

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu



Evaluace tenisového podání pomocí povrchové elektromyografie

Diplomová práce

Vedoucí práce:

PhDr. Vladimír Süß, Ph.D.

Odborný konzultant:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracoval:

Michal Chrtek

březen 2007

Abstrakt:

- **Název práce:** Evaluace tenisového podání pomocí povrchové elektromyografie.
- **Cíle práce:** Změřit a popsat strukturu zapojování vybraných svalů hráče do pohybu během tenisovém podání a doporučit vhodná specifická cvičení pro jeho trénink.
- **Metoda:** Povrchová EMG analýza a jednoduchá kinematická analýza
- **Výsledky:** Ukázalo se, že technika podání měřeného hráče je stabilní. Měřením jsme zjistili, že nejvhodnější specifická cvičení pro trénink tenisového podání jsou hody tenisovým míčem do dálky a o zem.
- **Klíčová slova:** tenis, podání, specifická cvičení, elektromyografická analýza, kinematická analýza

Abstract:

- **Title:** Evaluation of tennis service by means of the surface electromyography.
- **Purposes:** To measure and describe selected muscles integration structure during tennis service movement and to recommend convenient specific exercises for tennis service training.
- **Methods:** Surface electromyography and simple kinematics analysis.
- **Results:** Results showed that player's service technique is stable. By measurements we discovered that the most suitable specific exercises for tennis service training are far-distant throw and ground-return throw with a tennis ball.
- **Key words:** tennis, service, specific exercises, surface electromyography, kinematics 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. Miloslav Čížek

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům.

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

Obsah:

| | |
|--|----|
| 1 Úvod..... | 6 |
| 2 Teoretická východiska | 8 |
| 2.1 Biomechanika podání | 8 |
| 2.2 Technika..... | 9 |
| 2.2.1 Technika tenisových úderů obecně..... | 9 |
| 2.2.2 Technika podání..... | 10 |
| 2.2.3 Druhy podání | 11 |
| 2.2.4 Držení..... | 12 |
| 2.3 Fyzická kondice | 12 |
| 2.3.1 Energetická stránka..... | 13 |
| 2.3.2 Síla a rychlost..... | 14 |
| 2.4 Kineziologie..... | 15 |
| 2.4.1 Funkce svalů | 15 |
| 2.4.2 Charakter pohybu..... | 16 |
| 3 Cíle a úkoly práce | 20 |
| 4 Metodika práce. | 21 |
| 4.1 Charakteristika výzkumu | 21 |
| 4.2 Charakteristika sledovaného souboru | 21 |
| 4.3 Charakteristika použitých metod | 21 |
| 4.4 Výběr cvičení..... | 29 |
| 5 Výsledková část | 30 |
| 5.1 Podání | 30 |
| 5.2 Hod tenisovým míčem do dálky | 39 |
| 5.3 Hod tenisovým míčem o zem | 43 |
| 5.4 Hod medicinbalem | 46 |
| 5.5 Simulace tenisového podání s činkou 2,5kg..... | 49 |
| 6 Diskuse..... | 52 |
| 6.1 Porovnání cvičení v tabulkách..... | 52 |
| 6.2 Vyhodnocení průpravných cvičení | 55 |
| 7 Závěr | 58 |
| 8 Seznam použité literatury | 59 |

1. ÚVOD

Tenis, velice rozšířený sport s dlouholetou tradicí, často označovaný jako bílý sport, patří spolu s mnoha dalšími sporty (box, karate, badminton, stolní tenis, zápas, ...) mezi tzv. individuální sporty heuristické neboli anticipační. Jde v nich o rychlé a efektivní řešení aktuální problémové situace, vyžadující hlavně předvídavost a tvořivost (Dovalil et al., 2002).

Tenis prošel v posledních desetiletích velikými změnami a tyto změny se týkají především samotného dění na kurtu. Hra je rychlejší a agresivnější. Velký význam se v tomto ohledu přikládá vývoji nových materiálů raket (titan, grafit, karbon, skelná vlákna, ...), vývoji nových tvarů raket a vývoji vybavení obecně. Hráči jsou nuceni ke stále lepší fyzické připravenosti, potřebují se dostat k míči rychleji, odehrávají míče letící vyšší rychlostí a především hraní rotovaných úderů se v posledních dekádách výrazně projevilo i v technice, což platí i pro úder, kterým se budu v této práci podrobně zabývat - pro podání. Jedná se o velice specifický úder, odlišný od ostatních, bez kterého se však žádná tenisová výměna neobejde. Je v ní zahrán právě jednou. Je to jediný úder, při kterém si hráč připravuje míč sám a není závislý na předešlém úderu protihráče. Neznamená to však, že by všechna podání hráče byla technicky provedena stejně bez závislosti na soupeřovi. Tenista se podle soupeřových (ale samozřejmě také svých) vlastností a schopností rozhoduje, zda bude podání umísťovat do forhendu, bekhendy, na tělo, kolik boční či horní rotace udělí míči, kam se bude po úderu pohybovat atd. Pro moderní vrcholový tenis nemá větší význam rozebírat podání spodem, proto v této práci rozumějme úderu podání ve smyslu podání vrchní. „Nejobtížnějším úderem v tenise je podání. Nápřah je nejdelší a nejsložitější. Timing mezi nadhozem a zásahem je nesmírně náročný. Nejvýrazněji se zde projevuje osobní styl hráče.“ (Maška, 1995, s. 52)

Dle rotace dělíme podání na přímé, s horní rotací, s boční rotací a s rotací kombinovanou. Jednotlivým druhům podání z hlediska rotace míče se budu věnovat v kapitole o technice. Z hlediska pravidel však rozeznáváme pouze podání první a druhé a toto rozdělení se projevuje i v provedení. Hráč musí při každém úderu podstoupit následující proces: percepce → rozhodnutí → provedení → zpětná vazba (Crespo, Miley, 2001). V procesu percepce a rozhodování pak neustále posuzuje dvě hlavní

složky úderu. Jeho účinnost a jistotu. „Neúčinnou hrou dává soupeři možnost k získávání přímých bodů. Účinnost hry je dána rychlostí, umístěním a rotací míčů a rozvinutým taktickým myšlením. Pomalý míč není účinný. Rychlý a neumístěný míč je účinný jen málo. Míče s nesprávnou nebo s nedostatečnou rotací jsou pro soupeře méně obtížné a omezují i taktické možnosti hráče. Důležitější je však rotace pro jistotu (Maška, 1995). Velice účinné údery jsou však také velice náročné na techniku a fyzickou kondici hráče a ztrácí tím právě na jistotě. Přitom při prvním a druhém podání se výrazně liší podíl těchto složek v úderu. První podání je hráno mnohem účinněji než podání druhé. Hráči vkládají do úderu maximální sílu za účelem dosažení co nejvyšší rychlosti, popřípadě rotace míče, umísťují ho s vysokou dávkou rizika nebo tyto vlastnosti úderu různě kombinují tak, aby z něho získali přímý bod nebo co největší výhodu v následující výměně. Druhé podání je hráno především na jistotu. Skloubení účinnosti a jistoty tedy nutí hráče k častému a intenzivnímu trénování fyzicky velmi náročného úderu - podání. V této práci se budu zabývat strukturou zapojování svalů zajišťujících pohyb při tenisovém podání a specifickými cvičeními pro posilování vybraných svalů a mírou specifičnosti těchto cvičení.

2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA

2.1. Biomechanika podání

Hlavní biomechanické principy, které lze aplikovat na techniku tenisových úderů, jsou rovnováha, setrvačnost, opačná síla, hybnost, elastická energie a koordinační řetězec (Crespo, Miley, 2001, s. 61). Pro diplomovou práci, kde zkoumám zapojení vybraných svalů do pohybu při podání, podrobněji popíšu především opačnou sílu, elastickou energii a koordinační řetězec, přestože i zbývající principy jsou při podání důležité. Opačná síla v tenise je, jednoduše řečeno, aplikací zákona akce a reakce. Pohyb hráč zahajuje akcí tak, že nohama zatlačí proti zemi (pokrčení kolen při podání), jako reakce následuje stejně velká síla ze země do hráčových nohou a poskytne mu tak impuls pro akci následnou. Principem elastické energie rozumíme situaci, kdy napjaté svaly a šlachy akumulují energii následkem předchozího napnutí svalu, podobně jako napnutý gumový pás. Ve svalech dochází k předpětí a tím je sval schopen vyvinout větší výbušnou sílu. Při podání tohoto principu tenisté využívají při nápřahu, aby míči s téměř nulovou rychlostí udělili co nejvíc energie. To má za následek velké zatížení svalů, šlach a kloubů (Crespo, Miley, 2001). Princip koordinačního řetězce spočívá ve správném pořadí zapojování jednotlivých segmentů těla do pohybu a v načasování tohoto zapojování. Tělesné segmenty (chodidla, bérce, stehna, pánev, trup, paže, předloktí a ruka) jsou propojeny pomocí kloubů (kotníky, kolena, kyčle, ramena, lokty a zápěstí). Nutno zmínit, že trup sám o sobě je pomocí kloubních spojení v páteři velice pohyblivý segment. Další důležitý segment je hlava, kterou s trupem spojuje krk, její funkce je ale důležitější z hlediska rovnováhy než z hlediska koordinačního řetězce. Pro efektivní provedení úderu je nezbytné, aby byly segmenty do pohybu zapojovány odspoda nahoru, od velkých částí těla k malým a aby načasování pohybu mělo progresivní průběh. První by měly být zapojeny do pohybu nohy (kolena), následně pak pánev (boky), trup (páteř), paže (rameno), předloktí (loket) a poslední ruka (zápěstí), žádný segment by neměl být vynechán. Pokud přenos energie nebude plynulý, úder nebude dostatečně efektivní. Tento koordinační řetězec, často nazývaný pohybový (či

kinetický řetězec a jeho správný průběh, je základním kamenem optimální techniky. Přispívá k maximalizaci síly, ke zlepšení kontroly, k oddálení únavy i k prevenci zranění (Crespo, Miley, 2001).

2.2. Technika

Výkon tenisty v zápase je závislý na technice hráče, na jeho taktice, fyzické a psychické kondici, na soupeři a na dalších faktorech, které hru ovlivňují (počasí, prostředí, trenér, vybavení hráče, ...). Nedá se říci, že by technika byla nejdůležitější složkou výkonu, ale rozhodně mezi ty nejdůležitější patří. Důležité je mít také představu o tom, co si pod slovy tenisová technika vybavit.

2.2.1. Technika tenisových úderů obecně

Stojan a Brabenec (1999) uvádí, že technika je - jednoduše řečeno - specifický sled pohybů s cílem hraní účinných úderů. Crespo a Miley (2001, s. 72) v Tenisovém trenérském manuálu uvádí, že tradiční způsob výuky tenisu spočíval v tom, že se trenér soustředil na techniku respektive provedení úderu. Měl ve své představě pro každý úder model, který využíval k tomu, aby hráči „předvedl“, jak má hrát. Jakmile hráč zvládl „modelovou“ techniku, zaměřil se trenér na taktiku (tj. na použití techniky v herní situaci). Současná trenérská praxe pohlíží na tenis jako na sport otevřených dovedností, v němž je každý úder jiný a žádný hráč nikdy nezahraje dva zcela identické údery.

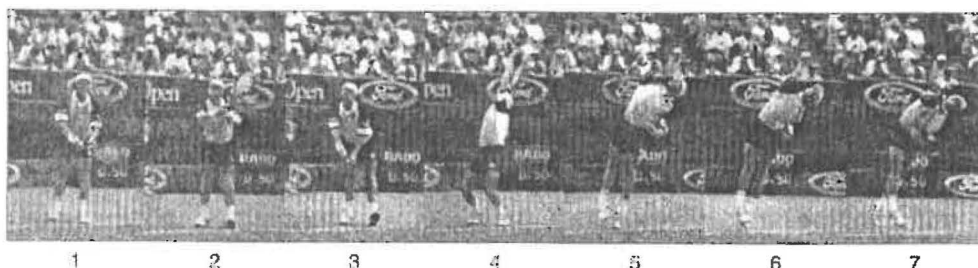
Upouští se tedy od provádění úderu „ideálním“ pohybem, ale zdůrazňuje se respektování individuálních, osobních předpokladů každého hráče, při dodržování teoretických znalostí a praktických zkušeností (Stojan, 1999).

Stojan (1999) dále dělí techniku na viditelnou (pohyby - můžeme snadno analyzovat a korigovat) a neviditelnou (to, co se děje v okamžiku zásahu míče raketou - například umístění míče na raketě). Neviditelná technika je mnohem obtížněji analyzovatelná a opravitelná nežli technika viditelná a přímo rozhoduje o kvalitě úderu.

V současném tenise by se na techniku (provedení) mělo pohlížet jako na funkci biomechanických principů a jako na prostředek pro efektivnější realizaci taktických záměrů. Technika úderů je odvislá od taktického záměru hráče (Crespo, Miley, 2001).

2.2.2. Technika podání

Jak jsem již zmínil v kapitole o biomechanice, je nutné, aby podání bylo provedeno plynule a v optimálním rytmu. Pohyb při podání je velice složitý a pro různé druhy (přímé, s horní, boční, kombinovanou rotací) dochází k určitým odlišnostem v provedení. Základ pohybu je však stejný. Pro zahájení pohybu je nutné vytvořit počáteční sílu tlakem proti podložce pokrčením kolen. Důležité je optimální pokrčení, které je závislé na síle a koordinaci hráče. Tento pohyb by měl být koordinován s nadhozem tak, že ruka, která nadhazuje míč, i ruka držící raketu jdou společně nahoru současně s vertikálním pohybem těžiště těla dolů. Po nadhozu drží hráč ruku nadhazující míč ještě dále směrem vzhůru, což zefektivní přenesení váhy směrem dolů, paže s raketou se nachází za tělem v mírném vzpažení a v mírné flexi. Následuje propnutí kolen, které vyvolá rotaci boků. Tento pohyb vytáhne rameno paže s raketou vzhůru a stranou, což vede k zapuštění rakety za záda hráče (Crespo, Miley, 2001, s. 81). Potom, co dosáhnou boky maximální rychlosti otáčení, začíná rotovat i trup. Ruka, která prováděla nadhoz, přitom zůstává ohnutá před tělem. Hráč dále přenáší energii na další článek řetězce. Jedná se o rotaci paže kolem ramene, a to v okamžiku, kdy je paže s raketou v nejhlubším bodě nápřahu za zády. Následuje dvojí činnost loketního kloubu podávající paže, který se zároveň napíná a provádí pronaci předloktí. Tento pohyb je proveden velice rychle a plynule přechází ve flexe zápěstí, které bylo na počátku švihové fáze „ohnuto dozadu“ (extendováno). Jak hlava rakety nabírá na rychlosti, ruka se začíná ohýbat směrem dopředu a v okamžiku zásahu je vzhledem k předloktí přibližně v přímé poloze. Zápěstí se vlivem vysoké rychlosti hlavy rakety dále ohýbá směrem dopředu. Pohyb paže připomíná švihnutí biče. Dokončení přenosu váhy vpřed vrhá tělo hráče směrem do kurtu. Hlava rakety rotuje vně, což snižuje namáhání ramenního kloubu (Crespo, Miley, 2001). Po dopadu se hráč snaží opět dostat do rovnovážné polohy tak, aby byl připraven zahrát další úder.



Obr.1: Přímé podání (Crespo, Miley, 2001)



Obr.2: Přímé podání (Stojan, Brabenec, 1999)

2.2.3 Druhy podání

Podání z hlediska techniky dělíme podle rotace udělené míči. Snaží-li se hráč vložit veškerou energii pouze do rychlosti míče a zahrát ho téměř bez rotace, označujeme toto podání za přímé. Sledování však ukazuje, že přední hráči jen zřídka tohoto podání využívají, neboť při pohybu předloktí vzhůru a stranou udělí míči mírnou rotaci. Pro větší jistotu podání a vyšší odskok míče (především na drsných površích) volí hráči podání s horní rotací. Technické odlišnosti začínají už u nadhozu, který je zpravidla proveden nad hlavu - až mírně za ni nad levé rameno (u praváka). V přípravné fázi se horní polovina těla natáčí mírně do strany a ohýbá se vzad a náklon těla se zvětšuje. Před zásahem míče směřuje raketa vzhůru pod větším úhlem, k zásahu míče dochází nad hlavou a dráha rakety pokračuje nahoru, napříč a přes míč. „K zásahu míče dochází oproti základnímu podání poněkud více vlevo a první část protažení směřuje více doprava (u praváka), horní polovina těla se lehce naklání doleva a pak se otáčí ve směru úderu.“ (Crespo, Miley, 2001, s 82) Podání s boční rotací slouží hráči především jako zbraň pro vyhnání soupeře z kurtu. Liší se především v tom, že je nadhoz proveden před sebe a mírně vpravo, horní část těla je mírně natočena do strany a dozadu, raketa

při úderu směřuje ze strany a nahoru přes míč pod větším úhlem (ze strany) než u podání přímého (Crespo, Miley, 2001, s. 83). Kromě podání přímého, s horní rotací a boční rotací, hrají hráči často podání s rotací kombinovanou. To může hrát tenista buď úmyslně, nebo - jak jsem již zmínil v úvodu této kapitoly - bezděčně jako důsledek kontaktu rakety s míčem.

