

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu



Evaluace squashového forehandu a backhandu pomocí povrchové
elektromyografie
Diplomová práce

Vedoucí práce:

PhDr. Vladimír Süß, Ph.D.

Odborný konzultant:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracoval:

Martin Brožovský

Srpen 2008

Abstrakt:

- **Název práce:** Evaluace squashového forehadnu a backhandu pomocí povrchové elektromyografie

- **Cíle práce:** Vyhodnotit zapojení vybraných svalů do pohybu při squashovém forehadnu a backhandu a na základě měření vybraná průpravná cvičení doporučit či ne.

- **Metoda:** Povrchová elektromyografická analýza a jednoduchá kinematická analýza

- **Výsledky:** Podle naměřených hodnot lze doporučit jako nejlepší specifické posilovací cvičení to se zátěží na zápěstí, a to jak pro forehand tak i backhand. V pořadí zapojení svalů je téměř identické a v míře zapojení všech sedmi měřených svalů v porovnání se základním úderem je nejvyrovnanější.

- **Klíčová slova:** squash, forehand, backhand, specifická cvičení, elektromyografická analýza, kinematická analýza

Abstract:

- **Title:** Evaluation of squash forehand and backhand by means of the surface electromyography
- **Purposes:** To evaluate muscles integration into the movement during squash forehand and backhand and on the base of measuring to recommend or not chosen exercises.
- **Methods:** Surface electromyography and simple kinematical analysis
- **Results:** By the measured values, we can recommend the exercise with weight on the wrist as the best sport specific one for both forehand and backhand. The order of muscle integration is almost identical and the degree of participation of all seven measured muscles is most equable to the basic stroke.
- **Key words:** squash, forehand, backhand, specific exercises, surface electromyography, kinematical analysis

Touto cestou bych chtěl poděkovat všem, kteří mi s prací pomohli, zejména PhDr. Vladimíru Süssovi, Ph.D. a Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně a že jsem použil pouze literaturu uvedenou v seznamu bibliografické citace.



Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům.

Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatелů, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení: Číslo obč. průkazu: Datum vypůjčení:

Poznámka:

OBSAH	
1. Úvod	8
1.1. Stručná historie squashe	8
2. Teoretická východiska	9
2.1. Fyziologická zátěž	9
2.2. Technika	10
2.2.1. Držení rakety	10
2.2.2. Základní údery	11
2.2.3. Forehand a backhand obecně	11
2.2.4. Forehand	12
2.2.5. Backhand	14
2.3. Biomechanické indikátory techniky úderů	16
2.4. Specifická kondiční cvičení	17
2.5. Pohyb při přenosu síly mezi subjektem a objektem	19
2.6. Fyziologie svalu	20
2.7. Biomechanika ramene	21
2.7.1. Jednotlivá kloubní spojení v ramenním pletenci	22
2.7.2. Základní pohyby v ramenním kloubu	22
3. Cíle a úkoly práce	26
4. Metodologie	27
4.1. Charakteristika výzkumu	27
4.2. Charakteristika sledovaného souboru	27
4.3. Charakteristika metody	27
4.4. Charakteristika EMG přístroje	29
4.5. Sledované proměnné	30
4.5.1. Svaly ramenního pletence	30
4.5.2. Svaly paže	32
4.6. Výběr cvičení	33
5. Výsledky	35
5.1. Forehand	35
5.2. Forehand se závažím na zápěstí	41
5.3. Forehand s tenisovou raketou	43
5.4. Forehand se závažím na squashové raketě	47
5.5. Simulace forehandu s expanderem	50
5.6. Backhand	53
5.7. Backhand se závažím na zápěstí	57
5.8. Backhand s tenisovou raketou	60
5.9. Backhand se závažím na squashové raketě	63
5.10. Simulace backhandu s expanderem	66
6. Diskuze	69
7. Závěr	80
8. Literatura	81

1. ÚVOD

Squash je u nás poměrně mladý sport, ale ve světě má již více jak stoletou tradici. Sám jsem se s ním poprvé setkal až v Praze při studiu FTVS. Hned při prvním hraní mě zaujal natolik, že jsem se mu začal intenzivně věnovat, rozhodl se pro specializaci a následně i pro diplomovou práci. V současné době trénuji mládež na Strahově pod odborným vedením Davida Talpy, a hraji 3.ligu družstev za své domácí město Žatec. Je zvláštní a trochu zarážející, že v současné době moderních technologií a vědeckých studií je tento sport trochu opomíjený. Právě proto jsme se rozhodli pro podrobnější prozkoumání dvou základních squashových úderů pomocí povrchové elektromyografie. Určíme míru a pořadí zapojení vybraných svalů a následně porovnáme naměřené hodnoty se specifickými posilovacími cvičeními a zjistíme tak jejich vhodnost či nevhodnost. Věříme, že výsledky naší práce nezůstanou jen na papíře a budou přínosem pro trenérskou i hráčskou veřejnost.

1.1. Stručná historie squashe

Podobně jako tenis vznikl squash v Anglii na konci 19. století. Chlapci ze soukromé školy Harrow v Oxfordu si krátili čas čekání na uvolnění tenisového kurtu tak, že tenisovým míčkem hráli na dvoře mezi čtyřmi zdmi. První regulérní squashový dvorec byl postaven tamtéž v roce 1881 a obdoba squashe pod názvem Rackets se dokonce dostala na program Olympijských her v Londýně 1908.

Zatímco po druhé světové válce se squash rychle šířil po celém západním světě – zřejmě první kurty na evropském kontinentu postavila pro své zaměstnance firma Siemens v Německu v roce 1930, do Čech pronikl až po revoluci a právě teď prožívá svůj boom. První český kurt v hotelu Forum v Praze otevřel 14.6.1988 lavinu dvorců v celé republice. Za posledních pět let se jejich počet zdvojnásobil na přibližně 500 ve více než 150 sportovních centrech. Celkový počet rekreačních a příležitostních hráčů se odhaduje mezi 60 000 až 100 000 (Horák a kol, 2003).

Z Anglie byl squash importován do bývalých britských kolonií, populární je např. v Pakistánu, kde rozvětvený rodový klan Khanů ovládal světové žebříčky více než půl století. Světová federace zastupuje dnes více než 120 zemí světa a díky rovnoměrnému rozložení hráčů do všech světadílů je squash vážným kandidátem na zařazení do programu letních Olympijských her.

Celkový součet hráčů squashe ve světě se odhaduje na 17 miliónů. Počet kurtů v evropských zemích je vyjádřen přibližným poměrem 1 dvorce na 10000 obyvatel s výjimkou Nizozemí, kde tomuto sportu holduje kolem milionu obyvatel (Horák a kol., 2003).

2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA

2.1. Fyziologická zátěž

Squash je fyzicky velmi náročná hra, kde profesionální hráči musí mít všechny následující vlastnosti: kardiovaskulární vytrvalost, sílu, flexibilitu, lokální svalovou vytrvalost, silovou vytrvalost, rychlost, hbitost, balanc a pohybovou koordinaci. Při studiu a zkoumání potřeb energetického krytí hráčů squashe je velmi důležitá jejich úroveň a technika hry. Úroveň totiž velmi ovlivňuje herní parametry jako je délka výměn, délka zápasu, délka a procenta aktivní hry a poměr zatížení ku odpočinku (mezi výměnami a sety). Čím vyšší úroveň hráčů, tím delší jsou výměny a kratší pauzy mezi nimi (Wollstein,1994). Průměrná délka setu se pohybuje od 11 do 30 minut, délka zápasu od 26 do 100 minut (Valenta,1998). U vrcholových hráčů trvá jedna výměna mezi 5-20s a doba odpočinku je 7-8s. Průměrné hodnoty VO₂ se pohybují kolem 60 ml/min/kg a hodnoty srdečního tepu kolem 180 tep/min. To znamená asi 90% VO₂max a přes 90% SFmax. Při přepočtu spotřebované energie podle těchto hodnot vychází spotřeba něco kolem 5000KJ/h. Tyto hodnoty se blíží k hodnotám vytrvalostních běžců a běžců na lyžích. Squashisté se tedy pohybují na hranici anaerobního prahu a v některých výměnách ho i překračují (Girard et al, 2007). To nás vede k závěru, že squash je na profesionální úrovni hlavně aerobní sport s anaerobním alaktátovým podílem (rychlost) i anaerobním laktátovým podílem (tolerance a schopnost rychlého odbourání). Podíl anaerobního krytí záleží na individuální hranici anaerobního prahu a na úrovni hry a soupeře (Wollstein,1994). Podle nejnovějších studií Girarda a spol. je squash anaerobně-aerobní sport, při kterém se hráči pohybují relativně dlouho dobu blízko hranici VO₂max i SFmax, kde hodnoty laktátu se blíží k 9 mmol/L (Girard et al, 2007).

2.2. Technika

2.2.1. Držení rakety

Na rozdíl od tenisu je úchop pro všechny typy úderů stejný. Při squashi není možné, vzhledem k rychlosti střídání úderů a rychlosti míčku, měnit úchop pro forehand nebo backhand. Správné držení rakety umožní vést úder vždy otevřenou hlavou rakety proti míči. Hráč pravák drží raketu před tělem v levé ruce tak, aby plocha hlavy rakety byla kolmo k zemi a držadlo svíralo s tělem pravý úhel. Poté otočí hlavu rakety po směru hodinových ručiček zhruba o 30 až 40 stupňů tak, aby viděl na celý výplet. Pak ji pravou rukou uchopí shora tak, jako při podávání rukou. Raketa se drží v prstech, nikoli v dlani. Ukazováček může být poněkud dále od ostatních prstů, ale nesmí být natažený rovně podél držadla. Tím bychom ztráceli kontrolu a raketa by měla větší tendenci se při úderu protáčet. Není vždy výhodné držet raketu až na konci rukojeti, obecně lze doporučit začátečníkům i pokročilejším hráčům držet raketu 2-3 cm od konce rakety (Süss a Matošková, 2003). Ženy (ale i někteří muži) drží raketu většinou blíže k hlavě rakety pro lepší manipulaci a cit, ale ztrácejí tím na razanci úderu. Zápěstí musí být pokrčeno směrem nahoru tak, aby rukojeť rakety tvořila s předloktím úhel 90 stupňů. Ve squashi se při základních úderech zápěstí nepoužívá a zůstává pokrčeno po celou dobu nápřahu i úderu (Šácha, 2006).



Obrázek 1. držení rakety

2.2.2. Základní údery

Téměř každou herní dovednost můžeme charakterizovat nejméně třemi základními fázemi. Pohyb s raketou lze rozdělit do těchto tří základních fází: nápřah, vlastní úder a dokončení pohybu, tedy došvih. Někteří autoři ještě rozlišují prostřední fázi na švih a úder (okamžik kontaktu rakety s míčkem) (Šácha, 2006). Každá z těchto fází začíná a končí v určitém konkrétním postoji, ve kterém lze najít a popsat polohy jednotlivých částí těla hráče a polohy rakety. Dále je nutné si uvědomit, že každý pohyb má určitý rytmus, který je nutné dodržovat, aby výsledek byl správný. Zejména se jedná o včasné zahájení a plynule se zrychlující pohyb jednotlivých částí těla a rakety, který je vedený přímo k místu kontaktu rakety s míčkem, a jeho plynulé dokončení. Směr úderu tedy není určován pouze pohybem rakety, ale i postavením nohou na kurtu vzhledem k zamýšlenému cíli úderu (Süss a Matošková, 2003). Dokončení úderu (došvih) je často přehlížená fáze úderu, ale je stejně důležitá jako každá jiná. V okamžiku kontaktu rakety s míčkem totiž následným pohybem rakety udáváme směr míčku. Míček chvíli tzv. neseme na raketě a pokud pohyb zastavíme příliš brzy, úder nemá razanci a poletí doprava (při forehandu). Častější chybou bývá druhá varianta, kdy došvih přeženeme, raketa skončí za osou ramen (někteří začátečníci se občas udeří do ucha) a míček letí doleva. Nehledě na to, že z hlediska bezpečnosti hry na malém prostoru, kdy hráči se kolem sebe míjejí v takové blízkosti, že dochází i k častému kontaktu, je došvih za osu ramen velmi nebezpečný pro soupeře. Dalo by se tedy říct, že dráha rakety by měla být v jedné rovině před tělem.

2.2.3. Forehand a backhand obecně

Forehand je základní úder, na kterém většina hráčů může založit svou hru. Jeho využití je velmi široké, od razantních a méně přesných úderů vedených na přední stěnu přes velmi přesné a rychlé údery až po úmyslně zpomalené údery vedoucí k porušení rytmu roze hry. Pro začátečníky je forehand velmi přirozeným pohybem, a proto jej mohou považovat za dříve zvládnutý a dále mu pak nevěnují dostatek času v přípravě. Ale opak může být pravdou. Právě pro „přirozenost“ tohoto úderu mohou vzniknout v počátku velké chyby provedení, které lze později jen velmi obtížně odstranit. Proto je nutné věnovat mu stejnou péči jako ostatním úderům. Pohyb by se dal přirovnat k hodů tzv. „žabky“ na hladinu vody.

Backhand je další základní úder, který je nutné zvládnout pro hraní na každé úrovni. Někteří trenéři tvrdí, že není tak přirozený, a že se jej hráči musí od začátku učit. Správnější je ale učit se oba údery stejně. Držení rakety je stejné jako při forehandu. Stejně tak základní postavení, ze kterého zahajuje hráč svoji činnost. Backhand se dá přirovnat k hodům frisbee (létacího talíře). Správný rytmus, rovnováha a plynulost pohybu jsou důležité jako při forehandu (Süss a Matošková, 2003).

2.2.4. Forehand

Nápřah

Včas se napřáhneme tak, aby špička rakety vedla celou ruku směrem dozadu a nahoru – loket musí zůstat vpředu. Dlaň pravé ruky směřuje ke stropu. Paže je v lokti mírně pokrčená a zápěstí je pevné a svírá s předloktím ostrý úhel – nepohybujeme s ním. Těžiště těla se v tuto chvíli přesouvá na zadní nohu. (Pokud je dostatek času, můžeme natočit ramena do úderu, to znamená, že levé rameno natočíme dolů a směrem k boční zdi – to nám dodá počáteční razanci při švihu.)

Švih

Vy Kročíme libovolnou nohou (podle toho, co je v dané situaci lepší) směrem k boční stěně – moderní squash vyžaduje schopnost zahrát jakýkoliv úder jak z levé, tak z pravé nohy! Zadní noha by měla zůstat v kontaktu se zemí, ale 95% váhy by se mělo nakonec úderem postupně přesunout na nohu přední. Výkrok by neměl být krátký, tedy nestabilní. Vzdálenost mezi přední a zadní nohou by měla být asi 70-100cm. Těžiště těla se začne přesouvat na přední nohu. Raketu vedeme k míčku spodním obloukem – loket jde podél těla a zůstává před zápěstím. Snažíme se o to, aby spodní část rukojeti směřovala na začátku švihu směrem na míček. Levá ruka při úderu pomáhá k vybalancování těla.

Úder

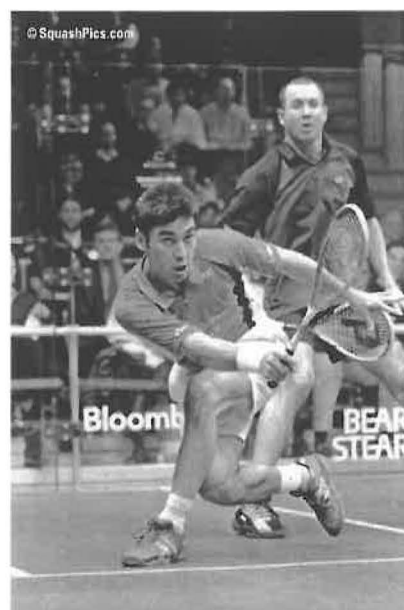
Míček trefujeme přibližně na jednu délku rakety vedle těla a na úrovni imaginární osy, která vychází z předního kolene, ještě lépe 10cm před touto osou. Raketa je mírně otevřená a kolmá k dráze letu míčku. Míček se snažíme trefit v době kulminace po odrazu. V momentě úderu je paže natažená v lokti a raketa musí být rovnoběžná se zemí. Pokud hrajeme úder ve větší výšce od země (což nebývá u profesionálů časté, ale u začátečníků ano), měla by hlava rakety být vždy výš než rukojeť. Po kontaktu míčku s raketou vedeme balon společně s raketou co nejdále tam, kam ho chceme zahrát (tzv. držíme míč na raketě – to nám umožní dostatečnou kontrolu nad úderem). Důležitou součástí správného úderu je fixace zápěstí v okamžiku kontaktu míče s raketou a v průběhu dalšího pohybu.

Došvih

Došvih končíme tak, že raketa tolik nevybočuje z osy vedení úderu a její hlava ukazuje na místo, kde se míček dotkl přední stěny. Hlava rakety končí ve stejné výšce jako při nápřahu a v žádném případě se nesmí dostat za osu ramen. Hlava rakety zůstává otevřená. V této fázi máme pokrčenou přední nohu a na ní je i těžiště těla. Zadní nohu necháme na zemi. Ramena jsou stále rovnoběžná s dráhou letu míčku po jeho opuštění rakety. To znamená, že pokud hrajeme lajnu, osa ramen je rovnoběžná s boční stěnou. Pokud ale hrajeme cross, ramena se částečně přetáčejí, aby zůstala rovnoběžná s dráhou letu míčku (viz obrázek).



Obrázek 2. Forehandový úder



Obrázek 3. Forehandový došvih

2.2.5. Backhand

Nápřah

S nápřahem začneme co nejdříve – ihned poté, co zjistíme, kam protihráč zahrál míč. Pokrčenou pravou ruku vedeme směrem dozadu a nahoru za současného otáčení trupu a ramen doleva. U backhandového nápřahu rotujeme rameny více než u forehandového. Loket by měl směřovat k podlaze a měl by být blízko těla. Míček sledujeme přes pravé rameno – brada se tohoto ramene téměř dotýká. Váha těla je v tuto chvíli přenesena na zadní nohu. Vykročíme jednou nohou, dle pozice míčku. Zadní noha zůstává na zemi a umožňuje nám stabilní postoj.



Obrázek 4. nápřah na backhand

Švih

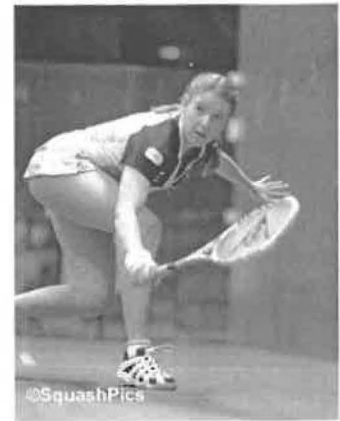
Postupně přenášíme váhu na přední nohu, kterou pozvolna pokrčujeme. Po dokročení rotují natočená ramena do pozice, kdy jsou rovnoběžná s pomyslnou dráhou letu míčku, což umocní samotný švih. Postupně napínáme předloktí až do úplného natažení paže, tím dostáváme raketu do rovnoběžné polohy se zemí.

Úder

Raketa by měla zasáhnout míček před přední nohou, ne-li 10cm před. Ve fázi dotyku rakety s míčkem by mělo být zápěstí ve stejné výšce s hlavou rakety nebo i níž a stejně jako u forehandu fixované. Hlava rakety je mírně otevřená. Pokrčené koleno přední nohy absorbuje přenos váhy. Levá ruka se pohybuje v opačném směru pro udržení rovnováhy trupu.

Došvih

Snažíme se raketou vést míček co nejvíce dopředu – pomůžeme tomu tím, že pokrčíme přední koleno a pak se budeme snažit vychýlit kolena, boky a ramena vpřed směrem k letu míčku. Poté, co míč opustí struny, nezašviháváme raketu přespříliš do strany. Snažíme se ukončit úder ve stejné přímce, v jaké letí míček (Šácha, 2006). Oči sledují odehraný míč (Süss a Matošková, 2003).



Obrázek 5. došvih při backhandu

Rytmus

Správný rytmus nebo načasování znamená, že ihned po dokroku přední nohou (poslední krok) začneme s úderem – to nám umožní kvalitní přenesení váhy těla do úderu, ušetří nám to energii paže a zároveň dáme do míče podstatně větší ránu. Chybou je předčasné došlápnutí a setrvání v této pozici do chvíle, kdy k nám dolétne míček – pak hrajeme úder prakticky pouze horní končetinou. Opačnou chybou je zahájení úderu ještě před dokročením přední nohy (Šácha, 2006).

2.3. Biomechanické indikátory techniky úderů

V následujících řadcích se pokusíme popsat techniku squashového úderu z pohledu biomechaniky. Zaměříme se hlavně na úderovou ruku a raketu. Ve chvíli kontaktu míčku s raketou je hlava rakety (úderová plocha-rovina) kolmá na požadovaný směr letu míčku. Místo kontaktu, zápěstí, loket a rameno jsou v jedné rovině a to ve stejné jako hlava rakety. Rotační úhly paže a předloktí jsou v tzv. „relaxované“ (nenapjaté, nenucené) poloze. Úhel v lokti se pohybuje mezi 150° a 180° . Úhel v zápěstí (mezi předloktím a krčkem rakety) je mezi 135° a 160° . Úhel v zápěstí, který je kolmý na rovinu hlavy rakety (mezi předloktím a hřbetem ruky), by měl být mezi 150° a 180° .

Jediné, co může hráč ovlivnit vlastním pohybem, je rychlost a směr míčku. Ostatní determinanty, které ovlivňují let míčku (jako je teplota a kvalita míčku, teplota a vlhkost vzduchu, pevnost, materiál a hrubost zdí a podlahy, atd.) nemůže hráč ovlivnit, i když to musí brát v potaz při plánování a provedení úderů. Rychlost míčku po úderu je dána rychlostí pohybu rakety při švihů a samozřejmě rychlostí míčku, který letí proti raketě. Dále závisí na tvrdosti výpletu a vlastnostech rakety. Je to velmi složitý proces na popsání fyzikální terminologií. Hráči většinou přijdou na to, jak skloubit a vyhodnotit všechny tyto veličiny a proměnné, tzv. „feelingem“ – pocitem při tréninku. Rychlost rakety v průběhu úderu je závislá na několika individuálních zdrojích pohybu. Neberme teď v potaz pohyb hráče (celého těla), protože ten by měl být ve standardní situaci téměř nulový. Samozřejmě ne vždy tomu tak je. Zdroje pohybu rakety a ruky jsou:

- kloubní spojení horní končetiny v rameni
- rotace paže kolem dlouhé osy
- kloubní spojení v lokti
- rotace předloktí (supinace/pronace)
- kloubní spojení v zápěstí

Kloubní spojení v lokti a zápěstí je v dnešním squashi diskutované téma. Dříve se učilo, že tyto úhly by měly být stejné a že zápěstí by mělo být fixované, tzv. zamčené. Současní profesionální hráči to ovšem nedodržují. Proč? V případě že hlavním cílem úderu je rychlost a razance a ne přesnost, jsou úhly v lokti i zápěstí skoro 180° . Podle fyzikálních zákonů je to logické. Čím delší je poloměr otáčení (od ramene

k hlavě rakety), tím větší je úhlová rychlost rakety. Úhel v zápěstí mezi hřbetem ruky a předloktím se v průběhu švihů mění z přibližně 135° až na 180°. Podobně se zvětšuje i úhel v lokti. Je to podobné jako u hodů míčkem třeba v baseballu. Jednoduché přirovnání je také v pohybu biče. Při švihnutí bičem, se lano postupně rozvíjí a konec biče se neustále zrychluje. Rána, která je slyšet při prásknutí bičem, je ve skutečnosti způsobena tím, že jeho konec překoná rychlost zvuku a to je doprovázeno tímto zvukovým efektem.

