

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2006

Aleš Polata

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Analýza zapojování svalů při stahování horní kladky s použitím
různých úchopů při kondičním cvičení

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Vedoucí diplomové práce:
PhDr. Daniela Stackeová, PhD.

Zpracoval:
Aleš Polata

Praha, březen 2006

Abstrakt

Název: Analýza zapojování svalů při stahování horní kladky s použitím různých úchopů při kondičním cvičení – Analyse of Muscle Activity during Lat Pulldown with Different Grips in Fitness

Cíl práce: Časově a prostorově charakterizovat zapojování jednotlivých svalů při stahování horní kladky různými úchopy na základě neinvazního EMG měření v kombinaci s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu.

Metoda: EMG měření v kombinaci s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu

Výsledky: Zhodnocení naměřených dat - práce svalových skupin při stahování horní kladky s použitím různých úchopů

Klíčová slova: elektromyografie, stahování horní kladky, svalová partie

Rád bych touto cestou poděkoval:

PhDr. Daniele Stackeové, PhD. a Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení, poskytnutí potřebných podkladů a cenných rad při zpracování práce.

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně a uvedl všechny literární prameny v práci použité.

V Praze dne 29. 3. 2006

Podpis diplomanta


.....

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musejí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení, adresa bydliště	Číslo OP	Datum výpůjčky	Poznámky

Obsah

I. Úvod	8
II. Teoretická část.....	9
II.1. Posilování – Historie kulturistiky.....	9
II.1.1. Vliv posilování na lidský organizmus	10
II.1.2. Metodika posilovacího tréninku ve fitness	11
II.1.3. Postup při posilování jednotlivých svalových struktur	12
II.2. Silové schopnosti.....	14
II.3. Pohybové stereotypy	15
II.3.1. Svaly posturální	16
II.3.2. Svaly fázické	16
II.3.3. Syndromy svalových dysbalancí	17
II.3.4. Posílení dolních fixátorů lopatek.....	18
II.3.5. Správné držení těla	18
II.4. Sval - obecná myologie.....	19
II.4.1. Anatomie kosterního svalu.....	19
II.4.2. Sval jako funkční jednotka.....	20
II.4.3. Typy svalových vláken	20
II.4.4. Tvar svalu	21
II.4.5. Funkce svalu.....	22
II.4.5.1. Rychlost kontrakce	22
II.4.5.2. Síla stahu	22
II.4.6. Měřené svalové skupiny	23
II.5. Elektromyografie	31
II.5.1. Historie	31
II.5.1.1. Historie elektrofyziologie	31
II.5.1.2. Historie elektromyografie.....	31
II.5.1.3. Historie polyelektromyografie.....	32
II.5.1.4. Historie kineziologické elektromyografie	32
II.5.2. Fyziologické základy elektromyografického signálu	33
II.5.3. Fyziologie svalové kontrakce	33
II.5.4. Technické vybavení	35
II.5.4.1. Elektrody	35
II.5.4.2. Zesilovače.....	36
II.5.4.3. Vyhodnocovací digitální jednotka, monitor, elektronická paměť.....	37
II.5.5. Elektromyografické metody.....	37
II.5.6. Druhy EMG	37
II.5.6.1. Snímání kožní (povrchovou) elektrodou - registrace bipolární	37
II.5.6.2. Snímání koncentrickou jehlovou elektrodou.....	39
II.5.6.3. Snímání pomocí multielektrod	40
II.5.7. Faktory ovlivňující EMG signál při použití povrchových elektrod	40
II.5.8. Artefakty	41
II.5.9. Věrnost EMG.....	42
II.5.10. Zpracování elektromyogramu z povrchových elektrod.....	43
II.6. Technika cvičení (stahování horní kladky)	43
III. Empirická část.....	45
III.1. Cíle práce	45

III.2. Úkoly práce	45
III.3. Hypotézy	46
III.4. Charakteristika výzkumného souboru.....	48
III.5. Diagnostické metody.....	48
III.5.1. Výběr svalových skupin.....	49
III.5.2. Měřené svalové skupiny – umístění elektrod.....	49
III.5.3. Popis organizace výzkumu	50
IV. Výsledky	51
IV.1. Prezentace způsobu vyhodnocení dat.....	59
V. Diskuse.....	66
VI. Závěr	68
VII. Seznam bibliografických citací	70

I. Úvod

Vybrané téma je pro mě velmi blízké, jelikož se sám kondičnímu posilování již řadu let věnuji. Od začátku mého studia na UK – FTVS jsem se chtěl kondičnímu cvičení dále aktivně věnovat a současně rozšiřovat své teoretické znalosti a vědomosti v tomto sportovním odvětví. V průběhu studia jsem se rozhodl napsat diplomovou práci, která se věnuje problematice kondičního posilování. Chtěl bych získat výsledky, které by vedly k obohacení a ponaučení nejen mému. Dále chci vytvořit práci, která bude využívána trenéry jako zdroj informací pro vytváření obsahové stránky svých tréninkových jednotek. Stejně tak by měla pomoci i samotným cvičencům při výběru vhodných cvičení, která povedou k jejich dalšímu zlepšování a rozvoji.

Při studování literárních zdrojů týkajících se problematiky posilování a cvičení ve fitness centrech jsem se setkal s řadou publikací, kde se názory na techniku provedení cviků a zapojení jednotlivých svalů do průběhu pohybu výrazně liší. Je proto důležité, a to zejména pro začínající cvičence, zvolit správnou literaturu popřípadě použít více pramenů jako zdroj informací pro sestavování vlastního cvičebního plánu a předejít případnému zdravotnímu poškození. Obecně lze říci, že materiálů zabývajících se posilováním a kondičním cvičením ve fitness centrech je poměrně velké množství, ovšem kvalita jejich obsahu není ve všech případech na odpovídající úrovni.