2.2.4 Držení

Držení rakety je velice důležitá součást techniky hráče. Pro podání se obvykle používá držení kontinentální (neboli jednotné) nebo držení kontinentálnímu blízká. Například Crespo a Miley (2001) uvádí, že stále více hráčů má tendenci používat držení východní forhendové za účelem tvrdšího úderu. Naopak Stojan a Brabenec (1999) doporučují držení bekhendové kvůli udělení rotace míči, a to především pro podání druhé. Detailní odlišnosti v držení jsou také závislé na technické vyspělosti hráče či na konkrétním taktickém záměru.



Obr.3: Kontinentální držení (Crespo, Miley, 2001)

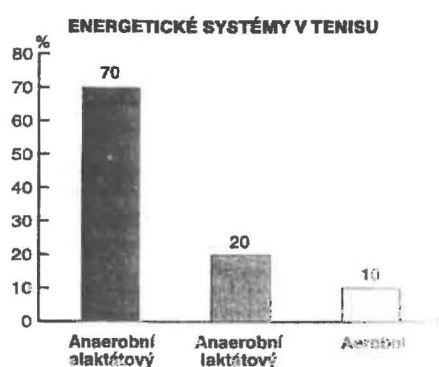
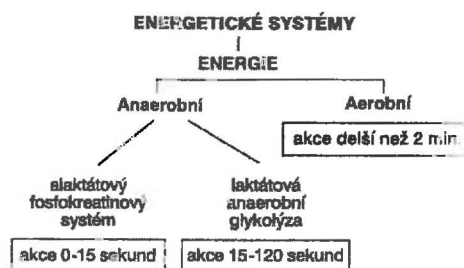
2.3. Fyzická kondice

Kvalitní fyzická příprava je nezbytnou přípravou každého tenisty. Bez dostatečné rychlosti, obratnosti, síly či vytrvalosti by nedokázal dostat se k míči včas, odehrát úder s dostatečnou razancí či vydržet fyzické zatížení celého zápasu. „V průměrném třisetovém zápase zhruba s 500 údery musí tenista naběhat asi 2200m, aby mohl tyto údery provést, a dalších 1800m, aby vykryl dvorec a vrátil se do výchozí pozice.

Celkem tedy hráč naběhá asi 4000m. Z toho musí 1000m běžet maximální rychlostí, dalších 2500m poměrně pomalu a zbytek, 500m, kráčí zcela pohodlně.“ (Stojan, Brabenec, 1999, s. 23). Z toho plyne, že by se fyzické kondici rozhodně mělo věnovat v tréninku dostatečně pozornosti. Z charakteru zatížení plyne, jakým směrem by se měla kondiční příprava ubírat. Cílem kondiční přípravy je především rozvoj pohybových schopností, a přestože jsou všechny pohybové schopnosti (síla, rychlost, vytrvalost, koordinace) či jejich smíšené formy (rychlostní vytrvalost, reakční rychlost, rychlost orientace, ...) při tenisovém podání více či méně využity, budu věnovat nejvíce pozornosti právě síle a jejím druhům, protože ve sportu rozumíme silou nejen fyzikální veličinu, ale i mohutnost svalového stahu. Kondiční přípravu můžeme rozdělit na obecnou a speciální. Speciální kondiční příprava narozdíl od obecné, která komplexně působí na všestranný pohybový rozvoj, představuje jistý tréninkový problém a spočívá v maximálním uplatnění pohybových schopností ve speciálně vytvářené struktuře pohybu. „Speciální cvičení předpokládají vyšší až vysoký stupeň shody s obsahem a strukturou sportovní specializace.“ (Dovalil et al., 2001, s. 84)

2.3.1. Energetická stránka

Budeme-li pohlížet na fyzické zatížení z pohledu energetického krytí, musíme věnovat největší pozornost alaktátovému anaerobnímu systému. Ten hráč využívá v průměrné hře asi ze sedmdesáti procent. Zhruba 20% času hráči využívají systém anaerobní laktátový a pouze z 10% systém aerobní (Crespo, Miley, 2001). Při zatížení alaktátového anaerobního charakteru se jedná o aktivitu maximální intenzity nepříliš dlouhotrvající (krátké výměny asi do 10-15s), při které je nezbytné okamžité využití energie. Zatížení tohoto druhu nepotřebuje kyslík. Energie je kryta makroergními substráty, především ATP a CP, které jsou sice rychle spotřebovány, ale 50-70% je obnoveno během 30s a celé zásoby jsou obnoveny během tří minut (Crespo, Miley, 2001). Vzhledem k tomu, že podání provádí hráč na začátku výměny a že trvá pouze několik málo sekund, jedná se o pohyb čistě anaerobního alaktátového charakteru.



Obr.4: Energetické systémy (Dovalil et al., 2001)

2.3.2. Síla a rychlost

Přestože jsou všechny pohybové schopnosti (síla, rychlost, vytrvalost, koordinace) či jejich smíšené formy (rychlostní vytrvalost, reakční rychlost, rychlost orientace, ...) při tenisovém podání více či méně využity, budu věnovat nejvíce pozornosti právě síle a rychlosti a jejím druhům, protože silou ve sportu rozumíme nejen fyzikální veličinu, ale i mohutnost svalového stahu, a vysoká rychlost provedení tenisového podání je nezbytná pro jeho efektivitu. Dovalil a kol. (2002) rozlišuje sílu na absolutní (maximální), rychlou a výbušnou (explozivní) a na sílu vytrvalostní a charakterizuje je pomocí velikosti odporu, rychlosti pohybu a dobou trvání (počtem opakování) pohybu. Pro absolutní sílu (a její trénování) uvádí maximální až střední odpor, malou rychlost pohybu a nízký počet opakování. Pro výbušnou sílu volí odpor střední, rychlost pohybu vysokou a opět nízký počet opakování a pro sílu vytrvalostní volí odpor nižší, rychlost pohybu střední a vysoký počet opakování. Tenisové podání je acyklický pohyb, při kterém je nejdůležitější rychlá a výbušná síla, neboť je prováděn s

malým odporem (tenisové rakety váží necelých 300g a tenisový míč, který hráč udeří necelých 60g), maximální rychlostí, a počet opakování je v průběhu zápasu relativně nízký. Pro dosažení dostatečně efektivního cvičení pro zvýšení rychlé a výbušné síly musíme dosáhnout co nejvyšší svalové tenze v co nejkratším čase. Jedná se nám především o maximální rychlost pohybu. Do určité míry tu má význam síla absolutní, ta ovšem sama nestačí. Jejím tréninkem lze ovlivnit sílu výbušnou, ale v návaznosti na ní však musí být aplikovány metody navozující adekvátní podmínky, především rychlost pohybu. V zásadě se jedná o metody rychlostní, kontrastní a plyometrickou, které adaptačně sledují především nitrosvalovou a mezsvalovou koordinaci (Dovalil et al., 2002).

2.4. Kineziologie

Mechanika řeší problémy pohybu těles obecně. Biomechanika se zabývá aplikací zákonů mechaniky u živých bytostí ve specifických případech. Stejně jako mechanika a biomechanika, patří kineziologie do skupiny vědních oborů, které se zabývají pohybem. Náplní kineziologie je také analýza lidského pohybu z hlediska mechaniky, a to pohybu jak za normálních, tak i za patologických okolností. Poznatky kineziologie a biomechaniky slouží ke studiu lidského pohybu nutného jak k udržení fyzické zdatnosti, tak i k podpoře harmonického vývoje intelektových schopností (Véle, 2006).

2.4.1. Funkce svalů

Základním funkčním i strukturálním prvkem motoriky je motorická jednotka. Skládá se z motoneuronu v předním míšním rohu spojeného neuritem se skupinou kontraktálních vláken ve svalu. Pracovní cyklus motorické jednotky prochází dvěma fázemi:

1. V aktivním stavu dochází ke zkrácení svalových vláken (aktivace - „vše“),
2. V klidovém stavu má sval svoji klidovou délku (relaxace - „nic“).

„Kontrakce probíhá jako synchronní záškrub všech svalových vláken motorické jednotky. Vzruch probíhající nervovým vláknem provádí depolarizaci buněčné membrány svalového vlákna a projevuje se zevně akčním potenciálem MJ. Průběh

akčních potenciálů lze snímat elektromyograficky (EMG) a tím evidovat objektivně aktivitu motorických jednotek ve svalu.“ (Véle, 2006, s.27) Ve stavu klidu nejsou motoneurony sice aktivní, ale přesto je ve svalu určité napětí přítomno. Při činnosti svalů se aktivují jednotlivé motorické jednotky asynchronně v lineární závislosti na vyvíjeném úsilí. Svaly jsou složeny z různého počtu motorických jednotek a mají v pohybovém systému funkci silové složky, která transformuje chemickou energii na energii mechanickou pro pohyb. Jednotlivé svaly tvoří tzv. „funkční svalové skupiny“, což jsou skupiny svalů kolem kloubu zahrnující sval hlavní (agonistu) a svaly pomocné (synergisty). Sval působící v opačném směru než agonista se nazývá antagonist a spolu s agonistou tvoří dvojici, ve které existuje vztah reciproční inhibice. Současná aktivita obou svalů této dvojice se nazývá koaktivace. Při rychlém pohybu, což je tenisové podání rozhodně je, převládá aktivace agonisty a inhibice antagonisty a ke koaktivaci obou svalů dochází až ke konci pohybu, aby nedošlo k poškození kloubu (Véle, 2006). „Pokud jde o celkový výkon jedince, je nutno počítat při jeho hodnocení i se stupněm hospodárnosti svalové kontrakce. Svaly se musí aktivovat koordinovaně, ekonomicky, aby nedocházelo k plýtvání energií tím, že se zapojují do aktivity svaly, které nejsou pro daný pohyb nutně potřebné.“ (Véle, 2006, s.48). Zkušený hráč tedy bude používat vydávanou energii hospodárněji a později se unaví nežli začátečník.

2.4.2. Charakter pohybu

Při tenisovém podání uděluje hráč energii míči rychlou jednorázovou aplikací síly (balisticky) a zároveň vydává sílu potřebnou pro stabilizaci těla, neboť pohyb musí být vykonán ze stabilizované báze a musí být proveden s velkou silou. Hráč zasahuje míč, který je sám o sobě v pohybu, což vyžaduje schopnost odhadu směru a intenzity pohybu nejen optickou kontrolou, ale i kvalitní řídicí a analyzující funkci CNS (Véle, 2006). Porovnáme-li tenisové podání se základními pohybovými úkony, můžeme ho přirovnat k hodům. Podání má stejně jako hod dvě fáze: přípravnou (při podání nápřah spojený s nadhozem) a výkonovou (vlastní hod- úder míče). Véle (2006) dělí hody na tři hlavní vzory:

- Vrchní vzor
- Spodní vzor

➤ **Stranový vzor**

Podání ve své výkonové fázi používá vzor vrchní, u kterého převládá rotace v ramenním kloubu. „V přípravné fázi (napřáhnutí) je paže v abdukci a zevní rotaci. Ve fázi výkonové rotuje paže mediálně a přechází do ventrální flexe. Během výkonu dochází k mírné flexi v lokti, která je sledována extenzí podle povahy pohybu. Zápěstí je ve flekčním postavení. Pohyb je doprovázen rotací páteře, pánve a rotací v kyčli na opačné straně, což vede ke vnitřní rotaci končetiny v kyčli.“ (Véle, 2006, s. 307) Během podání provádí hráč také mírnou až střední flexi s následnou extenzí v kloubu kolenním.

Přehled svalů zajišťujících dílčí pohyby (Linc, Doubková, 1993) při tenisovém podání:

➤ **Svaly vykonávající flexi a extenzi v kloubu kolením:**

m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. gracilis, m. sartorius, m. popliteus, m. gastrocnemius (flexe), m. quadriceps femoris

➤ **Svaly vykonávající flexi hrudní a bederní páteře:**

m. rectus abdominis, m. obliquus externus et internus abdominis, m. psoas

➤ **Svaly vykonávající rotaci a bederní páteře:**

m. obliquus externus abdominis sin., m. obliquus internus abdominis dx, (rotace vlevo), m. obliquus externus abdominis dx., m. obliquus internus abdominis sin. (rotace vpravo) a některé z hlubokých svalů zádočných

➤ **Svaly vykonávající vnitřní rotaci (asi 35°):**

m. gluteus medius, minimus, m. tensor fasciae latae

➤ **Svaly vykonávající abdukci paže (asi 90°):**

m. deltoideus, m. supraspinatus

➤ **Svaly vykonávající rotaci paže (90°):**

m. infraspinatus, m. teres minor (rotace zevní), m. latissimus dorsi, m. teres major, m. subscapularis, m. pectoralis major (rotace vnitřní)

➤ **Svaly vykonávající flexi (135°-145°) a extenzi (0°-5°) lokte:**

m. brachialis, m. biceps brachii, m. brachioradialis, povrchní skupina svalů na palmární straně předloktí (flexe), m. triceps brachii, m. anconeus (extenze)

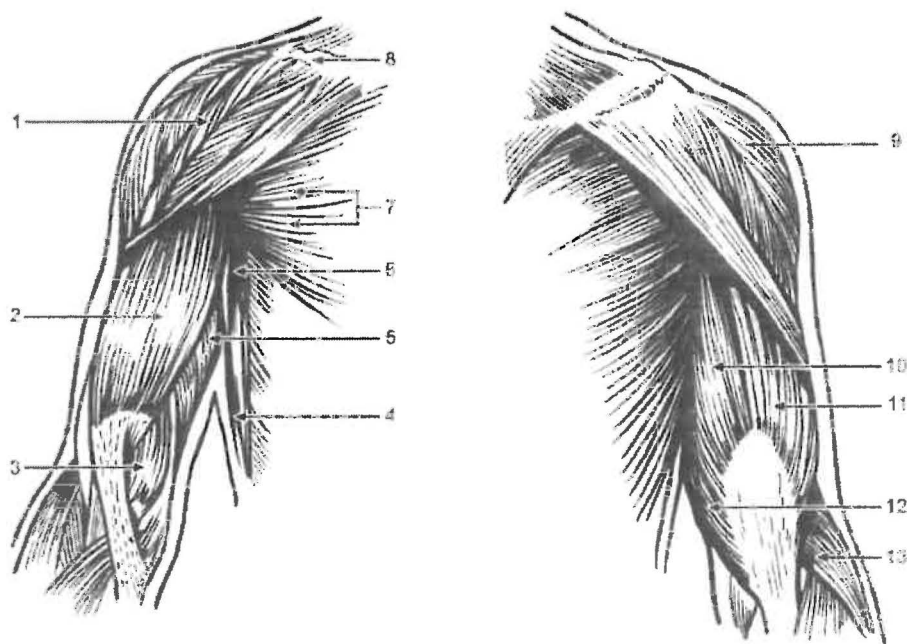
➤ **Svaly vykonávající pronaci a supinaci v kloubu loketním a v distálním kloubu vřetenoloketním (asi 180°):**

m. pronator teres, m. pronator quadratus (pronace), m. biceps brachii, m. supinator, m. brachioradialis (supinace)

➤ **Svaly vykonávající flexi (asi 90°) a extenzi (60°-70°) zápěstí:**

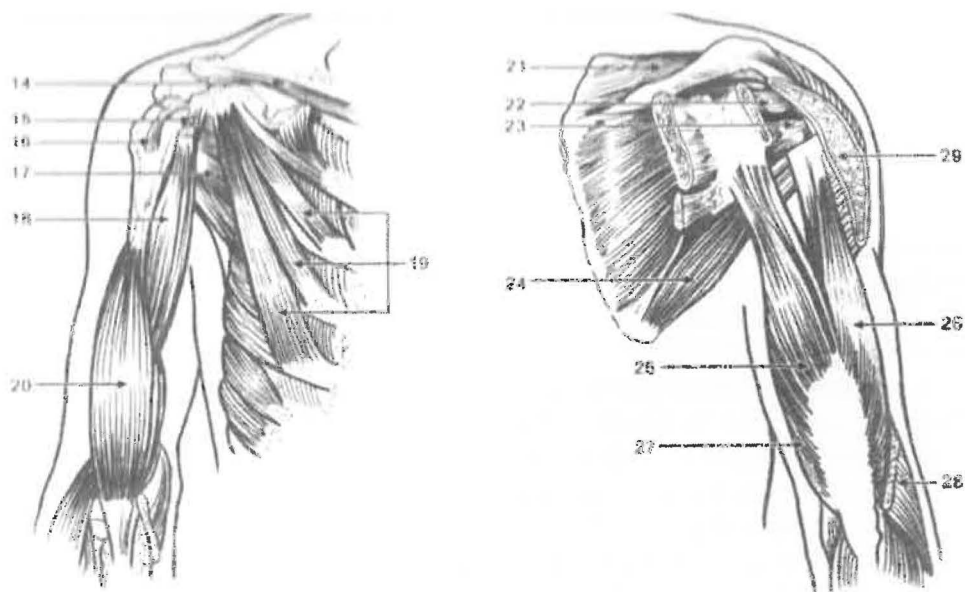
mm. flexores carpi, mm. flexores digitorum, m. palmaris longus (flexe), mm. extensores carpi, mm. extensores digitorum, mm. extensores pollicis (extenze)

Z těchto dílčích pohybů jednotlivých segmentů těla a ze svalů tyto pohyby vykonávajících plyne i výběr vhodných svalů pro měření v metodické části.