Směr letu míčku je podle jednoduchých zákonů fyziky stejný jako směr pohybu hlavy rakety, pokud předpokládáme, že rovina hlavy rakety je kolmá k letu míčku. Ale nic není nikdy tak jednoduché. Jako v ostatních sportech hraných raketou či pálkou, tak i ve squashi se používá rotace (tzv. spin) míčku. Drtivá většina úderů ve squashi je se spodní rotací, aby se míček odrazil od přední stěny směrem dolů. To je také jeden z důvodů proč se hraje s otevřenou raketou a ne se zavřenou, jako je tomu třeba v tenise.

Výzkumy v tenise ovšem ukázaly, že i když hráč hraje čopovaný backhand s velkou spodní rotací, úhel roviny hlavy rakety není nakloněn více než o 5° proti kolmé rovině k směru letu míčku (Watsen, 2006).

2.4. Specifická kondiční cvičení

Stále většího významu nabývá ve sportovním tréninku také speciální rozvoj síly, při kterém se, na rozdíl od tzv. obecného rozvoje síly, zaměříme na rozvoj určitého typu síly a na určité svalové skupiny, které se rozhodujícím podílem uplatňují na výkonu v dané sportovní specializaci (Havlíčková a kol., 2003).

Při specifickém kondičním cvičení je struktura pohybu co nejvíce podobná nebo totožná s pohybem v dané situaci a jako náčiní se používá stejné, leč různě těžké náčiní, jako ve finální dovednosti. Čím bližší je tréninková metoda sportovní činnosti, tím větší je pravděpodobnost přenesení výsledků tréninku na výkon (Bennie a Hrysomallis, 2005). Pro švih raketou jsou to například švihy se zatíženou raketou, opakované švihy raketou, která je o malinko těžší než raketa používaná v utkání, apod (Süss a Matošková, 2003). Cvičení se zatíženou raketou uvádí například i Meruňka a Kukul (1983) v etapě tělesné přípravy u vrcholového tréninku tenistů. Problémem těchto metod je možné narušení pohybového stereotypu dané činnosti. Váha těžší rakety může způsobit například nežádoucí pohyby zápěstí, jiné načasování úderu, apod. Ve studii Bennieho a Hrysomallise (2005), zabývající se posilováním squashových hráčů, sice

uvádějí, že specifita je velmi důležitá, ale konkrétní cvičení například se zatíženou raketou nedoporučují. Jedním z důvodů, které uvádějí, je právě možnost narušení správné techniky, nebezpečí přetížení ramenního kloubu, ale hlavně neexistence výzkumů na toto téma. Jedním z cílů této diplomové práce je bližší prozkoumání dané problematiky.

Studie provedené na tenistech obou pohlaví a různých úrovní prokázaly, že i značné zvýšení maximální síly, dosažené správným a vhodným tréninkem, nezpůsobí snížení koordinačních procesů. Transfěr specifické síly do konkrétního pohybu (úderu) je snažší pro hráče vysoké úrovně, kteří mají techniku dokonale zvládnutou a zautomatizovanou. Proto je specifický trénink vhodný hlavně pro výkonostní a profesionální hráče. Na druhou stranu, rychlost úderu a míčku nezáleží jen na síle a koordinaci potřebné k provedení úderu, ale také na herním stylu a taktice v herní situaci. Například rychlost voleje je dosažena skoro bez pohybu rakety a záleží hlavně na rychlosti letícího míčku od soupeře. Důležitá je také rychost hráče, který se pohybuje směrem k místu kontaktu s míčkem, a správné přenesení a využití této rychlosti do úderu. Trénink rychlosti a síly úderu specifickou metodou by měl být přerušen pokud se rapidně zhorší přesnost a kvalita úderů (Elliott, 1999). Jako příklady cvičení uvádí Elliott také úder se zatíženou raketou, s expanderem, simulace pohybu s činkou, atd. Zde bychom rádi uvedli, že simulace pohybu s činkou byla v diplomové práci Chrtka 2007 vyhodnocena jako nevhodný cvik, a proto jsme ji do naší práce nezařadili.

Použití závaží, či váha tréninkové pomůcky by měla být v rozumné míře. V tomto případě je „méně více“. Je důležité si uvědomit, že váha a rychlost mají vztah nepřímé úměry. To znamená, čím bude váha větší tím bude pohyb pomalejší. Příliš těžké náčiní by tedy negativně ovlivnilo rychlost pohybu. Cook (2003) přirovnává toto cvičení k běhu do kopce. Stejně jako při běhu do kopce, tak při úderu se závažím dochází k větší zátěži těla (v našem případě segmentu horní končetiny) a mělo by to mít kladný tréninkový efekt právě na daný segment. Stručně řečeno podle pravidla těžko na cvičišti, lehký na bojišti. Švih těžší raketou také umožňuje sportovci lépe procítit daný pohyb a uvědomit si jeho fyzikální principy.

2.5. Pohyb při přenosu síly mezi subjektem a objektem

Při přenášení síly na vnější předmět pro jeho přemístění nebo udělení pohybového momentu záleží na tom, jak dlouho, jakým směrem, jak intenzivně, na jakém místě a na jaké ploše předmětu aplikovaná síla působí. O tom, jaký je důvod nebo účel aplikace této síly, rozhoduje centrální nervová soustava, kde vzniká představa o účelu pohybu a odtud se vhodný pohyb spouští. Jeho průběh je ovlivňován pohybovými vzory fixovanými v paměti. Vzhledem k přizpůsobování pohybu aktuálním podmínkám vnitřního i zevního prostředí, není provedení stejného vzoru vždy identické.

Pro popis pohybu úderů ve squashi můžeme použít tři typy udělení kinetické energie balistickým pohybem dle Véleho (2006), a to úder, odraz a hod. Balistický pohyb znamená rychlý pohyb s jednorázovou aplikací síly. Současně je třeba počítat i se silou pro stabilizaci těla a s reaktivní silou v místě opory. Při velmi krátké aplikaci značné síly na objekt proti značnému odporu jeho setrvačné hmoty vzniká ráz.

Úder

Je to typické použití rázového mechanismu. Je to krátkodobý intenzivní silový dopad (impakt) na objekt. Ten může být buď stacionární nebo se může pohybovat. V druhém případě je to třeba při úderu na míč při volejbalové přihrávce, kopnutí při fotbalu nebo třeba odpálení míče při tenise či squashi. Při úderu musí pohyb vycházet ze stabilizované báze a musí být proveden rychle a s velkou silou. Účinek úderu závisí nejen na síle svalů končetin provádějících pohyb, ale i na kvalitě stabilizace polohy. K vedení pohybu při úderu na pohybující se objekt je nutná schopnost odhadu směru a intenzity pohybu, vyžadující nejen optickou kontrolu, ale i řídicí a analyzující funkci CNS. Protože jde o velmi rychlý pohyb (rychlost letu míčku ve squashi se pohybuje přes 200km/h) spuštěný jako určitý pohybový vzor, je jeho průběžné řízení již nemožné a jeho provedení závisí na použitém programu, který je dopředu vybrán. Úspěšný hráč musí mít velkou zásobu hotových pohybových vzorů získaných tréninkem, které musí velmi rychle vybrat bez možnosti korekce.

Odraz

Změnit směr pohybujícího se objektu (míčku) je možno odrazem od pevně stojící osoby (v našem případě rakety), která nemusí vyvíjet žádný pohyb ani sílu, ale musí zajistit stabilizaci těla a rakety při kontaktu s míčkem, aby se mohla nastavit odrazová plocha (hlava rakety), která dodá míčku požadovaný směr, rychlost a rotaci. Někdy je dokonce nutné snížit kinetickou energii míčku pružným přibrzděním při odrazu (např. zahrání tzv. kraťasu z voleje).

Hod

Při udělení zrychlení pohyblivému předmětu horní končetinou mluvíme o různých formách hodu, vrhu, odpálení apod. Při squashi se sice míček nehází (krom nadhozu při podání), ale vzory házení jsou biomechanicky velmi podobné pohybu při úderech raketou. Véle (2006) rozděluje tři vzory hodů:

1. Vrchní vzor
2. Spodní vzor
3. Stranový vzor

Squashovým úderům se nejvíce podobá vzor stranový. V tomto typu pohybu je hlavním mechanismem mediální rotace pánve na druhé straně vzhledem ke kyčli. Paže vychází z abdukce a pohybuje se vpřed spíše v horizontální rovině. Páteř se rovněž rotuje a uklání směrem k aktivní horní končetině. Rozsah pohybu se zvětší horizontální flexí v rameni. Paže je buď v lehké semiflexi v lokti, nebo i extenzi podle potřeby (Véle, 2006). Při squashovém úderu k tak výrazné rotaci pánve nedochází.

2.6. Fyziologie svalu

Rozlišujeme 3 typy svalů. Kosterní příčně pruhovaný sval, který je tvořen svazkem svalových vláken, srdeční sval – podobný typ vláken tvořící síť – a hladký sval tvořený jednotlivými svalovými buňkami. Každý typ svalu má poněkud odlišné charakteristiky kontrakce, mechanismus je ale podobný. Počet svalových vláken v kosterním svalu je podle velikosti svalu 104 – 106. Každé svalové vlákno se skládá ze svazku asi 1000 myofibril, které jsou tvořeny za sebou řazenými kontraktilními jednotkami nazvanými sarkomera. Každá sarkomera obsahuje vlákna proteinových molekul, jejichž interakce umožňují kontrakci svalu. Jsou to molekuly myozionu tvořící

silná filamenta, molekuly aktinu, které formují slabá filamenta, molekuly tropomyozinu tvořící řetěz ovinutý kolem vláken aktinu a molekuly troponinu navázané na tropomyozin. Organizace filament je taková, že myozinová jsou umístěna ve střední části sarkomery, aktinová jsou zakotvena v obou koncích sarkomery a zasahují na určitou vzdálenost mezi myozinová vlákna. Struktura je na příčném řezu pravidelná tak, že každé myozinové vlákno má kontakt se 6 aktinovými. Myozin vytváří rozšířené hlavy vyčnívající nad povrch silných vláken, které mají schopnost vázat se za spotřeby energie na aktin. K vazbě může dojít jen při odkrytí vazebných míst na aktinovém vlákně, která jsou v klidu chráněna tropomyozinem. Deformace jeho molekuly je umožněna vazbou kalciových iontů Ca^{2+} na navázané molekuly troponinu. Ca^{2+} ionty se nacházejí v tubulárním systému svalového vlákna. Vzruch po vchlípení svalové membrány, nazvaných transversální tubuly, dospěje do blízkosti termálních cisteren – součásti sarkoplazmatického retikula tvořícího tubulární systém sarkomery. Podráždění je přeneseno a způsobí uvolnění Ca^{2+} iontů z tubulů do prostředí myofibril, což vede ke kontrakci svalu. energii ke kontrakci získává svalová buňka buď cestou aerobní - oxidativními pochody - nebo anaerobní - za účasti enzymu fosforylázy. Podle této enzymatické výbavy se dělí svalová vlákna do typů. Jsou to pomalá červená vlákna a rychlá bílá, která se ještě někdy dělí na podtyp A a B (Dufek, 1995).

2.7. Biomechanika ramene

Ramenní pletenec v sobě obsahuje celou řadu prvků, které jsou z hlediska mobility unikátní. Biomechanika umožňuje zabývat se těmito problémy na základě zákonů klasické mechaniky, s využitím tradičního matematického aparátu, ale také s použitím nejmodernějších postupů z oblasti kybernetiky a výpočetní techniky. Uspořádání ramenního pletence se z biomechanického hlediska vyznačuje některými vlastnostmi, jejichž působením vznikají pro člověka jedinečné prvky v mobilitě této částí těla. Na druhé straně z těchto zvláštností vyplývá řada problémů při popisu mechaniky pohybu v rámci celého pletence. Dělení, které lze označit jako „tradiční“, se skládá ze tří kostí (lopatka, kost klíční, kost pažní) a tří kloubů (akromioklavikulární (AC), sternoklavikulární (SC) a glenohumerální (GH)). Pro možnost určení biomechanických parametrů v ramenním pletenci je důležité stanovení vztažné soustavy, tzn. bodu nebo segmentu, ke kterým vztahujeme pohyb zbývajících prvků. Jestliže posuzujeme pohyb paže vzhledem k axiálnímu systému, je tento segment

koncovým článkem kinematického řetězce: trup (hrudní kost) – SC kloub – klíční kost – AC kloub – lopatka – GH kloub – pažní kost (Janura, Míková, Krobot, Janurová, 2004).

2.7.1. Jednotlivá kloubní spojení v ramenním pletenci

Sternoklavikulární kloub – spojuje horní končetinu (proximální konec klíční kosti) s trupem (kost hrudní). Jeho tvar je spíše sedlový než kulový, pohyb v kloubu je velmi dobře srovnatelný při palpaci. Kloubní jamka na hrudní kosti je mělká, klíční kost kraniálně přečnává. Pohyb klíční kosti je charakterizován pomocí tří stupňů volnosti – posunutí v transverzální rovině (protrakce, retrakce), posunutí podél sagitální osy ve frontální rovině (elevace, deprese), rotace kolem podélné osy. Hlavní význam spočívá v umožnění axiální rotace klíční kosti při abdukci horní končetiny.

Akromioklavikulární kloub – spojuje proximální akromion lopatky a distální částí klíční kosti. Pohyb lopatky probíhá ve třech různých směrech – rotace kolem vertikální osy, rotace kolem horizontální osy ve frontální i sagitální rovině.

Glenohumerální kloub – rozsah pohybu je největší ze všech kloubů lidského těla. Jeho typickým znakem je nepoměr mezi velikostí kloubní jamky a hlavicí pažní kosti. Poměr jejich ploch je 1:3 (1:4). Kloubní jamka je poměrně pravidelně zakřivená. Maximální průměr jamky se pohybuje v rozsahu 3,5 - 4cm, v porovnání s průměrem 6,5 - 7cm hlavice pažní kosti. Bývá označován jako nejméně stabilní kloub těla, a proto také dochází při sportu k jeho luxaci. Z hlediska vztahu mezi hlavicí pažní kosti a kloubní jamkou rozlišujeme tyto základní biomechanicky definovatelné pohyby v ramenním kloubu (Janura, Míková, Krobot, Janurová, 2004):

- a) rotace – kontaktní bod v kloubní jamce je konstatní, na hlavicí kosti pažní se kontaktní bod mění
- b) valení – dochází ke změně kontaktních bodů na obou plochách
- c) posunutí – kontaktní bod na hlavicí pažní kosti je stejný, v kloubní jamce se místo kontaktu mění

2.7.2. Základní pohyby v ramenním kloubu

Abdukce (upažení): základní svaly – m. deltoideus, m. supraspinatus, dlouhá hlava m. biceps brachii, m. serratus anterior.

Probíhá ve čtyřech fázích (0°-45°-90°-150°-180°). V první fázi se na počátku uplatňuje spíše m. supraspinatus než deltoideus a později si úlohu vymění. Individuálně se toto

pořadí může lišit. Ve druhé fázi převládá činnost m. deltoideus. Ve třetí fázi se účastní ramenní pletenec, především m. trapezius a m. serratus anterior. Ve čtvrté fázi se připojují trupové svaly se svými dlouhými smyčkami, což vede ke zvýšení bederní lordózy a k úklonu (Véle, 2006).

M. deltoideus produkuje asi 70% síly, která je nutná pro elevaci paže při flexi a abdukci. Jeho střední část je složena z většího počtu kratších svalových vláken. Výsledkem jejich kontrakce je velká svalová síla, rozsah změn v délce svalových vláken je menší. Přední část svalu má odlišnou stavbu, s dlouhými vlákny. Tyto části se uplatňují při extenzivním pohybu v ramenním kloubu. M. supraspinatus fixuje paži v jamce a umožňuje začátek abdukce. Jeho funkce jako abduktoru bývá někdy zpochybňována. Jednotliví autoři se liší při určení podílu svalů m. deltoideus a m. supraspinatus na abdukci. Pro kvantitativně a kvalitativně optimální provedení abdukce je nutná jejich vzájemná funkční harmonie. Při extrémní abdukci leží za středem ramenního kloubu některá vlákna m. pectoralis major, z tohoto důvodu působí tento sval pro krajní polohu paže jako abduktor. V průběhu elevace horní končetiny rotuje lopatka v SC a AC kloubu. Tento současný pohyb paže, lopatky a klíční kosti se nazývá skapohumerální rytmus. Pouze pro prvních 30° je pohyb paže prováděn s minimálním pohybem lopatky. Teprve potom dochází ke spolupráci lopatky s paží. Plná abdukce je ze 120° podmíněna působením v ramenním kloubu, ze 60° rotací lopatky. Při elevaci paže by nemohl být tento pohyb proveden bez stabilizace hlavice paže kosti, kterou zajišťuje manžeta rotátorů, protože normálová složka tahové síly m. deltoideus působí na začátku pohybu mimo kloubní jamku. Má tedy určitý destabilizační charakter (Janura, Míková, Krobot, Janurová, 2004).

Addukce (připažení): základní svaly – m. pectoralis major, m. latissimus dorsi, m. teres major, krátká hlava m. biceps brachii, m. coracobrachialis, dlouhá hlava m. triceps brachii.

Pro možnost provedení addukce musí být lopatka nejprve stabilizována vlivem kontrakce m. rhomboidei proti rotaci. Vlivem nedostatečné stabilizaci lopatky dochází při kontrakci m. teres major k pohybu lopatky po hrudníku směrem k addukované horní končetině (Janura, Míková, Krobot, Janurová, 2004).

Flexe (předpažení): základní svaly – m. biceps brachii, m. coracobrachialis, m. pectoralis major, přední část m. deltoideus, m. serratus anterior, m. trapezius.

V první fázi do 60° pracuje přední část m. deltoidea, m. coracobrachialis a klavikulární část m. pectoralis major. Činnost brzdí m. teres major, m. teres minor a m. infraspinatus.

Druhá fáze je 60-90° a tvoří přechod do třetí fáze 90-120°, kde se mění funkce svalů tak, že se přidávají m. trapezius a m. serratus anterior. Brzdí m. latissimus dorsi a kostosternální část m. pectoralis major. Ve čtvrté fázi 120-180° spolupracují trupové svaly a dochází ke zvětšení lordózy a k úklonu (Véle, 2006).

Do 45° až 60° flexe je pohyb lopatky minimální. Pro počáteční fázi elevace je největší rozsah pohybu v SC kloubu, v konečné fázi dominuje pohyb v kloubu AC. Při flexi je poměr pohybů v jednotlivých kloubech ramenního pletence podobný jako při abdukci horní končetiny.

Extenze (opak flexe): základní svaly – m. latissimus dorsi, m. teres major, dlouhá hlava m. triceps brachii, zadní část m. deltoideus.

Zevní rotace: základní svaly – m. infraspinatus, m. teres minor, zadní část m. deltoideus.

Pohyb flektovaného předloktí ve směru hodinových ručiček.

Vnitřní rotace: základní svaly – m. teres major, m. latissimus dorsi, m. subscapularis, část m. pectoralis major, přední část m. deltoideus.

Pohyb flektovaného předloktí proti směru hodinových ručiček.

Rozsah pohybu v ramenním pletenci je určen kombinací pohybů v jeho jednotlivých kloubech. Hodnoty uváděné jednotlivými autory nejsou stejné, velikost rozdílů souvisí s metodikou určení těchto parametrů.

Z porovnání velikosti svalové síly v průběhu různých pohybových činností vyplývá, že největší hodnoty existují při addukci v ramenním kloubu, kdy dochází k zapojení svalových vláken svalů m. latissimus dorsi, m. teres majora m. pectoralis major. Velikost svalové síly je asi dvakrát větší než při provedení abdukce. Na druhém místě je v tomto porovnání extenze. Při flexi v ramenním kloubu je velikost síly srovnatelná nebo menší než při provedení extenze. Nejmenší hodnoty jsou typické pro zevně rotační pohyby.

Pro možnost posouzení způsobu zapojení vybraných svalů se při určení velikosti svalové síly setkáváme s obtížemi, které jsou způsobeny možnostmi jejího měření. Klasické postupy (dynamometrie, dynamografie), které jsou využívány v některých pohybových aktivitách, nelze v tomto případě využít. Způsob zapojení svalů z hlediska časového (timing) a silového nám umožňují polyelektromyografické studie. Při použití polyEMG musíme poměrně opatrně postupovat při vyhodnocení signálu pro určení velikosti svalové síly, protože stejný nárůst amplitudy u různých svalů není ekvivalentní se stejným zvýšením síly.

Z výše uvedeného textu vyplývá, že možnosti biomechaniky jsou do jisté míry omezené. Klasickým případem určitého zjednodušení je určení středů a os otáčení. V reálných podmínkách se tyto parametry mění v průběhu pohybu. Při vlastní analýze pohybové činnosti jsou reálné osy, kolem kterých pohyb probíhá, nahrazeny „ideálními“ osami, procházejícími středem kloubu. Při pohybu ramenního pletence se v žádném případě nejedná o působení jednoho svalu, ale o vzájemnou harmonickou spolupráci celého komplexu svalů (Janura, Míková, Krobot, Janurová, 2004).

3. CÍLE A ÚKOLY PRÁCE

Cílem práce je rozbor forehandu a backhandu ve squashu pomocí EMG a jednoduché kinematické analýzy. Budeme porovnávat pořadí zapojených svalů a jejich intenzitu s pořadím při specifických kondičních cvičení. To proto, že míra specifičnosti se vztahuje k posloupnosti zapojování určitých svalových skupin, k rychlosti pohybu, k vynakládanému úsilí a k době trvání svalového napětí, k frekvenci pohybu a jeho směru a rozsahu (Dovalil et al., 2002).

Úkoly práce:

Vybrat svaly, které budeme měřit

Vybrat vhodného a kvalitního hráče na měření

Vybrat specifické kondiční cviky, které se opravdu používají

Naměřit zapojení vybraných svalů při základních úderech a kondičních cvičení pomocí EMG

Pořídit videozáznam těchto měření

Vyhodnotit naměřené hodnoty a porovnat je

Hypotéza:

Pořadí svalů u forehandu a backhandu bude zjednodušeně řečeno „zrcadlové“. Tzn. svaly, které zahájí pohyb u forehandu, budou u backhandu pohyb brzdit a opačně.

Vybrané svaly se zapojí do pohybu v určitém pořadí, které bude ve specifických kondičních cvičeních stejné nebo alespoň podobné.



Obrázek 6. Vedoucí práce a odborný asistent při měření

4. METODOLOGIE

4.1. Charakteristika výzkumu

Jedná se o případovou studii popisného charakteru relativního načasování pohybu a činnosti vybraných svalů při squashovém úderu pomocí EMG analýzy a kinematické analýzy. V případové studii, na rozdíl od statistického šetření, sbíráme velké množství dat od jednoho nebo od několika málo jedinců, u kterých se předpokládá, že důkladným prozkoumáním malého množství případů lépe porozumíme jiným případům podobným.

4.2. Charakteristika sledovaného souboru

Pro případovou studii jsme zvolili dvacetiletého hráče praváka, který hraje squash deset let a jehož váha v době měření byla 70kg a výška 188cm. Na celorepublikovém žebříčku byl v době měření na 3. místě a na MR, které bylo 14 dní před měřením, skončil také 3. Je registrován ve Squashclubu Strahov a trénuje 5x týdně dvoufázově. Hráč byl vybrán z tréninkové skupiny Davida Tománka na Strahově jako technicky nejvyspělejší, především kvůli jeho umístění na žebříčku a doporučení jeho trenéra, jako nejvhodnější zdroj dat.