Fitness můžeme považovat za cvičení ve fitness centrech, jehož náplní je cvičení s volnými činkami a cvičení na trenažérech, dodržování určitého dietního režimu včetně použití doplňků výživy a za celkový životní styl, jehož cílem je rozvoj celkové zdatnosti, zlepšení držení těla, zlepšení postavy při současném působení na upevňování zdraví a rozvoj síly (Kolouch, 1990).

II. Teoretická část

II.1. Posilování – Historie kulturistiky

Název „kulturistika“ má za základ latinské „kultura“ – zušlechťovat, pěstovat. Anglický název „Body Building“ dobře vystihuje hlavní účel tohoto cvičení, tj. ovlivnění tvaru a rozměrů těla. První systémy takového cvičení se začaly objevovat již na počátku minulého století. Nejznámější z nich je systém Angličana Eugena Sandova (1867 – 1925), který vypracoval speciální sestavu cviků se zátěží, jejímž cílem byl symetrický rozvoj všech svalových skupin. V roce 1903 vyšla v Londýně jeho kniha „Body Building“, která dala později v anglosaských zemích název celému hnutí. Výraznější rozvoj zaznamenalo toto cvičení po II. Světové válce, kdy v roce 1946 byla založena mezinárodní federace kulturistiky IFBB („International Federation of Body Builders“), na které zpočátku participovaly USA a Kanada. Velkou zásluhu na jejím zrodu a vývoji měli Američané bratři Joe a Ben Weiderové. V současné době má tato federace více než 130 členských zemí a je šestou největší sportovní federací na světě (Stackeová, 2004).

V naší republice se kulturistika rozvíjí od 60. let. Za okamžik „oficiálního“ počátku kulturistiky u nás je považován rok 1964, kdy byla jako samostatná komise přiřazena ke vzpírání. Později se osamostatnila a rozdělila na tři směry: kondiční kulturistika, sportovní kulturistika a silový trojboj. I ten se později oddělil a v dnešní době existuje soutěžní kulturistika, v jejímž rámci vznikly soutěže fitness jako nová kategorie, a kondiční kulturistika ve smyslu výše uvedeného fitness. Po roce 1989 fit centra mohou a nemusí být organizována ve Svazu kulturistiky a fitness ČR. Tím zaniknul i jednotný systém školení trenérů, vznikla řada soukromých trenérských škol, vychází několik specializovaných časopisů, z nichž nejznámější je Muscle & Fitness, Svět kulturistiky, Fitness a Wellness, vychází řada publikací a řada článků v různých typech periodik, takže teorie fitness tréninku je značně neucelená (Stackeová, 2004).

II.1.1. Vliv posilování na lidský organizmus

Hybný systém

Prevence svalové atrofie. „Sval je článkem v řetězu spolupracujících útvarů, který je tak pevný, jak pevný je jeho nejslabší článek. Svalová atrofie je tedy doprovázena řadou změn v celém funkčním systému, tj. oslabením šlach, kostí, kloubů, vazů, činností srdeční, činností orgánů dýchacích, dojde k horšímu prokrvení nejen svalů, ale i těch oddílů mozku a míchy, ze kterých vycházejí nervové impulsy, určené pro svaly" (Linc, 1981). Zatížení svalů rovnající se 20 % maxima vede k menší ztrátě svalové síly a svalové atrofii. Zatížení v rozmezí 20 – 30 % maxima udržuje svalovou sílu i svalový objem na stejné úrovni. Zatížení na úrovni 30 - 45 % maximální síly zvyšuje trénovanost a vyšší zátěž než 45 % maximální síly vede u netréovaných jedinců k rychlému nárůstu svalové síly i svalové hmoty.

- Zvýšení pevnosti kostí - prevence osteoporózy (spíše u starších lidí).
- Prevence poškození kloubů.
- Pozitivní vliv na správné držení těla.
- Odstraňování svalových dysbalancí.
- Předpoklad pro snazší učení pohybovým dovednostem.
- Snížení rizika zranění při většině pohybových činností.
- Urychlení rehabilitace po zraněních (podle NSCA až o 50 % času). (Kalabis, 1997)

Kardiovaskulární systém

- V důsledku použití kontinuální proměnlivé činnosti na stanovištích mírné (asi o 5 %) zvýšení VO₂max.
- Vliv na složení krevních lipidů: zvýšení podílu HDL - cholesterolu a snížení podílu LDL - cholesterolu v krevní plazmě.
- Urychlení rehabilitace po infarktu myokardu, hlavně ve II. Fázi.
- Kladné ovlivnění hypertenze způsobené obezitou. (Kalabis, 1997)

Složení těla

- Udržení či zvýšení podílu ATI na celkové hmotnosti.
- Prevence zvyšování depotního tuku: více svalů = více energie = vyšší úroveň BM-omezení lipogeneze a ukládání tuku v těle.
- Zvýšení požadavků na zdravé stravovací návyky a racionální výživu. (Kalabis, 1997)

Prvořadým úkolem cvičení by mělo být zajištění dobrého fungování systému, tedy podpory zdraví. Zlepšení funkce pohybového systému a změny směřují k větší spokojenosti se sebou samým (Kolouch, 1994).

Při fyzické zátěži (posilování, běh apod.), dochází záměrným zvyšováním svalového napětí k vyplavování endorfinů, vnitřních opiátů, které cvičícímu přinášejí blažený pocit (Tlapák, 1999).