1 - m. deltoideus, 2 - m. biceps brachii, 3 - m. brachialis,
 4 - m. latissimus dorsi, 5 - m. triceps brachii, 6 - m. coracobrachialis,
 7 - m. pectoralis major, 8 - clavícula, 9 - m. deltoideus,
 10 - m. triceps brachii (caput longum), 11 - m. triceps brachii (caput laterale),
 12 - m. triceps brachii (caput mediale), 13 - m. brachioradialis.

Obr.5: Svaly pletence ramenního 1 (Véle, 2005)



- 14 - m. subclavius, 15 - m. biceps brachii (caput breve, odstřiženo),
 16 - m. m. biceps brachii (caput longum, odstřiženo), 17 - m. subscapularis,
 18 - m. coracobrachialis, 19 - m. pectoralis minor, 20 - m. brachialis,
 21 - m. supraspinatus, 22 - m. infraspinatus (odstřižen),
 23 - m. teres minor (odstřižen), 24 - m. teres major,
 25 - m. triceps brachii (caput longum), 26 - m. triceps brachii (caput laterale),
 27 - m. triceps brachii (caput mediale), 28 - m. brachioradialis,
 29 - m. deltoideus (odstřižen)

(1-8 povrchová vrstva, pohled ventrální, 9-13 povrchová vrstva, pohled dorzální,
 14-20 hluboká vrstva, pohled ventrální, 21-29 hluboká vrstva, pohled dorzální)

Obr.6: Svaly pletence ramenního 2 (Véle, 2006)

Véle (2006) uvádí, že při analýze pohybu je nutno vycházet nejen z jednotlivých svalů na segment působících, ale i ze svalových řetězců působících zároveň na více segmentů určujících konečný průběh pohybu. Dále uvádí, že funkci svalových řetězců lze analyzovat klinicky i elektromyograficky a že soustředění se na jeden sval v řetězci při jeho testování nebo posilování vyčleňuje tento sval z celkové souvislosti a pohyb odvozený pouze z jeho úponů je zkreslený, nicméně i takto získaná data testováním funkce jednoho svalu mají značný orientační informační význam.

3. CÍLE A ÚKOLY PRÁCE

Cílem této práce je vyhodnotit pomocí EMG měření strukturu zapojování svalů do pohybu při tenisovém podání. Dále pak zjistit, jak jsou tyto svaly zatěžovány při vybraných specifických cvičeních. Důležité budou časové úseky jednotlivých pohybových cyklů, intervaly mezi maximálními hodnotami grafů jednotlivých svalů, rychlost nárůstu elektrického napětí ve svalech a pořadí zapojování jednotlivých svalů za sebou. 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 vhodného hráče pro měření.
- Vybrat svaly, jejichž činnost při pohybu budu měřit.
- Vybrat vhodná specifická cvičení.
- Pomocí EMG změřit činnost vybraných svalů při podání a při jednotlivých cvičích.
- Natočit videozáznamy těchto pohybových celků.
- Vyhodnotit a popsat naměřené výsledky.
- Porovnat grafy cvičení s grafem tenisového podání

Hypotézy:

- Technika hráče je při prvních pokusech méně stabilizovaná nežli po větším počtu zopakování pohybu.
- Při tenisovém podání se budou vybrané svalové skupiny zapojovat do pohybu postupně v podobném pořadí, které odpovídá vzdálenosti svalů při tenisovém podání od země (nejbližší nejdřív, nejvzdálenější nejpozději).
- Přípravná cvičení budou mít podobnou strukturu zapojení svalů jako podání.

4. METODIKA PRÁCE

4.1. Charakteristika výzkumu

Jedná se o případovou studii popisného charakteru relativního načasování pohybu a činnosti vybraných svalů při tenisovém podání 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 osmnáctiletého hráče- praváka Jana Sýkoru, který hraje tenis dvanáct let a jehož váha v době měření byla 62kg a výška 175cm. Na celorepublikovém žebříčku byl v době měření na 85. místě. Hráč byl vybrán z tréninkové skupiny deseti hráčů jako technicky nejvyspělejší, především kvůli jeho pozici na žebříčku a doporučení jeho trenéra jako nejvhodnější zdroj dat. Vhodný výběr hráče byl potvrzen i při připevňování elektrod, neboť měl dobře vyrýsované vybrané svaly.

4.3. Charakteristika použitých metod

Provedeme povrchové měření EMG u svalových skupin zajišťujících pohyb při podání a doplníme o jednoduchou kinematickou analýzu pomocí časové analýzy videozáznamu. Naměříme takto více jednotlivých provedení tenisového podání, abychom mohli porovnat, jak moc je technika hráče stabilní (zda jsou svaly do pohybu zapojovány podobně). Časování pohybu provádíme na základě kritických míst (Crespo, Miley, 2002):

- Vytvoření počáteční síly + nadhoz
- Rotace boků

- Rotace trupu
- Rotace paže kolem ramene
- Napnutí lokte + pronace předloktí
- Flexe zápěstí
- Závěrečná fáze a dopad

EMG je podle Schmidta (1991) běžnou metodou záznamu pohybu, která měří účasti svalu v pohybu spolu s časovým aspektem jeho zapojení. Nejběžnější metodou, kterou použijeme i my, je záznam elektrické aktivity spojený s kontrakcí určitých svalů v průběhu pohybové zátěže. Zvolený způsob měření spočívá v připevnění elektrod na kůži pokrývající zapojené svaly, v náležitém zesílení signálu a v záznamu na polygrafický rekordér pro následnou analýzu. Povrchová EMG v oblasti kineziologie vyšetřuje aktivaci svalů, koaktivaci svalových skupin v průběhu komplexního i selektovaného pohybu, vlivy zátěže na svalovou funkci a může sledovat proces terapeutického procesu stejně jako efekt tréninkového zatížení.

Metodika vyšetřování svalových aktivit pomocí povrchové EMG má své místo v hodnocení okamžiku a rychlosti nástupu i relativního poměru svalové aktivity při vyšetřování komplexních pohybových vzorců. Je uznávána vhodnost tohoto prostředku vyšetřování pro kineziologickou analýzu lidského pohybu včetně chůze a postury (Rodová, Mayer, Janura, 2001).

Povrchová elektromyografie registruje pomocí povrchových elektrod elektrické odezvy činnosti svalových skupin. Na elektromyogramu je zaznamenán elektrický ekvivalent dynamiky iontové výměny v oblasti membrány při aktivaci svalu. Záznam má podobu interferenčního vzorce a je výsledkem interference sumy potenciálů místních motorických jednotek v prostorové vazbě s přenosnými vodiči (což je povrch těla a snímací elektrody). Parametry elektromagnetického signálu jsou logicky výrazně ovlivněny fyziologickými faktory (kvantitou, kvalitou a umístěním detekovaných motorických jednotek). K nim přistupují faktory metodického charakteru – metodika detekce, zpracování a interpretace získaných dat.

Kvantifikace signálu je dána parametry:

- plocha pod křivkou usměrněné křivky (práce svaly vykonaná)
- průměrná amplituda

- vzdálenost nejvyšších vrcholů
- celkový výkon EMG signálu
- střední frekvence
- průměrná frekvence

Vzhledem k řešenému problému budu zkoumat především strukturu růstu a klesání EMG signálu (pořadí zapojení jednotlivých svalů do pohybu), měřit vzdálenosti vrcholů jednotlivých grafů (časy mezi maximálními aktivitami svalů), dále pak vzdálenosti mezi vrcholy různých grafů (čas mezi maximálními aktivitami různých svalů) a průměrnou a maximální amplitudu grafů (průměrná a maximální intenzita - napětí svalů zapojených do pohybu).

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. Max. 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 měřicích 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 6 nastavitelných stupních od 2,5s do 327s (tedy přibližně 5min).
- Vzorkování: 200Hz, tj. 5ms .
- Frekvence : 30 -1200 Hz 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 2000V.
- Napájení: 3 samostatné akumulátory NiMH.
- Rozměry přístroje s akumulátory: 185x140x42 mm.
- Hmotnost s akumulátory do 1,3kg.

Charakteristika videokamery:

Jedná se o digitální videokameru SONY s rozlišením 4 megapixely a s frekvencí snímání 25 obrázků za sekundu.

Sledované proměnné:

Svaly, jejichž činnost jsme měřili, byly vybrány na základě jejich funkce, jak ji uvádí Linc a Doubková (1993), dle charakteru pohybu a z předchozích měření prováděných na FTVS – UK při hodech s vrchním vzorcem (Süss, Pravečková, Kračmar, 2006).

Byl vyšetřován svalový řetězec s těmito svaly:

1. m. tensor fasciae latae sin.

funkce: Pomáhá při flexi a abdukci v kloubu kyčelním, dále se uplatňuje při vnitřní rotaci stehna při udržování extenze v kolenním kloubu.

2. m. obliquus externus abdominis dx.

funkce: Oboustranně předklání trup a při jednostranné činnosti otáčí trup na stranu opačnou (dx. – doleva, sin. – doprava).



*Obr.7: m. tensor fasciae latae
(Linc, Doubková, 1993)*



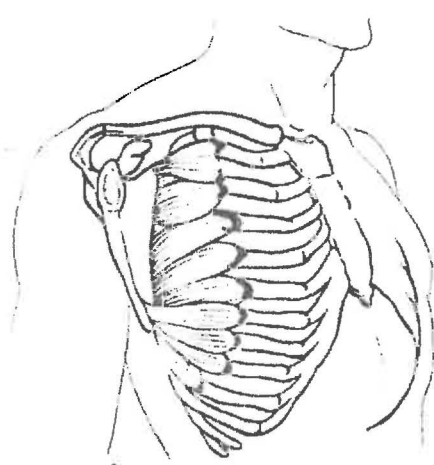
*Obr.8: m. obliquus externus
abdominis (Véle, 2006)*

3. *m. serratus anterior dx.*

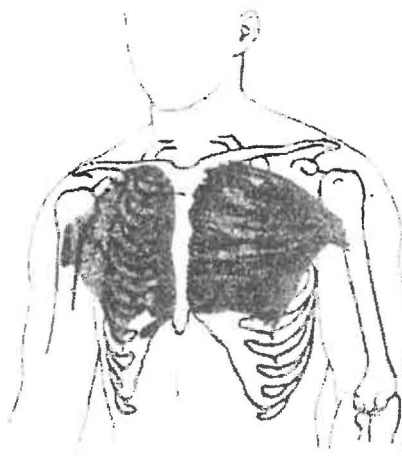
funkce: Otáčí dolní úhel lopatky vzhůru a tím umožňuje vzpažení, dále pak oddaluje lopatku od páteře, přitlačuje lopatku k hrudníku a je činný při vdechu.

4. *m. pectoralis major dx.*

funkce: Addukuje končetinu při zafixovaném hrudníku, pomáhá při předpažení a při vnitřní rotaci paže.



*Obr.9:m. serratus anterior
(Linc, Doubková, 1993)*



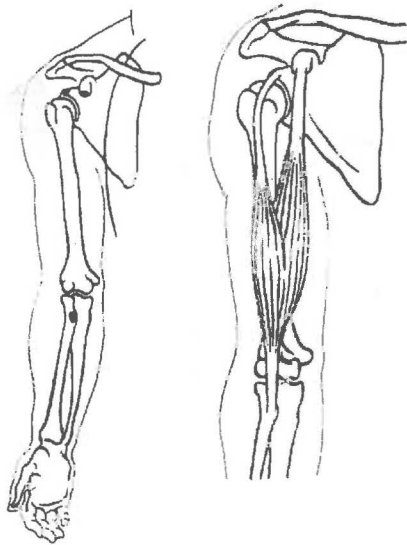
*Obr.10: m. pectoralis major
(Linc, Doubková, 1993)*

5. *m. biceps brachii dx. caput longum*

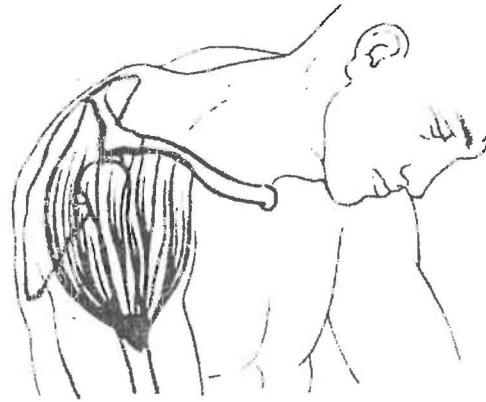
funkce: Vykonává flexi a supinaci v loketním kloubu. V ramenním kloubu dlouhá hlava abdukuje, krátká addukuje a působí na ventrální flexi.

6. *m. deltoideus dx., pars clavicularis*

funkce: Přitlačuje hlavičku kosti pažní do jamky. Vyvolává abdukcii v ramenním kloubu, jeho klavikulární část se uplatňuje při ventrální flexi a část hřebenová naopak při dorzální flexi.



Obr.11: m. biceps brachii
(Linc, Doubková, 1993)



Obr.12: m. deltoideus
(Linc, Doubková, 1993)

7. m. triceps brachii dx. caput longum

funkce: Provádí extenzi v kloubu loketním a dlouhá hlava navíc addukuje a extenduje v kloubu ramenním.



Obr.13: m. triceps brachii

Umístění elektrod na snímaného hráče:



Obr.14:m.tensor fasciae latae sin.



Obr.15:m.obliquus externus abdominis dx.



*Obr.16: m. serratus anterior dx,
m pectoralis major dx.,*



Obr.17:m. biceps brachii dx., caput longum



Obr.18:m. deltoideus dx., pars clavicularis



Obr.19:m. triceps brachii dx., caput longum

4.4. Výběr cvičení

Cvičení jsou vybrána tak, aby se dostatečně podobala pohybu při tenisovém podání a aby byla snadno realizovatelná při běžném tenisovém tréninku na kurtu s jednoduchými pomůckami. Jedná se o tenisové míče, malý medicinbal o váze 1,1kg a průměru 17cm a 2,5kg činka jednoruká s možností zvýšení hmotnosti na 5kg.

1. Hod tenisovým míčem do dálky.

Hráč stojí na základní čáře ve stejném postavení nohou jako při podání, napřahuje se stejným způsobem jako při podání s raketou a hází míč vložením těla do hodů a švihem paže vši silou na druhou stranu kurtu.

2. Hod tenisovým míčem o zem.

Zahájení cviku je stejné jako u předchozího cvičení, ale v závěru hodů hází hráč míč vši silou před sebe o zem, maximálně však 3m před sebe tak, aby po odrazu vyskočil co možná nejvyšší.

3. Hod plným míčem jednoruč- medicinbalem.

Hráč provádí náprah z postavení jako při podání, drží míč v pravé ruce a napřahuje se podobně jako v předešlých cvičeních a hází míč ze základní čáry k síti.

4. Simulace tenisového podání s činkou 2,5kg.

Hráč stojí opět ve stejném postavení a prochází celým pohybem jako při tenisovém podání s 2,5kg činkou v ruce. Pohyb je plynulý, a ne příliš rychlý, aby nedošlo ke zranění.