4.3. Charakteristika metody

Pro měření aktivity svalů v průběhu squashového úderu jsme použili metodu povrchové elektromyografie (dále jen EMG). EMG je souhrnné označení pro skupinu elektrofyziologických metod, které umožňují vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva tak, že zachycují elektrické projevy činnosti nervových a svalových buněk (Dufek, 1995). Sval je uváděn do kontrakce vzrušivým procesem, při němž se náhle mění normální chemická rovnováha na membráně svalového vlákna, která odděluje sarkoplazmu od vnějších tekutin. Vzniklá kontrakce svalu je měřitelná vyvíjenou silou. Využití projevů elektrické aktivity činného svalu pro posouzení jeho aktivity mechanické vychází potom z možnosti sdružit registrované elektrické signály s veličinami, jež popisují mechanický efekt kontrakce (Karas et al., 1990). Zdrojem EMG signálu je transmembránový proud na úrovni sarkomely. Jedná se

o elektrický ekvivalent změny iontové výměny na membráně při svalové kontrakci. Záznam se nazývá elektromyogram (Rodová et al., 2001). Jsou dva základní druhy EMG, a to povrchová a nitrosvalová. Nitrosvalová metoda je náročnější a hlavně invazivní a bolestivá. Pro snímání potenciálu při pohybu značně omezená a nepraktická. Druhá metoda, kterou jsme my použili, je povrchová. EMG získaná pomocí povrchových elektrod dovoluje globálnější posouzení EA svalu z jeho větší oblasti. Elektrody přiložené na kůži rovněž sval nezraňují, jsou provozně jednoduché a použitelné v nejrůznějších pohybových podmínkách. Povrchové elektrody jsou obvykle destičkového, kulatého či obdélníkového tvaru, vyrobené ze stříbra či jiného dobře vodivého a vůči korozi odolného kovu. Ke kůži se obvykle upevňují leukoplastí či obdobnou vnější fixací. Vodivá pasta umožňuje dostatečně nízký přechodový odpor. Při registraci EA svalu povrchovými elektrodami se setkáváme s problémem tzv. artefaktů. Artefaktem je možno rozumět všechny odchylky od základní klidové linie EMG, které nemají původ v EA sledovaného svalu. Odchylky mohou vzniknout elektrickými rušivými vlivy přicházejícími z okolí (např. indukci střídavého proudu 50 Hz z okolí magnetického pole, špatným uzemněním, apod.), mechanickými vlivy, které mají svůj obraz v proměnné velikosti přechodového odporu mezi elektrodou a kůží (otřesy, smýkání elektrod), či přídavnými elektrostatickými náboji v izolaci kabelů, které indukují rušivé potenciály. Včasná identifikace těchto artefaktů je nutná pro získání věrného záznamu (Karas et al., 1990).

Hodnota jednotlivých parametrů elektromyografického signálu je ovlivněna nejen fyziologickými faktory (počet detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken, hloubka a umístění aktivních svalových vláken uvnitř svalu, množství tkáně mezi elektrodami a aktivními motorickými jednotkami, stabilita náboru, rychlost pálení apod.). Důležitý je i vliv faktorů metodického postupu detekce a zpracování signálu. V oblasti detekce se jedná především o elektrodovou konfiguraci, která je dána velikostí, tvarem, lokalizací elektrod a jejich vzdáleností. Obvyklá lokalizace elektrod je ve střední linii svalu přes největší bříško svalu (případně mezi motorický bod a šlachou) s detekčním povrchem orientovaným kolmo k průběhu svalových vláken (De Luca, 1993).



Obrázek 7. nalepování elektrod na probanda

4.4. Charakteristika EMG přístroje:

Jedná se o nezávislý mobilní EMG přístroj s doplňujícím vybavením, které tvoří náhradní zdroje s nabíječkou, speciálně vytvořený software pro ukládání dat, přenos dat do PC, grafické zobrazení a zpracování a přenosný PC pro ukládání a zpracování dat. Mobilní EMG přístroj dokáže měřit EMG potenciály 7 svalů snímaných umístěnými elektrodami. Je opatřen jedním synchronizovaným kanálem pro synchronizaci videozáznamu a lokalizaci orientačních značek do záznamu se zvukovou signalizací pro probanda. Maximální doba záznamu je 5 minut. Výsledek je přenesen do přenosného PC a EMG přístroj s plnou kapacitou paměti je během cca 2 min připraven k dalšímu měření.

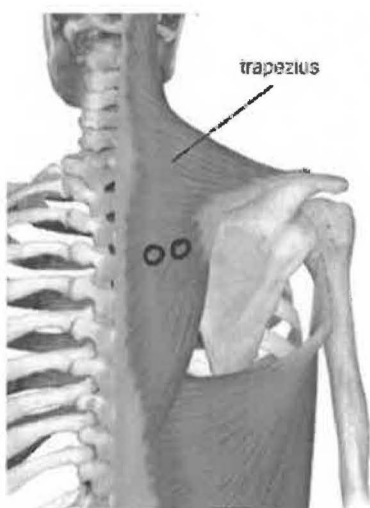
Specifikace přístroje:

- Nezávislý mobilní EMG přístroj
- Autor a výrobce: Karel Zelenka, UK FTVS v Praze
- Počet kusů: 1
- Určení přístroje: nezávislý mobilní EMG přístroj pro terénní snímání el. potenciálů svalových skupin povrchovými elektrodami, upravený pro transport na těle probanda. Přenos naměřených dat do přenosného PC.
- Charakteristika přístroje: Polyelektromyografický mobilní přístroj s vlastní pamětí 8 měřících kanálů, z toho 7 kanálů pro měření EMG potenciálů ze svalových skupin, 1 kanál je pracovní pro synchronizaci s videozáznamem, pro orientační značkování přímo v záznamu generované probandem, akustickou informací ohraničující čas měření apod.
- Charakteristiky měření: Doba měření v 6ti nastavitelných stupních od 2,5sec do 327s (tedy přibližně 5min).
- Vzorkování: 200Hz, tj. 5ms .
- Frekvence : 30 - 1200Hz při -3dB pro každý kanál. Je zaznamenávána absolutní hodnota EMG signálu s integrací. Křivka (obálka jednotlivých vrcholů) je vyhlazena s časovou konstantou od 14 do 125ms. Stupeň citlivosti je možno nastavovat v řadě od 50 do 2000 V.
- Napájení: 3 samostatné akumulátory NiMH.
- Rozměry přístroje s akumulátory: 185x140x42mm.
- Hmotnost s akumulátory do 1,3kg.

4.5. Sledované proměnné

Svaly, které jsme měřili, byly vybrány podle jejich funkce (dle Věleho, 2006), podle předpokládaného použití při squashovém úderu a podle doporučení a zkušeností odborného asistenta, vedoucího práce a asistentky fyzioterapeutky. Dalším důležitým faktorem při výběru byl i fakt, že jsme měřili jak forehandový tak i backhandový úder. Všechny měřené svaly jsou z pravé strany těla. Obrázky č. 8 – 13 byly použity z literatury (www.rad.washington.edu).

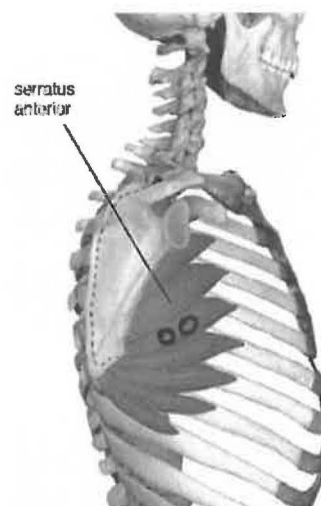
4.5.1. Svaly ramenního pletence



Obrázek 8. *Musculus trapezius*

M. trapezius: propojuje hlavu s osovým orgánem (obratle, lopatka, klíční kost). Dělí se na tři hlavní funkční části. Horní část elevuje ramenní pletenec, extenduje hlavu proti šíji a rotuje ji kontralaterálně. Střední část addukuje lopatku a posouvá rameno dozadu. Dolní část provádí depresi lopatky a ramene. Jako celek přitlačuje m. trapezius obě lopatky ke hrudníku pro zpevnění ramenního pletence při nesení těžšího břemene. U rozsáhlého plochého svalu je schopen každý jednotlivý úsek svalu pracovat jako by šlo o samostatnou hlavu svalu, a proto někteří rozdělují sval na více částí.

M. serratus anterior: spojuje žebra 1-9 s lopatkou. Podílí se na abdukci paže, umožňuje vzpažení, fixuje a stáčí lopatku dolním úhlem laterálně. Horní část zvedá horní úhel lopatky, střední část je antagonistou transverzálních snopců m. trapezius a dolní část umožňuje vzpažení nad horizontálu.



Obrázek 9. *M.serratus anterior*

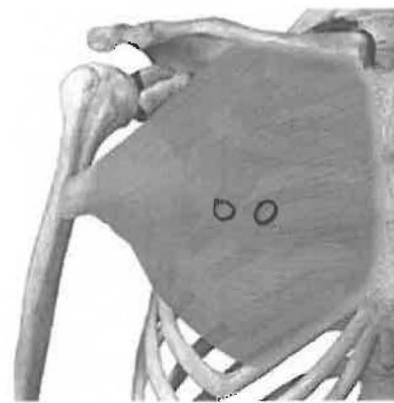


Obrázek 10. *Musculus deltoideus*

M. deltoideus: spojuje klíční kost s lopatkou a s humerem. Má tři funkčně odlišné části. Přední část provádí ventrální flexi paže (předpažení), působí při horizontální addukci, anteverzii ramene, abdukci a vnitřní rotaci paže. Střední část provádí abdukci paže. Zadní část provádí horizontální extenzi, podporuje extenzi a zevní rotaci paže. Tonus tohoto svalu přispívá k udržení hlavice glenoidálního kloubu v

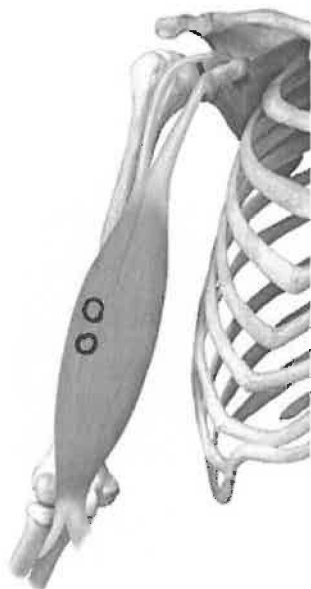
kloubní jamce a tím přispívá ke stabilizaci ramenního kloubu. Měřili jsme EMG přední a zadní části.

M. pectoralis major: má tři části – pars clavicularis, pars sternocostalis a pars abdominalis. Pars clavicularis působí ventrální a horizontální flexi a účastní se na addukci a vnitřní rotaci paže. Pars sternalis et abdominalis provádějí extenzi, addukci, horizontální flexi a spolupůsobí při vnitřní rotaci paže. Měřili jsme EMG části pars clavicularis.



Obrázek 11. *M. Pectoralis major*

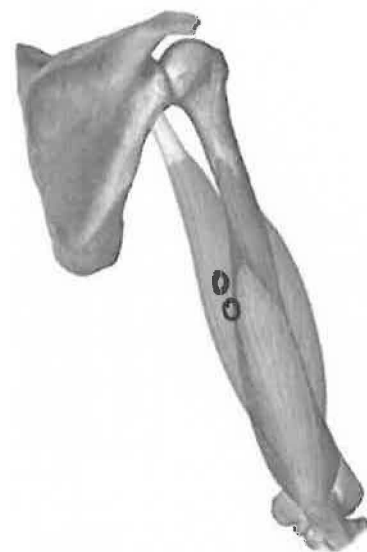
4.5.2. Svaly paže



M. biceps brachii: je to dvoukloubý sval. Caput longum spojuje lopatku s radiem, caput breve spojuje rovněž lopatku s radiem. Sval působí jednak na rameno, kde caput longum provádí abdukci a caput breve addukci paže, jednak na loketní kloub, kde provádí flexi v lokti se značným supinačním účinkem. Měřili jsme EMG m. biceps brachii caput longum.

Obrázek 12. *M.biceps brachii*

M. triceps brachii: jeho všechny tři hlavy končí na ulně a spojují s ní přes caput longum lopatku, přes caput mediale humerus a přes caput laterale rovněž humerus. Je to extenzor v lokti a caput longum se podílí i na abdukci a extenzi v ramenním kloubu. Měřili jsme EMG m. triceps brachii caput longum (Véle, 2006).



Obrázek 13. *M.triceps brachii*

4.6. Výběr cvičení

Cvičení jsou vybrána tak, aby se dostatečně podobala pohybu při squashovém úderu a aby byla snadno realizovatelná při běžném tréninku na kurtu s jednoduchými pomůckami. Cviky jsme zvolili po předchozí konzultaci s trenéry, hráči i literaturou. Jsou to cviky, které se víceméně používají jak ve squashu tak i v tenise. Všechny jsou prováděny stejně jako samotný úder. Tři z nich úder se závažím na raketě, úder se závažím na zápěstí a úder s tenisovou raketou (těžší než squashová) byly realizovány se squashovým míčkem s červenou tečkou. Poslední cvik – simulace úderu s expanderem přivázaným na krčku rakety byl prováděn bez míčku.

Úder se závažím na raketě

Závaží o váze 324g vlastní výroby bylo namontováno na raketu v místě spoje krčku a hlavy rakety. Byla použita raketa značky Oliver CCTop (158g s výpletem a gripem), která má v tomto místě prázdný trojúhelníkový útvar. Tam bylo závaží upevněno. Úder je prováděn stejně jako základní squashový úder. Hráč se musí soustředit na správné načasování úderu, jelikož těžší raketa se chová jinak. Nápřah i samotný švih je pomalejší. Důležité je zachování správné techniky držení a úderu (zápěstí).



Obrázek 14. kovové závaží

Úder se závažím na zápěstí

Závaží o váze 488g bylo připevněno na zápěstí hrací (pravé) ruky pomocí suchého zipu dostatečně pevně, aby se nepohybovalo a tím nerozptylovalo hráče a jeho techniku. Podle našeho názoru a předpokladu by toto cvičení mělo mít nejmenší negativní vliv na techniku úderu.



Obrázek 15. závaží na zápěstí

Úder s tenisovou raketou

Byla použita starší tenisová raketa značky Prince o váze 354g. Toto cvičení jsme zvolili vzhledem k jednoduché dostupnosti tohoto náčiní. Možná ještě lepší by bylo použití těžké squashové rakety, ale ty se v současné době příliš nevyrábějí. Při tomto cvičení se hráč musí psychicky i technicky přizpůsobit nejen větší hmotnosti náčiní, ale i jiné velikosti rukojeti a hlavy rakety.

Simulace úderu s expanderem

Byl použit červený gumový expander bez držátek, který byl přivázán do trojúhelníku krčku rakety a druhý konec byl pevně držěn druhou osobou přibližně 2m od hráče. Hráč simuluje úder, při kterém se expander postupně napíná.

5. VÝSLEDKY

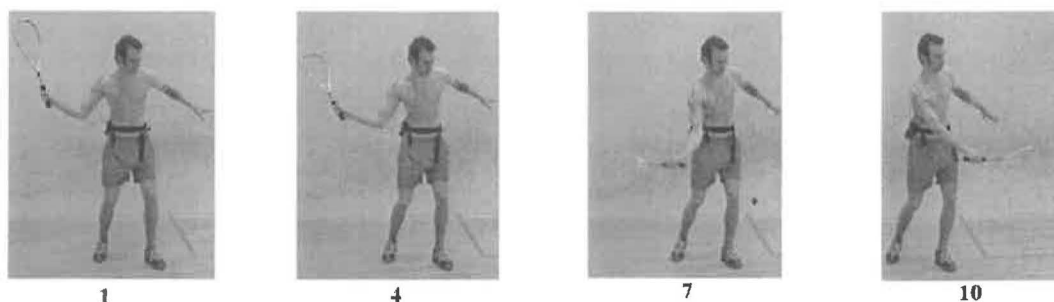
Měření probíhalo ve Squash Centru Evropská 5.5.2008 za přítomnosti vedoucího práce, odborného asistenta, fyzioterapeutky, autora práce a probanta. Po důkladném rozcvičení a seznámení probanta s postupem a nalepením elektrod, jsme zahájili kontrolní měření pro správné nastavení přístroje EMG. Nastavení citlivosti jednotlivých kanálů pro každý sval bylo 0,2mV nebo 0,5mV. Při forehandu a backhandu jsme museli některé kanály zesilovat nebo zeslabovat v závislosti na síle zapojení svalu. Při pozdějším zpracování dat jsme se snažili o převedení čísel tak, aby byl na první pohled zřejmý jejich vzájemný vztah a daly se lépe porovnat. V některých případech to z grafického a estetického hlediska není možné a je to vždy uvedeno. Proběhlo měření 5x10s forehandu (cca 6 úderů za 10s), 5 x 10s backhandu a 2 až 3 měření jednotlivých specifických cvičení na forehand i backhand.

5.1. Forehand

Ze všech forehandových měření jsme vybrali až to poslední, kde jednotlivé svaly pracovaly stejně, technika se ustálila a můžeme jej tedy prohlásit za standartní úder. Bylo to měření s pořadovým číslem 16. Při tomto měření (10s) zahrál probant 6 úderů a z těchto jsme vybrali jeden reprezentativní pro podrobnější popsání. Konkrétně to byl třetí úder v této serii. Podle maxim (peaků) jednotlivých svalů určíme jejich pořadí v zapojení do pohybu, podle pravidla „vše“ nebo „nic“. Zde vzniká malý problém pokud sval v průběhu pohybu má peaků více nebo na první pohled žádný a pracuje v celé době pohybu stejně, což naznačuje jeho stabilizační funkci a ne funkci iniciátora pohybu. Tak v některých měření pracoval m.trapezius, který má funkci stabilizace pletence ramenního. V případě forehandu měl tento stabilní průběh m. biceps brachii, podle kterého se dá krásně určit, že při forehandu je úhel v lokti neměnný. Sval má stále stejný tonus a drží tedy loket ve fixované pozici.

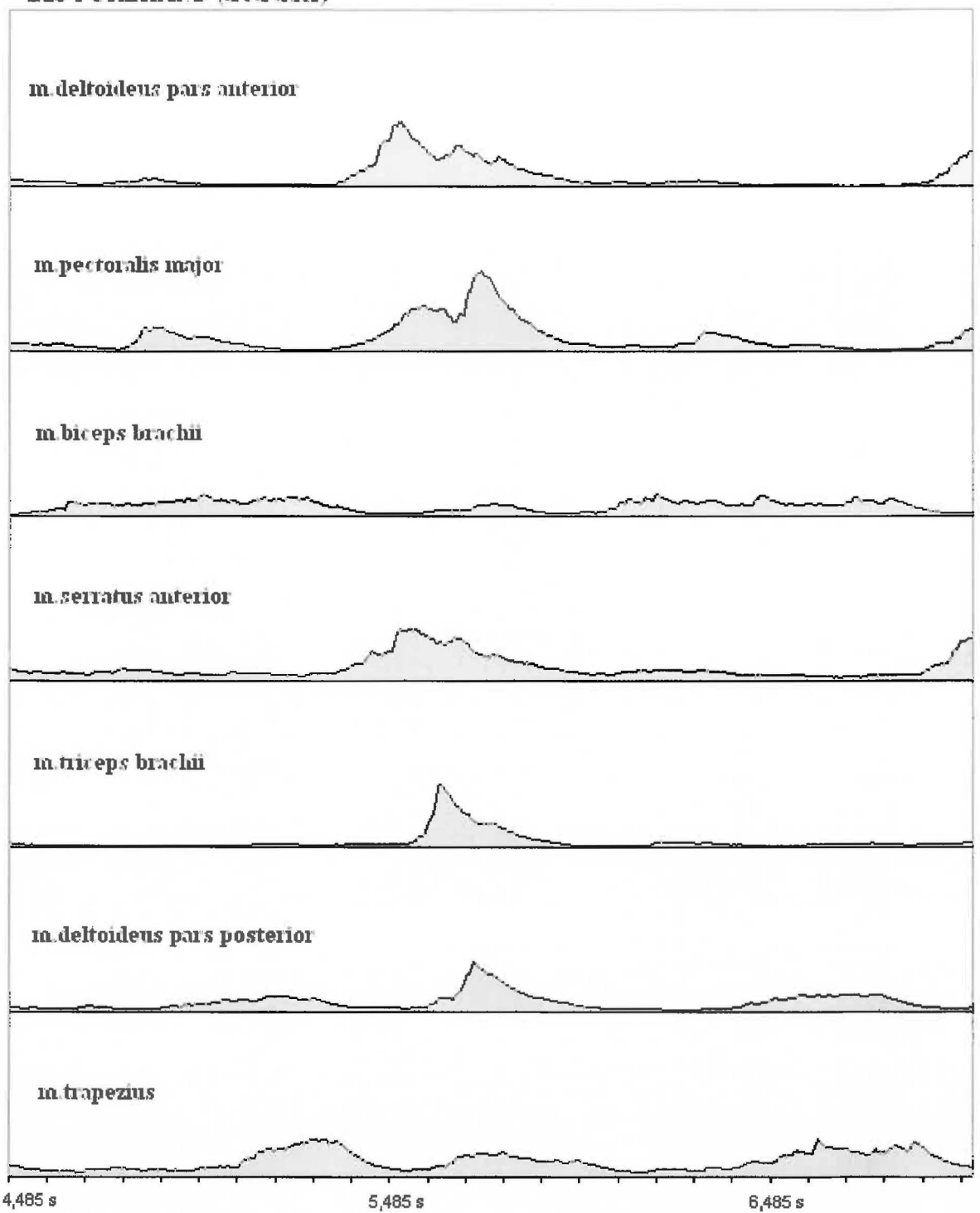
Pro určení pořadí zapojení bereme v úvahu jeho maximum hned na začátku úderu v náprahové fázi. Zde dosáhl hodnoty 0,026mV a je to nejnižší hodnota ze všech naměřených svalů. Další stabilizační funkci má a druhý sval v pořadí je m.trapezius se svým maximem 0,27s po m.biceps brachii a pozvolným nástupem až na hodnotu 0,046mV. V kinogramu je to pozice 1 kdy je dokončen náprah. Pro závěrečné porovnání pořadí zapojení svalů je ovšem uvedeme až jako poslední vzhledem k našemu

rozhodnutí, že jako první fázi počítáme úder a až následně nápřah na další úder. Poté dochází již k pohybu paže vpřed a prvním iniciátorem je m.deltoideus anterior s maximem 0,077mV. Téměř ve stejnou chvíli (jen o 0,025s později) nabíhá velmi strmě do svého maxima m.serratus anterior na hodnotu 0,064mV. Na kinogramu pozice č.4. V této fázi se již zapojuje m.pectoralis major, ale jen částečně a svého maxima dosahuje až později. Na první pohled trochu překvapivě se dále zapojuje výrazně m.triceps brachii, který jsme původně očekávali jako brzdící sval na konci pohybu, ale opak je pravdou. Když se důkladně podíváme na pozici č.7 je vidět, že loket je vytočen do pohybu a je blíže k míčku než samotná ruka s raketou. M. triceps brachii je extenzorem předloktí, a proto zde dochází k jeho zapojení až na hodnotu 0,075mV. Pak dochází ke kontaktu míčku s raketou a vzápětí se zapojuje m.deltoideus posterior, který má jasně brzdící funkci a dosahuje zde maxima 0,061mV. Svého maxima dosáhne o 0,02s později i m.pectoralis major. Je to pozice č.10 na kinogramu. Po krátké nečinnosti se znovu zapojí m.deltoideus posterior a m.trapezius, které společně dostanou ruku znovu nahoru a do nápřahu.



