegmentumok egymáshoz viszonyított mozgása nem jellemezhető, továbbá egy fiktív elem mozgását írja le.

Biomechanikai modellünkkel a scapula és a humerus három-három pontjának térbeli koordinátáját határoztuk meg, azaz mind a scapula, mind a humerus – mint merev testek - szögsebességét és rotációs pontjának helyvektorát zárt képlettel számolhattuk. Eredményeink bizonyították, hogy a kar emelésével az ízületet alkotó csontok rotációs pontjainak a helye a glenohumeralis ízület rotációs pontjához hasonlóan folyamatosan változik. A vállízületet alkotó csontok közül két csont rotációs pontjának helyvektora a mozgás minden időpillanatában ismert. Meghatároztuk a rotációs pontok maximális ( $d_{SH,max}$ ) és minimális távolságát ( $d_{SH,min}$ ), ezekből számítottuk a scapula és a humerus rotációs pontjai közötti abszolút elmozdulást ( $\square_{SH}$ ). Mindhárom paraméter értéke lényegesen függ a vizsgált egyén antropometriai tulajdonságaitól. A vizsgált személyek antropometriai jellemzőivel való összefüggés nem ismert, ezért ezek a jellemzők egyelőre nem használhatók a humerus és a scapula egymáshoz képest bekövetkező elmozdulásának jellemzésére, a különböző személyek eredményeinek összehasonlítása nem objektív. Az antropometriai különbségek kiküszöbölésére bevezettük a rotációs pontok relatív elmozdulásának paraméterét ( $\square_{SH}$ ), amellyel a scapula és a humerus egymáshoz viszonyított helyzete dinamikusan, a mozgás figyelembevételével modellezhető. Vizsgálataink kimutatták, hogy a paraméter nagysága a scapula és a humerus egymáshoz viszonyított mozgásától (a szalagok, az izmok állapotától, működésétől) függ, de független az oldal-dominanciától és a nemtől (11. táblázat). A fenti állítást az bizonyítja, hogy a scapula és a humerus egymáshoz viszonyított mozgását jellemző egyéb paraméterek - a humerus eleváció és a scapulothoracalis szögérték, szögváltozási paraméter és két szögváltozási paraméter átlaga is független az oldaldominanciától és a nemtől (8-10. táblázat).

A vizsgálat következő részében arra kerestük a választ, hogy a multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén a megnyúlt passzív stabilizátorok hogyan befolyásolják a mozgás képét.

A mozgást leíró scapulothoracalis, glenohumeralis és humerus eleváció szögértékek, szögváltozási paraméterek és azok aránya szignifikánsan megváltozik. A scapulothoracalis, a humerus eleváció szögváltozási paraméter (8. táblázat), a humerus eleváció–glenohumeralis szögváltozási paraméter aránya csökken, továbbá a humerus eleváció–scapulothoracalis és a glenohumeralis-scapulothoracalis szögváltozási paraméter aránya nő (9. táblázat)

A vizsgálatok fontos kérdése, hogy a megnyúlt szalagok megváltoztatják-e a scapula és a glenohumeralis ízület szerepét a mozgás létrehozásában. Erre a kérdésre a mozgás teljes időtartama alatt meghatározott scapulothoracalis és glenohumeralis ritmus alakulása adhatja meg a választ. Az egészséges egyének vizsgálatához hasonlóan a multidirekcionális vállízületi instabilitású betegeknél is a mozgás teljes terjedelmében meghatároztuk a scapulothoracalis és a glenohumeralis ritmust, a statisztikai elemzésekhez a lineáris regresszió vizsgálatát alkalmaztuk. A scapulothoracalis és a glenohumeralis ritmust jellemző görbékre egy-egy regressziós egyenes illeszthető, a regresszió lineáris (15. b ábra). Számszerűen bizonyítottuk, hogy a scapula szerepe az egészséges egyénekhez képest csökkent. A glenohumeralis ritmus értékét 1.32:1 arányban tudtuk meghatározni, ami kisebb, mint Graichen és munkatársai (25) által meghatározott 2.2-2.5 érték. Az eltérést valószínűsíthető oka, hogy Graichen és munkatársai (25) a glenohumeralis ritmust a mozgást modellező statikus állapotokban felvett MRI képeken meghatározható szögértékekből számították, míg mi a ritmust a mozgás teljes terjedelme alatt meghatározott ritmus görbéjére illeszthető regressziós egyenes meredekségéből számítottuk ki. A stabil vállízülethez képest az eltérést a passzív stabilizátorok megnyúlása, a neuromuszkuláris védekezés kialakulása, a vállízület kímélete okozhatja. Vizsgálataink alapján a férfi-nő és a jobb-baloldal tekintetében e paraméterek átlagai között nincs szignifikáns különbség.

Stabil és instabil vállízület mozgásának dinamikájának elemzésekor megállapítottuk, hogy rotációs pontok maximális és minimális távolságainak átlagai között, abszolút elmozdulásának ( $\square_{SH}$ ) átlagai között a különbség szignifikáns (11. táblázat), azonban e paraméterek antropometriai jellemzőktől való függősége miatt pontosabb elemzésre nem használható.

A stabil és az instabil vállízület rotációs pontjainak relatív elmozdulás paramétereinek átlaga közötti eltérés szignifikánsan növekszik (10. táblázat). A vállízületet alkotó csontok egymáshoz viszonyított mozgását a vállizmok és a szalagok szabályozzák. Ha bármelyik szalag megnyúlik az elmozdulásoknak lényegesen meg kell növekedniük, mert a megnyúlt szalag, szalagok nem akadályozzák meg a túlmozgásokat, amelyek pontosan megjelennek a rotációs pontok relatív elmozdulásában. Eredményeink alátámasztják, hogy a multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén a scapula és a humerus rotációs pontja egymáshoz viszonyított nagyobb relatív elmozdulása prearthroticus tényező lehet. A mért különbségek jelzik, hogy a passzív stabilizátorok elégtelensége esetén az aktív stabilizátorok nem képesek az ízületet kellően stabilizálni. Ez újabb kérdéseket vet föl, miszerint a dinamikus stabilizátorok elégtelensége primer vagy secunder jelenség, esetleg az izomműködés normális, csupán elégtelen az instabilitás kiküszöbölésére. Paramétereinket irodalmi összehasonlításban nem tudjuk vizsgálni, hasonló tanulmányokat az irodalomban nem találtunk.

Számítottuk a rotációs pontok relatív elmozdulásainak a tér három irányba eső összetevőit. Az egészséges és a multidirekcionális instabilitású vállízületek összehasonlításakor az y tengely irányában (frontális sík) összetevő átlagai közötti különbségek nem, míg a másik két irányú összetevő esetén az átlagok közötti különbség szignifikáns (12. táblázat). Mért értékeink egybevágnak az irodalmi adatokkal, amelyek szerint a multidirekcionális vállízületi instabilitásban antero-posterior és inferior irányú instabilitást lehet megfigyelni (30, 63, 71).

A rotációs pontok relatív elmozdulás paraméter bevezetésével a vizsgált egyén antropometriai különbözőségeitől függetlenül, a humerus és a scapula egymáshoz viszonyított mozgása dinamikus körülményeket figyelembe véve numerikusan is megjeleníthető. A rotációs pontok relatív elmozdulás paraméter informatív lehet akár egy elvégzett műtét, akár a gyógytorna eredményességének értékelésében. A tér három irányában mérhető rotációs pontok relatív elmozdulásának az irodalmi adatokkal való egybeesése indirekt módon is bizonyítja, hogy mérési módszerünk és a kiválasztott paraméterek használhatók a vállízület mozgásainak kinematikai elemzésére.

A mozgás szélső helyzeteinél a szalagok és az izmok együttesen akadályozzák meg a vállízület luxációját. Multidirekcionális vállízületi instabilitás kialakulását követően a

neuromuszkuláris rendszer aktivitásának változása – amely tanulás vagy reflexes úton következik be – gátolja meg luxáció vagy szubluxáció kialakulását. A megváltozott kinematikai jellemzőkhöz módosult izomaktivitásnak kell társulnia.

A dinamikus stabilizátorok működésében bekövetkező változásokat intermuszkuláris koordináció alakulásával elemeztük. A megfelelő intermuszkuláris koordináció egyrészt biztosítja a megfelelő mozgásterjedelmet másrészt a vállízület stabilitását. Ha a koordináció megváltozik, akkor a mozgásterjedelemnek is meg kell változnia. Az agonista és antagonisták izmok felborult koordinációja az ízület instabilitását okozza.

Irodalmi adatok alapján feltételezhető, hogy a multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén a deltaizom és a trapezius izom felső részének intermuszkuláris koordinációja tér el (46, 53, 70), és nem mutatnak eltérést a supraspinatus, az infraspinatus és a subscapularis izmok (53, 70) az egészséges egyénekhez képest. Mások a supraspinatus, a subscapularis és a biceps brachii izmok aktivitási jellemzőiben mutattak ki eltérést (23, 55).