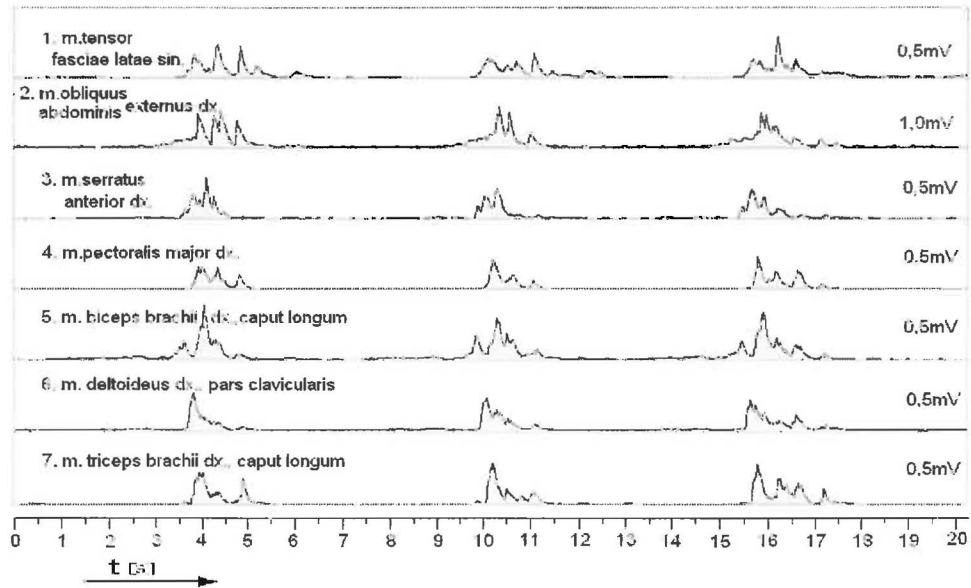
5. VÝSLEDKOVÁ ČÁST

Měření proběhlo v tenisové hale klubu Aritma na antukových kurtech 2.3. 2007 dopoledne za přítomnosti vedoucího práce, odborného konzultanta a fyzioterapeutky a autora této práce. Všechna cvičení byla prováděna po rozcvičení a rozehrání hráče několikrát za sebou. Především podání bylo provedeno mnohokrát, abychom mohli porovnat činnost svalů mezi mnoha pokusy jednoho pohybového celku

5.1. Podání

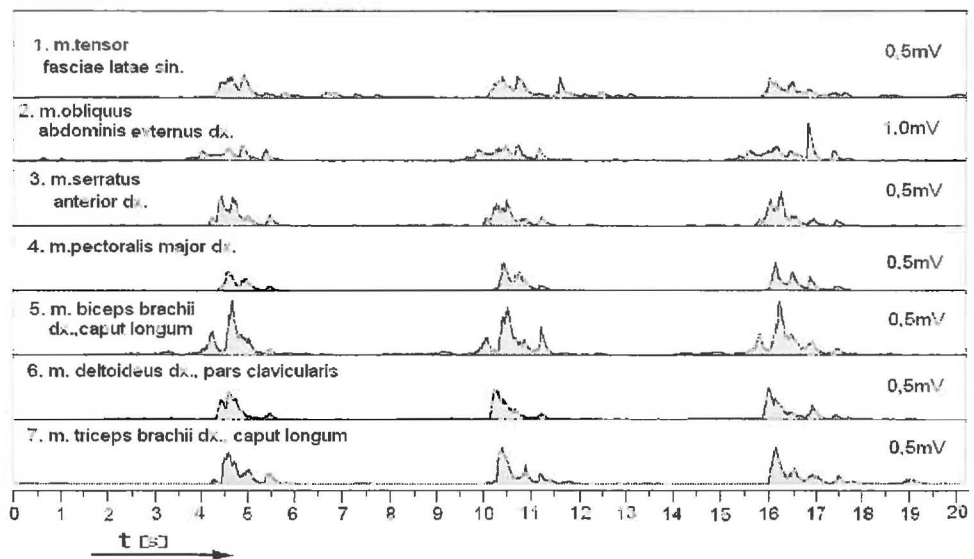
Jednotlivé kanály EMG přístroje byly všechny nastaveny na intenzitu signálu 0,5mV, Pouze druhý kanál (*m. obliquus externus abdominis dx.*) byl nastaven na 1,0mV. Naměřili jsme sedm cyklů po třech podáních. Celkem tedy dvacet jedna podání, abychom měli srovnání, jak je technika hráče stabilizovaná. Časy provedení jednotlivých pokusů od začátku do konce pohybu se pohybovali od 1,8s do 2,2s a průměrný čas tenisového podání vyšel téměř přesně 2s. Maximální odchylka od průměru tedy činí 0,2s na obě strany, což je 10% z celkového času. Tyto časové rozdíly jsou dány především dobou mezi nápřahem a samotným úderem, která je závislá především na výšce nadhozu. Počty lokálních maxim grafů jednotlivých signálů a jejich vzdálenosti od sebe se s množstvím provedených pokusů stabilizují. Tři podání v jednom cyklu zaznamenané EMG signálem vidíme v následujících dvou grafech. Již na první pohled vidíme, že při prvních pokusech je zapojení svalů do podání rozdílnější než při pokusech předposledních.

PODÁNÍ TENIS E6



Obr.20: EMG záznam tří tenisových podání v prvním cyklu –E6

PODÁNÍ TENIS E11



Obr.21: EMG záznam tří tenisových podání v předposledním cyklu – E11

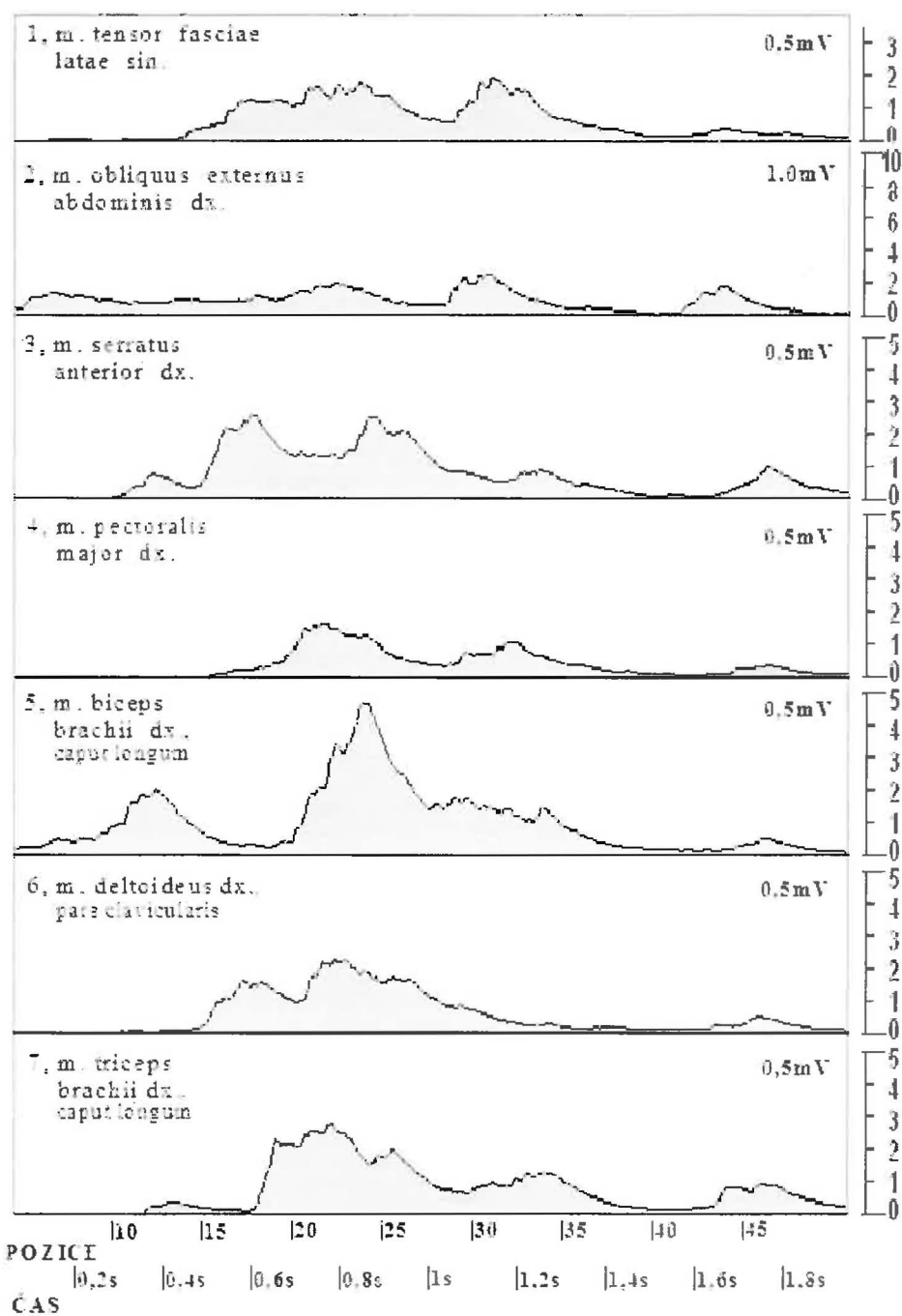
Při porovnání obrázků 20 a 21 vidíme mnohem vyšší podobnost mezi podáními ze série E11 než ze série E6. Zaměřím se nyní na lokální maxima grafů.

| Počet lokálních maxim grafů série E6: | pokus 1 | pokus 2 | pokus 3 |
|---|----------------|----------------|----------------|
| 1. m. tensor fasciae latae sin. | 6 | 5 | 3 |
| 2. m. obliquus externus abdominis dx. | 4 | 3 | 5 |
| 3. m. serratus anterior dx. | 4 | 3 | 4 |
| 4. m.pectoralis major dx. | 3 | 3 | 4 |
| 5. m. biceps brachii dx., caput longum | 4 | 4 | 5 |
| 6. m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis | 2 | 4 | 5 |
| 7. m. triceps brachii dx., caput longum | 3 | 4 | 5 |

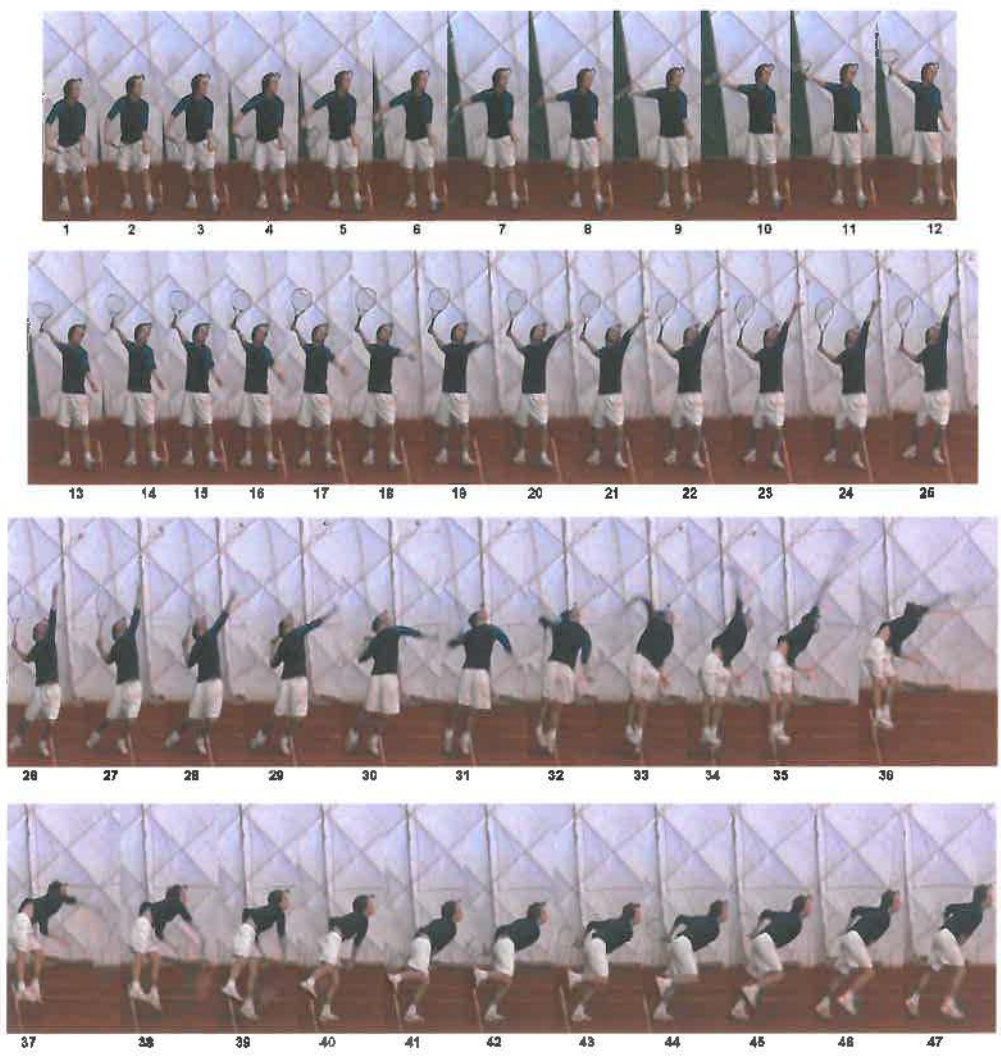
| Počet lokálních maxim grafů série E11: | pokus 16 | pokus 17 | pokus 18 |
|---|-----------------|-----------------|-----------------|
| 1. m. tensor fasciae latae sin. | 5 | 4 | 5 |
| 2. m. obliquus externus abdominis dx. | 4 | 4 | 5 |
| 3. m. serratus anterior dx. | 5 | 5 | 6 |
| 4. m.pectoralis major dx. | 3 | 3 | 4 |
| 5. m. biceps brachii dx., caput longum | 4 | 4 | 5 |
| 6. m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis | 3 | 3 | 3 |
| 7. m. triceps brachii dx., caput longum | 4 | 3 | 5 |

Zatímco se pokus 1 a pokus 2 v počtu lokálních maxim shodují pouze u dvou svalů, pokus 2 a pokus 3 u žádného svalu a pokus 1 s pokusem 3 v jednom svalu, v sérii E11 vidíme shodu pokusu 16 a pokusu 17 dokonce v pěti svalech. Shoda pokusu 16 a pokusu 17 s pokusem 18 je sice malá (v jednom a ve dvou svalech), ale podíváme-li se podrobněji na pokus 18 a zanedbáme poslední lokální maxima (všechna nabývají hodnot nižších než maxima předchozí) u každého svalu, bude se tento pokus s předchozíma dvěma shodovat v obou případech v pěti hodnotách. V závěru pokusu 18 tedy zřejmě došlo k mírnému vychýlení ze standardního dokončení pohybu. Jako reprezentant pro podrobnější prozkoumání byl vybrán prostřední graf ze sady E11, tedy

sedmnáctý měřený pokus (Obr.22).



Obr.22: EMG záznam tenisového podání měřeného jako sedmnácté v pořadí (2. v E11)



Obr.23: Kinogram tenisového podání

Podrobnější prozkoumání grafu:

Celé podání trvalo 1,88s. Jako první zahajuje svoji aktivitu *m. biceps brachii dx.*, *caput longum*, společně s *m. obliquus externus abdominis dx.* *M. obliquus externus abdominis dx.* vytváří napětí zhruba 0,12mV a během prvních pěti desetín sekundy se jeho intenzita příliš nemění. Napětí u *m. biceps brachii dx.*, *caput longum* roste od začátku pohybu strměji. Během 0,3s vzroste jeho napětí z téměř nulové hodnoty na 0,17mV a dále pak klesá během 0,22s na 0,03mV. Děje se tak v náprahové fázi, která je dále doprovázena aktivitou *m. tensor fasciae latae sin.*, který začíná zabírat až 0,3s po zahájení pohybu, během 0,29s se dostává do oblasti několika svých menších lokálních maxim. Během náprahu také výrazně zabírá *m. deltoideus anterior dx.*, *pars clavicularis*, který se zapojuje 0,37s po zahájení pohybu a během 0,15s dosahuje svého prvního lokálního maxima o hodnotě 0,14mV. Podobný průběh z časového hlediska má při fázi náprahu i *m. serratus anterior dx.*, který však dosahuje o něco vyšší hodnoty (0,23mV). Zhruba po 0,5s vidíme prudký nárůst napětí u *m. triceps brachii dx.*, *caput longum*, který během 0,11s dosahuje hodnoty 0,23mV, jeho aktivita se drží na vysokých hodnotách asi 0,5s a pak pozvolna klesá. Po 0,55s od začátku pohybu se zapojuje *m. pectoralis major dx.* a dosahuje během 0,15s svého absolutního maxima (0,14mV). Na něho navazuje druhý nárůst u *m. deltoideus anterior dx.*, *pars clavicularis* a dosahuje svého absolutního maxima (0,2mV). Následně nastupuje vysoká aktivita u *m. biceps brachii dx.*, *caput longum*, který dosahuje druhého a zároveň absolutního maxima. Během pouhých 0,17s vzroste jeho napětí na 0,43mV, což je zároveň nejvyšší hodnota, které svaly dosahují. Současně dochází ke druhému lokálnímu maximu u *m. serratus anterior dx.* Z grafu vidíme, že toto druhé lokální maximum dosahuje téměř stejné hodnoty jako to první u tohoto svalu a tvary okolí těchto dvou maxim jsou osově téměř souměrné. Po zhruba 0,9s začíná napětí ve všech svalech, až na *m. tensor fasciae latae sin.* a *m. obliquus externus abdominis dx.*, klesat. V závěrečné fázi úderu dochází k odrazu hráče ze země, přičemž stoupnou napětí u *m. tensor fasciae latae sin.* a *m. obliquus externus abdominis dx.* a dosahují tak svých absolutních maxim o hodnotách 0,17mV a 0,23mV.