Všechny svaly trupu a končetin jsou pod neustálým proudem nervových impulsů z míchy a jsou udržovány v mírně kontrahovaném stavu, známém jako svalový tonus (= klidové napětí svalů je projevem připravenosti svalu k činnosti). Cvičením se dají ovlivnit dva faktory: ohebnost (flexibilita) a síla svalu, mající na svalový tonus podstatný vliv. Není důležitý pouze svalový tonus jednotlivých svalů, ale i jejich vzájemný poměr. Svalový tonus drží v aktivním stavu „svalový korzet“ kolem páteře, který hlídá např. správné postavení obratlů, aby si člověk při zvedání břemen neublížil. Je-li tonus svalů obklopující klouby rovnoměrně a účelně rozložen, zajišťuje správné držení jednotlivých segmentů a takový pohyb, který kloubu neublíží. Pak se hovoří o svalové rovnováze. Naopak svalová nerovnováha je špatná distribuce svalového tonu kolem kloubu. Svalový tonus se podílí na správném držení těla, které je při svalové nerovnováze ohroženo (Tlapák, 1999).

II.1.2. Metodika posilovacího tréninku ve fitness

Cílem posilovacích cvičení je zvýšit funkční zdatnost oslabených či k oslabení náchylných svalů.

Při posilování dochází:

- ke zvýšení klidového tonu svalstva,
- k upravení tonické nerovnováhy v příslušném pohybovém segmentu,
- k zlepšení schopnosti svalu pracovat ekonomicky,
- k odstranění funkčního útlumu, zlepšení nitrosvalové koordinace (Hošková, 2003)

Zásady pro posilování podle Hoškové, Matoušové (2000)

Ve své práci říkají, že optimální by bylo, abychom s cíleným posilováním započali až po důkladném protažení všech zkrácených svalů a až po dosažení fyziologického kloubního rozsahu. Již tím, že svaly s tendencí ke zkrácení protahujeme, aktivujeme jejich antagonistu, což jsou svaly s tendencí k útlumu a k ochabování.

Hošková, Matoušová (2000) říká, že tato aktivace je předstupněm k posilování. Zamýšlíme-li se nad změněnou funkcí svalstva, pak tuto změnu spíše chápeme ve smyslu svalového oslabení. Většina tělovýchovných, ale i léčebných postupů nápravu funkce zaměřuje převážně na zvýšení svalové síly a koordinace. (Hošková, 1998).

II.1.3. Postup při posilování jednotlivých svalových struktur

Vycházíme ze zásad, které uvedly Kabelíková, Vávrová (1997) ve své publikaci: Cvičení k obnovení a udržení svalové rovnováhy (průprava ke správnému držení těla).

1. Zvětšení svalové síly u jednotlivých svalů dosáhneme, když volíme cvičební tvary, které cvičenci provádějí proti odporu.
2. Velikost odporu závisí na zdatnosti posilovaných svalů. Přiměřený odpor umožní posilovanému svaly, aby se včas aktivoval (je velmi často v útlumu) a vykonal žádaný pohyb přesně ve spolupráci s ostatními svaly.

3. Zvolíme-li odpor nadměrný, dochází ke stimulaci mnoha motorických jednotek a k zapojení velkého počtu svalových vláken, což vede k dřívější únavě. Je-li sval ve funkčním útlumu, může docházet k opačnému efektu, jeho aktivita se ještě více utlumí. (Kabelíková, Vávrová 1997)

Odpor, který se blíží maximu síly procvičovaného svalu, mohou svaly překonávat pouze malým počtem opakování. Provádění musíme neustále sledovat, jsou nežádoucí náhradní mechanismy. (Hošková, 1998)

Zásady posilování podle Hoškové a Matoušové:

Vhodná poloha

Vhodně zvolená poloha umožní, aby se do činnosti zapojil posilovaný sval při jednoduchém a méně složitým pohybovém úkolu. Při složitých náročných pohybech v nevhodných polohách se více aktivují hyperaktivní svaly, cvičenec se nedokáže plně soustředit na aktivaci posilovaného svalu, čímž se více upevňuje svalová dysbalance a nefyziologický pohybový program.

Výdech

Praxe prokázala, že výdech napomáhá ke správnému provedení tím, že při něm můžeme docílit dobrou fixaci centrálních úponů posilovaných svalů. Fixaci zabezpečuje souhra břišních a zádových svalů, které se aktivují právě při výdechu. Jestliže aktivace svalu při posilování je spojována s vdechem, je větší pravděpodobnost, že dojde k zatajování dechu, což neblaze působí na oběhový systém.

Předchozí protažení

Je výhodné, abychom před posilováním určitého svalu provedli protažení jeho antagonisty, utlumili jeho aktivitu a obnovili fyziologický rozsah v kloubu. (Hošková, Matoušová, 2000)

V jiné publikaci Hošková (2003) zmiňuje základní pravidla pro posilování:

- 1) Před posilováním hyperaktivní svaly uvolnit a protáhnout.
- 2) Posilovat ve zkrácení, přiblížení úponů.
- 3) Posilovat s výdechem, snižujeme nebezpečí zadržetí dechu.
- 4) Cviky volit jednoduché a snadné.
- 5) Aktivovat pouze oslabené, hyperaktivní musí zůstat relaxované (jinak dochází k posilování svalové nerovnováhy a dochází k většímu útlumu ochablých svalů).

II.2. Silové schopnosti

Podle Choutky a Dovalila (1991), silové schopnosti rozlišujeme:

- 1) Síla statická jako schopnost vyvinout sílu v izometrické kontrakci (udržování těla nebo břemene ve statických polohách)
- 2) Síla dynamická, tj. silová schopnost projevující se pohybem hybného systému nebo jeho částí - podstatou je izotonická a excentrická kontrakce. Ve všech případech již přichází v úvahu určitá rychlost a zrychlení pohybu.