Vizsgálatainkkal (17. ábra) bizonyítottuk a deltaizom (46, 53, 70), az infraspinatus (46, 53, 70), a supraspinatus (23, 55) és a biceps brachii (23, 55) izmok megváltozott működését. Az irodalommal ellentétben (46, 53, 70) megváltozott aktivitási mintázatot mértünk az infraspinatus esetén. Méréseink kimutatták, hogy a multidirekcionális instabilitás megváltoztatja a pectoralis major és a triceps brachii izmok aktivitási mintázatát.

Méréseink igazolták, hogy a pectoralis major izom, a deltaizom mindhárom részének csökkent működése, és a supraspinatus, az infraspinatus izmok fokozott működése követi a scapulothoracalis mozgás szerepének csökkenését. Ugyanakkor a biceps brachii és a triceps brachii izmok szerepe nő a mozgás létrehozásában a gleohumeralis ízület szerepének a mozgásban való növekedésével párhuzamosan.

Az infraspinatus és a supraspinatus növekedett szerepének a magyarázata az, hogy az infraspinatus és a supraspinatus izmok, mint rotátor izmok, a gleohumeralis ízület anterior csúsztatását akadályozzák meg, a humerus fejének posterior irányba történő húzásával fontos szerepet játszanak a gleohumeralis ízület stabilitásának biztosításában.

A kinematikai mérésekkel párhuzamosan végzett mérésekkel együtt bizonyíthatóvá vált, hogy a szervezet a vállízület kímélete miatt a glenohumerális ízület megfelelő centralizációját a megnyúlt passzív struktúrák miatt a megváltozott izomműködéssel, a scapula csökkentett szerepével tudja csak megoldani.

A vizsgálati eredményekből következik, hogy a vállízületi instabilitás csökkenthető a rotátor köpeny izmainak és az izmok propriocepciójának fejlesztésével. Ez a multidirekcionális vállízületi instabilitás konzervatív kezelésének az alapja, amelyet Kiss és munkatársai már fizikális vizsgálattal is bizonyítottak (39). A vizsgálataink kimutatták, hogy a rehabilitációs protokoll összeállításánál külön figyelmet kell szentelni a rotátor köpeny izmainak fejlesztése mellett, a biceps brachii és a triceps brachii izmok fejlesztésére is.

### **5.3. A vállízület körüli izmok aktivitási jellemzőinek elemzése egyszerű karmozgások és fej feletti hajítás során**

Kutatásunk feltételezése az volt, hogy a különböző mozgások alatt kialakuló és mérhető izom aktiválódási sorrend, koordináció, maximális elektromos aktivitás jellemezheti a dobó atléta felkészültséget, edzettségét. Egyszerű mozgásokat - húzás, tolás, scapula síkjában történő karemelés - és komplex mozgást, - fej feletti hajítás- vontunk be a vizsgálatba. A fej feletti hajítás komplex volta abban is megjelenik, hogy a felkar, az alkar, az ujjak, a vállízület, a csuklóízület és a könyökízület izomzata mellett a mozgás létrehozásában az alsó végtag, és a törzs izomzata is részt vesz. Professzionális dobók a labdát pontosan, gyorsan és minden kísérlet során hasonlóan dobják, mert az izmok koordinációja és fejlettsége magas színvonalú. Vizsgálatunkba csak a vállízület körüli izmok vizsgálatát vontuk be. Célunk az, hogy megállapítsuk az edzettség hatását az izmok három izomaktivitási jellemzőjére (intermuszkuláris koordináció, izmok normalizált elektromos aktivitása, maximális időszélesség).

Felületi elektromiográfiával vizsgáltuk a gerelyhajítókat és a kontroll csoportot, ami lehetővé tette, hogy az egyszerű és a dinamikus mozgásokat fájdalom nélkül tudjuk elemezni. A mérés frekvenciája – 1000 Hz – alkalmas volt a lassú és gyors mozgások során kialakuló EMG regisztrátum rögzítésére. A felületi EMG használatának hátránya, hogy a supraspinatus izom csak a trapezius izommal együtt vizsgálható.

Az elektromiográfiai regisztrátumból előállított lineáris burkoló görbéket az egyszerű és a dinamikus mozgások során elért legmagasabb elektromos aktivitási értékkel normalizáltuk, amit módosított maximális referencia elektromos aktivitással történő normalizációnak neveztünk 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.

A specifikus vállmozgások alatt rögzített és feldolgozott EMG görbék elemzése az izomműködési sajátosságok jobb megértését szolgálja. Az egyszerű mozgások (húzás, tolás karemelés) minden vizsgált személy esetén azonos ütemben, azonos sebességgel történt, amit



metronom használatával biztosítottunk. A fej feletti hajítás gyors, dinamikus mozgás volt. Emiatt vizsgálhattuk a mozgás sebességének a hatását az izomaktivitási jellemzők alakulására.

A választott normalizáció lehetővé tette annak vizsgálatát, hogy különböző izmok esetén a maximális elektromos aktivitás milyen mozgástípusnál alakul ki. Mind a kontroll csoport tagjai mind a gerelyhajítók esetén a pectoralis major, a supraspinatus, az infraspinatus, a biceps brachii és a triceps brachii izmok általában a gyors fej feletti mozgás esetén érik el a legnagyobb elektromos aktivitásukat (13. táblázat). A deltaizom esetén a kontroll csoport és a gerelyhajítók referencia-mozgásai között eltérés figyelhető meg (13. táblázat). Az eltérés egyik oka az, hogy 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. Gerelyhajítók esetén a rotátor köpeny izomzata nem elegendő a felkar fejének megfelelő centralizációjához és kiegészítésként a deltaizom első és hátsó részé is rész vesz a megfelelő ízületi stabilitást biztosításban. Ennek következtében a gerelyhajítók esetén a deltaizom első és hátsó része is a gyors fej feletti hajítás során éri el a legnagyobb elektromos aktivitását (13. táblázat). A kontroll csoport esetén a fiziológias működésnek megfelelően a deltaizom első és középső része a kar scapula síkjában való emelésekor, a deltaizom hátsó része húzás során éri el a legnagyobb elektromos aktivitását (13. táblázat). A gerelyhajítók a karemelést, edzettségüknek köszönhetően, kevesebb elemi mozgás összerakásával a deltaizom középső részének működésével tudják megoldani, amely ekkor éri a legnagyobb elektromos aktivitását (13. táblázat). A kontroll csoport a karemelést több elemi mozgás összerakásával hozza létre, a deltaizom középső része mellett a deltaizom első része is itt éri el a legnagyobb elektromos aktivitását. A húzás csak a kontroll csoportnál szerepel referencia - mozgásként a deltaizom hátsó része esetén. (13. táblázat) Ennek oka az, hogy a dobás során a kontroll csoport tagjai nem képesek olyan mértékű erő kifejtésre, az erő koncentrálására, mint a gerelyhajítók. Ennek megfelelően a deltaizom hátsó része funkciójának megfelelően húzás esetén éri el legnagyobb elektromos aktivitását.

Az összes mozgás alatt meghatározott intermuszkuláris koordináció (18. és 19. ábra) és az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak elemzéséből (16. táblázat) megállapítható, hogy mindkét csoport esetén a vállízület mozgásakor az agonista és az antagonisták egyaránt aktívak, aktivitási maximumaik közel azonosak, amellyel az ízület

stabilitását biztosítják. A kontroll csoport esetén a vállízület stabilizálásában fontos szerepet kap a biceps brachii, a triceps brachii izmok és a deltaizom (16. táblázat, 18. ábra). A gerelyhajítók esetén a fenti izmoknál erőteljesebb a rotátor köpeny izomzatának szerepe a vállízület kellő stabilitásának biztosításában (16. táblázat, 19. ábra). Ez a megállapítás megegyezik az irodalmi adatokkal (18, 24, 26, 28, 29, 34).

Gowan és munkatársai (24), Kelly és munkatársai (38) az izmokat két csoportba sorolta. Stabilizátorként definiálták az infraspinatus, a supraspinatus izmokat és a deltaizom mindhárom részét. Gyorsító izomként definiálták a subscapularis, a pectoralis major, a latissimus dorsii és a triceps brachii izmokat. Vizsgálataink bizonyították, hogy ez a felosztás egyszerű mozgások esetén is érvényes.

Húzás és tolás esetén az egészséges kontroll személyek összes izomzatának normalizált elektromos aktivitási maximuma magasabb, aktivitási időszakai hosszabbak, mint a gerelyhajítóké. Szignifikáns különbséget a deltaizom középső, hátsó része, a supraspinatus és az infraspinatus izmok esetén lehet megkülönböztetni. A különbség jóval látványosabb karemelés esetén, mert a kontroll csoport esetén a deltaizom három részének és a supraspinatus izom aktivitása maximális, míg a gerelyhajítók esetén a deltaizom első és középső része és a supraspinatus mutatott maximális aktivitást, de minden izom aktivitási időszaka rövidebb. A gerelyhajítók eltérő neuromuszkuláris kontrollját és propriocepcióját bizonyítja, hogy a gerelyhajítók esetén húzás során a biceps brachii izom hosszabban működik (19. a ábra), amely indirekt módon jelzi, hogy a sportolók csoportja nagyobb végtag végsebességet ért el. Tolás során a gerelyhajítóknál a supraspinatus és a triceps brachii izmok aktivitási időszaka szignifikánsan hosszabb (19. b ábra). Tolás esetén a gerelyhajítók és a kontroll csoport eltérő intermuszkuláris koordinációja legszembetűnőbben bizonyítja, hogy a kontroll csoport esetén a biceps brachii izom a mozgás deceleratios fázisában is aktív, míg a gerelyhajítóknál ugyanebben a fázisban csak a supraspinatus izom működik (19. b ábra). A supraspinatus izom aktivitása arra is utalhat, hogy a gerelyhajítók esetén a mozgás decelerációja gyorsabban zajlik le, mint a kontroll csoport esetén.