Maximální hodnoty el. napětí v jednotlivých svalech během podání:

| | |
|--|--------|
| 1. m. tensor fasciae latae sin. | 0,17mV |
| 2. m. obliquus externus abdominis dx. | 0,23mV |
| 3. m. serratus anterior dx. | 0,23mV |
| 4. m. pectoralis major dx. | 0,14mV |
| 5. m. biceps brachii dx., caput longum | 0,43mV |
| 6. m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis | 0,20mV |
| 7. m. triceps brachii dx., caput longum | 0,21mV |

Průměrné hodnoty el. napětí v jednotlivých svalech během podání:

| | |
|--|--------|
| 1. m. tensor fasciae latae sin. | 0,06mV |
| 2. m. obliquus externus abdominis dx. | 0,12mV |
| 3. m. serratus anterior dx. | 0,07mV |
| 4. m. pectoralis major dx. | 0,04mV |
| 5. m. biceps brachii dx., caput longum | 0,09mV |
| 6. m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis | 0,06mV |
| 7. m. triceps brachii dx., caput longum | 0,07mV |

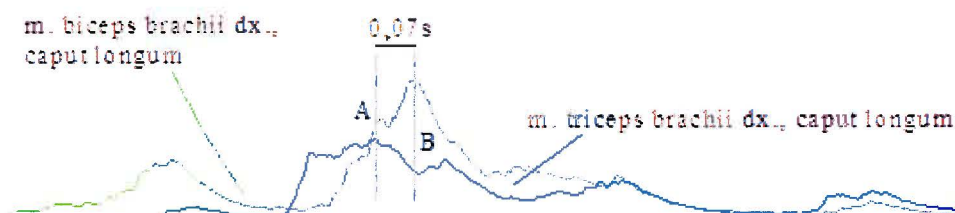
Vzhledem k tomu, že pracovní cyklus motorické jednotky funguje na výše zmíněné bázi „vše (aktivace) – nic (relaxace)“, zajímá nás, v jakém pořadí dosahují jednotlivé svaly svých absolutních maxim. Pro zjednodušení nahradím názvy svalů čísla odpovídajícími pořadí jejich zapojení (pořadí v grafu).

Svaly dosahují svým absolutních maxim při podání v tomto pořadí:

3-4-7-6-5-2-1

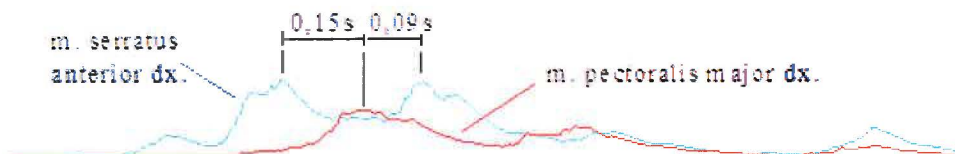
Porovnání zapojování se jednotlivých svalů do pohybu a souvislosti mezi některými dvojicemi svalů můžeme dobře vidět na následujících obrázcích.

Porovnání činnosti antagonistů *m. biceps brachii dx., caput longum* a *m. triceps brachii dx., caput longum* vidíme na obrázku 24. V místě A dochází k absolutnímu maximu u *m. triceps brachii dx., caput longum* a zároveň k mírnému vychýlení *m. biceps brachii dx., caput longum* nahoru. Jedná se o pozici 23 z kinogramu, kdy se ruka s raketou v nápřahu zastavuje. Dochází tedy v jeden okamžik k maximům dvou antagonistů, po kterém *m. triceps brachii dx., caput longum* „povoluje a pouští“ do maxima *m. biceps brachii dx., caput longum* (na obrázku okamžik B).



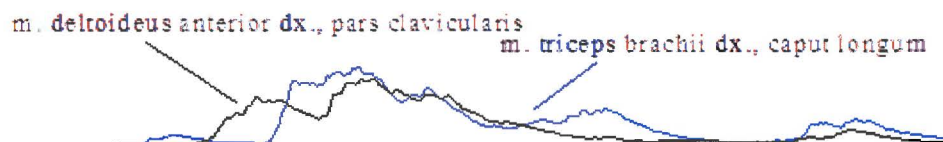
Obr.24: Porovnání EMG záznamů vybraných svalů při podání 1

Na dalším obrázku porovnáváme *m. serratus anterior dx.* a *m. pectoralis major dx.* *M. pectoralis major dx.* dosahuje svého absolutního maxima mezi výraznými maximy svalu *m. serratus anterior dx.* První maximum *m. serratus anterior dx* odpovídá pozici 17 z kinogramu, kdy se paže s raketou pohybuje vzad- vzhůru do nápřahu.



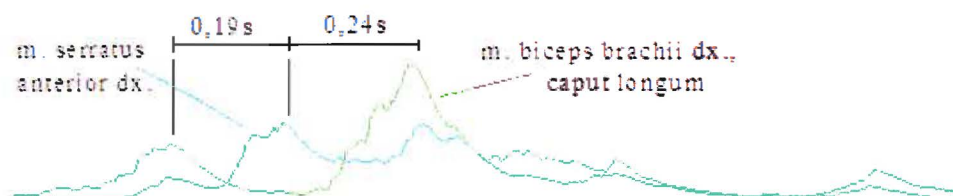
Obr.25: Porovnání EMG záznamů vybraných svalů při podání 2

Křivka svalu *m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis* dosahuje svého absolutního maxima ve stejný okamžik jako *m. biceps brachii dx., caput longum*. Sval však nabývá prvního lokálního maxima ještě před vzrůstem aktivity u *m. biceps brachii dx., caput longum* (Obr.26).



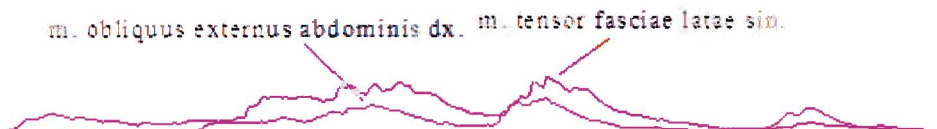
Obr.26: Porovnání EMG záznamů vybraných svalů při podání 3

Další zajímavý vztah pozorujeme mezi svaly *m. biceps brachii dx., caput longum* a *m. serratus anterior dx.* *M. serratus anterior dx.* dosahuje svého prvního maxima mezi dvěma maximy *m. biceps brachii dx., caput longum* a svého druhého maxima téměř současně s absolutním maximem *m. biceps brachii dx., caput longum*. Jedná se o flexi v loketním kloubu (v kinogramu pozice 26).



Obr.:27: Porovnání EMG záznamů vybraných svalů při podání 4

Na obrázku 28 vidíme téměř společnou aktivitu svalů *m. tensor fasciae latae sin.* a *m. obliquus externus abdominis dx.* Jejich absolutní maxima nastávají před odrazem hráče ze země (na kinogramu pozice 30).

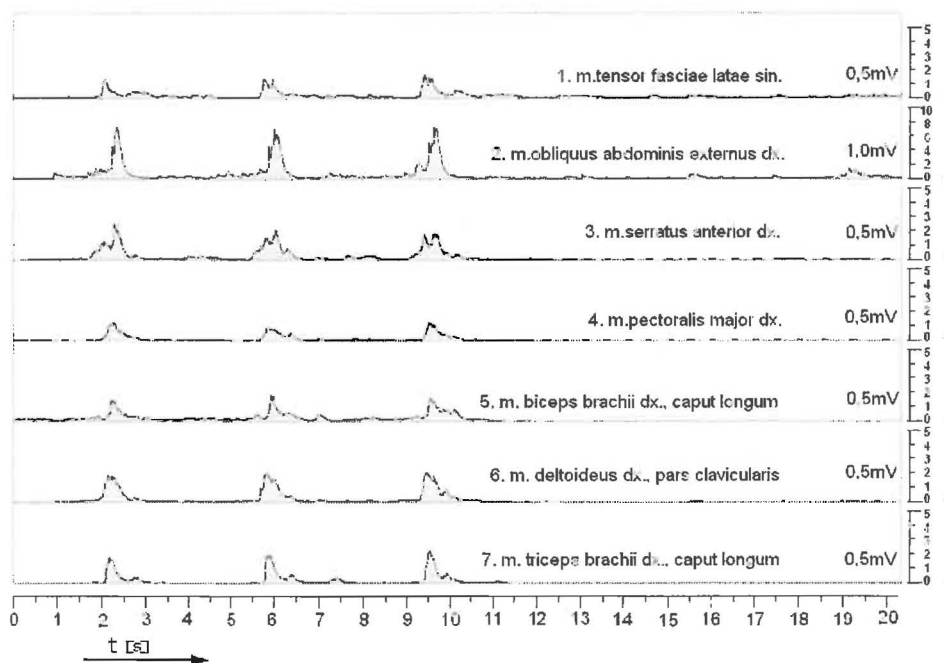


Obr.28: Srovnání EMG záznamů vybraných svalů při podání 5

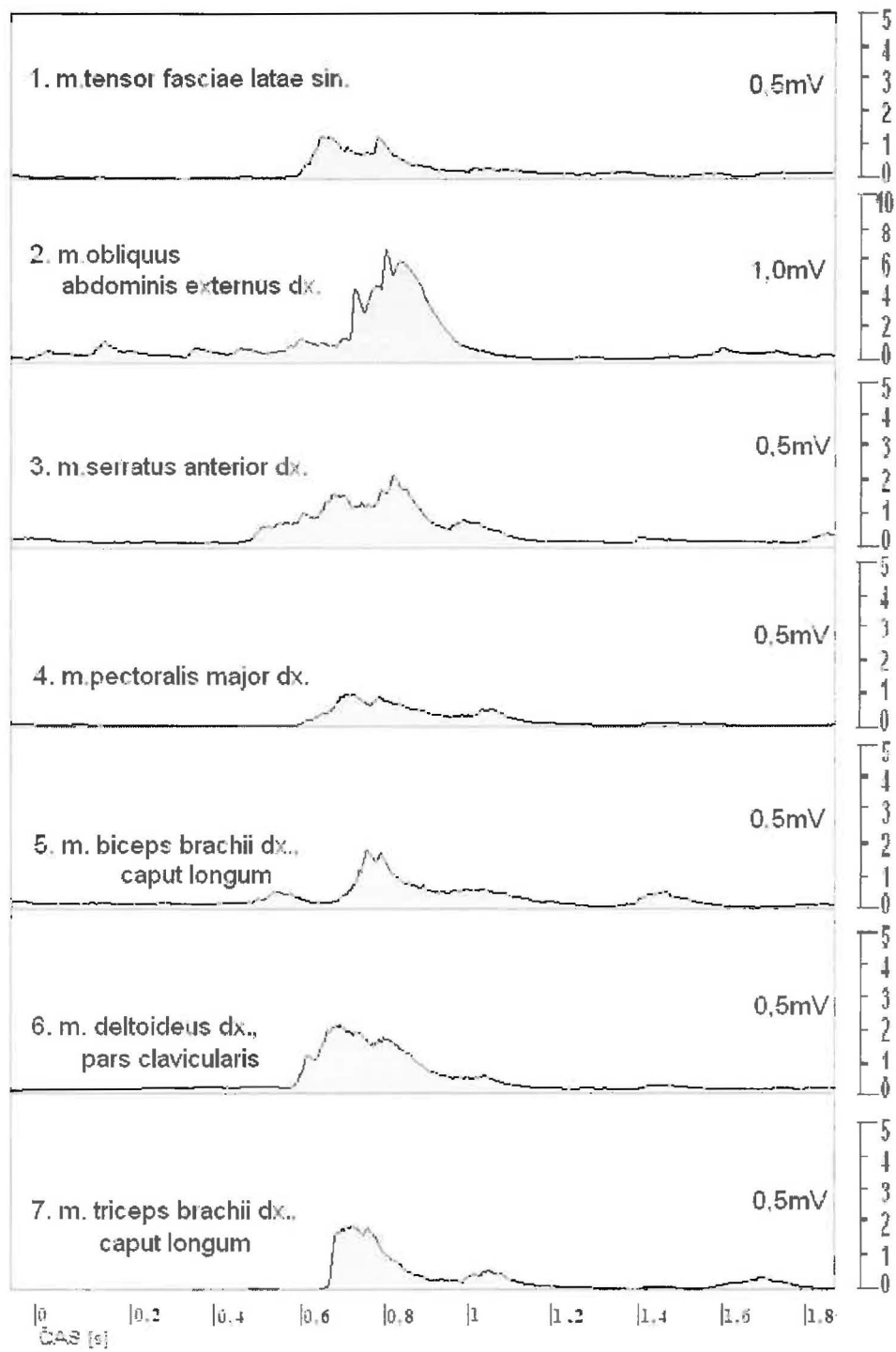
5.2. Hod tenisovým míčem do dálky

Kanály EMG přístroje byly nastaveny při všech cvičeních stejně jako při podání, tedy na 0,5mV a kanál pro *m. obliquus externus abdominis dx.* na 1,0mV. Při průpravných cvičeních bylo provedeno méně pokusů nežli při podání, neboť se oproti podání jedná o motoricky méně náročné cviky. Pro demonstraci uvádím graf prvních tří pokusů hodu míčkem do dálky (Obr.29).

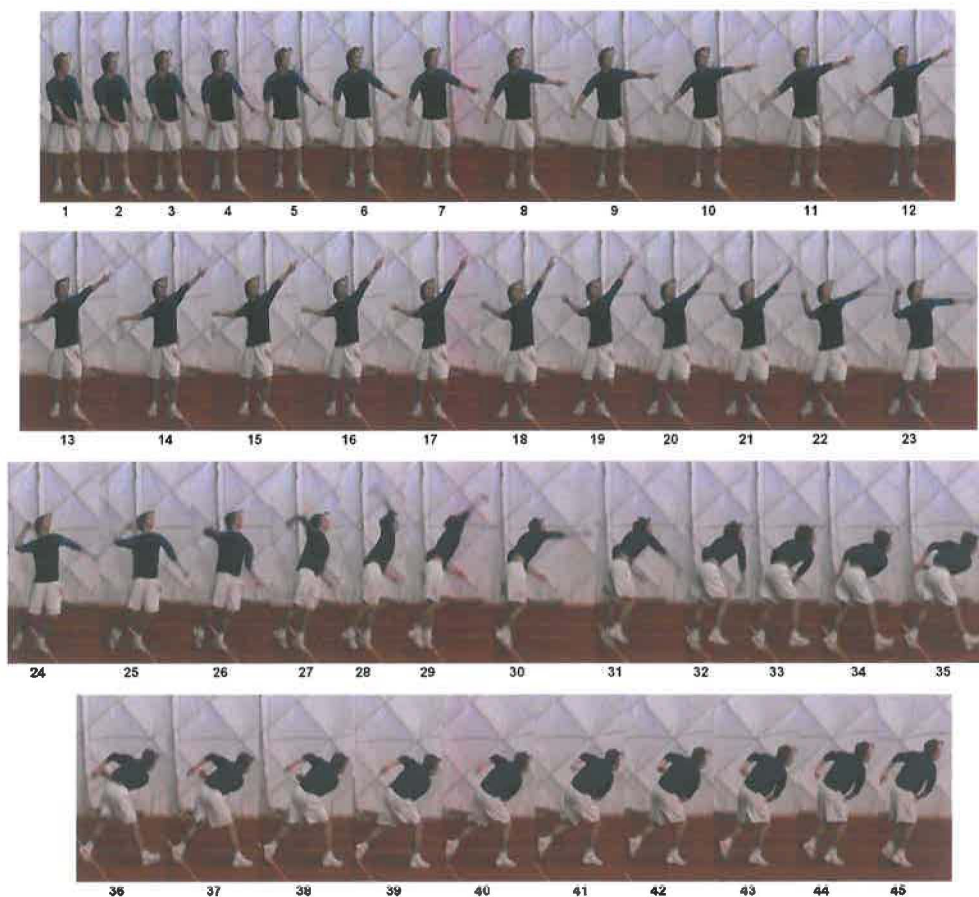
HOD DO DÁLKY TENIS.MÍČKEM E23



Obr.29: EMG záznam tří hodů do dálky – E23



Obr.30: EMG záznam hodů míčem do dálky



Obr.31: Kinogram hodu do dálky

Popis grafu:

Celkový pohyb trvá přibližně 1,8s. První se do aktivity zapojuje *m. obliquus externus abdominis dx.*, jehož el. napětí vzroste během 0,15s na 0,18mV. Následuje zvýšená aktivita u svalů *m. serratus anterior dx.* současně s *m. tensor fasciae latae sin.*. Jejich svalová napětí dosahují oba zhruba 0,14mV. *M. serratus anterior dx.* dosahuje tohoto svého maxima pozvolněji (asi za 0,37s), *m. tensor fasciae latae sin.* rychleji (za 0,1s) a vyšší napětí v tomto svalu setrvává ještě po 0,21s. Současně s předchozími dvěma svaly dosahuje svého lokálního maxima *m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis* (0,18mV). Děje se tak 0,42s po zahájení pohybu a maxima je dosaženo během 0,13s a jeho napětí od této chvíle pozvolna klesá. Následuje zapojení svalu *m.*

triceps brachii dx., caput longum, který během 0,11s dosahuje aktivity 0,19mV, což je jeho absolutní maximum. S maximem *m. triceps brachii dx., caput longum* dochází k „záškubu“ u *m. obliquus externus abdominis dx.* (na el. napětí 0,22mV). Děje se tak 0,47s po zahájení pohybu. V zápětí, 0,5s po zahájení pohybu, téměř současně nabývají svých absolutních maxim *m. pectoralis major dx.* a *m. biceps brachii dx., caput longum*. Jedná se o hodnoty 0,10mV a 0,13mV dosažené během 0,12s. Jejich hodnoty od této chvíle klesají společně s hodnotami svalů *m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis* a *m. biceps brachii dx., caput longum*. Naopak k nárůstu napětí dochází opět u svalů *m. serratus anterior dx.* (téměř stejná hodnota jako u prvního lokálního maxima) a *m. obliquus externus abdominis dx.*, který dosahuje svého absolutního maxima (0,62mV). Děje se tak 0,65s po zahájení pohybu. Následuje pokles napětí ve všech svalech.