Obrázek 16. Část kinogramu forehandu, pozice 1,4,7,10

E16 FOREHAND (třetí úder)



Graf 1. Forehand – úsek třetího úderu

Maximální hodnoty svalového napětí v průběhu Forehandu:

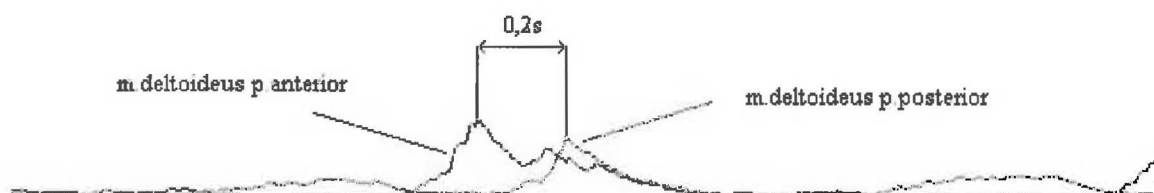
1.	m.deltoideus anterior	0,077mV
2.	m.pectoralis major	0,097mV
3.	m.biceps brachii	0,026mV
4.	m.serratus anterior	0,064mV
5.	m.triceps brachii	0,075mV
6.	m.deltoideus posterior	0,061mV
7.	m.trapezius	0,046mV

Pro další zkoumání a porovnání vypočítáme obsah pod křivkou grafu, který nám určí celkovou práci svalu v průběhu jednoho úderu. Tento obsah lze v našem případě zjednodušeně spočítat pouhým součtem všech hodnot grafu. Je to pravděpodobnostní pracovní veličina, která bude udávána v jednotkách [mV.s]. Pro pozdější možnost srovnání těchto hodnot musíme brát neměnný časový interval, který jsme určili na 2s.

1.	m.deltoideus anterior	5,91mV.s
2.	m.pectoralis major	8,29mV.s
3.	m.biceps brachii	6,25mV.s
4.	m.serratus anterior	7,54mV.s
5.	m.triceps brachii	3,29mV.s
6.	m.deltoideus posterior	4,95mV.s
7.	m.trapezius	7,49mV.s

Pořadí zapojení svalů podle jejich maxim tedy je: 1-4-5-6-2-3-7.

Podívejme se blíže na některé dvojice svalů a jejich zapojení. Je vidět antagonistická funkce m.deltoideus p.anterior a p.posterior. První z jmenovaných pohyb rozjíždí a druhý jej o 0,2s později zastavuje. Pro lepší srovnání jsme převedli křivku m.deltoideus p.anterior na stejný rozsah z 0,5mV na 0,2mV.



Graf 2. porovnání záznamu m.deltoideus pars anterior a posterior při forehandu

Další zajímavou dvojicí je m.serratus anterior a m.trapezius. Při nápřahu se výrazně zapojuje m.trapezius jako stabilizátor ramene ale zároveň i jako iniciátor pohybu a v momentě, kdy je nápřah dokončen a začíná švihová fáze úderu, m.trapezius povoluje a pouští do pohybu m.serratus anterior.



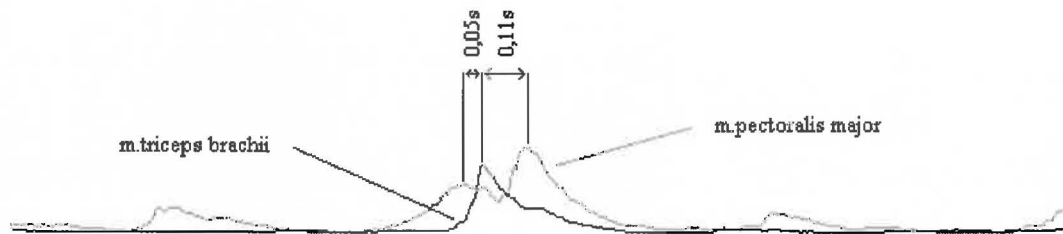
Graf 3. zapojení m.trapezius a m.serratus anterior při forehandu

Porovnání dvou antagonistů m.biceps brachii a m.triceps brachii je v následujícím obrázku. Jak už bylo zmíněno, m.biceps brachii plní funkci fixátora předloktí a udržuje stejný úhel v lokti. M.triceps brachii se naproti tomu účastní velmi výrazně v úderové fázi a v té chvíli se m.biceps brachii lehce uvolňuje. Pro přesnější a názornější srovnání jsem převedl křivku m.triceps brachii na stejný rozsah citlivosti jako m.biceps brachii a to na 0,2mV.



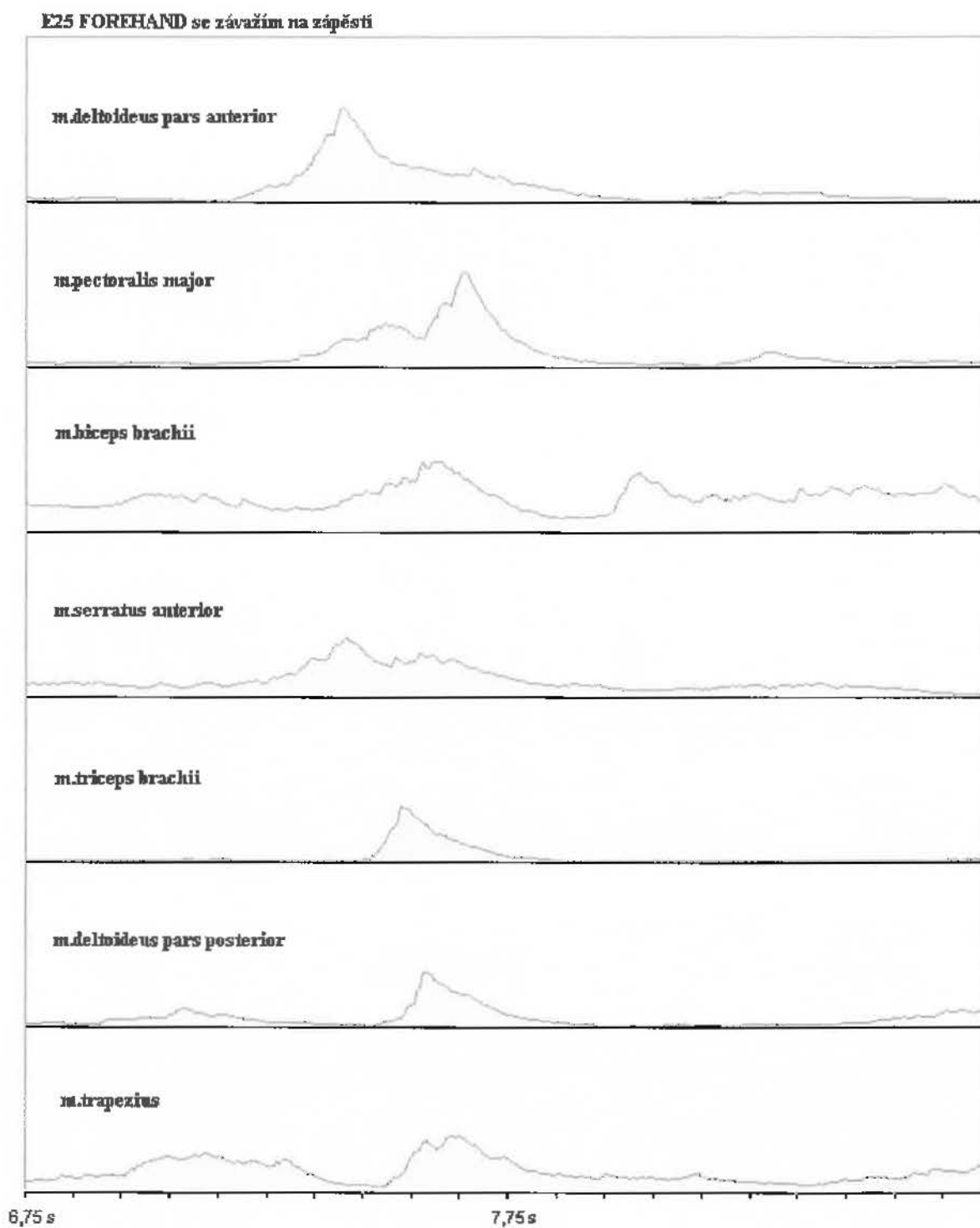
Graf 4. záznam m.biceps brachii a m.triceps brachii

Zajímavé je také porovnání zapojení *m.pectoralis major* s *m.triceps brachii*, kde *m.triceps brachii* dosahuje svého maxima mezi dvěma lokálními maximy *m.pectoralis major*. V první fázi pracuje *m.pectoralis major* a těsně před momentem kontaktu míčku s raketou přebírá iniciativu *m.triceps brachii* a po úderu se znovu zapojuje *pectoralis* pro dotažení pohybu.



Graf 5. porovnání zapojení m.triceps brachii a m.pectoralis major

5.2. Forehand se závažím na zápěstí



Graf 6. záznam čtvrtého úderu při forehandu se závažím na zápěstí

Stejně jako u základního forehandu i zde se jako první zapojují m.trapezius pro stabilizaci ramene a m.biceps brachii zpevňující úhel v lokti. Nejde ovšem o jejich maxima, kterých dosahují až při vlastním úderu. První sval, který dosahuje svého maxima, je m.deltoideus pars anterior a to až na hodnotu 0,115mV. Spolu s m.serratus anterior, který má maximum jen o 0,01s později, zahajují švih ruky do úderu. Zároveň se logicky účastní tohoto pohybu m.pectoralis major, ale jen pozvolna a svého maxima dosahuje až později. V další fázi švihu těsně před kontaktem s míčkem se zapojuje m.triceps brachii (0,068mV). Znovu zde dochází k vytočení paže tak, že loket je před rukou. Následuje výrazné a trochu nečekané zapojení m.deltoideus pars posterior. Pokud si ale připomeneme jeho pomocné funkce extenzoru paže a zevní rotace, je jasné, že jeho zapojení v této fázi došvihu je opodstatněné. Aby zůstala hlava rakety otevřená i při došvihu, jak bylo popsáno v technice úderu, musí k zevní rotaci paže dojít. Jen o 0,02s později dosahuje konečně svého maxima i m.biceps brachii a to 0,087mV. Ruka s raketou se dostává nahoru a k tělu a znovu je potřeba fixovat ramenní kloub, proto dochází k maximu m. trapezius 0,069mV. V konečné fázi dosahuje svého maxima m.pectoralis major a to výrazně až na hodnotu 0,117mV, což je nejvyšší hodnota ze všech naměřených svalů v tomto cvičení.

Maximální hodnoty svalového napětí v průběhu cvičení se závažím na zápěstí:

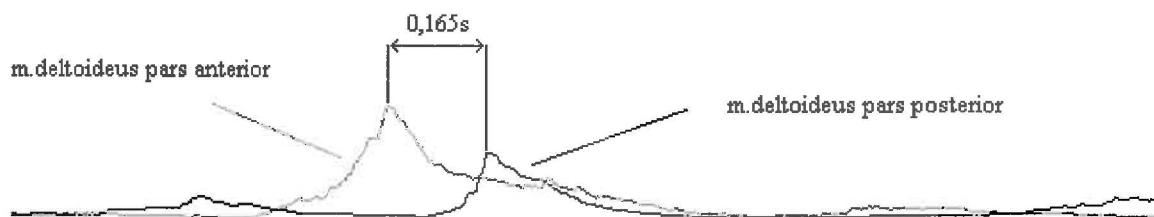
1.	m.deltoideus pars anterior	0,115mV
2.	m.pectoralis major	0,117mV
3.	m.biceps brachii	0,087mV
4.	m.serratus anterior	0,072mV
5.	m.triceps brachii	0,068mV
6.	m.deltoideus pars posterior	0,067mV
7.	m.trapezius	0,069mV

Celková práce svalů za 2s:

1.	m.deltoideus pars anterior	8,10mV.s
2.	m.pectoralis major	7,89mV.s
3.	m.biceps brachii	17,91mV.s
4.	m.serratus anterior	8,82mV.s
5.	m.triceps brachii	2,81mV.s
6.	m.deltoideus pars posterior	4,53mV.s
7.	m.trapezius	10,21mV.s

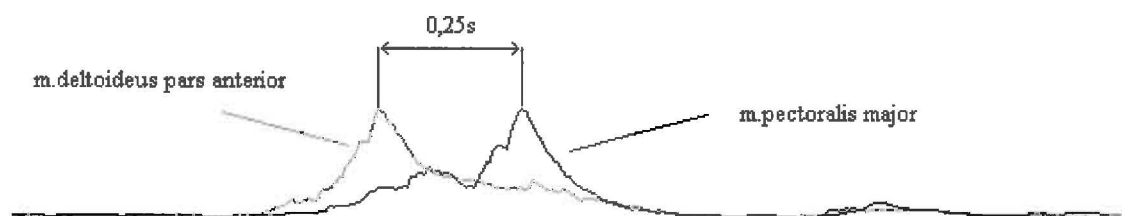
Pořadí zapojených svalů: 1-4-5-6-3-7-2

Porovnání dvou antagonistů *m.deltoideus pars anterior* a *posterior* lze vidět na následujícím obrázku, stejně jako u základního forehandu.



Graf 7. záznam *m.deltoideus pars anterior* a *posterior* při forehandu se závažím na zápěstí

Zajímavé je také srovnání *m.deltoideus pars anterior* a *m.pectoralis major*. Na první pohled dva svaly s podobnou funkcí a přitom mají úplně rozdílné zapojení. *M.deltoideus p.anterior* švihový pohyb zahajuje a *m.pectoralis major* jej dokončuje.

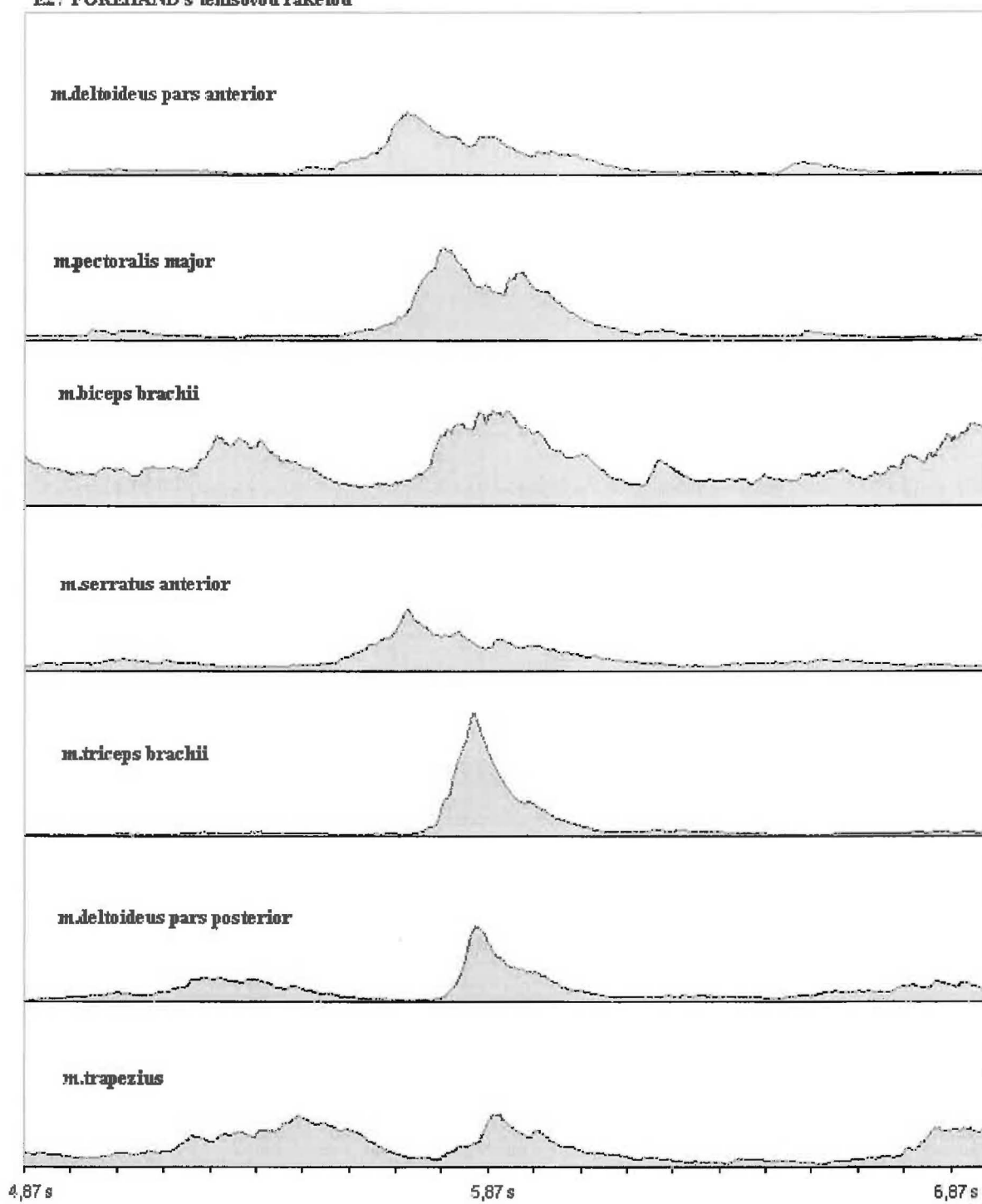


Graf 8. záznam *m.deltoideus pars anterior* a *m.pectoralis major* při forehandu se závažím na zápěstí

5.3. Forehand s tenisovou raketou

Při tomto cvičení došlo ve dvou případech k naprosto současnému zapojení dvou dvojic svalů. Hned první z nich je *m.deltoideus pars anterior* a *m.serratus anterior*, kteří dosahují jako první svých maxim. Ještě před nimi pracuje výrazně i *m.biceps brachii*, ale svého maxima dosahuje až na konci pohybu. Dva zmiňované svaly nejen že mají maximum ve stejný okamžik, ale také napětí je skoro stejné. *M.deltoideus* má hodnotu 0,077mV a *m.serratus* 0,074mV. Další hlavní tahoun pohybu je *m.pectoralis major*, který dosahuje relativně vysokých hodnot 0,112mV. Následuje *m.triceps brachii* s vůbec nejvyšší hodnotou ze všech svalů a to 0,148mV. Této hodnoty dosahuje za neuvěřitelné 0,13s z minima do maxima. Velmi brzy po něm se projevuje *m.deltoideus pars posterior* a po něm přichází druhá dvojice, která má maxima na tisícinu ve stejný moment. Je to *m.trapezius* a *m.biceps brachii* s výraznou hodnotou 0,117mV.

E27 FOREHAND s tenisovou raketou



Graf 9. záznam třetího úderu při forehandu s tenisovou raketou

Maximální hodnoty svalového napětí v průběhu cvičení s tenisovou raketou:

1. m.deltoideus pars anterior 0,077mV
2. m.pectoralis major 0,112mV
3. m.biceps brachii 0,117mV
4. m.serratus anterior 0,074mV
5. m.triceps brachii 0,148mV
6. m.deltoideus pars posterior 0,092mV
7. m.trapezius 0,063mV

Celková práce svalů za 2s:

1. m.deltoideus pars anterior 6,70mV.s
2. m.pectoralis major 8,64mV.s
3. m.biceps brachii 21,21mV.s
4. m.serratus anterior 7,06mV.s
5. m.triceps brachii 5,33mV.s
6. m.deltoideus pars posterior 6,10mV.s
7. m.trapezius 9,24mV.s

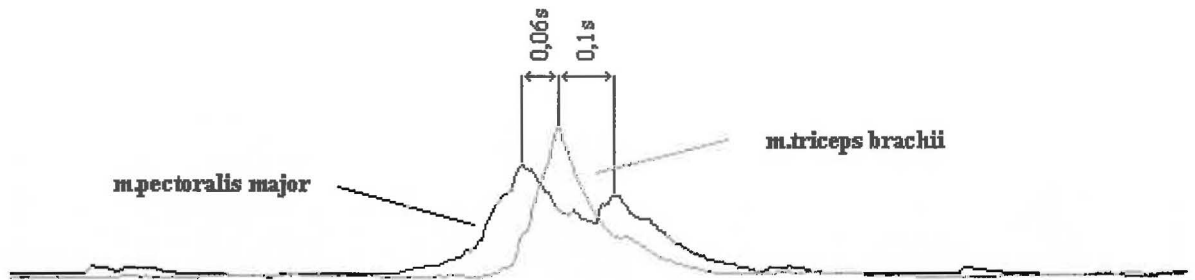
Pořadí zapojených svalů: 1/4-2-5-6-3/7

Podívejme se na téměř totožný průběh grafu m.deltoideus pars anterior a m.serratus anterior. Tyto dva svaly jak ve forehandu tak ve všech cvičeních úzce spolupracují.



Graf 10. shodné zapojení m.serratus anterior a m.deltoideus pars anterior

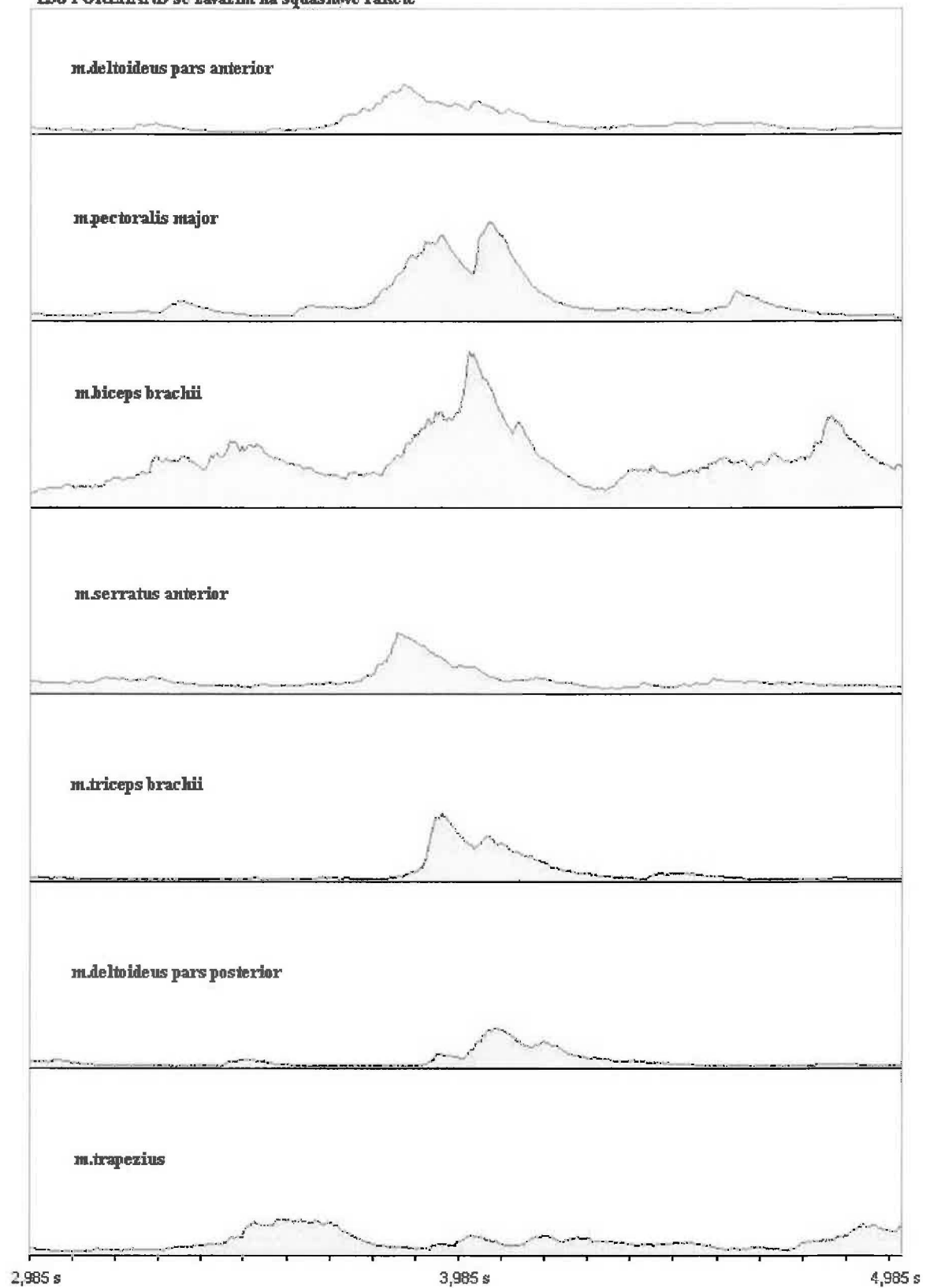
Zajímavý je i pohled na průběh *m.pectoralis major* a *m.triceps brachii*. Ve chvíli, kdy pracuje triceps, se napětí v *m.pectoralis major* snižuje a pak znovu zvyšuje.