Podle velikosti překonávaného odporu a zrychlení vykonávaného pohybu můžeme sílu dále diferencovat na:

- *výbušnou* (explozivní) sílu spojujeme s překonáváním odporů nedosahujících hraničních hodnot a s maximálním zrychlením
- *rychlá síla* se projevuje při překonávání odporů nedosahujících hraničních hodnot, s nemaximálním zrychlením
- *pomalá síla* se projevuje při překonávání vysokých (až hraničních) odporů nevelkou a stálou rychlostí, tj. téměř bez zrychlení
- *absolutní síla* je nejvyšší možná úroveň statické nebo dynamické pomalé síly, vyjádřena hraniční hodnotou velikosti odporu

Zítko (1995) v článku „Cvičíme s expandery“ uvádí hlavní faktory, na nichž závisí svalová síla takto :

- Fyziologický průřez svalu - čím větší hypertrofie svalu, tím větší předpoklad projevu síly.
- Vnitrosvalová koordinace - na svalové kontrakci se nepodílejí všechny nervosvalové jednotky činných svalů (netrénované osoby jsou schopny i při maximálním volném úsilí zapojit 50 - 60 procent svalových vláken, trénovaní jsou schopni aktivovat až okolo 85 procent).
- Mezisvalová koordinace - na každém pohybu se podílí vždy několik svalových skupin v přesném časoprostorovém sladění. Čím častěji jsou tyto pohybové vzorce využívány, tím dokonalejší je jejich souhra a tím vyšší je účinek svalové práce.

Při správně sestaveném a prováděném posilovacím tréninku dochází k nárůstu svalové zdatnosti, na kterém se podílejí všechny tři uvedené faktory.

Z hlediska charakteru pohybové činnosti se rozlišují svalové projevy statické a dynamické. Toto základní dělení postihuje typické projevy svalové síly především s ohledem na rozdíly v hmotnosti překonávaného odporu, rychlosti svalové kontrakce a jejího trvání.

II.3. Pohybové stereotypy

Svalová rovnováha je předpokladem pro ekonomickou hybnost, tzn. pro vytvoření kvalitních pohybových stereotypů. Ty můžeme charakterizovat jako ucelený řetězec - soustavu podmíněných a nepodmíněných reflexů, které vnímáme jako pohyb. Při opakovaném pohybu jsou aktivovány stejné svaly a vytváří se mezi nimi pevná vazba s určitou kombinací v zapojení svalů. Aktivita svalů během pohybu není náhodná, ale dána jak z hlediska časového zapojení, tak i intenzity jejich zapojení. Z toho vyplývá, že většina pohybů (pohybových stereotypů) je součástí programového vybavení. V průběhu života se tyto stereotypy mění jako reakce na

změny zevního a vnitřního prostředí. Každý jedinec má charakteristické pohybové stereotypy. Nicméně jsou dány obecné znaky, podle kterých můžeme hodnotit ekonomiku pohybu, tzn. kvalitu pohybového stereotypu. (Hošková, 2003)

II.3.1. Svaly posturální

Svaly tonické nebo také posturální - se vyznačují pomalejším průběhem stahu, jsou více protkány cévami, proto lépe zásobovány a tudíž méně unavitelné. Mají lepší regenerační schopnosti, ve stereotypech se rychleji zapínají, zvláště v extrémních situacích. Vlastnost, kterou nelze přehlédnout, je bohužel tendence ke klidovému zkrácení v průběhu života. Především se projevuje jako adaptační děj, který nabývá převahu nad přirozeným pohybovým chováním. Ve sportu nastává taková situace velmi často, ať již díky samotnému charakteru daného sportu, nebo nevhodnému tréninku, zejména špatnému posilování. Ke zkrácení tonických svalu dochází i u běžné populace, u níž převládá sedavý způsob života, a to již od dětského věku. (Hošková, 2003).

Mezi svaly hyperaktivní s tendencí ke zkrácení patří především:

V oblasti pánve a dolní částí trupu - m. iliopsas, m. rectus femoris a sv. bederní (vzpřimovače trupu, m. quadratus lumborum).

V oblasti hlavy, krku a horní části trupu - horní část m. trapezius, hluboké svaly šíjové, m. levator scapulae, m. sternocleidomastoideus., m. pectoralis.

V oblasti dolních končetin – m. tensor fasciae latae, m. rectus femoris, mm. adduktory, flexory kolenního kloubu (m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. biceps femoris), m. triceps surae. (Hošková, Matoušová 2000)

II.3.2. Svaly fázické

Svaly fázické – reagují hbitě na podněty, mají však horší cévní zásobení, a proto se rychleji unaví. Zjišťujeme u nich i horší regenerační schopnosti, tendenci k

ochabování, oslabování a dokonce i nechut' zapojovat se do svalové práce. (Hošková, 2003)

Mezi svaly hypoaktivní s tendencí k ochabování patří především:

V oblasti pánve a dolní části trupu - m. gluteus maximus a svaly abdominální.

V oblasti hlavy, krku a horní části trupu - flexory krku a hlavy (m. longus capitis, m. longus colli), m. rhomboideus, střední a dolní část m. trapezius.