Lassú fej feletti hajítás esetén csak az intermuszkuláris koordináció esetén találtunk eltérést a két csoport között (18 d és 19. d ábra), a két csoport normalizált izom elektromos aktivitási maximumai között (16. táblázat) egyik izom tekintetében sem volt szignifikáns különbség. A

mozgásforma mindkét csoport számára egyformán ismeretlen és szokatlan. Feltételezésünk szerint ez a magyarázata annak, hogy a két csoportban az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumai hasonlóak.

Gyors fej feletti hajítás során (19. e ábra) a gerelyhajítók esetén a deltaizom hátsó részének, az infraspinatus és a triceps brachii izmok szignifikánsan hosszabb, és a deltaizom első részének szignifikánsabb rövidebb a működése. Gerelyhajítóknál a deltaizom hátsó részének normalizált elektromos aktivitási maximumainak átlaga szignifikánsan nagyobb, mint az egészséges kontroll csoport esetén. Ez azt bizonyítja, hogy a vállízület stabilitásának biztosításához a gerelyhajítók vállízületének nagyobb igénybevétele miatt további izom bevonása (deltaizom hátsó része) szükséges.

Az eredményeink alapján megállapítható, hogy a dinamikus mozgások esetén a mozgást létrehozó izmok normalizált elektromos aktivitásának maximuma nagyobb, mint az egyszerű, és lassú mozgások esetén. A maximális elektromos aktivitás értéke, nemcsak a mozgás létrehozásához szükséges erő nagyságától, a mozgás sebességétől, hanem az izmok propriocepciójától is függ. A kontroll csoport esetén csak 3-4 izom ér el maximális aktivitást, míg a gerelyhajítók esetén 5-8 izom aktivitása közel maximális dinamikus mozgások esetén.

Az egyszerű és a dinamikus mozgás során kapott eredmények azt bizonyítják, hogy a vállízület stabilitásának biztosításában az intramuszkuláris koordináció mellett az izmok kontrakciójának mértéke is fontos szerepet játszik, a kettő összehangolt működésével lehet a vállízület megfelelő stabilitását biztosítani.

Az izomaktivitásának jellemzésére használt harmadik paraméter a maximális időszélesség. A gerelyhajítók esetén az agonista és az antagonisták izmok normalizált elektromos aktivitási maximumai közötti időbeni eltérés minimális, a kontroll csoport esetén a normalizált elektromos aktivitási maximumai közötti időbeni eltérés jelentősebb, de a különbség nem szignifikáns. Lassú fej feletti hajítás esetén a két csoport között nincs jelentős különbség, de a gyors fej feletti dobás esetén (22. ábra) a különbség szembetűnő. David és munkatársainak (15) kutatásai hasonló eredményt hoztak rotációs mozgások vizsgálata esetén. A gerelyhajítók izmainak elektromos aktivitási maximumai véleményünk szerint az edzettségük és a hajító mozgások gyakorlása miatt koncentráltabbak, mint a kontroll csoport esetén. Ez egyrészt

biztosítja a nagyobb erőkifejtés ellenére a vállízület stabilitását, de részben ez okozza a nagyobb fizikai teljesítményt is.

Az izomaktivitási jellemzők elemzésével kimutattuk, hogy a kontroll csoport tagjai három (14. táblázat), a gerelyhajítók két alcsoportba oszthatók (15. táblázat). Az egészséges egyének esetén az egyszerű és a dinamikus mozgások létrejöttében a flexió-extenzió, rotáció és az ab-addukció elemi mozgások aránya azonos. A biceps brachii és a triceps brachii izmok együttes működésével a könyök ízület normál középállásban tartása biztosított. A vizsgált személyek 56% (14 fő a 25 főből) esetén ez a mozgáskialakítás volt megfigyelhető (II. alcsoport) (14. táblázat). A vizsgált személyek 24% (6 fő a 25 főből) (I. alcsoport) esetén a pectoralis major izom szerepe növekedett, de a deltaizomé csökkent (14. táblázat). Ebből azt tételezhetjük fel, hogy a rotációs mozgások hangsúlyosabbak, az ab-addukciós elemi mozgáshoz képest, mert a pectoralis major izom elsősorban a rotáció létrejöttében játszik szerepet. Az abdukció és addukció csökkenést a deltaizomok szerepének a csökkenése okozza. A könyökízület mozgásában elsősorban a triceps brachii izom dominál. A kontroll csoport 20% (5 fő a 25 főből) esetén (III. alcsoport) feltételezhetjük, hogy az ab-addukciós mozgások dominálnak, amelyet a deltaizom és az infraspinatus izom szerepének növekedése okoz (14. táblázat). A biceps brachii izom dominál a könyökízület mozgásában.

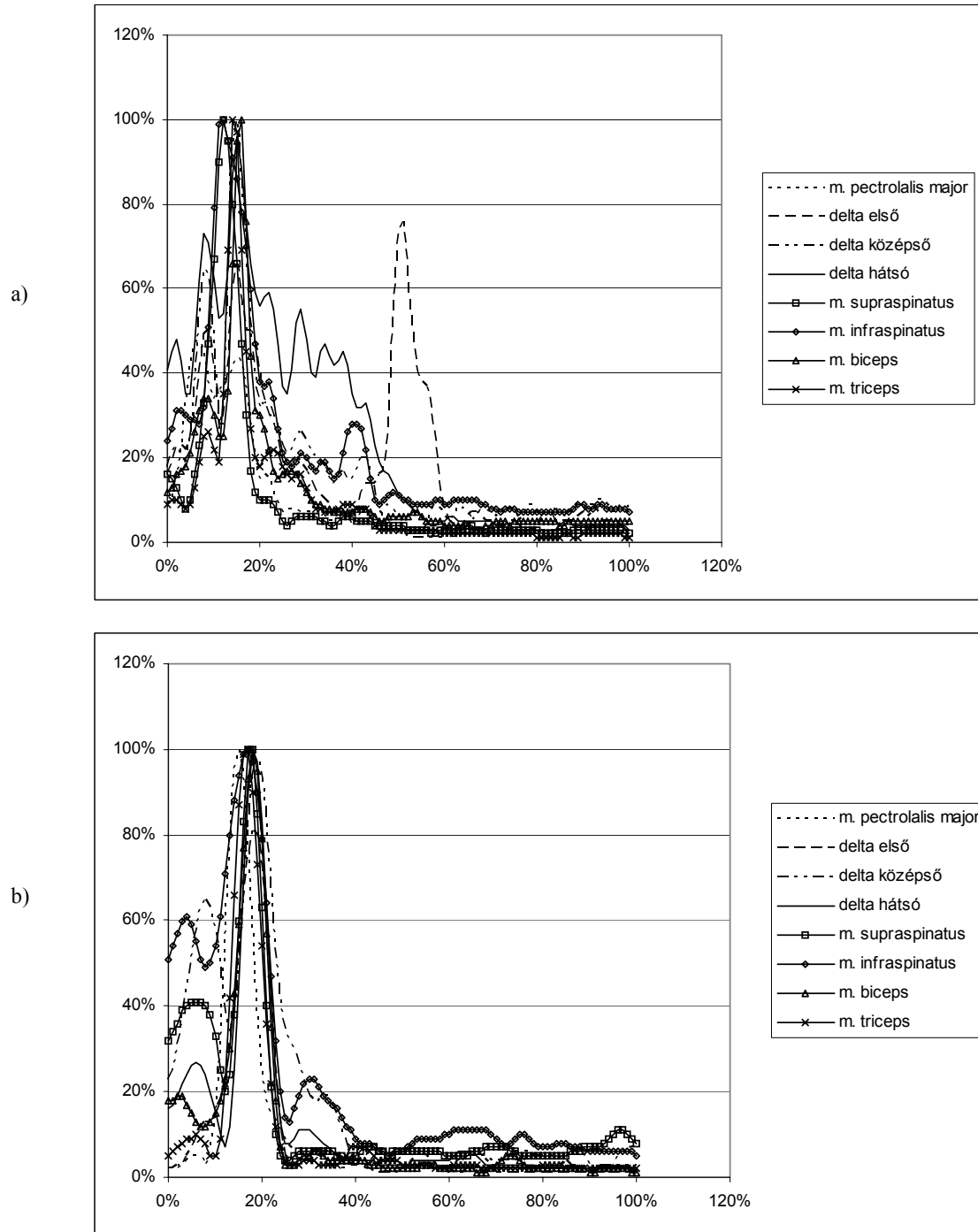
A gerelyhajítók esetén két alcsoport különböztethető meg (15. táblázat). 3 gerelyhajító esetén (a nyolcból) (I. alcsoport) feltételezhetően a rotációs elemi mozgás a domináns az ab-addukciós elemi mozgáshoz képest, amelynek a pectoralis major izom növekedett működése az oka (15. táblázat). Az ab-addukció szerepének csökkenést a deltaizom középső részének csökkent működése okozza. 5 gerelyhajító esetén (II. alcsoport) feltételezhetően az ab-addukció elemi mozgás a domináns, amelyet deltaizom első és középső részének és az infraspinatus izomnak a fokozott működése támaszt alá (15. táblázat). Az alcsoportok elemzésével megállapíthatjuk, hogy a pectoralis major izom és a deltaizom szerepe ellentétesen viszonyul egymáshoz. A supraspinatus izom növekedett szerepével a triceps brachii izom szerepe nő, míg az infraspinatus izom szerepe csökken. Az infraspinatus izom növekedett szerepével a biceps brachii izom szerepe nő, míg a supraspinatus izom szerepe csökken. Ennek az a magyarázata, hogy a vállízület stabilitásának biztosításához a növekedett rotációs elemi mozgás esetén csökkent ab-addukciós elemi mozgás és fordítva a növekedett ab-addukciós elemi mozgás esetén csökkent rotációs elemi mozgás szükséges.