Graf 11. záznam *m.pectoralis major* a *m.triceps brachii*

5.4. Forehand se závažím na squashové raketě

E30 FOREHAND se závažím na squashové raketě



Graf 11. záznam EMG druhého úderu při forehandu se závažím na squashové raketě

Při tomto cvičení dochází znovu k prvnímu zapojení m.trapezius pro stabilizaci ramene a při náprahu. Vzhledem k porovnání pořadí zapojení svalů v závěru práce, jej umístíme na poslední místo, protože nejdřív bereme v potaz úder a potom až fázi náprahu. Pak přicházejí na řadu již klasicky m.serratus anterior a m.deltoideus pars anterior, jen v opačném pořadí než v předchozích cvičeních, ale jen o 0,015s po sobě. Dále je následuje m.triceps brachii se svým maximem 0,072mV. V téhle chvíli dochází k zajímavému jevu m.biceps brachii. To, že dosahuje maxima v tento moment, není nečekané, ale míra jeho zapojení je velmi vysoká! Dosahuje hodnoty 0,168mV. Je to pravděpodobně dáno právě závažím na raketě, které ovlivňuje nutnost použité síly. Za zmínku stojí i fakt, že maximum m.biceps brachii je mezi dvěma lokálními maximy m.pectoralis major. Ten se znovu výrazně zapojuje na konci pohybu a spolu s m.deltoideus pars posterior dokončuje pohyb a brzdí ruku.

Maximální hodnoty svalového napětí v průběhu cvičení:

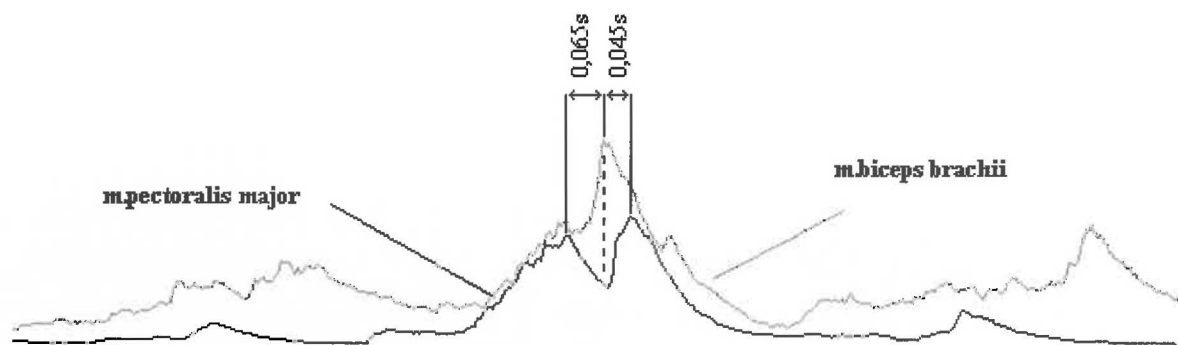
- | | |
|--------------------------------|---------|
| 1. m.deltoideus pars anterior | 0,053mV |
| 2. m.pectoralis major | 0,107mV |
| 3. m.biceps brachii | 0,168mV |
| 4. m.serratus anterior | 0,065mV |
| 5. m.triceps brachii | 0,072mV |
| 6. m.deltoideus pars posterior | 0,042mV |
| 7. m.trapezius | 0,039mV |

Celková práce svalů:

- | | |
|--------------------------------|-----------|
| 1. m.deltoideus pars anterior | 6,01mV.s |
| 2. m.pectoralis major | 9,85mV.s |
| 3. m.biceps brachii | 22,06mV.s |
| 4. m.serratus anterior | 6,94mV.s |
| 5. m.triceps brachii | 3,91mV.s |
| 6. m.deltoideus pars posterior | 3,20mV.s |
| 7. m.trapezius | 6,04mV.s |

Pořadí zapojení svalů: 4-1-5-3-2-6-7

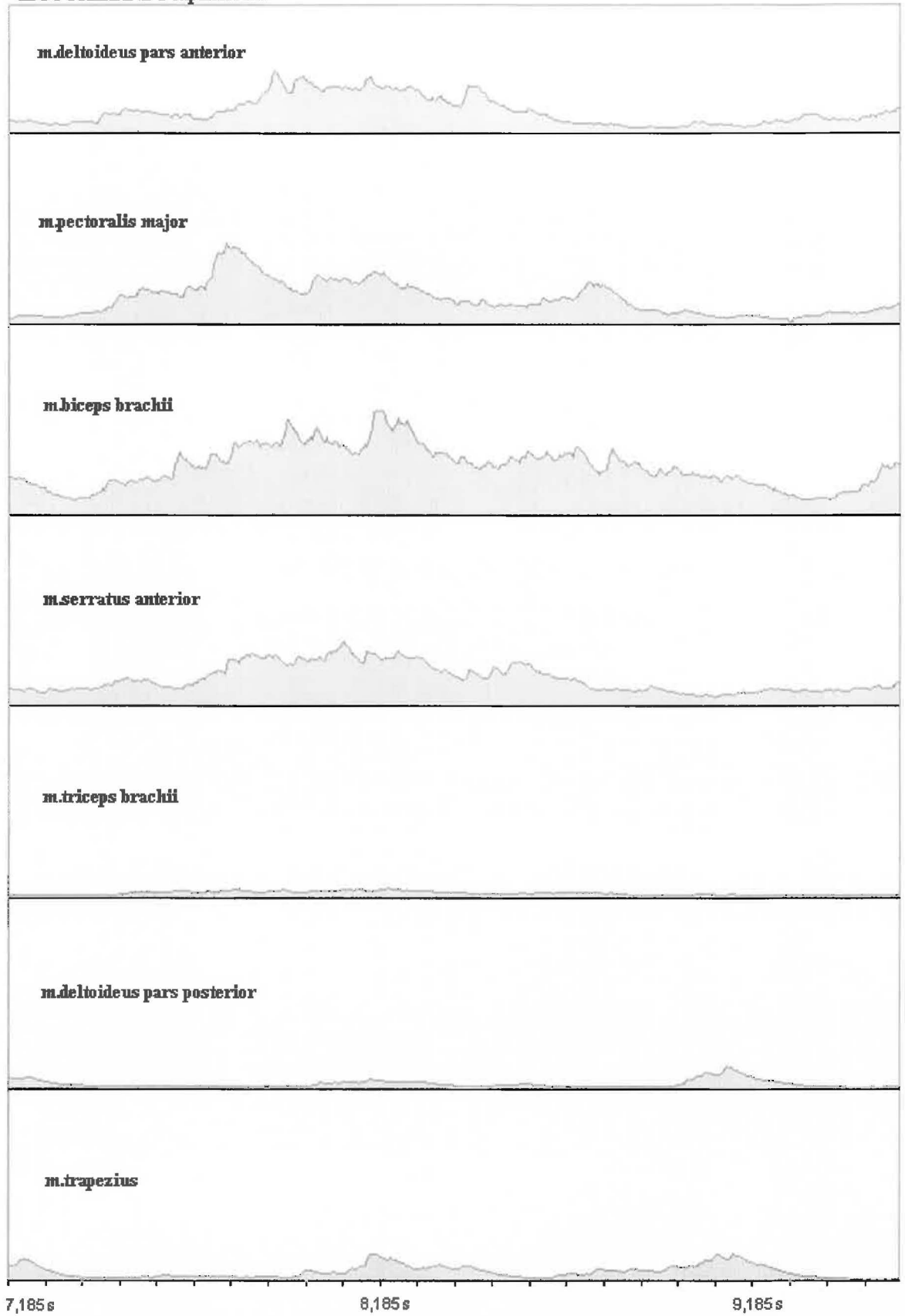
Zmíněná spolupráce m.pectoralis major a m.biceps brachii.



Graf 12. záznam m.pectoralis major a m.biceps brachii

5.5. Simulace forehandu s expanderem

E31 FOREHAND s expanderem



Graf 13. záznam EMG čtvrtého úderu při simulaci forehadnu s expanderem

Toto cvičení se ukázalo jako velmi rozdílné od všech předchozích. Svaly zde musí být neustále v napětí, aby překonaly odpor expanderu v celém průběhu pohybu. Pohyb je celkově pomalejší a delší asi o 0,5s. Čtyři svaly pracovaly po celou dobu pohybu a mají mnoho lokálních maxim. Na rozdíl od nich tři svaly nepracovaly skoro vůbec. Jsou to m.triceps brachii, m.deltoideus pars posterior a m.trapezius. U druhého zmiňovaného je to pochopitelné, protože nemusí brzdit pohyb ruky, kterou brzdí zvětšující se odpor expanderu. Proč ale došlo k úplnému vynechání m.triceps brachii blíže prozkoumáme až v závěrečné diskuzi. Při pohledu na graf vidíme, že první čtyři svaly začínají pozvolna všechny zabírat a jako první dosahuje maxima m.pectoralis major. Svého maxima dosahuje poměrně pozdě co se fáze úderu týče. Je to pozice č.11 na kinogramu. Je to logické, protože odpor expanderu se zvětšuje, čím více je napnutý. Následuje v rychlém sledu m.deltoideus pars anterior a m.serratus anterior. Pozice č.14 a č.19 na kinogramu. M.biceps brachii dosahuje vůbec největší hodnoty ze všech a to 0,110mV jako čtvrtý v pořadí. Celá tahle čtveřice ale pracuje po celou dobu pohybu a jejich maxima jsou jen velmi malá v porovnání s ostatními hodnotami v průběhu pohybu. M.triceps brachii se téměř nezapojoval se svou hodnotou 0,01mV. Další dva svaly, které dosáhly vrcholu až velmi pozdě a to ještě velmi malých, jsou m.deltoideus pars posterior a m.trapezius. Pokud porovnáme hodnoty s videem a kinogramem, zapojují se až do zpětného náprahu, kdy je expander nejméně napnutý. Pozice na kinogramu č.3, kdy ale raketa pokračuje ještě v náprahu nahoru.

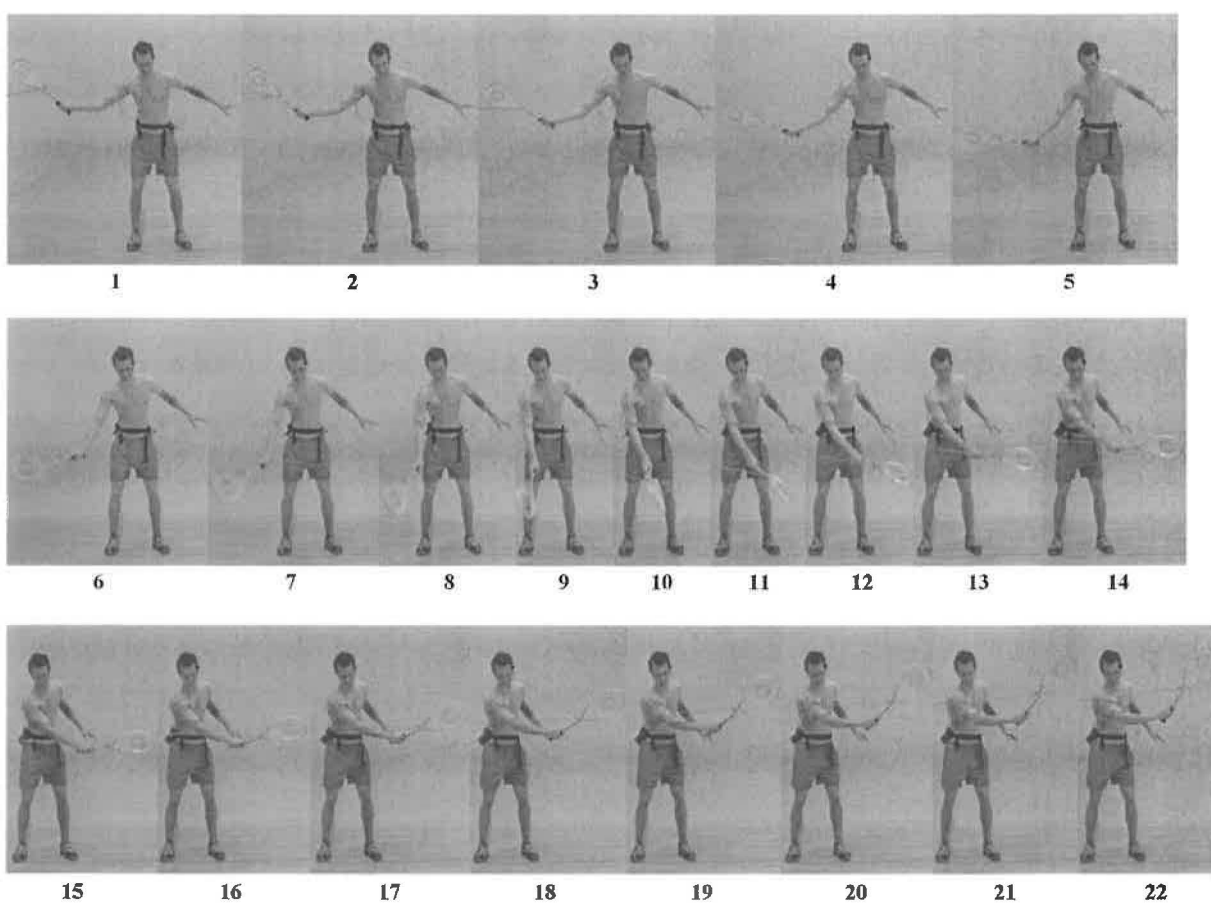
Maximální hodnoty svalového napětí v průběhu cvičení:

- | | |
|-------------------------------|---------|
| 1. m.deltoideus pars anterior | 0,065mV |
| 2. m.pectoralis major | 0,085mV |
| 3. m.biceps brachii | 0,110mV |
| 4. m.serratus anterior | 0,067mV |
| 5. m.triceps brachii | 0,010mV |
| 6. mdeltoideus pars posterior | 0,023mV |
| 7. m.trapezius | 0,029mV |

Celková práce svalů:

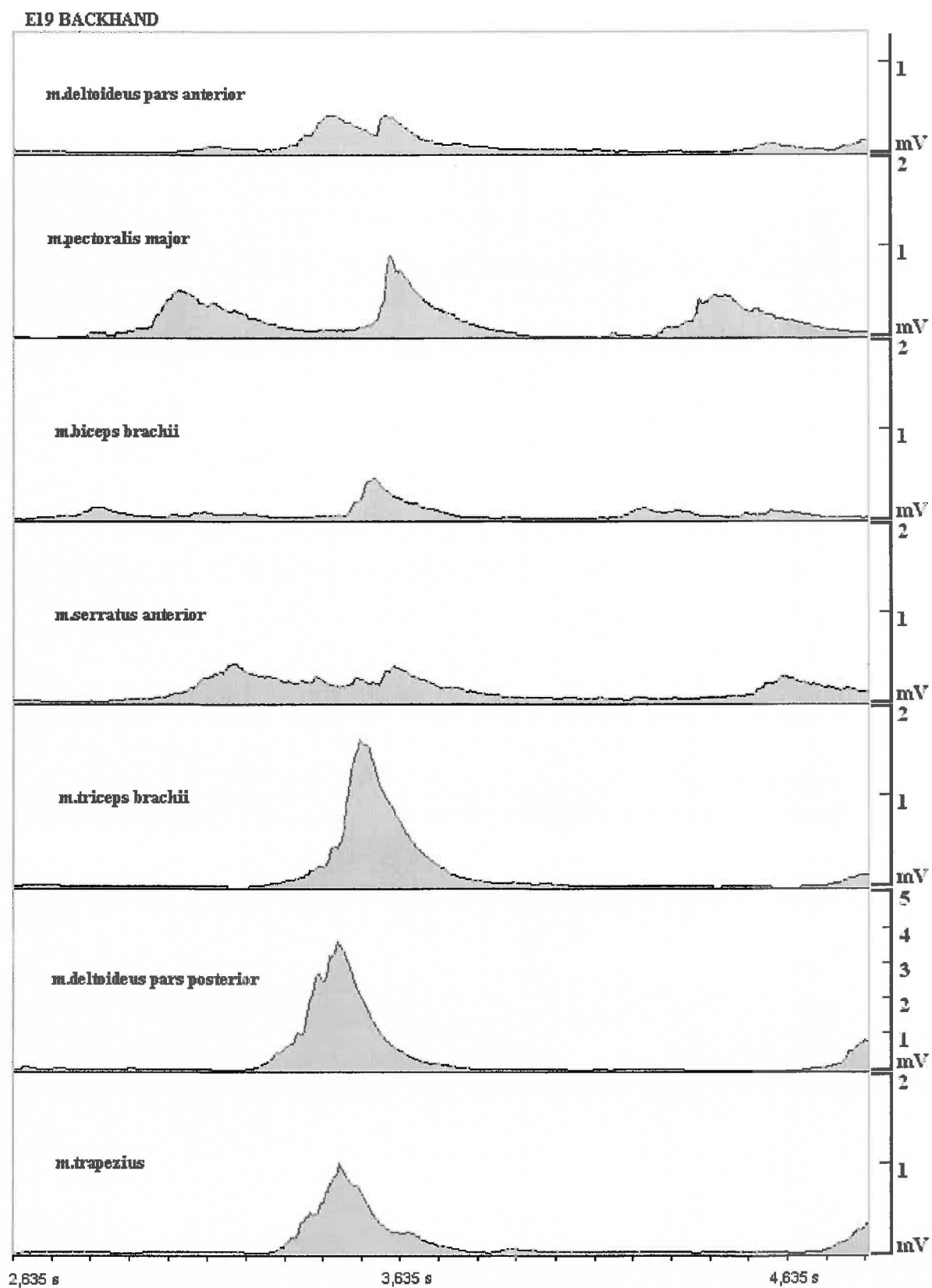
1. m.deltoideus pars anterior 10,82mV.s
2. m.pectoralis major 12,78mV.s
3. m.biceps brachii 23,11mV.s
4. m.serratus anterior 13,11mV.s
5. m.triceps brachii 2,15mV.s
6. m.deltoideus pars posterior 2,31mV.s
7. m.trapezius 4,05mV.s

Pořadí zapojení svalů: 2-1-4-3-5-6-7



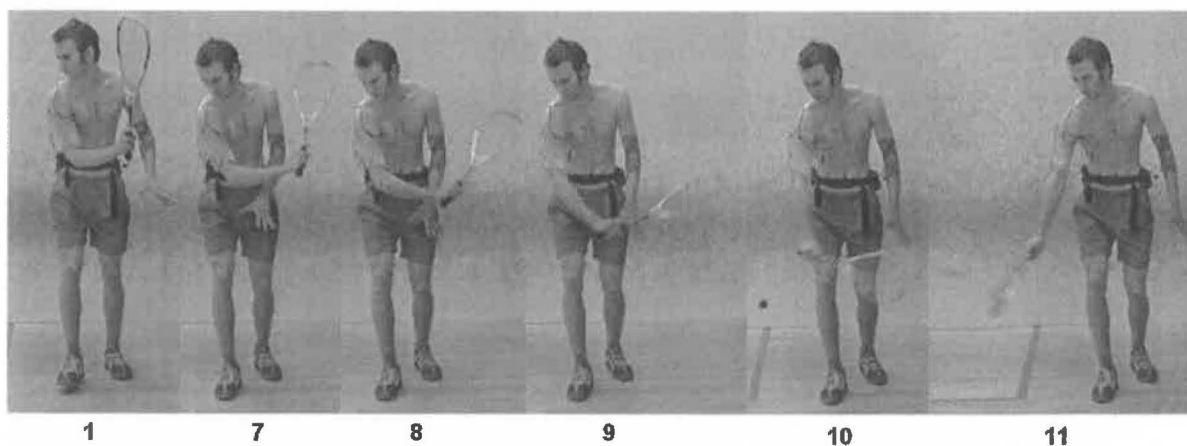
Obrázek 17. Kinogram simulace forehandu s expanderem

5.6. Backhand



Graf 14. záznam EMG druhého úderu při backhandu

Při backhandu jsme museli nechat citlivost pro *m.deltoideus pars posterior* na 0,5mV, protože by se jinak nevešel do grafu. Jeho působení je tedy velmi výrazné a již při nalepování elektrod fyzioterapeutkou na probanta bylo vidět, že je tento sval hypertrofovaný a větší než na levé paži. První výrazný vzestup je u *m.pectoralis major*, který ovšem teprve dokončuje nápřah. Jako první dosahuje svého maxima *m.serratus anterior* a zahajuje švih ruky, pozice č.1 z kinogramu. Dále dosahuje jednoho ze svých dvou maxim (0,042mV) *m.deltoideus pars anterior*, ale rozhodně není iniciátorem pohybu, nýbrž pracuje jako antagonist k *m.deltoideus pars posterior*, který se zapojuje o 0,03s později a dosahuje vůbec nejvyšších naměřených hodnot vůbec. Odpovídá to pozici č.8 na kinogramu a dosahuje hodnoty 0,355mV. Prakticky ve stejný okamžik (o 0,005s později) se zapojí i *m.trapezius* pro stabilizaci ramenního kloubu a o dalších 0,06s později (pozice v kinogramu č.9) se výrazně projeví *m.triceps brachii* s vysokou hodnotou 0,162mV. Jeho antagonist *m.biceps brachii* se zapojí následně ve chvíli, kdy dochází k největší extenzi v lokti, pozice č.10. V dalších momentě dochází ke kontaktu míčku s raketou a následně ke druhému maximu *m.deltoideus pars anterior* a o 0,015s později se výrazně zapojí *m.pectoralis major*. Domníváme se, že tento sval v danou chvíli zajišťuje kontrolu úderu a začíná zpomalovat švih a setrvačnost paže.