V oblasti dolních končetin - krátké hlavy m. quadratus femoris, mm. abduktores (m. gluteus medius, minimus), m. tibialis anterior a posterior a mm. peronei. (Hošková, Matoušová 2000)

Mezi oběma svalovými subsystemy existuje spolupráce a součinnost. Ta je dána tím, že tonická aktivita, zajišťující polohu, vytváří výchozí úroveň pro činnost kinetickou. Oba subsystemy tak reagují na stejný podnět, ale antagonisticky. Kinetický systém má tlumivý vliv na systém tonický, avšak může pracovat jak s mechanismem simultánní inervace agonistů a antagonistů, tak s mechanismem reciproční inervace. Reciproční inervace platí jen při pomalém pohybu. Při vyšších nárocích na svalovou sílu jsou v činnosti oba systémy. (Hošková, 2003)

II.3.3. Syndromy svalových dysbalancí

- horní zkřížený syndrom
- dolní zkřížený syndrom
- vrstvý syndrom

Horní zkřížený syndrom (Janda, 1982)

Nacházíme:

- zkrácené prsní svaly
- zkrácené levátory lopatky a horní trapézové svaly
- oslabení hlubokých šíjových svalů
- oslabení dolních fixátorů lopatky (mezilopatkového svalstva)

z toho:

- kulatá ramena
- předsun hlavy
- hyperextenční postavení cervikokraniálního přechodu (Haladová, Nechvátalová 1996)

II.3.4. Posílení dolních fixátorů lopatek

Důležitou oblastí, které bychom měli věnovat pozornost v zájmu bezpečného posilování, jsou dolní fixátory lopatek. K nim patří střední a dolní část trapézu, mezilopatkové svaly a sval pilovitý přední. Jmenované svaly se podílejí velmi významně na posturálním stereotypu, tzn. vzpřímeném držení těla v oblasti hrudníku. Jsou-li ochablé, převažuje aktivita horních fixátorů lopatek, které jsou hyperaktivnější a mají tendenci ke zkracování. Proto bývá narušena svalová rovnováha mezi horními a dolními fixátory lopatek, která se může projevit tím, že vidíme velké napětí v horních částech trapézu, zvednutá ramena, větší oddálení dolních úhlů lopatek od páteře. (Hošková, 1998)

II.3.5. Správné držení těla

Za správné držení těla pokládáme takové, které bychom mohli označit jako držení klidové, jehož lze dosáhnout tím, že ve stoje necháme svalstvo uvolnit, nikoliv však ochabnout (Haladová, Nechvátalová, 2003). Na udržování vzpřímené polohy těla se podílí v širším smyslu veškeré svalstvo. Svaly posturální tvoří jakýsi souvislý pás podél mechanické osy těla, od klenby nožní až po spojení páteře s lebkou (Čermák, 1998). Podle Kleina, Thomase a Mayera (1994) je považováno za výtečné držení těla takové kdy: hlava je vzpřímená, brada zatažená, hrudník vypjat, sternum tvoří nejvíce dominující část těla, břicho je zatažené a oploštělé, zakřivení páteře v normálních hranicích, boky a trojúhelníky torakobrachiální souměrné, lopatky neodstávají, obrys ramen ve stejné výši.

Vzpřímené držení těla závisí na funkční rovnováze svalů. Funkční rovnováha svalů bývá narušena adaptací jedince na denní pohybový režim, při němž více zatěžuje svalové skupiny ve statických polohách (Hošková, Matoušová, 1998).

II.4. Sval - obecná myologie

Do svalové soustavy se řadí svaly tvořené příčně pruhovanou tkání, jichž je asi 600, většina z nich je párových. Odhaduje se, že u člověka tvoří svaly 36 - 42 % z celkové hmotnosti těla. Na distální končetiny připadá asi 56% na proximální 28%, na hlavu a trup 16% hmotnosti veškerého svalstva. Svaly příčně pruhované jsou připojeny na kosti, proto se nazývají kosterní svaly. (Fleischmann, Linc 1981)

II.4.1. Anatomie kosterního svalu

Kosterní svaly jsou výkonným orgánem pohybového systému, funkční a hybnou částí. Sval je orgán se složitou vnitřní strukturou, a napojením na nervový a cévní systém. Sval je složený z řady tkání: svalové, vazivové a pomocných tkání, nervové tkáně a cév. Největší část aktivní hmoty svalu připadá na příčně pruhovanou tkáň, jež je řízena mozgovými a míšními nervy. Je ve své činnosti pod kontrolou mozkové kůry a je ovládán vůlí, má tzv. volní inervaci. Anatomickou jednotkou kosterního svalu je svalové vlákno. Je to mnohojaderný útvar o průměru 40 – 100 mikrometrů, mající válcovitý tvar s kónickými konci. Na povrchu svalových vláken je membrána – sarkolema. V sarkoplazmě jsou uložena podélně orientovaná vlákénka – myofibrily, které jsou charakteristické střídáním tmavých (anizotropních) a světlých (izotropních) úseků, každý izotropní úsek je rozdělen tenkou ploténkou tzv. Z-linií. Úsek myofibrily mezi dvěma Z-liniemi se nazývá sarkomera, která je kontraktilní jednotkou svalového vlákna. Skládá se z mikrofilament. Kontrakci sarkomery realizují přítomné bílkoviny – aktin a myozin. Ty jsou základními kontraktilními bílkovinami svalu. Sval se s jejich pomocí zkracuje a generuje tah, jehož důsledkem je pohyb.