Az intermuszkuláris koordináció (18 és 19. ábra) és az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak elemzése (16. táblázat) alapján megállapíthatjuk, hogy szignifikáns eltérés figyelhető meg az izmok aktivitási jellemzőiben a kontroll csoport és a gerelyhajítók között egyszerű és dinamikus mozgások során egyaránt. A kapott eredmények bizonyítják az irodalomban található megállapításokat (28, 29, 34), hogy a gerelyhajítók esetén a különböző mozgások során a rotátor köpeny egyes izmai nagyobb szerepet kapnak, mert nemcsak aktivitási időszakuk nyúlik meg, hanem a normalizált elektromos aktivitási maximumaik is növekedtek. Vizsgálataink kimutatták, hogy a glenohumeralis ízület centralizációjának biztosításához a deltaizom hátsó, ritkábban középső és első részének elnyújtott működése mellett nagyobb elektromos aktivitás szükséges. A rendszeres mozgás következtében az izmok működése gazdaságosabb, amit az is bizonyít, hogy a mozgások létrehozásában kevesebb izom vesz részt és a részvevő izmok aktivitása kisebb, mint a kontroll csoport tagjai esetén. Vizsgálataink azt is kimutatták, hogy az edzés hatására az összetett mozgások kialakítása is megváltozik. A gerelyhajítók nagy részénél az ab-addukciós mozgások szerepe növekszik a flexió-extenzió vagy a rotációs mozgással szemben.

A kapott eredmények jól használhatók az edzés tervek vagy sérülések utáni rehabilitációs protokollok összeállításánál.

1. A vizsgálataink alapján az egészséges személyeknél kimutatott három alcsoport jellegzetességeit a sérülések utáni rehabilitáció kialakításánál figyelembe lehet venni. Ez lehetőséget teremt arra, hogy a rehabilitáció során az egyén alcsoportba tartozásának megfelelően a mozgás sajátosságainak megfelelő izmokat fejlesszük. A gerelyhajítóknál kimutatott két alcsoport jellegzetességeit a sportoló dobóstílusának kialakításánál, az edzéstervek összeállításánál lehet figyelembe venni. Valószínűsíthetően ezzel az eredményesség is fokozható, a sérülések veszélye csökkenthető.
2. Az összes izom maximális elektromos aktivitásának ismerete alapján egyes sérülések kialakulásának mechanizmusa megérthető. Alacsony vagy közepes izomaktivitást okozó mozgások csökkentik a sérülésveszélyt, így ezek a mozgástípusok jól használhatók az edzésidőszak elején a stabilizátor izmok erősítésénél, továbbá a rehabilitáció első időszakában. Magas izomaktivitást okozó mozgások fokozzák a

sérülés veszélyt, ezért ezeket a mozdulatsorokat csak a rehabilitációs időszak végén és a gyorsító izmok erősítésénél célszerű használni.



22. ábra. A vizsgált nyolc izom normalizált EMG burkoló görbéje gyors fej feletti hajítás esetén a) kontroll csoport b) gerelyhajítók esetén

#### **5.4. Multidirekcionális instabilitású vállízület izomaktivitási jellemzőinek elemzése egyszerű karmozgások és fej feletti hajítás során**

Kutatásunk feltételezése az volt, hogy a különböző mozgások alatt kialakuló és mérhető izom aktiválódási sorrend, koordináció, maximális elektromos aktivitás jellemezheti a vállízületi instabilitást. A gerelyhajítók vizsgálatához hasonlóan egyszerű, lassú mozgásokat (minden vizsgálati személynél azonos sebességű húzás, tolás, scapula síkjában történő karemelés) és komplex, dinamikus mozgást (fej feletti hajítás) vontunk be a vizsgálatba, ami lehetővé tette a mozgássebesség hatásának vizsgálatát az izmok aktivitási jellemzőire. Célunk az, hogy megállapítsuk a multidirekcionális vállízületi instabilitás hatását az izmok három aktivitási jellemzőjére (intermuszkuláris koordináció, izmok normalizált elektromos aktivitása, maximális időszélesség).

A gerelyhajítók és a kontroll csoport tagjaihoz hasonlóan felületi elektromiográfiai elektródákat használtunk a multidirekcionális instabilitású vállízület izmainak mérésére, a mérés frekvenciája ebben az esetben is 1000 Hz volt. A lineáris burkológörbék normalizációja a módosított maximális referencia elektromos aktivitással történt.

A kontroll csoport tagjai és a multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek esetén a különböző izmok referencia-mozgásai ugyanazok (17. táblázat). Ennek feltételezhetően az az oka, hogy a két csoport között az izmok edzettségében nincs alapvető különbség, az izmok az anatómiai funkciójuknak megfelelő mozgásban érik el legnagyobb elektromos aktivitásukat.

Az összes mozgás intermuszkuláris koordinációjának (18. és 20. ábra) és az izmok normalizált elektromos aktivitás maximumainak (19. táblázat) elemzéséből megállapítható, hogy mindkét csoport esetén a vállízület mozgásakor az agonista és az antagonisták izmok egyaránt aktívak, ezzel biztosítván az ízület stabilitását. A multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén a kontroll csoporthoz képest a supraspinatus és az infraspinatus (rotátor köpenyt alkotó izmok), a triceps brachii izmok szerepe növekszik, míg a deltaizom mindhárom részének és a pectoralis major izomnak a szerepe a glenohumeralis ízület stabilizálásában szignifikánsan csökken (20. ábra, 19. táblázat). Ez a megállapítás megegyezik az irodalmi adatokkal (40, 53, 55).



A pectoralis major izom a subscapularis izom synergistájaként a rotációs elemi mozgások létrehozásában játszik szerepet, ennek következtében aktivitási hossza és mértéke a különböző mozgások létrehozásában csökken (19. táblázat, 20. ábra). Ennek feltételezhető oka, hogy a mozgás indításakor ugyanolyan mértékű elmozdulás létrehozásához kisebb izomerő szükséges a betegek esetén, mert a pectoralis major izom hosszú ideig tartó aktivitása az instabilitást fokozná. A deltaizom három része a flexió-extenzió, az addukció elemi mozgások létrejöttében játszik szerepet, ennek következtében aktivitási hossza és mértéke a mozgások létrehozásában csökken (19. táblázat, 20. ábra), ezzel csökkentve a mozgás indításakor a humerus fejének instabilitását. Kivételt képez a tolás (20. b ábra), amikor a deltaizom hátsó része a humerus fejének szubluxációját növekedett izomaktivitással gátolja meg. A deltaizom és a pectoralis major izom csökkent működése az irodalomból is ismert (53).

A supraspinatus és az infraspinatus izom fontos szerepet játszik a glenohumeralis ízület stabilitásában, mert a humerus fejét glenoid hátsó felszínéhez nyomja, amely hosszabb aktivitási időszakot (20. ábra) és nagyobb aktivitást követel meg (19. táblázat) (23, 46, 55, 70). Azt mondhatjuk, hogy a megnyúlt szalagok hiányos stabilizációs szerepét a supraspinatus és az infraspinatus izmok veszik át, elsősorban az instabilitás csökkentésében játszanak fontos szerepet.

Vizsgálataink kimutatták, hogy dinamikus mozgások esetén (20. d és e ábra) a humerus fej megfelelő centralizációjának létrehozásában a supraspinatus és az infraspinatus izmok fokozott működése (19. táblázat) (23, 46, 55, 70), mellett a biceps brachii, a triceps brachii is szerepet kap. A triceps brachii izom szignifikánsan hosszabban működik (20. d és e ábra), mert a decelerációs funkciója mellett a humerus fej megfelelő centralizációjában is részt vesz. Karmelés esetén (20. c ábra) a humerus fejének centralizációjához a biceps brachii izom depresszor funkciójára (proximális migráció csökkentésére) is szükség van.

Eredményeink alapján megállapítható, hogy multidirekcionális instabilitású betegek esetén az egészséges személyekhez hasonlóan a mozgást létrehozó izmok normalizált elektromos aktivitása nagyobb, mint az egyszerű, lassú mozgások esetén.