Obrázek 18. Část kinogramu backhandu pozice 1 a 7-11

Maximální hodnoty svalového napětí v průběhu backhandu:

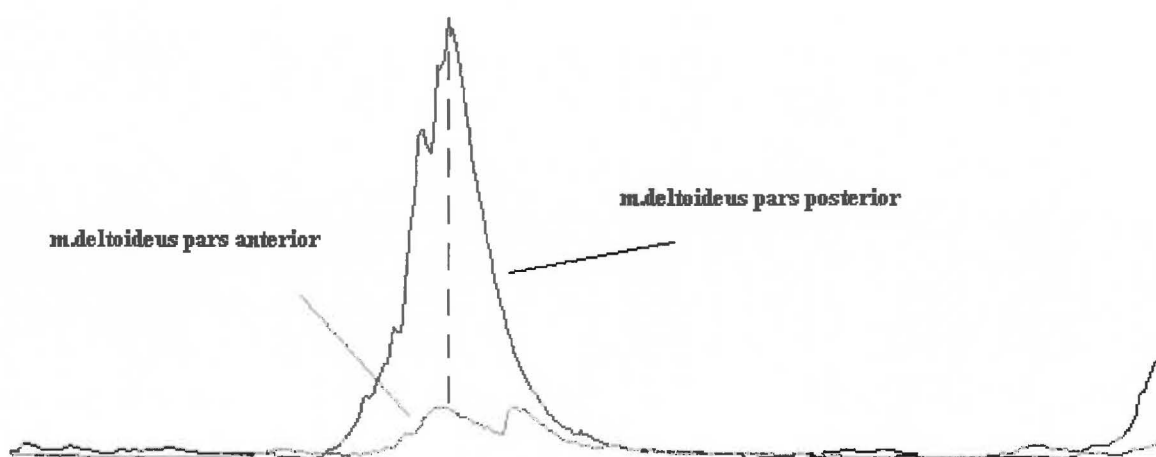
1. m.deltoideus pars anterior 0,042mV
2. m.pectoralis major 0,090mV
3. m.biceps brachii 0,047mV
4. m.serratus anterior 0,045mV
5. m.triceps brachii 0,162mV
6. m.deltoideus pars posterior 0,355mV
7. m.trapezius 0,101mV

Celková práce svalů:

1. m.deltoideus pars anterior 4,68mV.s
2. m.pectoralis major 8,15mV.s
3. m.biceps brachii 4,34mV.s
4. m.serratus anterior 6,73mV.s
5. m.triceps brachii 6,41mV.s
6. m.deltoideus pars posterior 14,29mV.s
7. m.trapezius 4,96mV.s

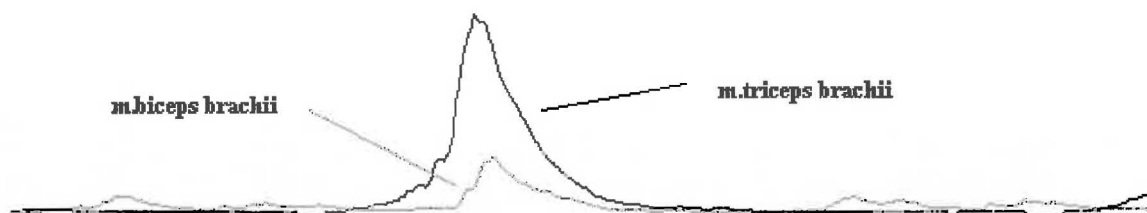
Pořadí zapojených svalů: 4-1-6-7-5-3-2

Dva antagonisti m.deltoideus pars anterior a pars posterior pracují společně. Je zde však výrazný rozdíl v síle zapojení. Zde jsme křivku m.deltoideus pars posterior upravili na stejnou citlivost 0,2mV pro reálné porovnání.



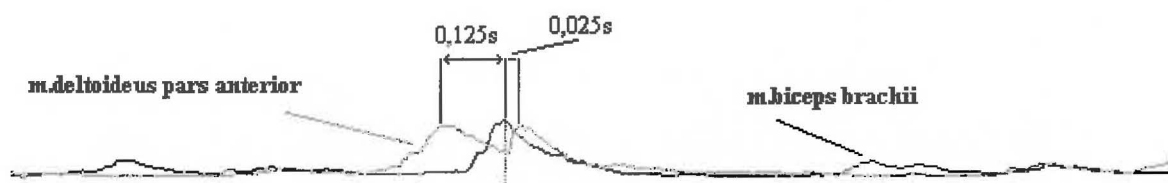
Graf 15. EMG záznam m.deltoideus pars anterior a posterior

Další zajímavý pohled je na antagonisty *m.biceps brachii* a *m.triceps brachii*, kteří pracují ve stejný okamžik.



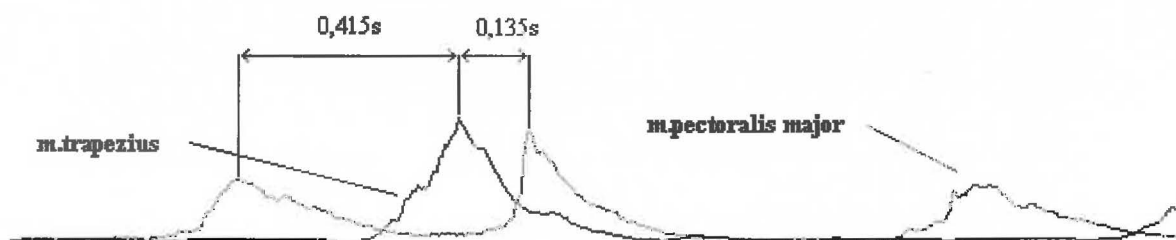
Graf 14. porovnání *m.biceps brachii* a *m.triceps brachii*

Zajímavý jev je i v porovnání časového zapojení *m.biceps brachii* a *m.deltoideus pars anterior*. Přesně v momentu kdy *m.deltoideus pars anterior* na chvíli povolí, *m.biceps brachii* dosáhne svého maxima.



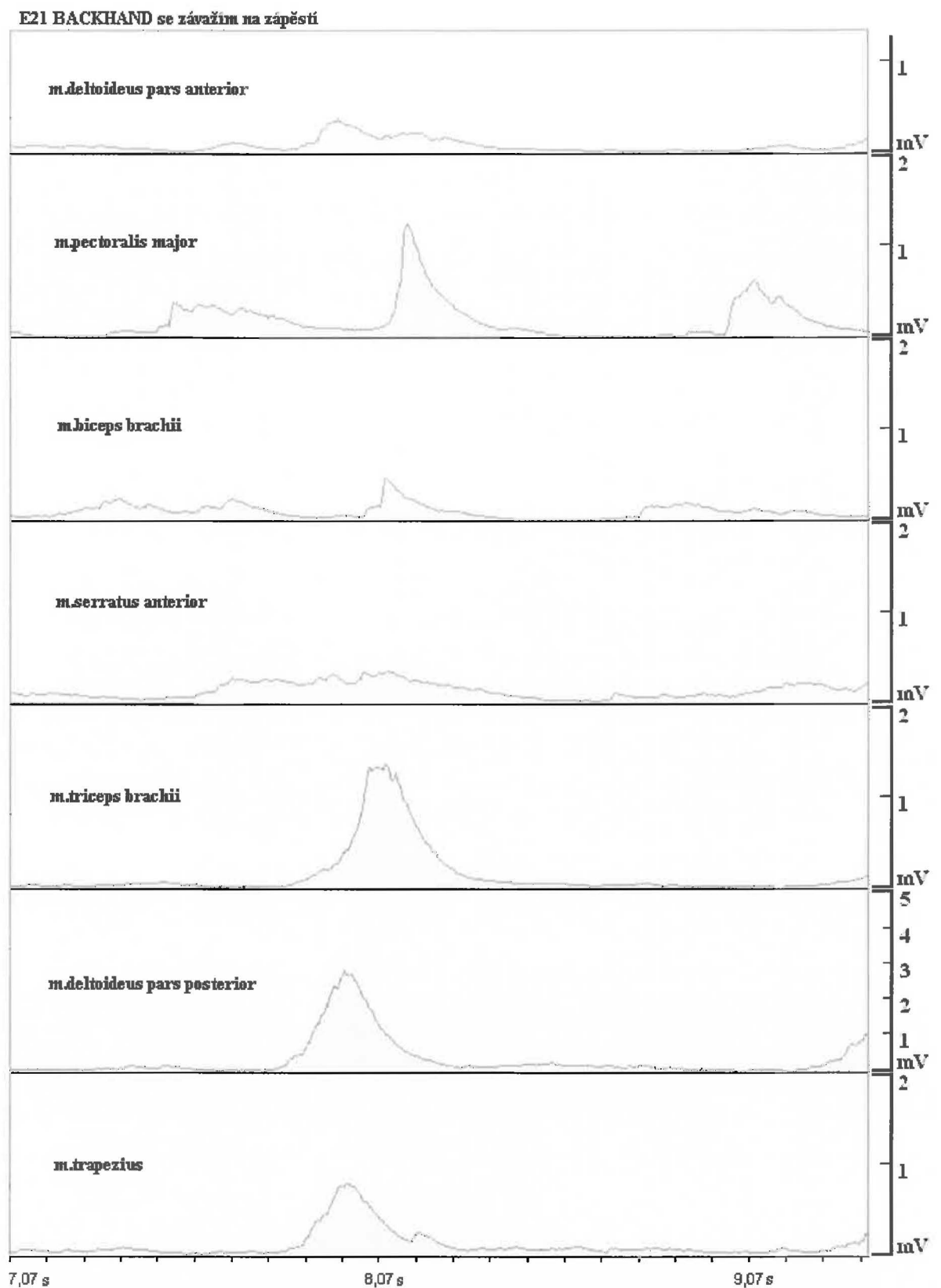
Graf 16. záznam EMG *m.deltoideus p. anterior* a *m.biceps brachii*

Ještě jeden moment pro bližší prozkoumání je v porovnání *m.trapezius* a *m.pectoralis major*. Druhý zmínovaný nejdříve dokončuje náprah rakety, potom povoluje a pouští ostatní svaly ke svým funkcím. Jak již víme, *m.trapezius* pracuje při backhandu nejvíce v době úderu, kdy je ruka nejnižší. Po kontaktu s míčkem, kdy paže s raketou začíná znovu stoupat, se vrací k práci *m.pectoralis major*. Celé to trvá přibližně půl vteřiny.



Graf 17. křivky *m.trapezius* a *m.pectoralis major*

5.7. Backhand se závažím na zápěstí



Graf 18. EMG záznam backhandu se závažím na zápěstí

Průběh tohoto cvičení je téměř totožný se základním backhendem, ale k tomu až v diskuzi později. Při tomto cvičení znovu velmi výrazně pracoval m.deltoideus pars posterior a musel být zachován v citlivosti 0,5mV. Jako první dosahuje maxima jeho antagonist a o 0,015s pak již zmíněný m.deltoideus pars posterior znovu s výrazným maximem 0,278mV. Dále stabilizátor m.trapezius o 0,005s se sým vrcholem v 0,079mV. O chvílku později další dva antagonisti m.triceps brachii s druhou nejvyšší hodnotou 0,135mV a prakticky ve stejný okamžik (jen o 0,005s) se zapojuje m.biceps brachii. Nelze vynechat ani m.serratus anterior, i když míra jeho zapojení je po celou dobu úderu téměř stejná. A nakonec dosahuje znovu velmi strmým maximem m.pectoralis major, a to za jednu desetinu vteřiny z klidu na maximum 0,123mV.

Maximální hodnoty jednotlivých svalů v průběhu cvičení:

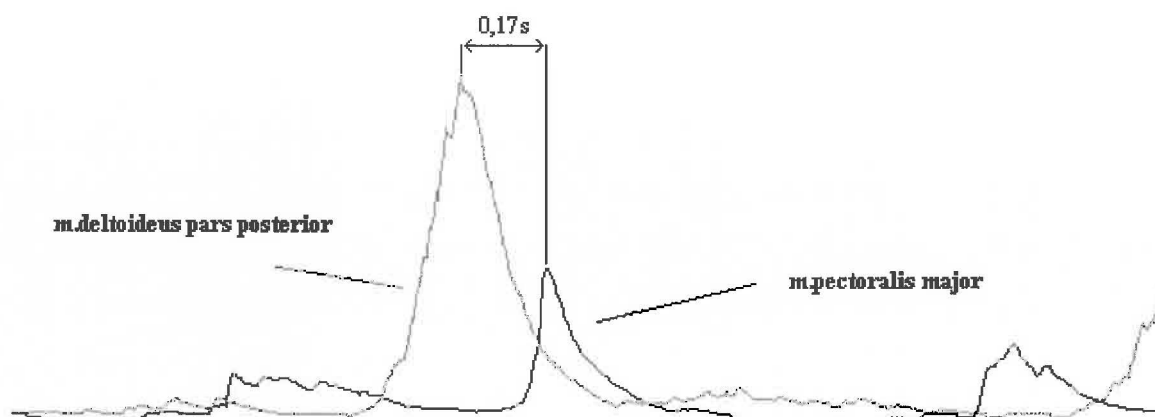
- | | |
|-------------------------------|---------|
| 1. m.deltoideus pars anterior | 0,038mV |
| 2. m.pectoralis major | 0,123mV |
| 3. m.biceps brachii | 0,047mV |
| 4. m.serratus anterior | 0,037mV |
| 5. m.triceps brachii | 0,135mV |
| 6. mdeltoideus pars posterior | 0,278mV |
| 7. m.trapezius | 0,079mV |

Celková práce svalů:

- | | |
|-------------------------------|-----------|
| 1. m.deltoideus pars anterior | 4,53mV.s |
| 2. m.pectoralis major | 7,48mV.s |
| 3. m.biceps brachii | 5,22mV.s |
| 4. m.serratus anterior | 6,58mV.s |
| 5. m.triceps brachii | 6,71mV.s |
| 6. mdeltoideus pars posterior | 13,96mV.s |
| 7. m.trapezius | 5,31mV.s |

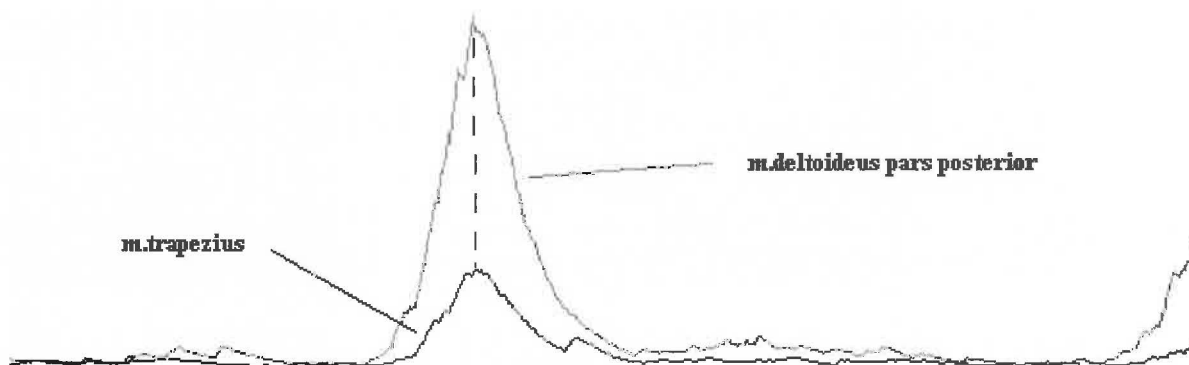
Pořadí zapojení svalů: 1-6-7-5-3-4-2

Zajímavé je porovnání hlavního svalu, který pohyb realizuje, a svalu, který jej brzdí a kontroluje po úderu do míčku. Pro názornost je *m.deltoideus pars posterior* znovu převeden na citlivost 0,2mV.



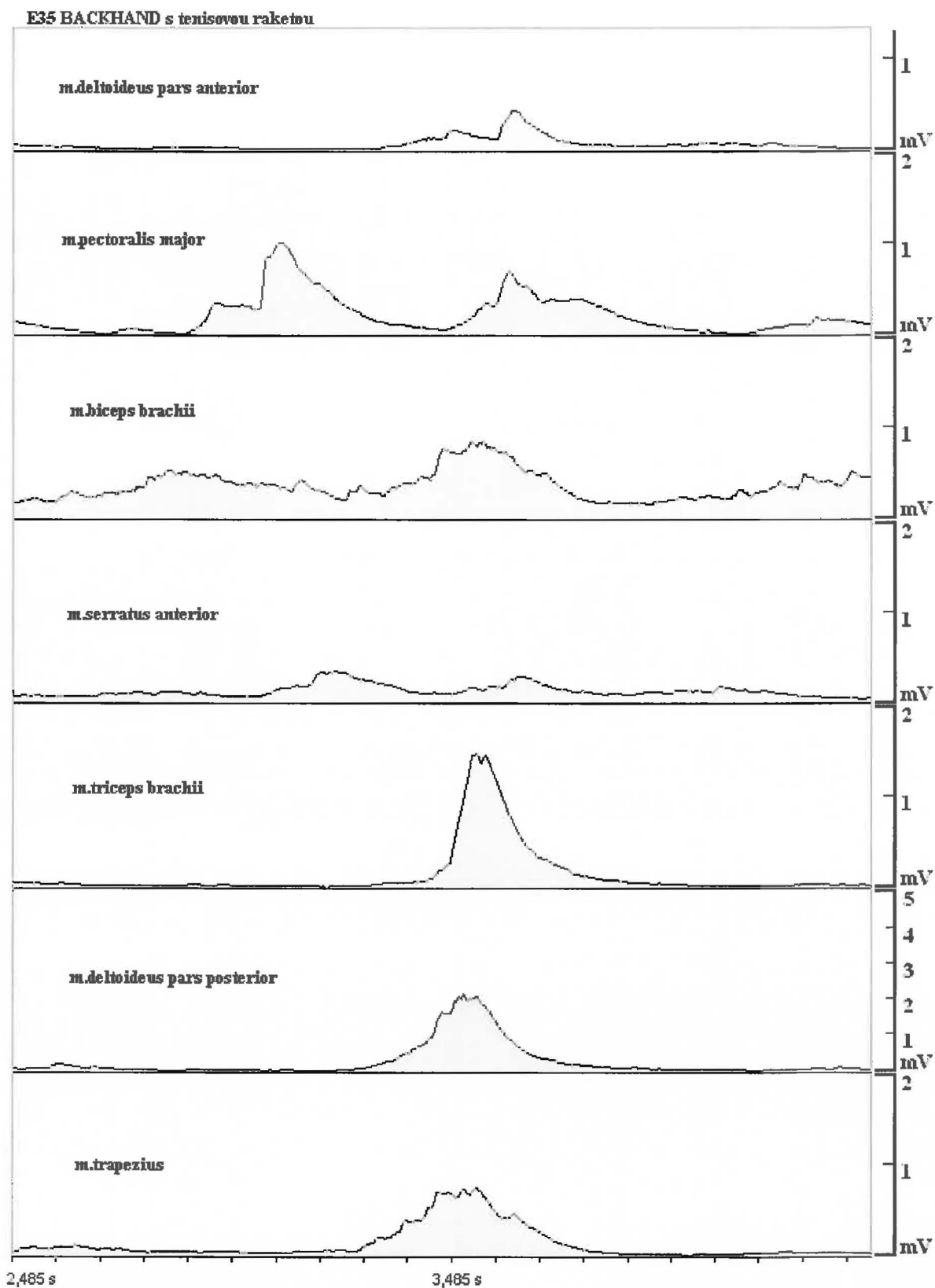
Graf 19. záznam EMG *m.deltoideus pars posterior* a *m.pectoralis major*

Časově stejné maximum u *m.deltoideus pars posterior* a *m.trapezius* je vidět na následujícím obrázku.



Graf 20. Současné zapojení *m.trapezius* a *m.deltoideus pars posterior*

5.8. Backhand s tenisovou raketou



Graf 21. EMG záznam backhandu s tenisovou raketou

Při tomto cvičení je zajímavé, že *m.pectoralis major* i *m.serratus anterior* dosahují svých maxim při dokončení náprahu a ne při samotném úderu. V grafu je vidět, že mají max. jako první, ale vzhledem ke zkoumání pořadí a porovnání s ostatními cvičeními zařazujeme náprah do dalšího úderu jako fázi po úderu. Tím pádem první sval zapojený v tomto cvičení je *m.deltoideus pars posterior* s opět nejvyšší hodnotou ze všech (0,212mV). Dále to je *m.biceps brachii*, který pracuje prakticky po celou dobu úderu, jak při náprahu tak i švih. Pravděpodobně drží fixovaný loket. Ve chvíli úderu je jeho funkce výraznější a plní tak svou antagonistickou funkci k *m.triceps brachii*, který dosahuje svého maxima o 0,01s později. Dostává se až na hodnotu 0,145mV a přesně ve stejný moment má své maximum i *m.trapezius*. O chvíli později se uplatní *m.deltoideus pars anterior*, který napomáhá k zbrždění švih ruky. Následuje náprah na další úder a zde se zapojují již zmíněné *m.pectoralis major* a *m.serratus anterior*. *M.pectoralis major* dosahuje nečekaně výrazné hodnoty 0,100mV.

Maximální hodnoty jednotlivých svalů v průběhu cvičení:

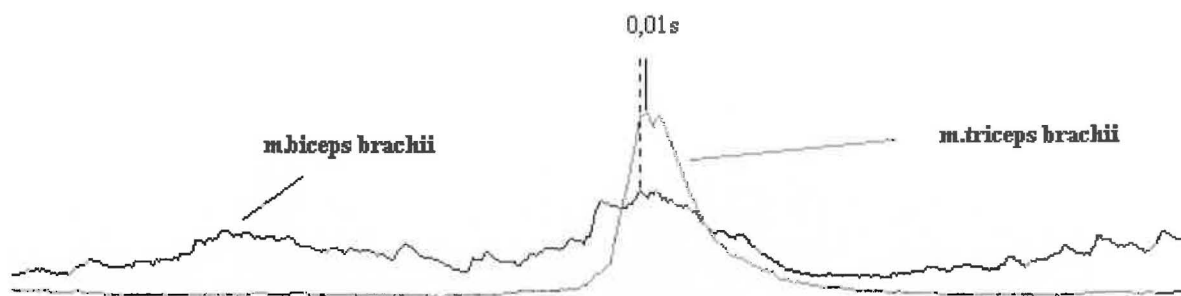
- | | |
|--------------------------------------|---------|
| 1. <i>m.deltoideus pars anterior</i> | 0,043mV |
| 2. <i>m.pectoralis major</i> | 0,100mV |
| 3. <i>m.biceps brachii</i> | 0,085mV |
| 4. <i>m.serratus anterior</i> | 0,035mV |
| 5. <i>m.triceps brachii</i> | 0,145mV |
| 6. <i>mdeltoideus pars posterior</i> | 0,212mV |
| 7. <i>m.trapezius</i> | 0,075mV |

Celková práce svalů:

- | | |
|--------------------------------------|-----------|
| 1. <i>m.deltoideus pars anterior</i> | 3,92mV.s |
| 2. <i>m.pectoralis major</i> | 9,53mV.s |
| 3. <i>m.biceps brachii</i> | 15,75mV.s |
| 4. <i>m.serratus anterior</i> | 6,04mV.s |
| 5. <i>m.triceps brachii</i> | 5,61mV.s |
| 6. <i>mdeltoideus pars posterior</i> | 11,32mV.s |
| 7. <i>m.trapezius</i> | 5,64mV.s |

Pořadí zapojení svalů: 6-3-5/7-1-2-4

Podívejme se na spolupráci *m.biceps brachii* a *m.triceps brachii*. Dosahují svých vrcholů jen o 0,01s jinak.



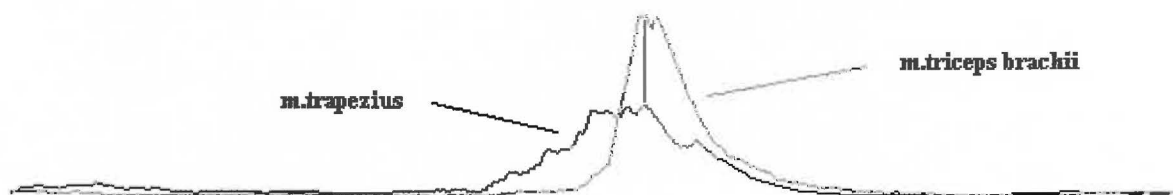
Graf 22. záznam průběhu *m.biceps brachii* a *m.triceps brachii*

Zajímavá je úzká spolupráce *m.pectoralis major* a *m.serratus anterior*.