Sval má schopnost se vracet do původní délky, což je dáno pružností sarkomery. Zajišťují to další svalové bílkoviny - titin a nebulin. (Dylevský, Kučera 1997)

II.4.2. Sval jako funkční jednotka

Funkční a biomechanickou jednotkou kosterního svalu je motorická jednotka, která se skládá z nervové buňky a jejího výběžku (axonu), který inervuje svalová vlákna a ze svalových vláken inervovaných tímto axonem (motoneuronem). Jedno nervové vlákno inervuje desítky až stovky svalových vláken. Vlákna míšních nervů, které inervují svaly se zakončují na motorických ploténkách, což jsou specializované úseky svalových vláken, ke kterým se přikládají rozšířené konce nervových vláken - konce výběžků nervových buněk. (Dylevský, Kučera 1997)

II.4.3. Typy svalových vláken

Jednotlivá svalová vlákna se od sebe liší řadou mikroskopických, histochemických a fyziologických vlastností. Podle těchto kritérií se svalová vlákna rozdělují na pomalá červená, rychlá bílá, rychlá červená a přechodná.

Pomalá červená vlákna (též tonická vlákna), označována jako typ SO (slow oxidative), jsou tenká, mají nejméně myofibril, hodně mitochondrií a přítomnost většího množství myoglobinu, jež jim dodává červenou barvu. Mají velké množství krevních kapilár. Enzymaticky jsou vybavena pro pomalejší kontrakci a jsou vhodná i pro protahovanou a vytrvalostní činnost. Jsou ekonomičtější a vhodné pro stavbu svalů zajišťujících statické polohové funkce a pomalý pohyb. Málo se unaví.

Rychlá bílá vlákna (fyzická vlákna), typ II.A, označovaná jako FOG (fast oxidative and glycolytic) jsou objemnější, mají více myofibril a méně mitochondrií. Enzymaticky jsou vybavena k rychlým kontrakcím prováděných s velkou silou, ale po krátkou dobu. Jsou méně ekonomická a mají jen střední množství kapilár, hodí se pro svaly zajišťující rychlý pohyb prováděný velkou silou. Jsou velmi odolná proti únavě.

Rychlá červená vlákna typ II.B, označovaná jako FG (fast glycolitic), mají velký objem, málo kapilár, nízký obsah myoglobinu a oxidativních enzymů. U tohoto typu svalových vláken dochází k rychlému stahu prováděnému maximální silou. Vlákna jsou málo odolná proti únavě.

Přechodná vlákna, typ III. jsou vývojově nediferencovaná a představují potencionální zdroj předchozích typů vláken.

Zastoupení jednotlivých typů vláken je podstatné z hlediska svalové výkonnosti, rychlosti prováděného pohybu a ekonomie svalové práce. Tyto parametry jsou rozhodující pro sportovní pohyb a pro běžné pohybové aktivity. Jednotlivé typy vláken se vyskytují ve stejném poměru u lidí různého somatického typu, ale liší se u žen a mužů. U mužů převládají silnější vlákna II. typu s vyšší kapacitou anaerobních enzymů a s větší silou, rychlostí kontrakce a také s větší unavitelností. Typ a rozložení svalových vláken jsou geneticky dány, rychlostní a silové znaky jsou dány převážně genotypově, vytrvalostní specifika lze významně ovlivnit pohybovými aktivitami. (Dylevský, Kučera 1997)

II.4.4. Tvar svalu

U svalu rozeznáváme: začátek svalu - méně pohyblivá část, která začíná pomocí šlachy na kosti, hlavu svalu - jež tvoří masitá část svalu (bříško), skládající se především ze svalových vláken a úpon svalu - pohyblivější místo připojení svalu ke kosti. Kosterní svaly se upínají na kostru vždy tak, že sval přemostňuje jeden nebo více kloubů.

Svalová vlákna jsou v kosterním svalu uložena ve svazcích, které drží pohromadě řídké vazivo. Vlákna jsou velmi pružná (elastická). Pružnost chrání sval před přetržením při náhlém pohybu. (Linc, 1993)

Množství a tvar svalových svazků ovlivňuje vnější tvar svalu. Svaly mohou být vřetenovité, jedno a vícehlavé, ploché i kruhové. U plochých jsou vlákna rozprostřena do plochy, jiná vytvářejí bříška nebo hlavy dlouhých svalů. U svalů ještě rozlišujeme tzv. svalovou texturu, která charakterizuje geometricky specifické

uspořádání vláken (podélné, šikmé nebo radiální). Šikmo uspořádané svazky jsou příčinou tzv. zpeření svalů. Zpeřený sval má jednotlivá vlákna nestejně dlouhá. Svaly mají proto nálevkovitý, trojúhelníkový nebo trapézový tvar. Zpeření dává svalu možnost vykonávat komplikované pohyby, při kterých jednotlivé části mohou provádět rozdílné pohyby. Povrch svalů je kryt vazivovým obalem – fascií. (Linc, 1993)

II.4.5. Funkce svalu

Základem svalové funkce je svalový *stah, kontrakce*. Stah je za normálních okolností vyvoláván nervovým podnětem. (Čihák, 2001)

II.4.5.1. Rychlost kontrakce

je různá, podle druhu svalových vláken (rychlá a pomalá vlákna). Kontrakce proběhne u tzv. rychlých vláken do 25 milisekund, u tzv. pomalých vláken do 75 milisekund. (Čihák, 2001)

II.4.5.2. Síla stahu

se liší u různých svalů; sval zdvihne hmotnost 5-12 kg na 1 cm² průřezu svalových snopců.

Výsledek kontrakce je podle okolností různý a podle toho se rozeznávají *dva typy svalového stahu*:

1. *kontrakce isotonická*, při které se mění délka svalu (a při měnící se délce zůstává stejné vnitřní napětí svalu); isotonická kontrakce je dvojí - *kontrakce koncentrická*, při které se sval zkracuje, a *kontrakce excentrická* (brzdící), při níž se sval prodlužuje.