A multidirekcionális instabilitású vállízület esetén az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumai közötti időbeni eltérés szignifikánsan nagyobb, mint a kontroll csoport esetén. Az

eltérés valószínűsíthető oka az ízületi lazaság következtében szekunderen kialakuló megváltozott neuromuszkuláris kontroll. A kontroll csoporthoz képest eltérő izomaktiválódás részben reflexesen jöhet létre, hogy a humerus fej folyamatosan változó helyzetét kompenzálni tudják. Ezt Myers vizsgálata is (55) alátámasztja, akik multidirekcionális instabilitású vállízület esetén hosszabb biceps reflex latenciát mutatott ki.

Az izomaktivitási jellemzők elemzéséből kimutattuk, hogy a multidirekcionális vállízületi instabilitású betegek két alcsoportba oszthatók (18. táblázat). A multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén a meglazult szalagok szerepét az izmoknak kell átvenni, emiatt a supraspinatus, az infraspinatus, a biceps brachii, és a triceps brachii izmok tekintetében a két alcsoport között nincs különbség (18. táblázat). A két alcsoport között döntő különbség a deltaizom működésében figyelhető meg. A vizsgált személyek 27% (4 fő a 15 főből) a I. alcsoportba tartozik, ahol a rotációs elemi mozgás a domináns, de a gerelyhajtókhoz és a kontroll csoport tagjaihoz képest jóval kisebb a rotáció szerepe a mozgás létrehozásában, mert a pectoralis major izom nem vesz részt a mozgásban (18. táblázat). A csökkent rotációs elemi mozgás feltételezhető oka, hogy a rotációs elemi mozgással a vállízületi instabilitás fokozódna, amely fájdalommal jár. Ezért ezt a csoportot ab-addukció hiányos csoportnak is nevezhetjük. A komplex mozgások - a karemelése és hajítás - létrehozásához, ha az ab- és addukció szerepe csökken a mozgás létrejöttében, már kell a rotációs elemi mozgás, pontosabban az elsősorban rotátor izomként működő izmok működése. Ez a magyarázata annak, hogy a karemelése és a fej feletti hajítások esetén a pectoralis major izom aktív (18. táblázat). A vizsgált személyek 73% (11 fő 15 főből) esetén a rotációs mozgásokhoz képest az ab-addukciós mozgás lesz a domináns. Ez bizonyítja, hogy a rotációs mozgások fokozhatják az instabilitást. A domináns ab-addukciót a deltaizom első és középső részének fokozott működése okozza (18. táblázat). A vizsgálatok eredményeiből kimutatható, hogy multidirekcionális instabilitás hatására az összetett mozgások létrehozása megváltozik, a rotáció instabilitást fokozó szerepe miatt a mozgások létrehozásában elsősorban az ab-addukció elemi mozgások szerepe növekszik.

A intermuszkuláris koordináció (18 és 20. ábra) és a normalizált izom elektromos aktivitási maximumainak (19. táblázat) elemzésével bizonyítottuk, hogy a glenohumeralis ízület centralizációját a rotátor köpeny izomzat szerepének növelésével és a mozgás indításában szerepet vállaló izmok - deltaizom, biceps brachii és a pectoralis major izmok- szerepének

csökkenésével próbálja biztosítani. Kimutattuk, hogy a glenohumeralis ízület centralizációjában a deltaizom hátsó része és az infraspinatus izom szerepe növekszik, továbbá a triceps brachii izom hosszabb izomaktivitással, de nem növekedett normalizált elektromos aktivitással vesz részt. A megváltozott intermuszkuláris koordináció oka, hogy a meglazult szalagrendszer miatt a neuromuszkuláris rendszer aktivitásának változása – amely tanulás vagy reflexes úton következik be – gátolja meg, hogy szubluxáció kialakuljon. Ez azt is jelenti, hogy a vállízületi instabilitás csökkenthető a rotátor köpeny izmainak erősítésével, amelyet Kiss és munkatársai fizikális vizsgálattal bizonyítottak (39). A vállízület stabilitásának biztosítása miatt a mozgások létrehozásában több izom vesz részt, mint a kontroll csoport esetén, azaz a dinamikus stabilizátorok szerepe növekszik, amely részben ellentétes Morris (53) megállapításával, aki szerint a vállizmok, mint dinamikus stabilizátorok működése multidirekcionális instabilitású vállízület esetén insufficiens. Az eltérés valószínűsíthető oka az, hogy Morris csak elemi mozgásokat vizsgált és a vizsgálatait intramuszkuláris tüelektródával végezte, ami lényeges befolyásolhatja az izmok működését.

A kapott eredmények jól használhatók a konzervatív kezelés protokolljának vagy műtétek utáni rehabilitációs protokollok összeállításánál.

1. A rehabilitációs protokollok összeállításánál a vizsgálataink alapján egészséges személyeknél kimutatott három alcsoport jellegzetességeit és a multidirekcionális vállízületi instabilitású betegeknél meghatározott két alcsoport jellegzetességeit egyaránt figyelembe lehet venni.
2. A rehabilitációs protokollok összeállításánál érdemes figyelembe venni, hogy a rotátor köpeny izmainak erősítése mellett a biceps brachii és a triceps brachii izmok erősítésére is célszerű hangsúlyt fordítani, mert a glenohumeralis ízület stabilizálásában fontos szerepet töltenek be. Az izmok propriocepciójának fokozásával az izmok közötti maximális időszélesség és ennek következtében a vállízület instabilitása csökkenthető.
3. Az összes izom maximális elektromos aktivitásának ismerete alapján egyes sérülések kialakulásának mechanizmusa megérthető. Alacsony vagy közepes izomaktivitást okozó mozgások jól használhatók a rehabilitáció első időszakában a sérülésveszély elkerülése miatt. Magas izomaktivitást okozó mozgások fokozzák a sérülésveszélyt, ezért ezeket a rehabilitációs időszak végén célszerű használni.

## 6. Következtetések

Kutatásom céljaként olyan mérési módszer kidolgozását és hitelesítését tűztem ki, amely alkalmas a vállízületben létrejövő mozgások kvantitatív meghatározására dinamikus körülmények között, azaz a mozgás megállítása nélkül. További célom a stabil és az instabil vállízület kinematikai jellemzőinek és egyes izmok aktivitásának meghatározása, elemzése és összehasonlítása a scapula síkjában történő karemelés során. Harmadik célom annak vizsgálata, hogy multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén a vállízület egyes izmainak aktivitási jellemzői hogyan változnak meg egyszerű és dinamikus mozgások alatt. Negyedik cél az intenzív, mozgás-specifikus sportolás (gerelyhajítás) hatásának vizsgálata a vállízület egyes izmainak aktivitási jellemzőire egyszerű és dinamikus mozgások esetén.

A kutatás elkezdésekor összeállított hipotézisek (2. fejezet) bizonyítására elvégzett kísérletsorozatomban alapján a következő új, tézisértékű megállapítások tehetők (a hipotézisek sorrendjében):

1. A ZEBRIS CMS-HS ultrahang-alapú térbeli mozgásvizsgáló rendszer az általam kifejlesztett acromionra rögzíthető mérőhármassal (3. ábra) alkalmas a vállízület és ezen belül a scapula mozgásainak rögzítésére a mozgás megállítása nélkül. A kifejlesztett 16 pontos biomechanikai modell segítségével (3. táblázat) - 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 (5. táblázat). A ZEBRIS 3DCAD kereskedelmi forgalomban kapható programmal és az általunk kifejlesztett mérési módszerrel meghatározott térbeli koordináták különbsége 1-3 mm között van (7. táblázat).
  - 1.2. A hitelesítés eredményei azt mutatják, hogy a mérőrendszerrel meghatározott térbeli koordináták függetlenek a koordináta irányától és a karemelés nagyságától, de lényegesen függenek a mérést végző személy gyakorlottságától (5. és 7. táblázat).

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 (9. ábra). 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 karemelés környékén szignifikánsan növekszik, mert a scapulothoracalis és a glenohumeralis a ritmus 60 fok környéken szignifikánsan megváltozik, a ritmust jellemző függvény regressziója bilineáris (15. 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 paramétereiktől független (8. táblázat).
- 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 (11. táblázat).
4. Kimutattam, hogy az egyszerű és a dinamikus mozgások intermuszkuláris koordinációja alapján a kontroll csoport tagjai három alcsoportba sorolhatók (14. táblázat). 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 (9. táblázat).
  - 5.2. Számszerűen bizonyíthatóvá vált, hogy a stabil vállízületkehez képest a scapula szerepe csökkent, a scapulothoracalis és a glenohumeralis ritmust jellemző függvényre egy regressziós egyenes illeszthető, a ritmus mindkét függvény esetén lineáris (15. 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 (11. táblázat), mint az egészséges egyéneké. 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 (12. 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 (17. ábra). Kimutattam, hogy a szervezet a vállízület kímélete miatt a glenohumerális ízület megfelelő centralizációját a megváltozott izomműködéssel és a scapula csökkentett szerepével tudja biztosítani.
6. Kimutattam, hogy egyszerű és dinamikus mozgások alatt a multidirekcionális vállízületi instabilitás esetén a glenohumerális ízület centralizációjában a dinamikus stabilizátorok szerepe az egészséges egyénekhez képest megváltozik.
- 6.1. Az intermuszkuláris koordináció (20. ábra) és az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumainak (19. táblázat) elemzésével bizonyítottam, hogy a glenohumerális ízület centralizációját a rotátor köpeny izomzat szerepének növelésével biztosítja a szervezet. Kimutattam, hogy a glenohumerális 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 szekunderen kialakuló megváltozott propriocepció miatt 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 is megváltozik, két alcsoport alakul ki (18. táblázat). 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. Kimutattam, 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 (13. táblázat). 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 fiziológias 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 (18. és 19. ábra) és az izom normalizált elektromos aktivitási maximumainak elemzése (16. 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 maximumaik 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 antagonist izmok normalizált elektromos aktivitási maximumai közötti időbeni eltérés gyors dobáskor kisebb, mint a kontroll csoport esetében (22. ábra).
- 7.4. Kimutattam, hogy az edzés hatására az összetett mozgások kialakítása is megváltozik, a gerelyhajítók esetén két alcsoport különböztethető meg (15. táblázat). A gerelyhajítók 37.5% esetén feltételezhetően a rotációs elemi mozgás a domináns az ab-addukciós elemi mozgáshoz képest, amelynek a pectoralis major izom megnövekedett 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.