Maximální hodnoty el. napětí v jednotlivých svalech během hodů:

| | |
|---|--------|
| 1. <i>m. tensor fasciae latae sin.</i> | 0,14mV |
| 2. <i>m. obliquus externus abdominis dx.</i> | 0,62mV |
| 3. <i>m. serratus anterior dx.</i> | 0,16mV |
| 4. <i>m. pectoralis major dx.</i> | 0,10mV |
| 5. <i>m. biceps brachii dx., caput longum</i> | 0,14mV |
| 6. <i>m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis</i> | 0,17mV |
| 7. <i>m. triceps brachii dx., caput longum</i> | 0,19mV |

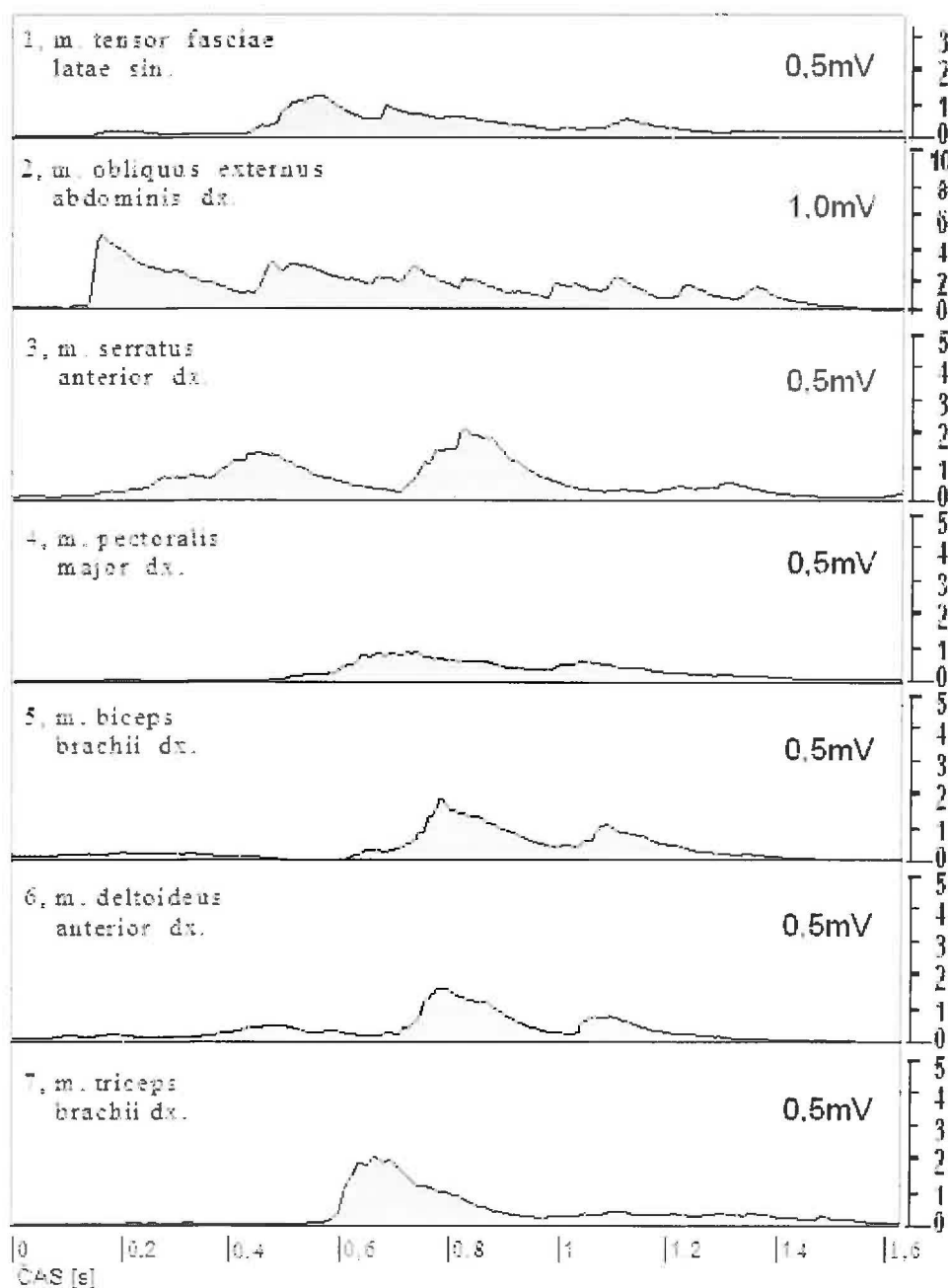
Průměrné hodnoty el. napětí v jednotlivých svalech během hodů:

| | |
|---|--------|
| 1. <i>m. tensor fasciae latae sin.</i> | 0,04mV |
| 2. <i>m. obliquus externus abdominis dx.</i> | 0,14mV |
| 3. <i>m. serratus anterior dx.</i> | 0,05mV |
| 4. <i>m. pectoralis major dx.</i> | 0,03mV |
| 5. <i>m. biceps brachii dx., caput longum</i> | 0,05mV |
| 6. <i>m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis</i> | 0,04mV |
| 7. <i>m. triceps brachii dx., caput longum</i> | 0,05mV |

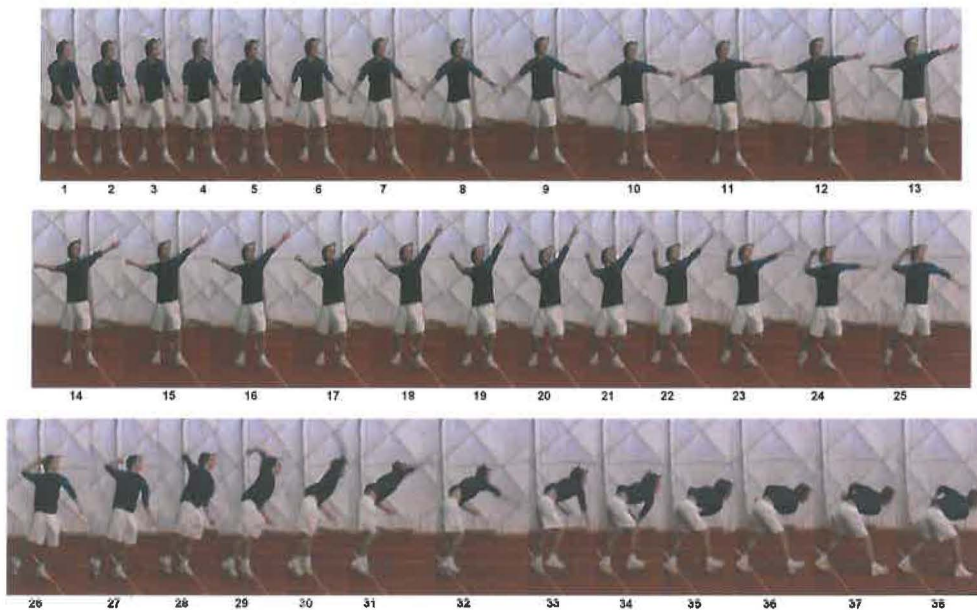
Svaly dosahují svým absolutních maxim při hodu do dálky v tomto pořadí:

1-6-7-4-5-3-2

5.3. Hod tenisovým míčem o zem



Obr.32: EMG hodu míčkem o zem



Obr.33: Kinogram hodu o zem

Popis grafu:

Pohyb trvá přibližně 1,6s. První se do pohybu zapojuje prudkým vzrůstem el. napětí ve svalu *m. obliquus externus abdominis dx.* Během pouhých 0,07s dosáhne hodnoty 0,45mV, což je jeho absolutní maximum. Napětí v tomto svalu nadále již klesá a dosahuje ještě několika lokálních maxim periodicky po přibližně 0,3s. Druhý sval zapojující se pozvolna do pohybu je *m. serratus anterior dx.*, který vytváří napětí 13mV za 0,37s. Následuje absolutní maximum u *m. tensor fasciae latae sin.* (0,11mV) dosažená během 0,12s. Děje se tak 0,55s od zahájení pohybu. Následuje relativně rychlý vzrůst el. napětí u *m. triceps brachii dx., caput longum*, za 0,1s z téměř nulové hodnoty na jeho absolutní maximum (0,18mV). Zároveň roste aktivita u *m. pectoralis major dx.* na jeho absolutní maximum 0,08mV, ale mnohem pozvolněji a trvá přibližně 0,6s. Naopak *m. triceps brachii dx., caput longum* po dosažení maxima el. napětí poměrně rychle ztrácí, čímž je zahájena zvýšená aktivita u jeho antagonisty. *M. biceps brachii dx., caput longum* nabývá svého absolutního maxima 0,17mV za 0,15s. Děje se tak 0,78s po zahájení pohybu. Hodnota el. napětí u tohoto svalu následně klesá a dosáhne ještě jednoho maxima, lokálního, to až ale 1,1s po zahájení pohybu. Pouhou

jednu setinu po dosažení absolutního maxima u *m. biceps brachii dx., caput longum* dosahuje svého absolutního maxima *m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis* (0,15mV) za 0,11s. Následuje téměř stejný vývoj hodnot napětí jako u *m. biceps brachii dx., caput longum*, tedy ještě jedno lokální maximum o hodnotě 0,07mV. 0,83s po zahájení pohybu dochází k absolutnímu maximu u *m. serratus anterior dx.* o hodnotě 0,20mV a děje se tak po 0,37s po dosažení prvního (lokálního) maxima. Aktivita svalů přetrvává nejdéle u *m. obliquus externus abdominis dx.* v podobě již zmíněných periodických maxim.

Maximální hodnoty el. napětí v jednotlivých svaích během hodu o zem:

| | |
|---|--------|
| 1. <i>m. tensor fasciae latae sin.</i> | 0,11mV |
| 2. <i>m. obliquus externus abdominis dx.</i> | 0,45mV |
| 3. <i>m. serratus anterior dx.</i> | 0,20mV |
| 4. <i>m. pectoralis major dx.</i> | 0,08mV |
| 5. <i>m. biceps brachii dx., caput longum</i> | 0,17mV |
| 6. <i>m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis</i> | 0,15mV |
| 7. <i>m. triceps brachii dx., caput longum</i> | 0,18mV |

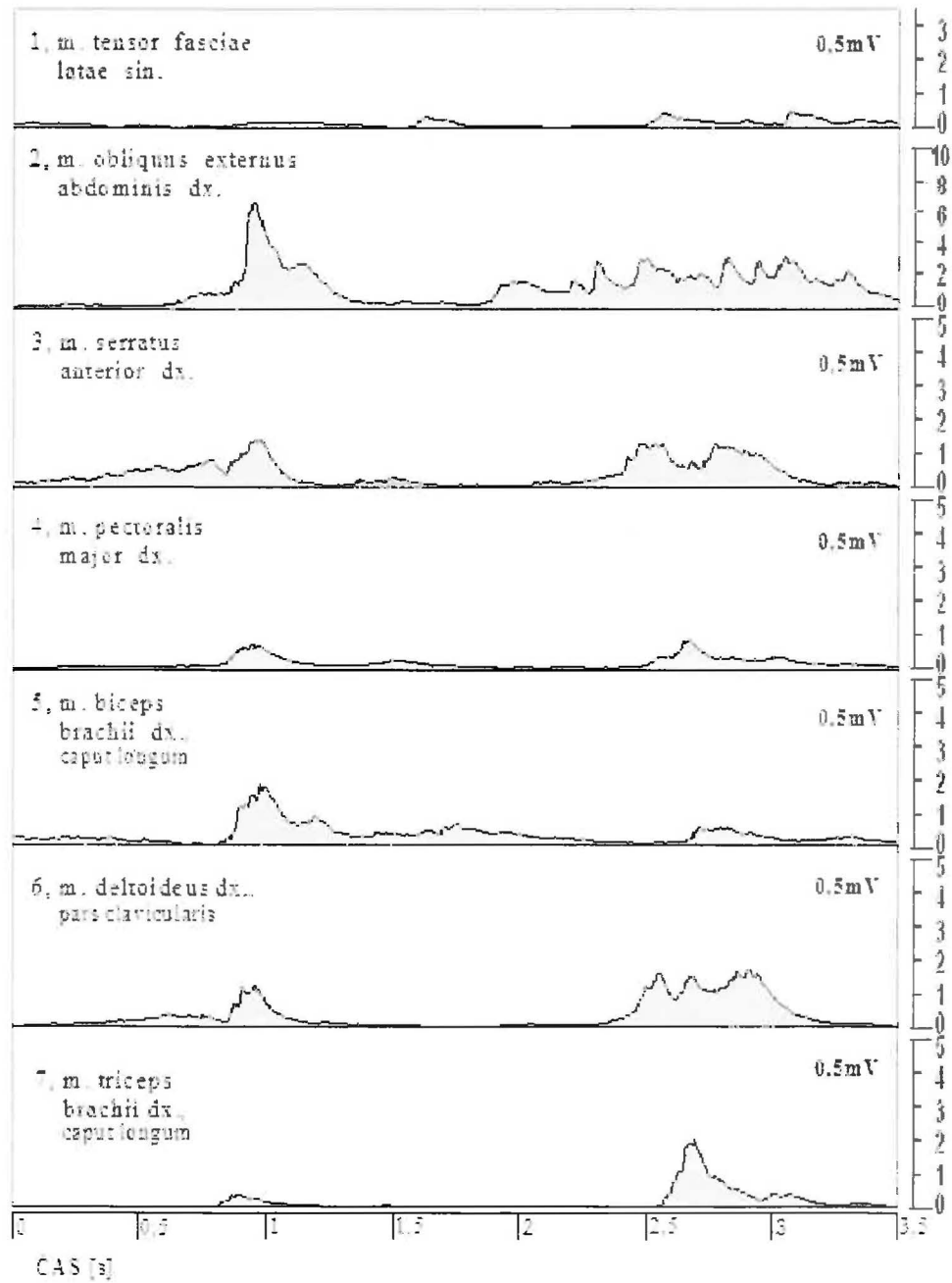
Průměrné hodnoty el. napětí v jednotlivých svaích během hodu o zem:

| | |
|---|--------|
| 1. <i>m. tensor fasciae latae sin.</i> | 0,03mV |
| 2. <i>m. obliquus externus abdominis dx.</i> | 0,17mV |
| 3. <i>m. serratus anterior dx.</i> | 0,05mV |
| 4. <i>m. pectoralis major dx.</i> | 0,02mV |
| 5. <i>m. biceps brachii dx., caput longum</i> | 0,04mV |
| 6. <i>m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis</i> | 0,04mV |
| 7. <i>m. triceps brachii dx., caput longum</i> | 0,03mV |

Svaly dosahují svých absolutních maxim při hodu o zem v tomto pořadí:

2-1-7-4-5-6-3

5.4. Hod medicinbalem.



Obr.34: EMG hodu medicinbalem

Popis grafu:

Větší rozdíl oproti předchozím cvičením je především v čase trvání pohybu, který je 3,5s. Důvod je především delší náprah. Na EMG záznamu vidíme výraznější oddělení náprahové a odhodové fáze (Obr.34). Při náprahu je zpočátku patrná aktivita *m. serratus anterior dx.*, která roste a dosahuje společně s ostatními svaly. Téměř všechny svaly kromě svalu *m. tensor fasciae latae sin.* dosahují svého zřetelného prvního maxima 1s po zahájení pohybu, což svědčí o větší délce náprahu oproti předchozím hodům. Svaly dosahují svých maxim téměř současně v intervalu 0,04s. Jedná se přitom o tyto hodnoty: *m. obliquus externus abdominis dx.*: 0,54mV, *m. serratus anterior dx.*: 0,14mV, *m. pectoralis major dx.*: 0,06mV, *m. biceps brachii dx., caput longum*: 0,17mV, *m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis*: 0,12mV, *m. triceps brachii dx., caput longum*: 0,04mV. Napětí ve svalecth následně klesá na téměř nulové hodnoty, nejdéle přetrvává u svalu *m. biceps brachii dx., caput longum*. Až po 1,73s dochází k absolutnímu maximu u *m. tensor fasciae latae sin.* na hodnotu 0,03s. Až po 1,95s zahajuje výrazněji odhodovou fázi *m. obliquus externus abdominis dx.*, který až do konce pohybu dosahuje osmi lokálních maxim o hodnotách přibližně 0,12mV. 2,37s po zahájení pohybu dochází ke vzrůstu napětí u *m. serratus anterior dx.*, které za 0,26s dosáhne 0,12mV. Při tomto maximu dochází také k maximu u *m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis* na 0,14mV. Během následujících 0,48s dochází u *m. serratus anterior dx.* ještě k jednomu maximu téměř stejné hodnoty, jako byla předešlá a u *m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis* ještě ke dvěma maximům. V tomto intervalu také dochází k maximům u svalů *m. pectoralis major dx.* (0,07mV za 0,19s), *m. biceps brachii dx., caput longum* (0,05mV za 0,15s) a *m. triceps brachii dx., caput longum* (0,18mV za 0,12s).