2. *kontrakce isometrická*, jež je na rozdíl od isotonické kontrakce taková, při níž sval vykonává činnost statickou, nemění délku a jeho akce je patrná na změně napětí svalového bříška. Tento druh stahu charakterizuje různá výdrž. Sval přitom rychle podléhá únavě, neboť trvajícím stahem ztěžuje průtok krve. (Čihák, 2001)

Pohybové vlastnosti svalu jsou též závislé na vnitřní struktuře svalu, podle níž se mění dvě hlavní mechanické složky pohybu svalu, tj. *výška zdvihu a síla*, jakou je pohyb vykonáván. (Čihák, 2001)

Sval může mít např. při stejném větvenovitém tvaru své snopce upravené buď paralelně podélně, nebo šikmo, od boku dlouhé začáteční šlachy k boku dlouhé šlachy úponové. Takové svaly se šikmými snopci označujeme jako *svaly zpeřené* (zpeřené, dvojzpeřené, mnohozpeřené - podle směrů, odkud na úponovou šlachu vlákna přicházejí). (Čihák, 2001)

Ve svalu s podélnými snopci se účastní menší množství dlouhých svalových vláken (snopců); ve svalu zpeřeném je ve stejně velkém bříšku zahrnuto daleko větší množství krátkých vláken (snopců) šikmo probíhajících. (Čihák, 2001)

Obvykle platí, že sval se může zkrátit (za současného ztlustění) o třetinu, někdy až na polovinu délky svalových vláken. (Čihák, 2001)

Při kontrakci o třetinu délky vláken má sval s podélnou úpravou větší výšku zdvihu, avšak menší sílu (méně zúčastněných vláken), kdežto svaly zpeřené mají malou výšku zdvihu, pohyb však vykonávají velkou silou (při velkém počtu zúčastněných vláken). Proto jsou svaly s podélnými snopci zpravidla upnuty dále od osy kloubu, svaly zpeřené pak blíže ose kloubu, kde se na malé dráze pohybu musí uplatnit velká síla. (Prakticky jsou tedy ve svalové skupině svaly s podélnými snopci na povrchu, svaly zpeřené v hloubce). (Čihák, 2001)

Plocha odpovídající součtu průřezů všech svalových vláken svalu se označuje jako *fyzilogický průřez svalu* a jemu je přímo úměrná *síla stahu* celého svalu. Fyzilogický průřez svalu odpovídá ploše skutečného anatomického průřezu jen u svalů s podélnými vlákny; u zpeřených svalů je fyzilogický průřez vždy větší. (Čihák, 2001)

II.4.6. Měřené svalové skupiny

1. musculus triceps brachii – caput longum dx.
2. musculus biceps brachii – caput longum dx.
3. musculus trapezius – pars descendens dx. (kraniální sestupné snopce)

4. musculus trapezius – pars transversa dx. (střední příčné snopce)
5. musculus trapezius – pars ascendens dx. (kaudální vzestupné snopce)
6. musculus latissimus dorsi dx.
7. musculus pectoralis major – pars sternocostalis dx.

Musculus triceps brachii: podle Čiháka (2001)

Musculus triceps brachii, trojhlavý sval pažní, je jediný sval zadní skupiny na paži.

Má tři hlavy,

caput longum, začínající na lopatce,

caput laterale a

caput mediale, které obě začínají na kosti pažní.

Začátek svalu

Caput longum - tuberculum infraglenoidale, pod kloubní jamkou na lopatce.

Caput laterale - zadní plocha humeru, proximálně od sulcus nervi radialis.

Caput mediale - zadní plocha humeru, distálně od sulcus nervi radialis

Caput longum ohraničuje spolu s m. teres minor, m. teres major a s kostí pažní foramen omotricipitale a foramen humerotricipitale

Funkce

Všechny tři hlavy jsou mohutným extensorem loketního kloubu.

Caput longum (dvoukloubové) pomáhá dorsální flexi a addukci v ramenním kloubu.

Musculus biceps brachii: podle Čiháka (2001)

Musculus biceps brachii, dvojhlavý sval pažní, se vyklenuje na přední straně paže a jeho stah je tam dobře hmatný. Začíná dvěma hlavami, *caput longum* a *caput breve*, na lopatce v blízkosti ramenního kloubu.

Začátek svalu

Caput longum - na tuberculum supraglenoidale nad kloubní jamkou na lopatce; dlouhá šlacha této hlavy jde nitrem kloubu, obalena synoviální pochvou (která vystupuje kaudálně z kloubu do sulcus intertubercularis jako vagina synovialis intertubercularis).

Caput breve - krátkou šlachou na proc. coracoideus (před začátkem m. coracobrachialis).

Obě hlavy přecházejí bez zpeření ve vřetenovitá bříška, která se asi v polovině délky spojí ve společné bříško svalu.

Úpon svalu

a) Silnou hlavní šlachou na tuberositas radii.

b) Plochou povrchovou šlachou - aponeurosis musclic bicipitis brachii (*lacertus jibrosus*) — na povrchovou předloketní fascii na ulnární straně (na společném začátku předních svalů předloktí). Prostřednictvím tohoto úponu se tah m. biceps přenáší i na ulnu.