## KÖSZÖNETNYÍLVÁNÍTÁS

Köszönetemet fejezem ki azon kollegáimnak, akik munkám elkészültéhez hathatós és nélkülözhetetlen segítségükkel hozzájárultak.

Prof. Dr. Szendrői Miklós – klinika igazgató – Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika

Dr. Böröcz István - Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika

Dr. Kiss Jenő - Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika illetve Szt. János Kórház  
Ortopéd-Traumatológiai Osztály

Dr. Magyar Mátyás – Szt. János Kórház Traumatológiai Osztály

Dr. Bejek Zoltán - Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika

Dr. Knoll Zsolt – Szt. Imre Kórház Sürgősségi Ellátás Osztály

Dr. Kocsis László – BME Biomechanikai Laboratórium

Dr. Szlávik István – Semmelweis Egyetem

Paróczai Róbert – BME Műszaki Mechanikai Tanszék Biomechanikai Laboratórium

Dr. Kiss Rita M. – témavezető – MTA-BME Szerkezetek Támogatott Kutatócsoport

Anyagi segítséget a T034150 és a T049471 sz. tematikus OTKA kutatás, valamint a Semmelweis Alapítvány nyújtott.

## **Irodalomjegyzék**

1. Baeyens J.P., Roy P.V., DeSchepper A., Declercq G., Claris J.P.: Glenohumeral joint kinematics related to minor anterior instability of the shoulder at the end of the late preparatory phase of throwing. *Clin. Biomech.* 16. 752-757. 2001.
2. Basmajian J.V., Lovejoy J.F.: Functions of the popliteus muscle in man. *J. Bone Joint Surg.* 53-A. 557-561. 1971.
3. Basmajian J.V., DeLuca C.: *Muscles Alive: Their functions Revealed by Electromyography.* 5th ed. Baltimore MD: Williams and Wilkins, 1985.
4. Bechtol C.O.: Normal human gait. In: Bowker J.H., Hall C.B.(eds): *Atlas of orthotics: American Academy of Orthopedic Surgeon.* 133-143. 1975.
5. Borstad J.D., Ludewig P.M.: Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clin. Biomech.* 17. 650-659. 2002.
6. Bradley J.P, Tibone J.E.: Electromyographic analysis of muscles action about the shoulder. *Clin Sports Med.* 10. 789-805 1991
7. Breteler M.D.K., Spoor C.W., Helm F.C.T.: Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modeling purposes. *J. Biomech.* 32. 1191-1197. 1999.
8. Büchler P., Farron A.: Benefits of an anatomical reconstruction of the humeral head during shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Clin. Biomech.* 2005. In press
9. Büchler P., Ramaniraka N.A., Rakotomanana L.R., Ianotti J.P., Farron A.: A finite element model of the shoulder application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clin. Biomech.* 17. 630-639. 2002.
10. Cappozzo A., Catani F., Della Croce U., Leardini A.: Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin. Biomech.* 10. 171-178. 1995.
11. Celli L., Balli A., de Luise G., Rovesta C.: Some new aspects of the functional anatomy of the shoulder. *Ital. J. Orthop. Traumatol.* 1.83-91. 1985.
12. Cholnoky T.: *Mechanika III.* Tankönyvkiadó, Budapest 1968.
13. Constant C.R., Murley A.H.G.: A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin. Orthop.* 214. 160-164. 1987.

14. Constant C.R.: Assessment of the shoulder function. In: Gazielly D.F., Gleyze P., Thomas P. (eds): *The cuff*. Elsevier, Paris. 39-44. 1997.
15. David G., Magarey M.E., Jones M.A., Dvir Z., Türker K.S., Sharpe M.: EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. *Clin. Biomech.* 15. 95-102. 2000.
16. De Groot J.H., Brand R.: A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clin. Biomech.* 16. 735-743. 2001.
17. De Leest O., Van der Helm F.C.T., Rozendal L.A., Rozing P.M.: The influence of glenohumeral prosthesis geometry and placement on shoulder muscle forces. *Clin. Orthop.* 331. 222-233. 1996.
18. Decker M.J., Tokish J.M., Ellis H.B., Torry M.R., Hawkins R.J.: Subscapularis muscle activity during selected rehabilitation exercises. *Am. J. Sports Med.* 31. 126-134. 2003.
19. Doddy S.G., Freedman L., Waterland J.: Shoulder movements during abduction in the scapular plane. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 51. 595-604. 1970.
20. Ekholm J., Arborelius U.P., Hillered L., Ortqvist A.: Shoulder muscle EMG and resisting movement during diagonal exercise movements resisted by weight-and-pulley-circuit. *Scand. J. Rehabil. Med.* 10. 179-185. 1978.
21. Fleissig G.S., Barrentine S.W., Zheng N., Escamilla R.F., Andrews J.R.: Kinematic and kinetic comparison of baseball pitching among various levels of development. *J. Biomech.* 32. 1371-1375. 1999.
22. Freedman L., Monroe R.L.: Abduction of the arm in scapular plane: scapular and glenohumeral movements. *J. Bone Joint Surg.* 48A. 1503-1510. 1966.
23. Glousman R., Jobe F., Tibone J., Moynes D., Antonelli D., Perry J.: Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. *J. Bone Joint Surg.* 70A. 220-226. 1988.
24. Gowan I.D., Jobe F.W., Tibone J.E., Perry J., Moynes D.R.: A comparative electromyographic analysis of the shoulder during pitching. *Am. J. Sports Med.* 15. 586-590. 1987.
25. Graichen H., Hinterwimmer S., von Eisenhart-Rothe R., Vogl T., Englmeier K.H., Eckstein F.: Effect of abducting and adducting muscle activity on glenohumeral translation, scapular kinematics and subacromial space width in vivo. *J. Biomechanics.* 2005. In press

26. Heise G.D.: EMG changes in agonist muscles during practice of a multijoint throwing skill. *J. Electromyogr.Kin.* 5. 81-94. 1995.
27. Hermes H.J., Freriks B., Merletti R., Stegemann D., Blok J., Rau G., Disselhorst-Klug C., Hagg G.: *European Recommendations for Surface Electromyography. Results of the SENIAM project* Roessingh Research and Development b.v., Enschede, The Netherlands. 1999.
28. Hintermeister R.A., Lange G.W., Schulteis J.M., Bey M.J., Hawkins R.J.: Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *Am. J. Sports Med.* 26. 210-219. 1998.
29. Hovelius L.: *Anterior dislocation of the shoulder.* PhD thesis. Linköping University No. 139. Linköping, Sweden, 1982.
30. Howell S.M., Galinat B.J., Renzi A.J. et al: Normal and abnormal mechanics of the glenohumeral joint in the horizontal plane. *J. Bone Joint Surg.* 70A. 227-232. 1988.
31. Inman V.T., Saunders D.M., Abbott L.C.: Observations on the function of the shoulder. *J. Bone Joint Surg.* 26. 1-30. 1944.
32. Inman V.T., Saunders J.B. de C.M., Abbott L.C.: Observations on the function of the shoulder joint. *J. Bone Joint Surg.* 32. 1-30. 1944.
33. Ito N.: *Elektromyographic study of the shoulder joint.* *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi.* 54. 1529-1540. 1980.
34. Jobe F.V., Moynes D.R., Tibone P.J.: An EMG analysis of the shoulder in pitching. A second report. *Am. J. Sports Med.* 12. 218-220. 1984.
35. Johnson G.R., Stuart P.R., Mitchell S.: A method for the measurement of three dimensional scapular movement. *Clin. Biomech.* 8. 269-273. 1993.
36. Jurák M., Kocsis L.: New package for calculation of gait parameters using instrumented treadmill. *Proceedings of the third conference on mechanical engineering.* Budapest. 500-504. 2002.
37. Karduna A.R., McClure P.W., Mechener L.A.: Scapular kinematics: effect of altering the Euler angle sequence of rotation. *J. Biomech.* 33. 1063-1068. 2000.
38. Kelly B.T., Backus S.I., Warren R.D., Williams R.J.: Electromyographic analysis and phase definition of the overhead football throw. *Am. J. Sports Med.* 30. 837-847. 2002.