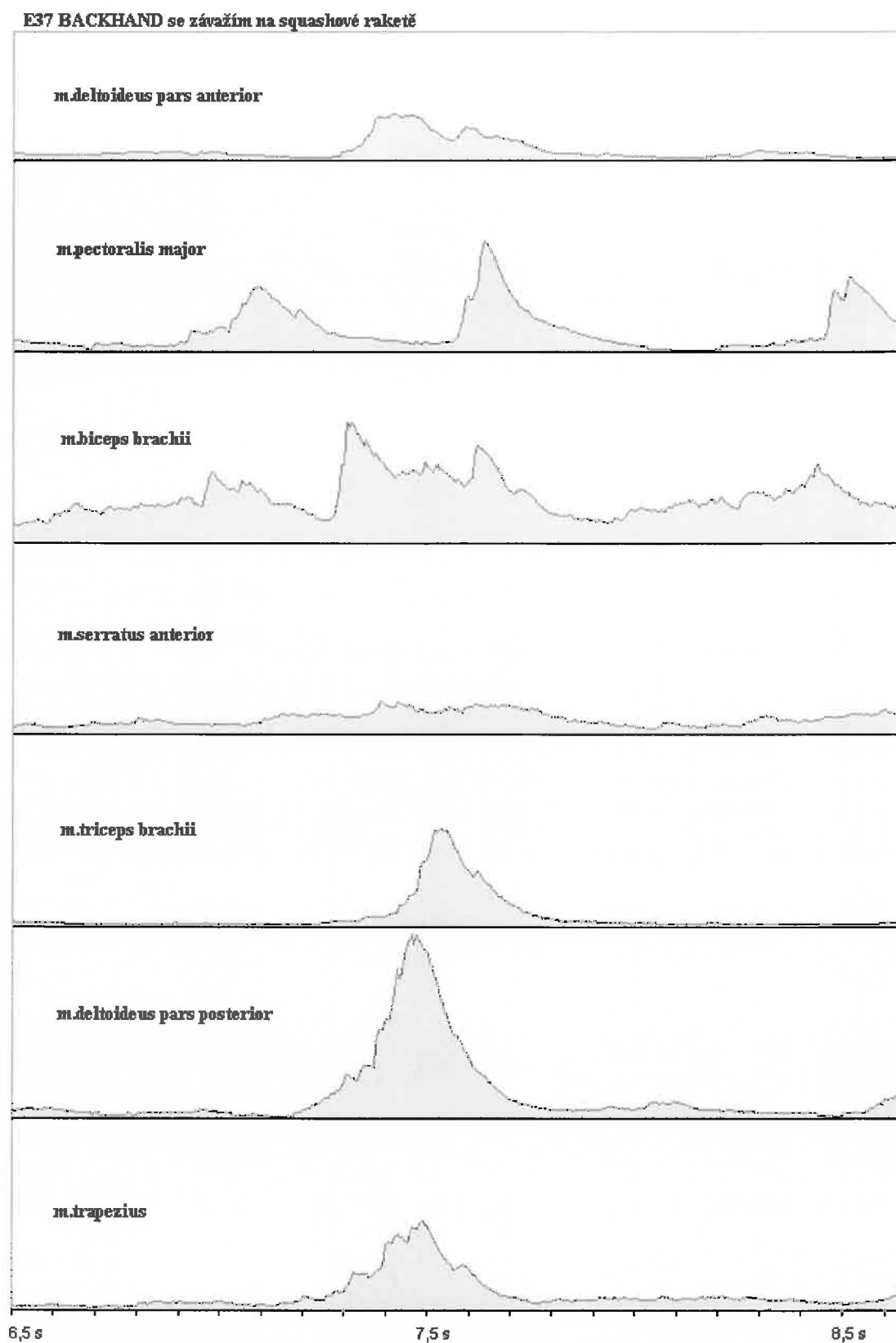
Graf 23. záznam EMG *m.trapezius* a *m. serratus anterior*

Naprosto shodné dosažení maxima dvojice *m.trapezius* a *m.triceps brachii* je vidět v následujícím grafu.



Graf 24. porovnání záznamů *m.trapezius* a *m.triceps brachii*

5.9. Backhand se závažím na squashové raketě



Graf 25. záznam EMG backhandu se závažím na squashové raketě

Při tomto specifickém cvičení vidíme na grafu znovu výrazné zapojení m.pectoralis major při náprahu na úder. Zároveň se zapojuje také m.biceps brachii a svého maxima dosahuje přesně v momentě dokončení náprahu a začátku samotného úderu. V pořadí jej musíme zařadit tedy na první místo, a to s výraznou hodnotou 0,127mV. Vůbec všechny svaly při tomto cvičení dosáhly vysokých hodnot s porovnáním s ostatními cvičeními. Druhý v pořadí je m.serratus anterior, jehož zapojení je ale celkem nevýrazné. Pak přichází na řadu slabší z dvojice deltů, a to m.deltoideus pars anterior, který znovu připravuje protipól k následujícímu hlavnímu svalu backhandu m.deltoideus pars posterior. Ten dosahuje již tradičně nejvyšší hodnoty ze všech a to 0,192mV. Vzhledem k tomu, že tentokrát nepřesáhl 0,2mV, mohl být v grafu zachován ve stejné citlivosti jako ostatní svaly. Jen o 0,02s později se zapojuje m.trapezius. Ve fázi největší extenze paže v lokti dosahuje svého maxima m.triceps brachii. V celé fázi úderu je stále výrazně zapojen m.biceps brachii a těsně po kontaktu rakety s míčkem znovu přidává na intenzitě působení. Spolu s maximem m.pectoralis major tak kontroluje došvih.

Maximální hodnoty svalů v průběhu cvičení:

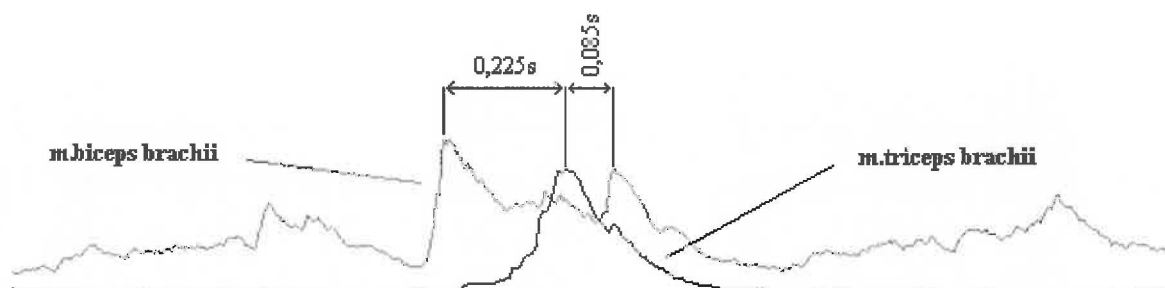
1. m.deltoideus pars anterior	0,048mV
2. m.pectoralis major	0,115mV
3. m.biceps brachii	0,127mV
4. m.serratus anterior	0,035mV
5. m.triceps brachii	0,102mV
6. mdeltoideus pars posterior	0,192mV
7. m.trapezius	0,093mV

Celková práce svalů:

1. m.deltoideus pars anterior	5,46mV.s
2. m.pectoralis major	9,29mV.s
3. m.biceps brachii	20,82mV.s
4. m.serratus anterior	7,21mV.s
5. m.triceps brachii	4,70mV.s
6. mdeltoideus pars posterior	10,06mV.s
7. m.trapezius	6,93mV.s

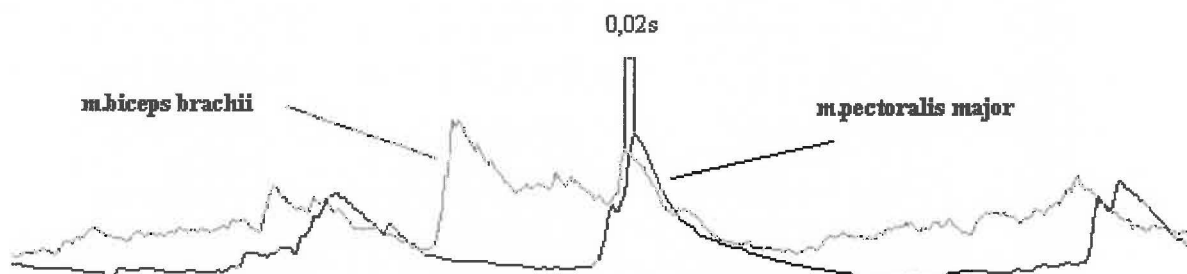
Pořadí zapojení svalů: 3-4-1-6-7-5-2

Podívejme se na práci antagonistů *m.biceps brachii* a *m.triceps brachii*. Je vidět, že v tomto cvičení plní každý jinou funkci.



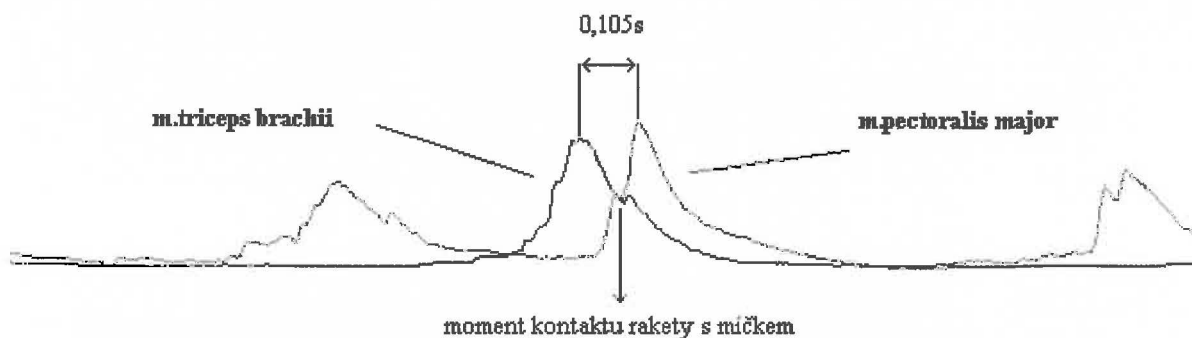
Graf 26. záznam *m.biceps brachii* a *m.triceps brachii*

Další zajímavá spolupráce ve fázi dokončení úderu je mezi *m.biceps brachii* a *m.pectoralis major*. Téměř ve stejný okamžik spolupracují při kontaktu rakety s míčkem.



Graf 27. záznam EMG *m.biceps brachii* a *m.pectoralis major*

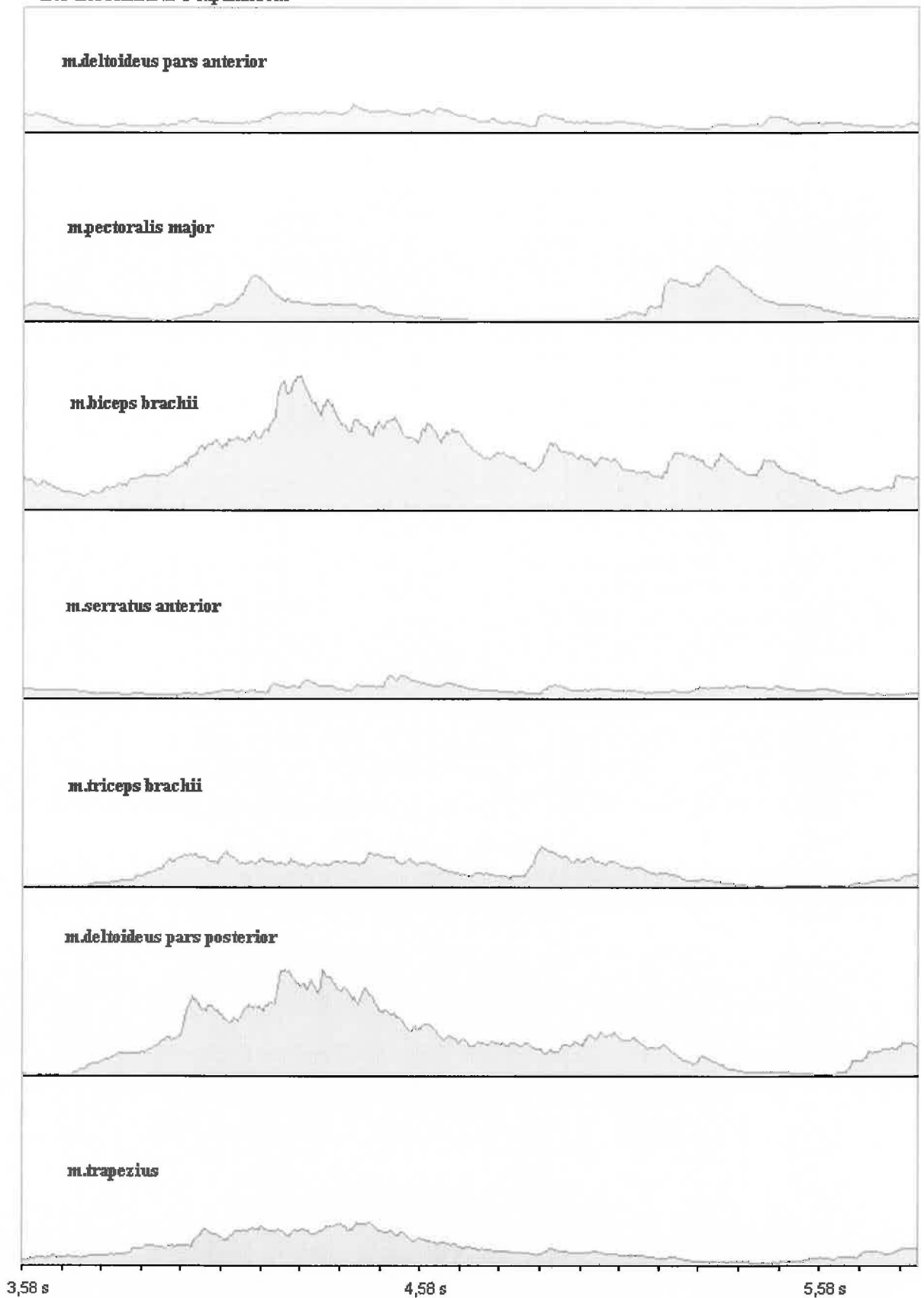
Velmi zvláštní je porovnání a načasování zapojení dvojice *m.pectoralis major* a *m.triceps brachii* vzhledem k momentu kontaktu míčku s raketou.



Graf 28. porovnání průběhu zapojení *m.triceps brachii* a *m.pectoralis major*

5.10. Simulace backhandu s expanderem

E43 BACKHAND s expanderem



Graf 29. záznam EMG při simulaci backhandu s expanderem

Při tomto cvičení znovu dosahují svaly maxim až v závěrečné fázi švihů, kdy je expander nejvíce napnutý a tím pádem pracují svaly proti největšímu odporu. Prvního lokálního maxima dosahuje m.pectoralis major a dochází k tomu na pozici č.12 na kinogramu. Prvního pravého maxima dosahuje ovšem m.deltoideus pars posterior a je to ve chvíli, kdy se ruka dostává do pohybu vzhůru od pasu(kinogram č.14). Hned těsně za ním se zapojuje m.biceps brachii a to o 0,04s později, což odpovídá jednomu snímku z kamery a tedy následující pozici v kinogramu č.15. Tyto dva svaly pracují nejvíce ze všech co se maxima týče. M.deltoideus pars posterior dosahuje hodnoty 0,113mV a m.biceps brachii dokonce 0,143mV. Další v pořadí (pozice č.18) je m.deltoideus pars anterior, ale jeho maximum je nevýrazné. Následuje fixující funkce m.trapezius, který také nepůsobí významnější intenzitou (pozice č.19). K zapojení m.serratus anterior dochází ve chvíli, kdy je úder už dokončen a paže je v nejvyšší poloze (pozice č.20). M.triceps brachii dosahuje svého maxima ve chvíli, kdy se ruka vrací zpět a raketa je ve vodorovné poloze. Zde m.triceps brachii udržuje konstatní úhel v lokti. Odpovídá to vizuálně pozici č.16 na kinogramu, ale s tím rozdílem, že ruka se pohybuje opačným směrem zpět do náprahu. Poslední ze sedmi sledovaných svalů, m.pectoralis major, má své maximum 0,060mV v okamžik, kdy je ruka na půl cesty směrem zpět do náprahu. Na kinogramu pozice č.6, ale znovu se pravá ruka pohybuje směrem zpět, tedy zleva doprava.

Maximální hodnoty svalů v průběhu cvičení:

- | | |
|-------------------------------|---------|
| 1. m.deltoideus pars anterior | 0,032mV |
| 2. m.pectoralis major | 0,060mV |
| 3. m.biceps brachii | 0,143mV |
| 4. m.serratus anterior | 0,025mV |
| 5. m.triceps brachii | 0,043mV |
| 6. mdeltoideus pars posterior | 0,113mV |
| 7. m.trapezius | 0,046mV |

6. DISKUZE

V této části porovnáme naměřené výsledky z jednotlivých cvičení se základním úderem. Samozřejmě musíme rozlišit forehand a backhand. Podívejme se na naměřené hodnoty nejprve přehledně v tabulkách.

Maximální naměřené hodnoty svalového napětí v mV při forehandu a f. cvičeních

svaly	forehand	f. se závažím na zápěstí	f.s tenisovou raketou	f.se závažím na sq. raketě	Silmulace f.s expanderem
m.deltoideus pars anterior	0,077	0,115	0,077	0,053	0,065
m.pectoralis major	0,097	0,117	0,112	0,107	0,085
m.biceps brachii	0,026	0,087	0,117	0,168	0,110
m.serratus anterior	0,064	0,072	0,074	0,065	0,067
m.triceps brachii	0,075	0,068	0,148	0,072	0,010
m.deltoideus pars posterior	0,061	0,067	0,092	0,042	0,023
m.trapezius	0,046	0,069	0,063	0,039	0,029

Tabulka 1.

Vyjádření maximálních hodnot v procentech vzhledem k základnímu forehandu

svaly	forehand	f. se závažím na zápěstí	f.s tenisovou raketou	f. se závažím na sq. raketě	Silmulace f.s expanderem
m.deltoideus pars anterior	100	149	100	69	84
m.pectoralis major	100	121	115	110	88
m.biceps brachii	100	335	450	646	423
m.serratus anterior	100	113	116	102	105
m.triceps brachii	100	91	197	96	13
m.deltoideus pars posterior	100	110	151	69	38
m.trapezius	100	150	137	85	63
průměr	100	153	181	168	116
Průměrná odchylka od 100%	0	55	81	91	77
Směrodatná odchylka od 100%	0	75,1	113,8	186	103,9

Tabulka 2.

Vzhledem k tomu, že se jedná o specifická posilovací cvičení, měly by svaly vykazovat vyšší maximální hodnoty než při základním forehandu. Jak vidíme v tabulce, ne vždy tomu tak je. Například při cvičení se závažím na squashové raketě jen tři svaly ze sedmi dosahují větších maxim, a to ještě dva svaly jen nevýrazně a naopak m.biceps brachii více jak šestinásobně! Ještě horší výsledky jsou u cvičení s expanderem, kde jen dva svaly dosahují větších hodnot a znovu m.serratus anterior jen o 5% a m.biceps brachii až o 323%. Ostatních pět svalů dosahuje menších hodnot. Můžeme tedy říct, že tyto dva cviky jsou vhodné pro posilování m.biceps brachii, ale rozhodně ne jako komplexní posilovací specifické cvičení námi měřených sedmi svalů, které pracují při forehandu. Při cvičení s tenisovou raketou dosahuje šest svalů větších maximálních hodnot než při forehandu a m.deltoideus pars anterior shodného maxima. Celkem v průměru dosahují 181% z maxim v porovnání s forehandem. To je pěkný výsledek, ale jsou všechny svaly zapojeny rovnoměrně? Odpověď nám udává směrodatná

odchylka jednotlivých svalů od 100%, která činí 113,8. Čím menší je tato odchylka, tím méně variabilní jsou jednotlivé odchylky od 100%. Jak je vidět u cvičení se závažím na zápěstí, zde je směrodatná odchylka 75,1 a to je znatelně lepší než u cvičení s tenisovou raketou. Proč je tato hodnota tak důležitá? Cílem tohoto výzkumu je najít takové specifické posilovací cvičení, které posiluje rovnoměrně všechny měřené svaly účastníci se při forehandu. Z tohoto hlediska nejlépe vyhovuje cvičení se závažím na zápěstí, i když m.triceps brachii dosahuje nižších hodnot než při samotném forehandu. Je to jediná vada na tomto cvičení, vzhledem k tomu, že m.triceps brachii se výrazně účastní na forehandovém úderu.

Celková práce svalů při cvičeních v intervalu 2s v jednotce mV.s:

svaly	forehand	f. se závažím na zápěstí	f.s tenisovou raketou	f. se závažím na sq. raketě	Silmulace f.s expanderem
m.deltoideus pars anterior	5,91	8,10	6,70	6,01	10,82
m.pectoralis major	8,29	7,89	8,64	9,85	12,78
m.biceps brachii	6,25	17,91	21,21	22,06	23,11
m.serratus anterior	7,54	8,82	7,06	6,94	13,11
m.triceps brachii	3,29	2,81	5,33	3,91	2,15
m.deltoideus pars posterior	4,95	4,53	6,10	3,20	2,31
m.trapezius	7,49	10,21	9,24	6,04	4,05

Tabulka 3.

Vyjádření celkové práce svalů v procentech vzhledem k základnímu forehandu:

svaly	forehand	f. se závažím na zápěstí	f.s tenisovou raketou	f. se závažím na sq. raketě	Silmulace f.s expanderem
m.deltoideus pars anterior	100	137	113	102	183
m.pectoralis major	100	95	104	119	154
m.biceps brachii	100	287	339	353	370
m.serratus anterior	100	117	94	92	174
m.triceps brachii	100	85	162	119	65
m.deltoideus pars posterior	100	92	123	65	47
m.trapezius	100	136	123	81	54
Průměr	100	136	151	133	150
Průměrná odchylka od 100%	0	44	53	51	88
Směrodatná odchylka od 100%	0	59,7	78,1	83,1	75,9

Tabulka 4.