Maximální hodnoty el. napětí v jednotlivých svalecth během hodu medic.:

| | |
|---|--------|
| 1. <i>m. tensor fasciae latae sin.</i> | 0,04mV |
| 2. <i>m. obliquus externus abdominis dx.</i> | 0,54mV |
| 3. <i>m. serratus anterior dx.</i> | 0,13mV |
| 4. <i>m. pectoralis major dx.</i> | 0,07mV |
| 5. <i>m. biceps brachii dx., caput longum</i> | 0,17mV |
| 6. <i>m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis</i> | 0,16mV |
| 7. <i>m. triceps brachii dx., caput longum</i> | 0,19mV |

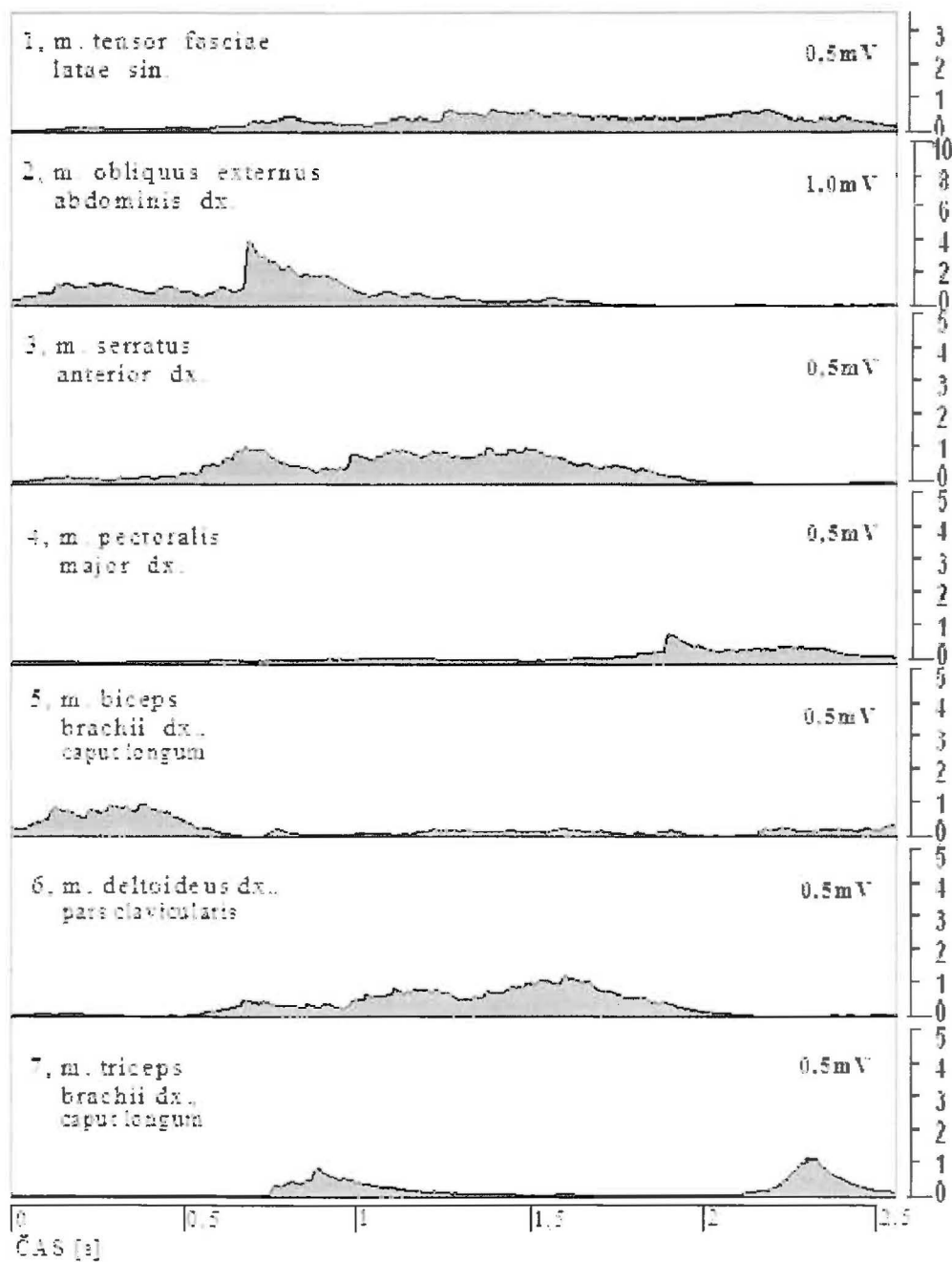
Průměrné hodnoty el. napětí v jednotlivých svalech během hodů medic.:

| | |
|--|--------|
| 1. m. tensor fasciae latae sin. | 0,01mV |
| 2. m. obliquus externus abdominis dx. | 0,12mV |
| 3. m. serratus anterior dx. | 0,04mV |
| 4. m. pectoralis major dx. | 0,01mV |
| 5. m. biceps brachii dx., caput longum | 0,04mV |
| 6. m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis | 0,03mV |
| 7. m. triceps brachii dx., caput longum | 0,01mV |

Svaly dosahují svých absolutních maxim při hodě medicinbalem v tomto pořadí:

2-3-5-6-4-7-1

5.5. Simulace tenisového podání s činkou 2,5kg.



Obr.35: EMG záznam simulace podání s činkou 2,5kg

Popis grafu:

Doba trvání celého pohybu je přibližně 2,5s. Již na první pohled je vidět, že se průběh grafu výrazně liší od průběhů grafů předchozích. Po celou dobu pohybu je mírně aktivován *m. tensor fasciae latae sin.*. Jeho maximální hodnota dosáhne 0,06mV. Nejdříve nastává aktivita u svalů *m. biceps brachii dx., caput longum* a *m. obliquus externus abdominis dx.*. *M. biceps brachii dx., caput longum* se nachází ve zvýšené aktivitě od začátku pohybu po dobu 0,7s, kde dosahuje svého absolutního maxima o hodnotě 0,1mV. Poté již nabývá pouze zanedbatelných hodnot. *M. obliquus externus abdominis dx.* pracuje současně s *m. biceps brachii dx., caput longum* a dosahuje svého lokálního maxima přibližně 0,3s po zahájení pohybu. 0,65s po zahájení dochází k prudkému nárůstu napětí na jeho absolutní maximum 0,36mV. V tuto chvíli dosahuje svého absolutního maxima také *m. serratus anterior dx.* (0,11mV) a činnost zahajuje *m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis*, který postupně v průběhu 1,4s nabývá tří maxim, z nichž je poslední absolutní 0,1mV. Napětí *m. serratus anterior dx.* po jeho absolutním maximu klesá a opět roste a drží se na hodnotách kolem 0,1mV. V okamžik výše zmíněného poklesu napětí (0,86s po zahájení pohybu) dochází k prvnímu lokálnímu maximu u *m. triceps brachii dx., caput longum* (0,08mV). Ke druhému maximu, tentokrát absolutnímu (0,1mV) dochází až v závěru pohybu 0,2s před koncem. *M. pectoralis major dx.* se do pohybu zapojuje až 1,7s po zahájení pohybu a během 0,13s dosahuje hodnoty 0,07mV.

Svaly dosahují svých absolutních maxim při cviku s činkou v tomto pořadí:

5-2-3-1-6-3-7

Maximální hodnoty el. napětí v jednotlivých svalectech během cviku s činkou:

| | |
|---|--------|
| 1. <i>m. tensor fasciae latae sin.</i> | 0,06mV |
| 2. <i>m. obliquus externus abdominis dx.</i> | 0,36mV |
| 3. <i>m. serratus anterior dx.</i> | 0,11mV |
| 4. <i>m. pectoralis major dx.</i> | 0,07mV |
| 5. <i>m. biceps brachii dx., caput longum</i> | 0,10mV |
| 6. <i>m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis</i> | 0,10mV |
| 7. <i>m. triceps brachii dx., caput longum</i> | 0,10mV |

Průměrné hodnoty el. napětí v jednotlivých svalech během cviku s činkou:

| | |
|--|--------|
| 1. m. tensor fasciae latae sin. | 0,03mV |
| 2. m. obliquus externus abdominis dx. | 0,07mV |
| 3. m. serratus anterior dx. | 0,05mV |
| 4. m. pectoralis major dx. | 0,02mV |
| 5. m. biceps brachii dx., caput longum | 0,04mV |
| 6. m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis | 0,04mV |
| 7. m. triceps brachii dx., caput longum | 0,02mV |

6. DISKUSE

Předmětem diskuse je zhodnotit okolnosti, za kterých bylo měření prováděno, porovnat naměřené výsledky u jednotlivých cviků s výsledky naměřenými při podání a komplexně zhodnotit, která cvičení jsou pro podání nejvhodnější jako průpravná.

Je třeba zmínit, že hráč podával z levé strany kurtu, byl instruován k provádění prvního podání a EMG přístrojem byly zaznamenávány všechny pokusy bez ohledu na to, zda byl míč umístěn do dvorce, přičemž jeho úspěšnost byla přibližně padesátiprocentní. Měření byla prováděna v hale, ve které je měřený hráč zvyklý trénovat, za příznivých teplotních podmínek. Novou zkušeností pro hráče bylo podávání s EMG přístrojem, který má ale oproti jeho váze zanedbatelnou hmotnost, a dle hráčových slov mu v pohybu nepřekážel. Dalším novým faktorem pro hráče byla přítomnost videokamery a výzkumného týmu na kurtu, z čehož pravděpodobně plyne nervozita při prvních pokusech, projevující se méně stabilní technikou, nežli při pokusech posledních, kdy už si hráč na nové prostředí zvykl.

6.1. Porovnání v tabulkách

Porovnání absolutních maxim :

| Maximální el.napětí (v mV) během: | Podání | Hod - dálka | Hod - o zem | Hod - med. | Cvik s činkou |
|--|--------|----------------|----------------|---------------|------------------|
| m. tensor fasciae latae sin. | 0,17 | 0,14 | 0,11 | 0,04 | 0,06 |
| m. obliquus externus abdominis dx. | 0,23 | 0,62 | 0,45 | 0,54 | 0,36 |
| m. serratus anterior dx. | 0,23 | 0,16 | 0,20 | 0,13 | 0,11 |
| m. pectoralis major dx. | 0,14 | 0,10 | 0,08 | 0,07 | 0,07 |
| m. biceps brachii dx., caput longum | 0,43 | 0,14 | 0,17 | 0,17 | 0,10 |
| m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis | 0,20 | 0,17 | 0,15 | 0,16 | 0,10 |
| m. triceps brachii dx., caput longum | 0,21 | 0,19 | 0,18 | 0,19 | 0,10 |

Tabulka 1

V tabulce 1 vidíme porovnání absolutních maxim u jednotlivých svalů během podání a čtyř vybraných cviků. Nemá větší význam porovnávat hodnoty mezi jednotlivými svaly během jednoho cviku, protože velikost signálu závisí na počtu účastníků se motorických jednotek. Zajímá nás ale, o kolik procent se od hodnot naměřených při podání liší hodnoty naměřené při průpravných cvičeních pro stejné svaly.

| Srovnání podání s: | Hod-dálka | Hod-o- zem | Hod- med. | Cvik s činkou | |
|--|-----------|---------------|-----------|------------------|---------|
| Hodnoty <i>m. tensor fasciae latae sin.</i> se liší o | 17,65 | 35,29 | 76,47 | 64,71 | procent |
| Hodnoty <i>m. obliquus externus abdominis dx.</i> se liší o | 169,57 | 95,65 | 134,78 | 56,52 | procent |
| Hodnoty <i>m. serratus anterior dx.</i> se liší o | 30,43 | 13,04 | 43,48 | 52,17 | procent |
| Hodnoty <i>m. pectoralis major dx.</i> se liší o | 28,57 | 42,86 | 50,00 | 50,00 | procent |
| Hodnoty <i>m. biceps brachii dx., caput longum</i> se liší o | 67,44 | 60,47 | 60,47 | 76,74 | procent |
| Hodnoty <i>m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis</i> se liší o | 15,00 | 25,00 | 20,00 | 50,00 | procent |
| Hodnoty <i>m. triceps brachii dx., caput longum</i> se liší o | 9,52 | 14,29 | 9,52 | 52,38 | procent |
| Průměrně se naměřené hodnoty liší o | 48,31 | 40,94 | 56,39 | 57,50 | procent |

Tabulka 2

Porovnání průměrných hodnot:

| Průměrná el.napětí (v mV) během: | Podání | Hod- dálka | Hod- o zem | Hod- med. | Cvik s činkou |
|--|--------|---------------|---------------|--------------|------------------|
| <i>m. tensor fasciae latae sin.</i> | 0,06 | 0,04 | 0,03 | 0,01 | 0,03 |
| <i>m. obliquus externus abdominis dx.</i> | 0,12 | 0,14 | 0,17 | 0,12 | 0,07 |
| <i>m. serratus anterior dx.</i> | 0,07 | 0,05 | 0,05 | 0,04 | 0,05 |
| <i>m. pectoralis major dx.</i> | 0,04 | 0,03 | 0,02 | 0,01 | 0,02 |
| <i>m. biceps brachii dx., caput longum</i> | 0,09 | 0,05 | 0,04 | 0,04 | 0,04 |
| <i>m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis</i> | 0,06 | 0,04 | 0,04 | 0,03 | 0,04 |
| <i>m. triceps brachii dx., caput longum</i> | 0,07 | 0,05 | 0,03 | 0,01 | 0,02 |

Tabulka 3

Porovnání toho, o kolik procent se liší průměrné hodnoty el. napětí naměřené při průpravných cvičeních od průměrných el. napětí naměřených při podání, vidíme v následující tabulce:

| Srovnání podání s: | Hod-dálka | Hod-o-zem | Hod- med. | Cvik s činkou | |
|--|-----------|-----------|-----------|------------------|---------|
| Hodnoty <i>m. tensor fasciae latae sin.</i> se liší o | 33,33 | 50,00 | 83,33 | 50,00 | procent |
| Hodnoty <i>m. obliquus externus abdominis dx.</i> se liší o | 16,67 | 41,67 | 0,00 | 41,67 | procent |
| Hodnoty <i>m. serratus anterior dx.</i> se liší o | 28,57 | 28,57 | 42,86 | 28,57 | procent |
| Hodnoty <i>m. pectoralis major dx.</i> se liší o | 25,00 | 50,00 | 75,00 | 50,00 | Procent |
| Hodnoty <i>m. biceps brachii dx., caput longum</i> se liší o | 44,44 | 55,56 | 55,56 | 55,56 | Procent |
| Hodnoty <i>m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis</i> se liší o | 33,33 | 33,33 | 50,00 | 33,33 | Procent |
| Hodnoty <i>m. triceps brachii dx., caput longum</i> se liší o | 28,57 | 57,14 | 85,71 | 71,43 | Procent |
| Průměrně se naměřené hodnoty liší o | 29,99 | 45,18 | 56,07 | 47,22 | Procent |

Tabulka 4

Pořadí absolutních maxim svalů:

| | |
|---------------------------------|-----------------------------|
| <u>Podání:</u> | <u>3-4-7-6-5-2-1</u> |
| <u>Hod do dálky:</u> | <u>1-6-7-4-5-3-2</u> |
| <u>Hod o zem:</u> | <u>2-1-7-4-5-6-3</u> |
| <u>Hod medicinbalem:</u> | <u>2-3-5-6-4-7-1</u> |
| <u>Cvik s činkou:</u> | <u>5-2-3-1-6-3-7</u> |

Tabulka 5

Při pohledu na pořadí svalů seřazených dle dosažených absolutních maxim během průpravných cvičení vidíme shodu s pořadím absolutních maxim svalů během podání opět u hodů tenisovým míčem, a to pouze u *m. triceps brachii dx., caput longum* na třetím místě a *m. biceps brachii dx., caput longum* na pátém místě. Shodu vidíme také s hodem medicinbalem u *m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis* na čtvrtém místě

a u *m. tensor fasciae latae sin.* na místě sedmém. Za povšimnutí stojí shodnost pořadí absolutních maxim svalů 7-4-5, tedy *m. triceps brachii dx., caput longum- m. pectoralis major dx.- m. biceps brachii dx., caput longum* při obou hodech tenisovým míčem. Dále pak pořadí absolutních maxim svalů při hodu medicinbalem, které až na *m. pectoralis major dx. a m. tensor fasciae latae dx.* odpovídá vzdálenosti svalů při hodu od země. To je způsobeno větší hmotností míče než u ostatních hodů i než při podání, což vyžaduje i lepší celkové vnesení váhy těla do pohybu.