39. Kiss J., Damrel D., Mackie A., Neumann L., Wallace W.A.: Non-operative treatment of multidirectional shoulder instability. *Int. Orthop.* 24. 354-357. 2001.
40. Kiss J., McNally E.G., Carr A.J.: Measurement of the anteroposterior translation of the humeral head using MRI. *Int. Orthop.* 21. 77-82. 1997.
41. Knoll Zs.: A térdízület biomechaniája a járás során egészséges és elülső keresztszalag sérült sportolóknál. PhD. Disszertáció. SE Nevelés- és Sporttudományi Doktori Iskola 115. 2004.
42. Kocsis L., Béda G.: Closed formulae to determine the angular velocity of a body segment based on 3D measurements. *Acta Physiol. Hung.* 88. 1-13. 2001.
43. Kocsis L., Jurák M.: Measurement method and calculation package for gait analysis using instrumented treadmill. Proceedings of the third conference on mechanical engineering. Budapest. 372-380. 2002.
44. Kocsis L., Kiss R.M., Jurák M.: Determination and representation of the helical axis to investigate arbitrary arm movements *FACTA UNIVERSITATIS* 1. 31-37. 2000.
45. Kocsis L.: More precise measurement method for gait analysis. Proceedings of the third conference on mechanical engineering. Budapest. 2002. 843-847.
46. Kronberg M., Broström L.A., Nemeth G.: Differences in shoulder muscle activity between patients with generalized joint laxity and normal controls. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 269. 181-192. 1991.
47. Kronberg M., Németh G., Broström L.A.: Muscle activity and coordination in the normal shoulder. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 257. 76-85. 1990.
48. Loeb G.E., Gans C.: *Electromyography for experimentalists.* University of Chicago Press. Chicago. 1986.
49. Meskers C.G.M., Fraterman H., Van Der Helm F.C.T., Vermeulen H.M., Rozing P.M.: Calibration of the „Flock of Birds” electromagnetic tracking sevice and its application in shoulder motion studies. *J. Biomech.* 32. 629-633. 1999.
50. Meskers C.G.M., Van der Helm F.C.T., Rozendaal L.A., Rozing P.M.: In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmark by linear regression. *J. Biomech.* 31. 93-96. 1998.
51. Meskers C.G.M., Vermeulen H.M., de Groot J.H., Van der Helm F.C.T., Rozing P.M.: 3D shoulder position measurements using a six-degree of-freedom electromagnetic tracking device. *Clin. Biomech.* 13. 280-292. 1998.

52. Moorey B., An K-N.: Biomechanics of the shoulder. In: Rockwood C.A. Jr., Matsen F.A. III (eds): The shoulder. WB Saunders, Philadelphia, 208-245. 1990.
53. Morris A.D., Kemp G.J., Frostick S.P.: Shoulder electromyography in multidirectional instability. *J. Shoulder Elbow Surg.* 13. 24-29. 2004.
54. Moseley J.B. Jr., Jobe F.W., Pink M., Perry J., Tibone J.: EMG analysis of the scapular muscles during a shoulder rehabilitation program. *Am. J. Sports Med.* 20. 128-134. 1992.
55. Myers J.B., Ju J.J., Hwang J.H., McMahon P.J., Rodosky M.W., Lephart S.M.: Reflexive muscle activation alterations in shoulder with anterior glenohumeral instability. *Am. J. Sports Med.* 32. 1013-1021. 2004.
56. Nobuhara K.: The Shoulder: Its function and clinical aspects. Tokyo. Igaku-Shoin. 1987.
57. Novotny J.E., Beynon B.D., Nichols III. C.E.: A numerical solution to calculate internal-external rotation at the glenohumeral joint. *Clin. Biomech.* 16. 395-400. 2001.
58. O'Driscoll S.W.: A reliable and simple test for posterior instability of the shoulder. *Abstract. Orthop. Trans.* 15. 762. 1991.
59. O'Driscoll S.W.: A traumatic instability: Pathology and Pathogenesis.. In: Matsen F.A., Fu F.H., Hawkins R.J. (eds): The Shoulder: A balance of mobility and stability. WB Saunders, Philadelphia, 305-316, 1993.
60. Ovensen J., Nielsen S.: Posterior instability of the shoulder joint. *Acta Othop. Scand.* 57. 436. 1986.
61. Ovensen J., Nielsen S.: Stability of the shoulder joint. *Acta Othop. Scand.* 56. 149. 1985.
62. Pascoal A.G., Van der Helm F.C.T., Correia P.P., Carita I.: Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *Clin. Biomech.* S1. S21-S24. 1999.
63. Poppen N.K., Walker P.S.: Normal and abnormal motion at the shoulder. *J. Bone Joint Surg.* 58A. 195-201. 1976.
64. Procter P., Paul J.: Ankle joint biomechanics. *J. Biomech.* 15. 627-634. 1982.
65. Pronk G.M., Van der Helm F.C.T.: The palpator, an instrument for measuring the three dimensional position of bony landmark in a fast and easy way. *J. Med. Eng. Techn.* 15. 15-20. 1989.

66. Rhoad R.C., Klimkiewicz J.J., Williams G.R., Kesmodel S.B., Udupa J.K., Kneeland J.B., Ianotti J.P.: A new in-vivo technique for three-dimensional shoulder kinematics analysis. *Skeletal Radiologie*. 27. 92-97. 1998.
67. Rockwood C.A. Jr, Green D.P. (eds): *Fractures in adults*. Ed.2., J.P. Lippincott, Philadelphia. 1984.
68. Saha A.K.: Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Othop. Scand*. 42. 491. 1971.
69. Schüldt K., Ekholm J., Harms-Ringdahl K., Arborelius U.P., Nemeth G.: Influence of sitting postures on neck and shoulder emg during arm-hand work movement. *Clin. Biomech*. 2. 126. 1987.
70. Sciascia A.D., Uhl T.L., Mattacola C.G., McCrory J.L., Nity A.J., Mair S.D.: Muscle activity comparison of four common shoulder exercises in unstable and stable shoulders. *J. Athletic Training*. 38. 9-14. 2003.
71. Sidles J.A., Harryman D.T. II., Harris S.L., et al.: In vivo quantification of glenohumeral stability. *Trans. Orthop. Res. Soc*. 16. 646. 1991.
72. Soderberg G.L., Cook T.M.: An electromyographic analysis of quadriceps femoris muscle setting and straight leg rising. *Phys. Ther*. 63. 1434. 1983.
73. Soup T.E.: Optical measurements of the centre of rotation for human joints. *J. Biomech*. 9. 241-242. 1976.
74. Townsend H., Jobe F.W., Pink M., Perry J.: Electromyographic analysis of the glenohumeral muscles during a baseball rehabilitation program. *Am. J. Sports Med*. 19. 264-272. 1991.
75. Valstar E.R., Botha C.P., Glas M., Rozing P.M., Helm F.C.T., Post F.H., Vossepoel A.M.: Towards computer-assisted surgery in shoulder joint replacement. *ISPRS J. Photogrammetry and Remote Sensing*. 56. 326-337. 2002.
76. Van der Helm F.C.T., Pronk G.M.: Three dimensional recording and discription of motion of the shoulder mechanism. *J. Biomech. Eng*. 177. 27-40. 1995.
77. Van der Helm F.C.T.: A finite musculosceltal model of the shoulder mechanism *J. Biomech*. 27. 551-569. 1994.
78. Van der Helm F.C.T.: Analysis of kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *J. Biomech*. 27. 527-550. 1994.
79. Vaughan C.L., Davis B.L., O'Connor J.C.: *Dynamics of human gait*. Kiboho Publisher, Cape Town, South Africa. 1999.



80. Veeger H.E.J., Yu B., An K.N., Rozendal R.H.: Parameters for modeling the upper extremity. *J. Biomech.* 30. 647-652. 1997.
81. Veeger H.E.J.: The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *J. Biomech.* 33. 1711-1715. 2000.
82. Winter D.A.: *Biomechanics and motor control of human movement.* Second Edition. New York, John Willey and Sons, 1990.
83. Winter, D.A.: *Biomechanics and Motor Control of Human Movement,* Wiley, New York. 175–187. 1979.
84. Woo S.L.Y., McMahon P.J., Debski R.E., Fu F.H., Blomstrom G.L.: Factors limiting and defining shoulder motion: what keeps it from going farther? In: Matsen F.A., Fu F.H., Hawkins R.J. (eds): *The Shoulder: A balance of mobility and stability.* WB Saunders, Philadelphia, 343-398, 1993.

## Saját közlemények jegyzéke (témába tartozó publikációk)

### Folyóirat cikkek

#### *Magyar nyelven megjelent lektorált cikkek*

Illyés Á., Magyar M., Kiss R.M.: Szabadidő sportolók és gerelyhajítók vállizületének összehasonlító elektromiográfiai vizsgálata elemi karmozgások és dobás közben – *Sportorvosi Szemle* 45 (4) 271-285. 2004.

Illyés Á., Kiss R. M.: A váll térbeli helyzet-meghatározásának módszere ultrahang.alapú mozgásérzékelővel – *Orvos – és Kórháztechnika* XLII. (5) 131-137. 2004.