Z dalších měřených a hlavně vypočítaných hodnot, kterou jsme pracovním nazvali jako celková práce svalu při jednom úderu, znovu určíme vhodnost cvičení. Pro možnost porovnání jsme vypočítávali tuto hodnotu vždy ze stejně dlouhého časového intervalu dvou vteřin. Celková práce svalu by logicky měla být vyšší u posilovacích cvičení než u samotného forehandu. Jak je vidět z tabulky 4, není tomu tak. U tří cvičení jsou vždy tři svaly, které pracují méně než při prostém forehandu a u cvičení s tenisovou raketou jen m.serratus anterior celkem těsně nedosahuje větších hodnot. Je to zajímavé zjištění, když si vzpomeneme na předchozí tabulku s maximálními hodnotami. Nejhůře z tohoto hlediska znovu vychází cvičení s expanderem, při kterém výrazně pracují jen čtyři svaly a zbytek ne. Je ale důležité říci, že tato čtveřice se zapojuje velmi výrazně a všechno to jsou svaly podobné svou funkcí, co se směru pohybu ruky týče. Je to tedy výborný posilovací cvik na pletenec ramenní, ale nelze ho zařadit do kategorie specifických posilovacích cvičení. U cvičení se závažím na squashové raketě a závažím

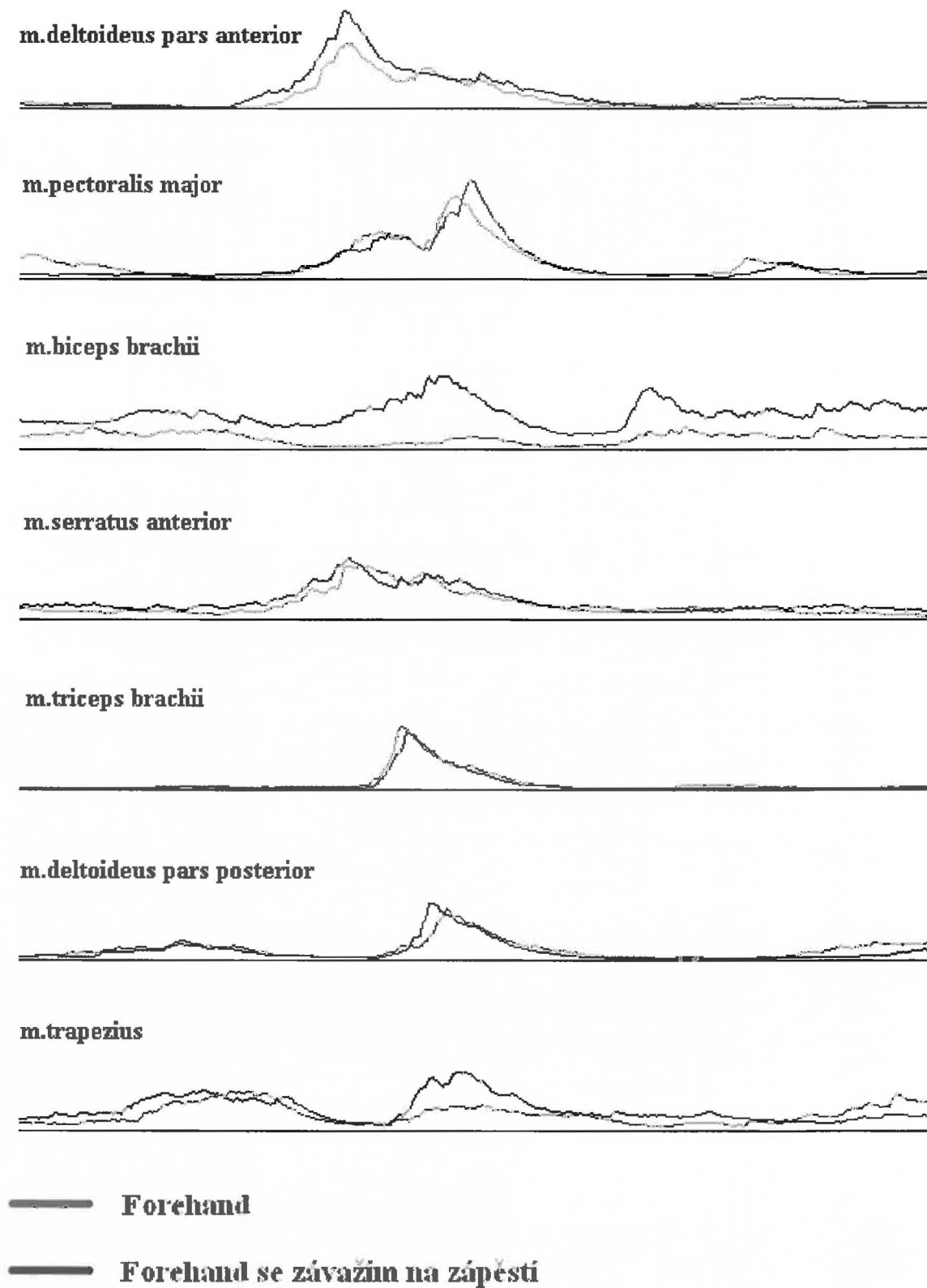
na zápěstí znovu tři svaly pracují celkově méně než u prostého forehandu. Zajímavý je fakt, že to jsou kromě m.deltoideus pars posterior jiné svaly. Z těchto dvou cvičení je na tom celkově lépe cvičení se závažím na zápěstí, při kterém tři zmiňované svaly pracují sice méně než na 100%, ale ne tak výrazně. Odpovídá tomu i směrodatná odchylka, která ale nemá v tomto případě tak vypovídající hodnotu. Důležitější faktor je, jestli svaly pracují více než při základním forehandu. Tomuto hledisku nejvíce odpovídá cvičení s tenisovou raketou. Kromě m.serratus anterior zde všechny svaly dosahují celkově většího zatížení než u prostého forehandu. Proč ale dochází k nižšímu zapojení takového množství svalů, když hráč má v ruce těžší náčiní? Odpověď nalezneme ve fyzikálních zákonech. U těžší rakety je potřeba většího úsilí k náprahu, kdy zvedáme větší váhu směrem vzhůru a proti gravitaci, ale v momentě kdy zahájíme švihovou fázi úderu, nám váha rakety vlastně pomůže k úderu. V průběhu úderu ale dochází jistě k větší odstředivé síle a pro udržení náčiní a techniky je v určitých momentech potřeba většího zapojení některých svalů.

Pořadí zapojení svalů podle dosažených maxim:

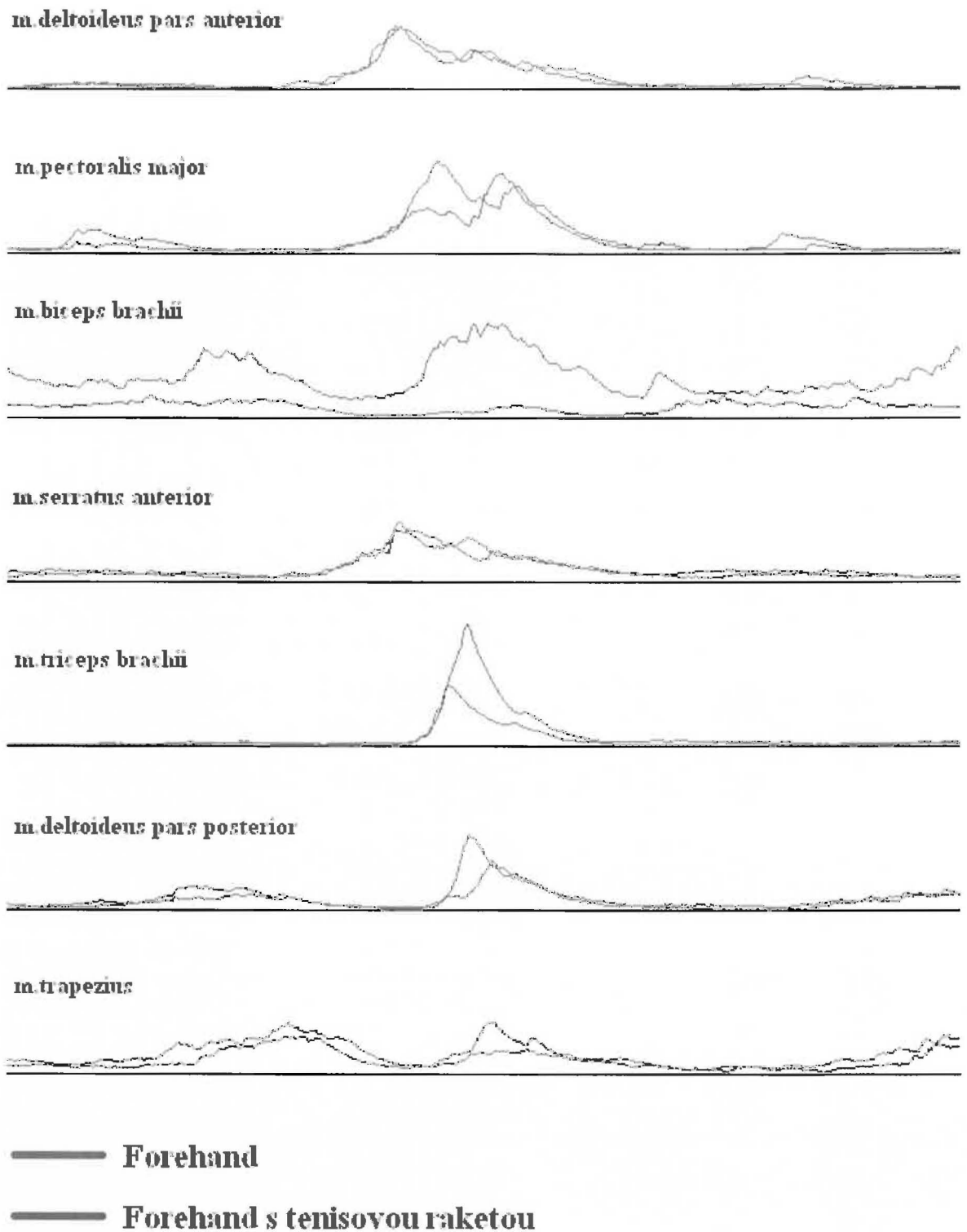
forehand	1-4-5-6-2-3-7
forehand se závažím na zápěstí	1-4-5-6-3-7-2
forehand s tenisovou raketou	1/4-2-5-6-3/7
forehand se závažím na squashové raketě	4-1-5-3-2-6-7
Simulace forehandu s expanderem	2-1-4-3-5-6-7

Jedno z hlavních posuzovacích hledisek specifčnosti posilovacích cviků je pořadí zapojení jednotlivých svalů. Pokud by se svaly zapojovaly výrazně v jiném pořadí, mohlo by dojít k narušení pohybového stereotypu a nežádoucímu zhoršení techniky. Jak je na první pohled vidět, pořadí zapojených svalů při cvičení se závažím na zápěstí je krom druhého svalu (m.pectoralis major) naprosto identické. I při dalším cvičení s tenisovou raketou je znovu krom m.pectoralis major pořadí téměř stejné, jen s tím rozdílem, že dvojice 1/4 a 3/7 dosáhly maxima v naprosto shodném čase. Při forehandu je časový odstup 1. a 4. svalu jen 0,025s, u dvojice 3. a 7. svalu to je již výraznější rozdíl 0,28s. U třetího cvičení, tedy se závažím na squashové raketě, vidíme již větší rozdíly. První dvojice si vyměnila pozice, ale znovu jde jen o velmi malý časový rozdíl 0,015s. 5. a 7. sval je sice na správné pozici, ale trojice 3-2-6 je v opačném pořadí než u forehandu (6-2-3). To už je celkem výrazný rozdíl. Poslední cvik

s expanderem má v pořádku dvojice 1-4 a 5-6 a poslední pozici svalu číslo 7 tedy m.trapezius. Dochází zde ale k naprosto odlišnému načasování zapojení m.pectoralis major a m.biceps brachii.



Graf 30. porovnání EMG záznamu všech svalů v 2s intervalu při forehandu a F. se závažím na zápěstí



Graf 31. záznamy EMG forehandu a F. s tenisovou raketou v intervalu 2s

Backhand

Podívejme se znovu nejdříve na přehlednou tabulku dosažených maxim v mV:

svaly	backhand	b. se závažím na zápěstí	b. s tenisovou raketou	b. se závažím na squash. raketě	Silmulace b. s expanderem
m.deltoideus pars anterior	0,042	0,038	0,043	0,048	0,032
m.pectoralis major	0,090	0,123	0,100	0,115	0,060
m.biceps brachii	0,047	0,047	0,085	0,127	0,143
m.serratus anterior	0,045	0,037	0,035	0,035	0,025
m.triceps brachii	0,162	0,135	0,145	0,102	0,043
m.deltoideus pars posterior	0,355	0,278	0,212	0,192	0,113
m.trapezius	0,101	0,079	0,075	0,093	0,046

Tabulka 5

Vajádření maximálních hodnot v procentech vzhledem k základnímu backhandu:

svaly	backhand	b. se závažím na zápěstí	b. s tenisovou raketou	b. se závažím na squash. raketě	Silmulace b. s expanderem
m.deltoideus pars anterior	100	90	102	114	76
m.pectoralis major	100	137	111	128	67
m.biceps brachii	100	100	181	270	304
m.serratus anterior	100	82	78	78	56
m.triceps brachii	100	83	90	63	27
m.deltoideus pars posterior	100	78	60	54	32
m.trapezius	100	78	74	92	46
Průměr	100	93	99	114	87
Průměrná odchylka od 100%	0	18	27	46	71
Směrodatná odchylka od 100%	0	10,6	24,7	51,8	56,5

Tabulka 6.

Jak je vidět, cvičení při backhandu dosahují horších výsledků než u forehandu. Co se maximálních hodnot a tedy míry zapojení svalů týče, většina svalů ani nedosáhla hodnoty základního úderu. Průměrně pracují svaly více jen u cvičení se závažím na squashové raketě a to jen o 14% , ale hlavně díky velkému zvýšení maxima u m.biceps brachii. Znovu nejhůře je na tom cvičení s expanderem, u kterého dochází k silnému zapojení m.biceps brachii, ale ostatní svaly dosáhly všechny výrazně nižších hodnot. Směrodatná odchylka u cvičení se závažím na zápěstí sice ukazuje na nejmenší variabilitu jednotlivých odchylek maxim od hodnot prostého úderu, ale tyto odchylky jsou v pěti případech negativního rázu. Tedy jen m.pectoralis major dosahuje většího zapojení a m.biceps brachii dokonce naprosto stejného. Další specifické cvičení se zátěží na raketě sice v průměru jako jediné přesahuje hodnoty základního úderu, ale konkrétně jen u tří svalů. V případě m.biceps brachii je to tak výrazný vzestup, že dochází k přetížení tohoto svalu vzhledem k ostatním měřeným svalům. Naopak m.triceps brachii a m.deltoideus pars posterior dosahují velmi nízkých hodnot. Tímto je cvičení velmi nevyvážené a nevhodné. Nejlépe tedy vychází z tohoto souboje poslední cvičení s tenisovou raketou, i když i při něm dosáhly vyšších hodnot jen tři svaly. Jednotlivé odchylky jsou také celkem vyrovnané, ale více jak polovina svalů má nižší hodnoty.

Celková práce svalů za časový interval 2s v jednotkách mV.s:

svaly	backhand	b. se závažím na zápěstí	b. s tenisovou raketou	b. se závažím na squash. raketě	Silmulace b. s expanderem
m.deltoideus pars anterior	4,68	4,53	3,92	5,46	6,84
m.pectoralis major	8,15	7,48	9,53	9,29	7,20
m.biceps brachii	4,34	5,22	15,75	20,82	24,92
m.serratus anterior	6,73	6,58	6,04	7,21	4,81
m.triceps brachii	6,41	6,71	5,61	4,70	7,61
m.deltoideus pars posterior	14,29	13,96	11,32	10,06	16,32
m.trapezius	4,96	5,31	5,64	6,93	7,59

Tabulka 7.

Vyjádření celkové práce v procentech vzhledem k základnímu backhandu:

svaly	backhand	b. se závažím na zápěstí	b. s tenisovou raketou	b. se závažím na squash. raketě	Silmulace b. s expanderem
m.deltoideus pars anterior	100	97	84	117	146
m.pectoralis major	100	92	117	114	88
m.biceps brachii	100	120	363	480	574
m.serratus anterior	100	98	90	107	71
m.triceps brachii	100	105	88	73	119
m.deltoideus pars posterior	100	98	79	70	114
m.trapezius	100	107	114	140	153
Průměr	100	102	134	157	181
Průměrná odchylka od 100%	0	7	50	74	92
Směrodatná odchylka od 100%	0	5,9	86,8	125,4	156,5

Tabulka 8.

Podle vyjádřené celkové práce svalů během jednoho úderu v intervalu dvou vteřin, se již lépe pozná, jestli bude mít cvičení nějaký posilovací efekt. Nejvíce zátěže podstoupí svaly znovu při cvičení s expanderem. Pět svalů dosahuje větších hodnot než je 100%. Znovu ale značně vybočuje z řady m.biceps brachii, což je nežádoucí. Je zajímavé, že tento sval extrémně pracoval i při cvičeních forehandových. U cvičení s tenisovou raketou pouhé tři svaly odpracovaly více než u základního úderu. Opět vyčnívá z řady m.biceps brachii. Výhodou tohoto cvičení je, že všechny svaly které pracují méně, mají podobné procentuální hodnoty, tedy nevybočují nikde extrémně. Backhand se závažím na squashové raketě zatěžuje pět svalů ze sedmi více než prostý úder, ale znovu příliš výrazně vyčnívá m.biceps brachii. Tento sval zřejmě stejně jako při forehandu drží úhel v lokti a kontroluje náčiní v ruce, a čím je náčiní těžší tím více musí zabírat. Největším mínusem tohoto cvičení je slabé zapojení m.triceps brachii a

m.deltoideus pars posterior. Zrovna tato dvojice se totiž podílí na backhandu podle naměřených hodnot nejvíce, a tím pádem by se měla nejvíce posilovat. Druhým pohledem na daný problém může být také fakt, že právě tyto dva svaly jsou při hraní nejvíce zatěžovány, a, jak jsme již zmínili, m.deltoideus pars posterior byl značně hypertrofovaný u probanta. Tímto cvičením by tedy squashista mohl posílit jiné svaly, a právě tato dvojice by měla možnost odpočinku. Tím by byly svaly více vyrovnané a nedocházelo by k nežádoucím svalovým disbalancím. Nejrovnoměrnějších výsledků má opět cvičení se závažím na zápěstí. Je pravda, že pouze u tří svalů došlo k větší zátěži než 100%, ale žádný sval nevybočuje. Svaly, které nedosáhly takových hodnot jako u prostého úderu, mají všechny přes 90%. Důležité je všimnout si velmi nízké směrodatné odchylky, která poukazuje na fakt, že všech sedm svalů pracovalo téměř stejně intenzivně v porovnání se základním backhandem. Otázkou zůstává, jestli by to tedy mělo nějaký pozitivní tréninkový efekt a dostatečný podnět pro adaptaci svalů.

Pořadí zapojení svalů podle dosažených maxim:

backhand	4-1-6-7-5-3-2
backhand se závažím na zápěstí	1-6-7-5-3-4-2
backhand s tenisovou raketou	6-3-5/7-1-2-4
backhand se závažím na squashové raketě	3-4-1-6-7-5-2
Simulace backhandu s expanderem	6-3-1-7-4-5-2

Podle důležitých parametrů časového zapojení svalů při úderu a cvičení vidíme znovu shodu v šesti svalech při cvičení se zátěží na zápěstí, stejně jako u forehandu. Pouze čtvrtý m.serratus anterior dosáhl svého maxima až ke konci úderu. Jak ale vidíme na grafu z tohoto cvičení, tento sval pracuje po celou dobu víceméně konstatně. Stejně výborných výsledků dosáhlo cvičení se závažím na squashové raketě, kde se pouze m.biceps brachii zapojil jako první, ale ostatní jsou naprosto ve stejném pořadí. Tato dvě cvičení tedy rozhodně pohybový stereotyp nenaruší. Zvláštní je, že na rozdíl od forehandu se při cvičení s tenisovou raketou při backhandu pořadí svalů výrazně liší. Je nutné ale zmínit, že časové rozdíly v dosažení maxim jsou v řádech setin vteřiny. Přehledněji lze vidět, jak malé rozdíly zde jsou, v grafickém porovnání. Poslední cvik s expanderem znovu nemá mnoho podobného se základním úderem. Jen těžko se hledají nějaké shody. Dalo by se říci, že svaly 1-7-5-2 si drží správné vzájemné pořadí, ale zbylé tři mají načasování zcela jiné.

7. ZÁVĚR

Podle naměřených hodnot lze doporučit jako nejlepší specifické posilovací cvičení to se zátěží na zápěstí, a to jak pro forehand tak i backhand. V pořadí zapojení svalů je téměř identické a v míře zapojení všech sedmi měřených svalů v porovnání se základním úderem je nejvyrovnanější. Zvláštní je, že výsledky pro backhand a forehand u cvičení s tenisovou raketou, respektive se zátěží na raketě, se liší. Pro forehand se ukazuje být celkově lepší cvičení s tenisovou raketou a pro backhand zase cvičení se zátěží na squashové raketě. Nejméně podobné v naší studii je cvičení s expanderem na raketě. Nelze ho zařadit do kategorie specifických posilovacích cvičení a je zde velké nebezpečí narušení pohybového stereotypu hráče. Použití expanderu bychom doporučili jako obecné posilovací cvičení na pletenec ramenní, ale bez použití rakety a s různými směry postavení a pohybu ruky.

8. LITERATURA:

1. BENNIE, J., HRYSOMALLIS, C., Resistance training considerations for the sport of squash. *National strength and conditioning journal*. June 2005, vol. 27, č.3., s. 30-38.
2. COOK, G., *Athletic body in balance*. Champaign : Human Kinetics, 2003. 221s. ISBN 0-7360-4228-8
3. DE LUCA, C.J. The use of Surface Electromyography in Biomechanics. *The international Society for Biomechanics* (online). 1993. Dostupné z: <http://www.delsys.com/>
4. DUFEK, J., *Elektromyografie*. Brno : Idvpz, 1995. ISBN 80-7013-208-6
5. ELLIOTT, B., *Training in sport – applying sport science*. London : Bookcraft ltd., 1999. 426s. ISBN 0-471-98314-4
6. GIRARD, O., CHEVALIER, R., HABRARD, M., SCIBERRAS, P., HOT, P., MILLET, G.P., Game analysis and energy requirements of elite squash. *Journal of strength and conditioning research*. 2007, vol. 21, č.3, s. 909-914
7. HAVLÍČKOVÁ, L. a kolektiv. *Fyziologie tělesné zátěže I. Obecná část*. Praha : Karolinum, 2003. 203s. ISBN 80-7184-875-1
8. HORÁK, V., POKORNÝ, M., CVIKL, T., MAŘÍK, V., *Zahrajte si squash*. Praha : CNC – Václav Horák, 2003. 96s. ISBN 80-86589-01-3
9. JANURA, M., MÍKOVÁ, M., KROBOT, A., JANUROVÁ, E., Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2004, roč. 11, č.1., s. 33-39. ISSN 1211-2658
10. KARAS, V., OTÁHAL, S., SUŠANKA, P., *Biomechanika tělesných cvičení*. Státní pedagogické nakladatelství, 1990. 180s. ISBN 80-04-20554-2
11. MERUŇKA, L., KUKAL, J., *Škola vrcholového tenisu*. Bratislava : Šport, slovenské telovýchovné vydavateľstvo, 1983. 131s. ISBN 77-001-8311-4
12. RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č.4., s. 173 – 177.
13. SÜSS, V., MATOŠKOVÁ, P. *Squash*. Praha : Grada Publishing a.s., 2003. 101s. ISBN 80-247-0477-3
14. ŠÁCHA, D., *Jak dokonale zvládnout squash*. Praha : Grada Publishing a.s., 2006. 104s. ISBN 80-247-1462-0
15. VALENTA, J., *Squash – Rady pro začínající i pokročilé hráče*. Praha : UV Factory, 1998. 198s.

16. VÉLE, F., *Kineziologie*. Praha : Triton, 2006. 375s. ISBN 80-7254-837-9
17. WATSEN, K., Squash stroke production: Hitting arm angles and orientation at impact. In *CANBERRA (ed.) Australia National squash coaching conference*, 2006. dostupné z: <http://www.squash.org.au>
18. WOLLSTEIN, J.R., Squash specific fitness training. *Squash Australia Level 2 Manual, Chapter 4*, Queensland: 1994.

Internet:

<http://www.rad.washington.edu> staženo 25.8.2008