6.2. Vyhodnocení průpravných cvičení

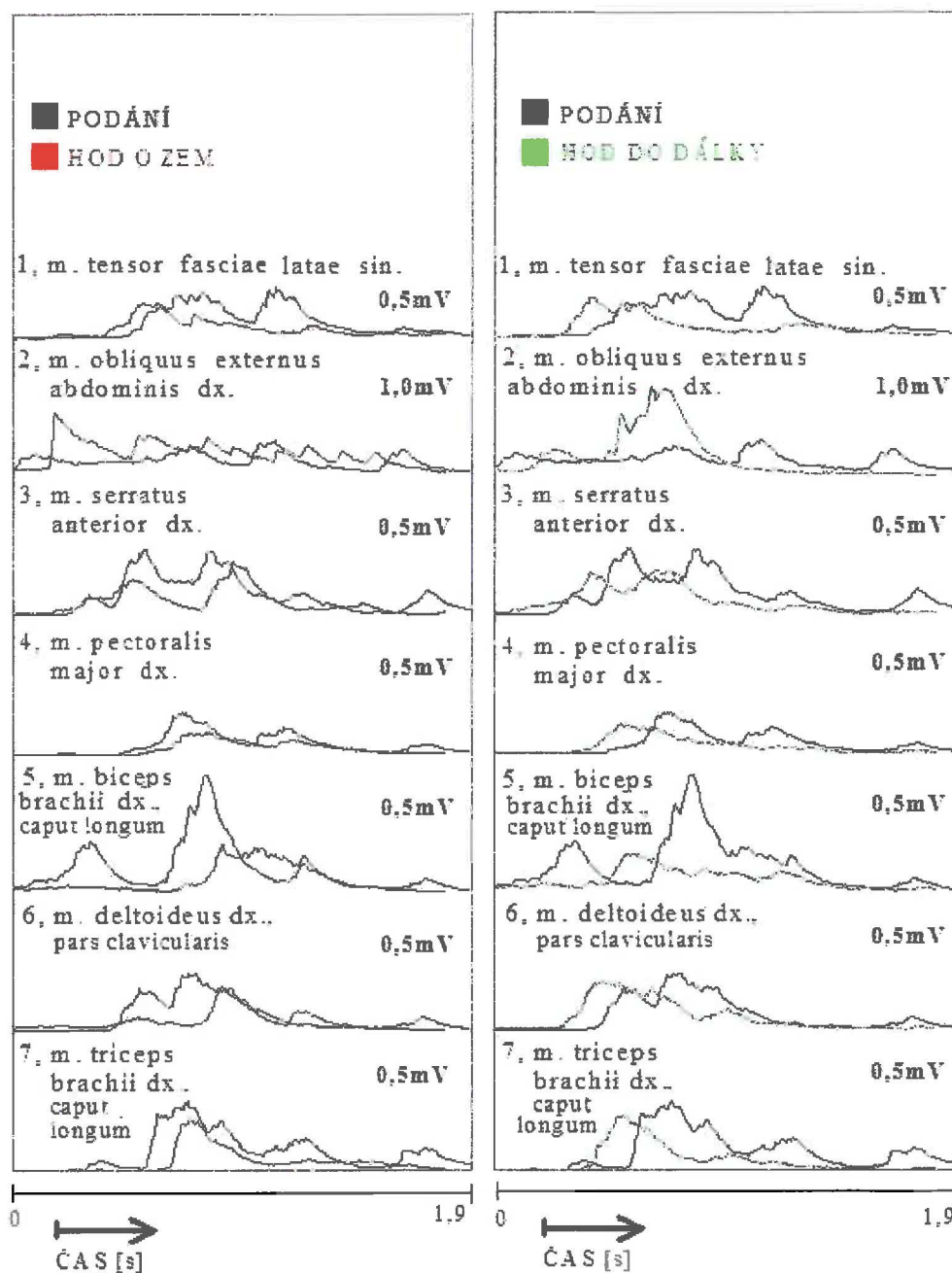
Podání – simulace podání s činkou 2,5kg

Cvik simulace podání s činkou se z hlediska výše zmíněných srovnání jeví jako nejméně vhodný průpravný cvik pro trénink tenisového podání. Malou rychlostí pohybu svaly nedosahují takových hodnot el. napětí jako v předchozích cvičeních či při podání a ani ve struktuře zapojování svalů do pohybu není vidět bližší souvislost s podáním. Tento cvik může být vhodný pro jiné účely, nežli zkoumáme, ale jako průpravné koordinačně- posilovací cvičení ho nedoporučuji.

Podání - hod medicinbalem

Jak bylo již zmíněno výše, rozdíl mezi tímto cvikem a podáním je především ve výrazném oddělení fáze nápřahu a odhodu. Rozdílná je zde především aktivita *m. biceps brachii dx., caput longum* a *m. obliquus externus abdominis dx.* Pozorovat však můžeme i společné rysy. Například *m. triceps brachii dx., caput longum* dosahuje svého absolutního maxima téměř společně s *m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis* a *m. triceps brachii dx., caput longum* a *m. pectoralis major dx.* dosahují svých absolutních maxim mezi maximy u *m. serratus anterior dx.* Hod medicinbalem o hmotnosti 1,1kg a průměru 17cm jako průpravné cvičení na základě měření doporučuji v rozumné míře, ne příliš často, aby nedošlo ke koordinačním poruchám mezi navázání nápřahové a úderové fáze při podání.

Podání - hod tenisovým míčem do dálky a o zem



Obr. 36: Srovnání EMG záznamů podání s hody tenisovým míčem

Z předchozích tabulek plyne, že se od podání dle naměřených hodnot liší nejméně hod tenisovým míčkem do dálky (maximální hodnoty se liší průměrně o 48%, průměrné o 30%) a hod tenisovým míčkem o zem (maximální hodnoty se liší průměrně o 41%, průměrné o 45%). Z hlediska pohledu na časy trvání jednotlivých cviků se nejvíce blíží času trvání podání také hody tenisovým míčem (1,8s a 1,6s). Porovnání průběhu těchto cvičení a podání vidíme v EMG záznamech na obrázku 36. Na těchto grafech vidíme některé shodné znaky průběhu grafů. Např. *m. serratus anterior dx.* dosahuje stejně jako při podání v obou cvičeních dvou téměř stejně vysokých maxim. Jejich časový odstup je při hodu o zem 0,37s, při hodu do dálky 0,25s, při podání 0,43s. Mezi těmito maximy dosahují stejně jako při podání svých maxim *m. pectoralis major*, *m. deltoideus anterior dx.*, *pars clavicularis* a *m. triceps brachii dx.*, *caput longum*. Děje se tak 0,08s až 0,15s před druhým maximem u *m. serratus anterior dx.* Podobný průběh grafu sledujeme především u *m. triceps brachii dx.*, *caput longum*. Nabývá prudce svého maxima (za 0,1s na 0,18mV při hodu o zem, za 0,11s na 0,19mV při hodu do dálky a za 0,11s na 0,23mV při podání) a následně klesá. Další podobnost v průběhu grafu vidíme i u *m. pectoralis major dx.* především při srovnání podání s hodem o zem. Při hodu do dálky zase vidíme větší podobnost s podáním v činnosti *m. deltoideus anterior dx.*, *pars clavicularis*.

Při srovnávání grafů vidíme ale také odlišnosti především u *m. biceps brachii dx.*, *caput longum* a u *m. obliquus externus abdominis dx.* Narozdíl od hodu při podání dosahuje *m. biceps brachii dx.*, *caput longum* před svým absolutním maximem znatelného maxima lokálního. Děje se tak v náprahové fázi a značí to větší zatížení z důvodu přibližně šestkrát větší hmotnosti rakety než míčku. *M. obliquus externus abdominis dx.* dosahuje při hodech dvakrát až třikrát většího el. napětí než při podání. Při hodu o zem 0,17s a při hodu do dálky 0,63s po zahájení pohybu. *M. tensor fasciae latae dx.* dosahuje při podání vyšších hodnot, a to až v závěru pohybu, kdežto při hodech se jeho maximální hodnoty vyskytují v náprahové fázi. To proto, že při hodech narozdíl od podání nedochází k odrazu obou nohou od země (viz. kinogramy).

7. ZÁVĚR

Po vyhodnocení činnosti vybraných svalů při tenisovém podání a po srovnání EMG záznamů vybraných cvičení s EMG záznamem tenisového podání jsem došel k následujícím závěrům:

1. Technika podání měřeného tenisty je stabilní.
2. Hody tenisovým míčem do dálky a o zem doporučuji jako vhodná koordinčně-posilovací speciální cvičení pro nácvik tenisové podání.
3. Hod medicinbalem o hmotnosti 1,1kg doporučuji jako obecné cvičení pro posílení některých svalů zajišťujících hody s vrchním vzorcem, ne však jako speciální koordinční cvičení pro nácvik podání.
4. Simulace tenisového podání s činkou je jako průpravné koordinčně-posilovací cvičení pro podání nevhodné, častým opakováním tohoto cviku by mohlo dojít k narušení svalové koordinace hráče při podání.

8. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY:

1. APPELWHITE, CH. *Jak se zlepšit v tenise*. Brno: Computer Press, 2005.
2. BARTLETT, R. *Sport biomechanics: Reducing Injury and Improving Performance*. New York: E & FN Spon, 1999.
3. CLARYS, J. *Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities*. *Ergonomics*, 2000. 43(10), s. 1750-1762.
4. ČELIKOVSKÝ, S. *Antropomotorika*. Praha: SPN, 1977.
5. CRESPO, M., MILEY, D. *Tenisový trenérský manuál 2. stupně*. Olomouc: Metodická komise Českého tenisového svazu, Univerzita Palackého v Olomouci, 2002. 306 s.
6. DELAVIER, F. *Strength training anatomy*. Paris: Éditions Vigot, 2001.
7. DOVALIL, J. A KOL. *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia, 2002. 336 s.
8. JANURA, M., ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1.vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. 209 s.
9. KNUDSON, D. V., MORRISON, C. S. *Qualitative Analysis of Human Movement*. Champaign: Human Kinetics, 1997. 205 s.
10. LINC, R., DOUBKOVÁ, A. *Anatomie hybnosti*. 2.vyd. Jinočany: HŠH, 1993.
11. MAŠKA, O. *Tenis pro každého*. Horní Jiřetín, Chomutov, Most: Dialog, 1995.
12. NOVÁK, A. *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha: SPN, 1970. 252 s., 104/21, 825, č. 03-08-06
13. PARSONS, J. *Velká encyklopedie tenisu*. Praha: Václav Svojtka & Co., 1998.
14. RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie*. *Rehabilitace, fyziologie, lékařství*. 2001. č.4, s. 173 – 177.

15. SCHMIDT, R., CRAIG, W. *Motor learning and performance. From principles to practice*. Champaign : Human Kinetics, 1991. 301 s.
16. SCHOLL, P. *Tenis, průvodce sportem*. České Budějovice: Kopp, 2002.
17. STOJAN, S. BRABENEC, J. *Tenis zdravým rozumem*. Praha: T/Production, spol. s.r.o., 1999.
18. SÜSS, V., ZAHÁLKA, F. Diagnostika herních dovedností jako součást kvalitativní analýzy. In *Pedagogická kinantropologie '98*. Sborník z vědeckého semináře. Praha, 1999. s. 83 – 85.
19. SÜSS, V., PRAVEČKOVÁ, P., KRAČMAR, B., Příklad využití povrchové elektromyografie pro evaluaci hodů v softbolu. In *HOLIENKA, M., MAČURA, P., Zborník vedeckých prác katedry hier FTVŠ Bratislava č. 6 Bratislava : FTVŠ UK 2006 s. 91-97*
20. VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006.

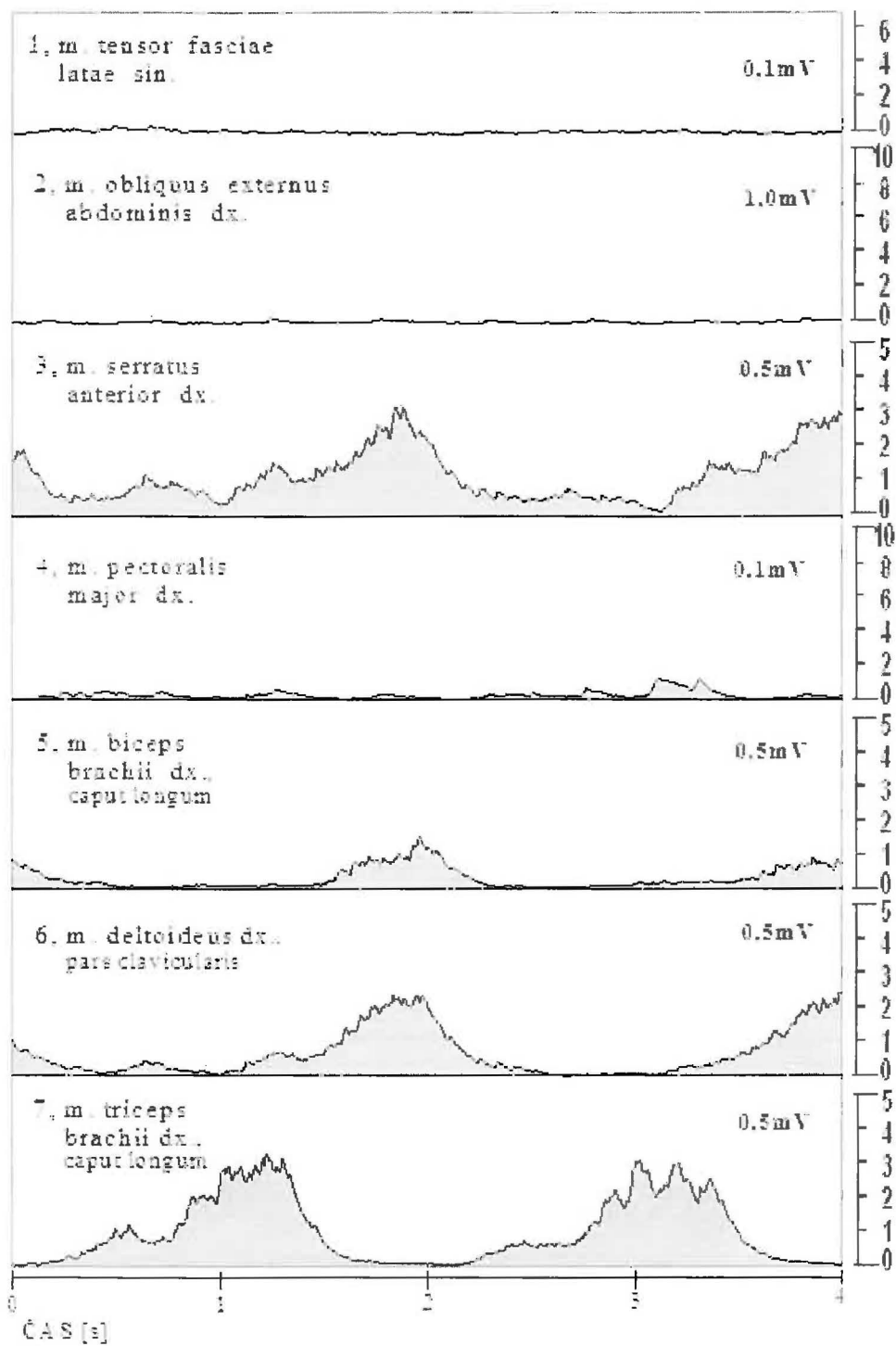
Příloha:

Jako přílohu přidávám EMG záznam posilovacího cviku, jenž prováděl stejný hráč, kterého jsem měřil při podání a při průpravných cvičeních (Jan Sýkora). Umístění elektrod zůstalo stejné, pouze nastavení kanálů pro *m. tensor fasciae latae sin.* a pro *m. pectoralis major dx.* bylo sníženo na citlivost 0,1mV.

Jedná se o cvik s 5kg činkou, kterou hráč drží v pravé ruce. Nachází se přitom ve stoji snožném. Levá ruka je připažena k tělu a pravá s činkou je skrčená ve vzpažení. Hráč provádí opakovaně extenzi a flexi v kloubu loketním. Natahuje a následně opět skrčuje vzpaženou pravici s činkou.

Čas trvání jednoho skrčení a natažení je přibližně 2s. Za pozornost stojí činnost svalu *m. serratus anterior dx.*, který je jako jediný z měřených svalů aktivní po celý cvik a dosahuje svého absolutního maxima (0,28mV) současně s maximy svalů *m. deltoideus anterior dx., pars clavicularis* (0,22mV) a *m. biceps brachii dx., caput longum* (0,14mV). Jedná se o fázi flexe. Ta se pravidelně střídá s extenzí projevující se výraznou aktivitou *m. triceps brachii dx., caput longum*, jehož el. napětí dosahuje až 0,29mV a je doprovázen výše již zmiňovaným *m. serratus anterior dx.* Jeho hodnoty el. napětí jsou však v tento okamžik znatelně nižší (přibližně 0,06mV). Hodnoty el. napětí v ostatních svalech jsou zanedbatelné.

Naměřené maximální hodnoty některých svalů při tomto cviku byly znatelně vyšší nežli při podání nebo při hodech. Hodnoty jiných svalů zůstaly téměř na nule. Tento cvik není speciálním koordinačním cvikem, přestože při něm hráč zapojuje některé svaly, které se účastní tenisového podání. Tento cvik je vzhledem ke hmotnosti činky a rychlosti pohybu vhodný jako posilovací cvik pro rozvoj výbušné síly.



Obr.37: EMG záznam flexe a extenze v loketním kloubu ve vzpažení s 5kg činkou