Illyés Á., Magyar M., Mersich I., Kiss J.: Vállizületi arthroszopos debridementtel szerzett tapasztalataink – *Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet és Plasztikai Sebészet* 48(1) 3-9.2005.

Illyés Á., Kiss R.M.: A multidirekcionális vállizületi instabilitás kinematikai és izomaktivitási jellemzői elevatio során - *Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet és Plasztikai Sebészet* (publikálásra elfogadva)

Illyés Á., Kiss R.M.: Multidirekcionális instabilitású vállizületek izmainak mozgásmintázata izometrikus karmozgás és fej feletti hajítás során - *Sportorvosi Szemle* (publikálásra elfogadva)

#### *Idegen nyelven megjelent külföldi lektorált*

Illyés Á., Kiss R.M.: Comparative EMG analysis of the shoulder between recreational athletes and javelin throwers during elementary arm motion and during pitching - *FACTA UNIVERSITATIS Series Physical Education (University of Nis)* 1(10) 43-53. 2003.

Illyés Á., Kiss R.M.: Method for determining the spatial position of the shoulder with ultrasound-based motion analyzer. - *Journal and Electromyography and Kinesiology* (publikálásra elfogadva IF=1.354)

Illyés Á., Kiss R.M.: EMG analysis of the shoulder during pull, push, elevation and overhead throw – *Journal and Electromyography and Kinesiology* 15(3) 282-289. 2005. (IF=1.354)

Illyés Á., Kiss R.M.: Identifying the rotation center and range of angle of the upper arm and the scapula as well as their scapulothoracal and glenohumeral rhyhtm in

dynamic conditions - *Journal and Electromyography and Kinesiology* (publikálásra benyújtva)

Illyés Á., Kiss R.M.: Kinematic and muscle activity characteristics of multidirectional shoulder joint instability during elevation conditions - *Journal and Electromyography and Kinesiology* (publikálásra benyújtva)

Illyés Á., Kiss R.M.: Motion patterns of shoulder joint muscles with multidirectional instability during isometric arm movements and overhead throw – *Journal and Electromyography and Kinesiology* (publikálásra benyújtva)

## **Konferencia**

*Magyar nyelvű, kiadványban maximum 3 oldal*

Illyés Á., Magyar M.: Szabadidő sportolók és gerelyhajítók vállizületének összehasonlító EMG vizsgálata elemi karmozgások és dobás közben *Magyar Sportorvos Kongresszus 2004. március 25-27. Budapest, Sportorvosi Szemle* 45 (1) p.55.

Mersich I., Kiss J., Illyés Á.: Nervus thoracicus longus decompressio hosszútávú eredményei scapula alata esetében. *MOT 47 kongresszusa. 2004. június 9-12. Szeged, Magyar Traumatológia, Ortopédia Kézsebészet és Plasztikai sebészet XLVII. Suplementum I.* pp. 39-40.

Illyés Á., Magyar M., Kiss R.M.: A vállmozgások háromdimenziós elemzése *Magyar Traumatológus Társaság Konferenciája 2004. szeptember 23-24, Balatonfüred*

*Nemzetközi idegen nyelvű lektorált (minimum 4 oldal)*

Illyés Á., Kiss R.M. Comparative EMG analysis of the shoulder between recreational athletes and javelin throwers during elementary arm motion and during pitching – *8<sup>th</sup> International Conference in Orthopaedics, Biomechanics and Sports Rehabilitation November 19-21 2004, Assisi, Italy* pp.107-113.

Illyés Á., Kiss R.M. A method for the measurement of three dimensional scapular movement – *IASTED Biomed Conference, February 16-18, 2005, Innsbruck, Austria, 248-253. (ISBN 0-88986-47604)*

Illyés Á.: EMG analysis of the shoulder during elevation and overhead throw - *IASTED Biomed Conference* February 16-18, 2005, Innsbruck, Austria, 236-240. (ISBN 0-88986-47604)

*Egyéb konferencia idegen nyelven (impact faktoros újságban megjelent 1 oldalas összefoglaló)*

Illyés Á., Magyar M., Kiss R.M.: EMG analysis during elementary arm motions and during pitching - *Gait and Posture* 20S pp.S80-S81. 2004 (IF=1.585)

Illyés Á., Kiss R.M.: Three dimensional dynamic kinematic analysis of the shoulder with ultrasound-based motion analyser - *Gait and Posture* 20S pp.S104. 2004 (IF=1.585)

## Összefoglalás

*Illyés Árpád: Stabil és multidirekcionális instabilitású vállízületek biomechanikai paramétereinek meghatározása új, dinamikus mozgáselemző rendszerrel*

Kutatás elsődleges célja a stabil és az instabil vállízület kinematikai jellemzőinek és egyes izmok aktivitásának meghatározása, elemzése és összehasonlítása scapula síkjában történő karemelés során. A kutatás további célja a multidirekcionális vállízületi instabilitás (MDI) és a mozgás-specifikus sportolás (gerelyhajítás) hatásának vizsgálata a vállízület egyes izmainak intermuszkuláris koordinációjára egyszerű és összetett mozgások esetén.

A mozgáselemzéshez a ZEBRIS CMS-HS ultrahang-alapú mozgás- és EMG elemző mérőrendszert és 16 pontos biomechanikai modellt használ a jelölt. Az eljárás hitelességét, pontosságát a ZEBRIS 3DCAD kereskedelmi forgalomban kapható programmal meghatározott, továbbá három orvos vezetésével mért eredmények összevetésével az interobserver és intraobserver variáció megállapításával igazolja.

A vállízület kinematikai modellezéséhez a humerus eleváció, a glenohumeralis, a scapulothoracalis térbeli szöget, a szögváltozási paramétereket, a glenohumeralis és a scapulothoracalis ritmust, továbbá a rotációs pontok relatív elmozdulásait használja. A kinematikai elemzéssel párhuzamosan végzett felületi elektromiográfiával 12 izomcsoport, az egyszerű és a dinamikus mozgás során 8 izomcsoport aktivitását vizsgálta. A lineáris burkoló görbéket az újonnan bevezetett módosított maximális elektromos aktivitással normalizálta. Az izmok működését az intermuszkuláris koordinációval, az izmok normalizált elektromos aktivitási maximumával és az időszélességgel jellemezte.

Az egészséges csoport (50 fő) és a MDI betegek (25 fő) karemelés során meghatározott kinematikai jellemzőit és intermuszkuláris koordinációt, továbbá a vizsgált izmok egyszerű és dinamikus mozgások során meghatározott aktivitási jellemzőinek összehasonlítása alapján megállapítható, hogy a MDI betegek vállízületének kinematikájában és az izmok aktivitási jellemzőiben mérhető eltérések regisztrálhatóak.

Az egészséges csoport és a gerelyhajítók (8 fő) egyszerű és dinamikus mozgás közben meghatározott izomaktivitási jellemzőinek összehasonlításával mérhető a mozgás-specifikus, magas-szintű sportolás hatása a váll körüli izmok működésére.

A kifejlesztett mérőmódszer és kapott eredmények a betegek rehabilitációs folyamatának követésében felhasználhatók.

## SUMMARY

*Árpád Illyés: Shoulder joint kinematics and muscle activity in healthy subjects, javelin throwers, and patients with multidirectional shoulder joint instability*

The primary objective of the investigation is to identify, analyze, and compare the kinematic characteristics of stable and unstable shoulder joints and the activity of muscles in the course of elevation. A further research objective is to study the impact of multidirectional shoulder joint instability and motion-specific sports activities (javelin throwing) on the motion patterns of shoulder joint muscles in the event of pulling, pushing, elevation and throwing.

The candidate uses the ZEBRIS CMS-HS ultrasound-based motion and muscle activity measurement system and a 16-point biomechanical model for motion analysis. The authenticity and accuracy of the procedure is evidenced by comparing the results specified by commercially available ZEBRIS 3DCAD software and measured under the supervision of three physicians by identifying interobserver and intraobserver errors.

The humerus elevation, glenohumeral, and scapulothoracic spatial angles, range of angles, glenohumeral and scapulothoracic rhythm, and the relative displacement of rotation points are used for the kinematic modeling of the shoulder joint. Surface electromyography, conducted parallel with kinematic analysis, was used for the analysis of the activity of 12 muscle groups and that of 8 muscle groups during motion. Linear envelope curves were normalized by the recently introduced modified maximum voluntary contraction. The motion patterns of muscles were characterized by the on-off pattern of muscle activity, the maximum normalized voluntary contraction, and the time range.

The candidate compared the kinematic characteristics and on-off pattern of muscle activity determined during elevation by a group of healthy subjects (50 people) and patients with multidirectional shoulder joint instability (25 people), respectively, as well as motion patterns identified in the course of different movement (pulling, pushing, elevation and throwing). On the basis of the series of tests it can be stated that multidirectional shoulder joint instability substantially changes shoulder joint kinematics and the motion patterns of muscles.

By comparing the muscle activity characteristics of the group of healthy subjects and javelin throwers (8 people) during different motion, it can be established that motion-specific high-level sports activities have a considerable impact on the motion patterns of the muscles around the shoulder.