Funkce

Sval je typicky dvoukloubový:

v kloubu loketním (hlavní funkce) celý sval ohýbá a supinuje (protože při flexi táhne tuberositas radii, pootočenou k ulně, na přední stranu);

v kloubu ramenním (vedlejší funkce - uplatní se tu asi třetina síly svalu):

dlouhá hlava pomáhá při abdukci (šlacha hlavy jde horem skrze kloub),

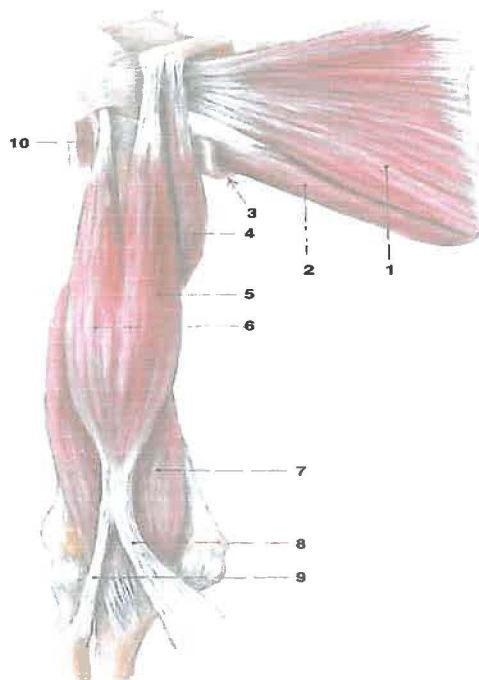
krátká hlava pomáhá addukci a ventrální flexi.

Napětí a pohyb bříška m. biceps proximálně jsou dobře hmatné v průběhu supinačního pohybu.

Mezi hlavní úponovou šlachou svalu a tuberositas radii bývá *bursa bicipitoradialis*.

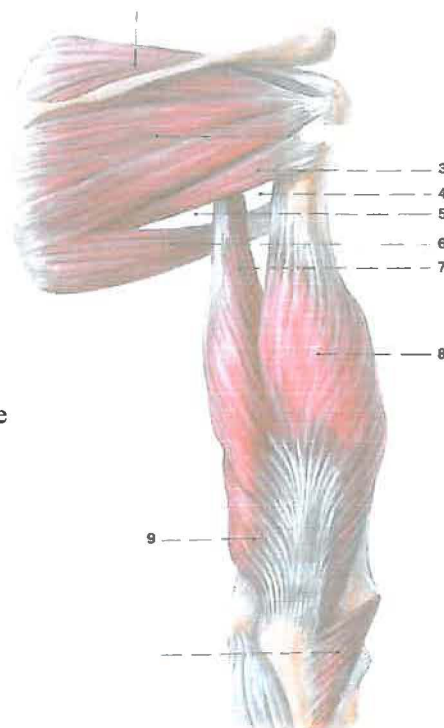
Obr. 387. SVALY LOPATKOVÉ A SVALY PŘEDNÍ STRANY PAŽE; pohled zepředu

- 1 m. siibscapularis
- 2 m. teres major
- 3 úponová část m. latissimus dorsi
- 4 m. coracobrachialis
- 5 m. biceps brachii, caput breve
- 6 m. biceps brachii, caput longum**
- 7 m. brachialis
- 8 aponeurosis muscui bicipitis brachii
- 9 tendo muscui bicipitis brachii
- 10 úponová část m. pectoralis major



ZADNÍ STRANA PAŽE; pohled zezadu

- 1 m. supraspinatus
- 2 m. infraspinatus
- 3 m. teres minor
- 4 foramen humerotricipitale
- 5 foramen omotricipitale
- 6 m. teres major
- 7 m. triceps brachii, caput longum**
- 8 m. triceps brachii, caput laterale
- 9 m. triceps brachii, caput mediale
- 10 m. anconeus



Musculus trapezius: podle Čiháka (2001)

Musculus trapezius, sval trapézový, má název podle tvaru trapézu, který spolu vytvářejí svaly obou stran. Je to široký, relativně plochý sval.

Začátek svalu

Protuberantia occipitalis externa a linea nuchalis superior, popřípadě až linea nuchalis suprema, lig. nuchae a trnové výběžky krčních a hrudních obratlů až po trn Th 12 včetně.

Úpon svalu

je v jednotlivých úsecích svalu odlišný: kraniální *sestupné snopce* se upínají na zevní konec klavikuly, na akromion a na spina scapulae; střední *příčné snopce* se upínají na spina scapulae; kaudální *vzestupné snopce* se upínají zdola na spina scapulae, od vnitřního okraje až po tuberculum deltoideum.

Funkce

1. Sval fixuje a stabilizuje lopatku.
2. Kraniální snopce zdvíhají rameno, kaudální snopce táhnou lopatku dolů. Celý sval přitahuje lopatku k páteři (ramena dozadu).
3. Protože sestupné snopce dosahují dále laterálně než snopce vzestupné, vytáčí současná akce obou těchto částí lopatku dolním úhlem zevně — kloubní jamku vzhůru (synergista m. serratus anterior). Tím se sval účastní zdvižení paže nad horizontálu.

Musculus latissimus dorsi: podle Čiháka (2001)

Musculus latissimus dorsi, široký sval zádový, je rozsáhlý plochý sval trojúhelníkovitého tvaru.

Začátek svalu

- a) Prostřednictvím aponeurosy nazvané *fascia thoracolumbalis* (fascia lumbodorsalis) od dorsální části crista iliaca, od dorsální plochy kosti křížové a od trnů bederních obratlů.
- b) Od tří kaudálních žeber

c) Od trnů pěti až šesti kaudálních hrudních obratlů (Th12 až Th7—8) a zpravidla ještě několika snopci od povrchové fascie m. teres major.

Úpon svalu

K úponu se sval zužuje, překrývá dolní úhel lopatky a upíná se silnou šlachou na humerus, na crista tuberculi minoris. Obtáčí přitom úponovou šlachou m. teres major, před kterou se upíná a stáčí se tak o 180°. Úponová část svalu při abdukci paže vyvstává jako zadní řasa axilární, tj. zadní ohraničení podpažní jámy.

Funkce

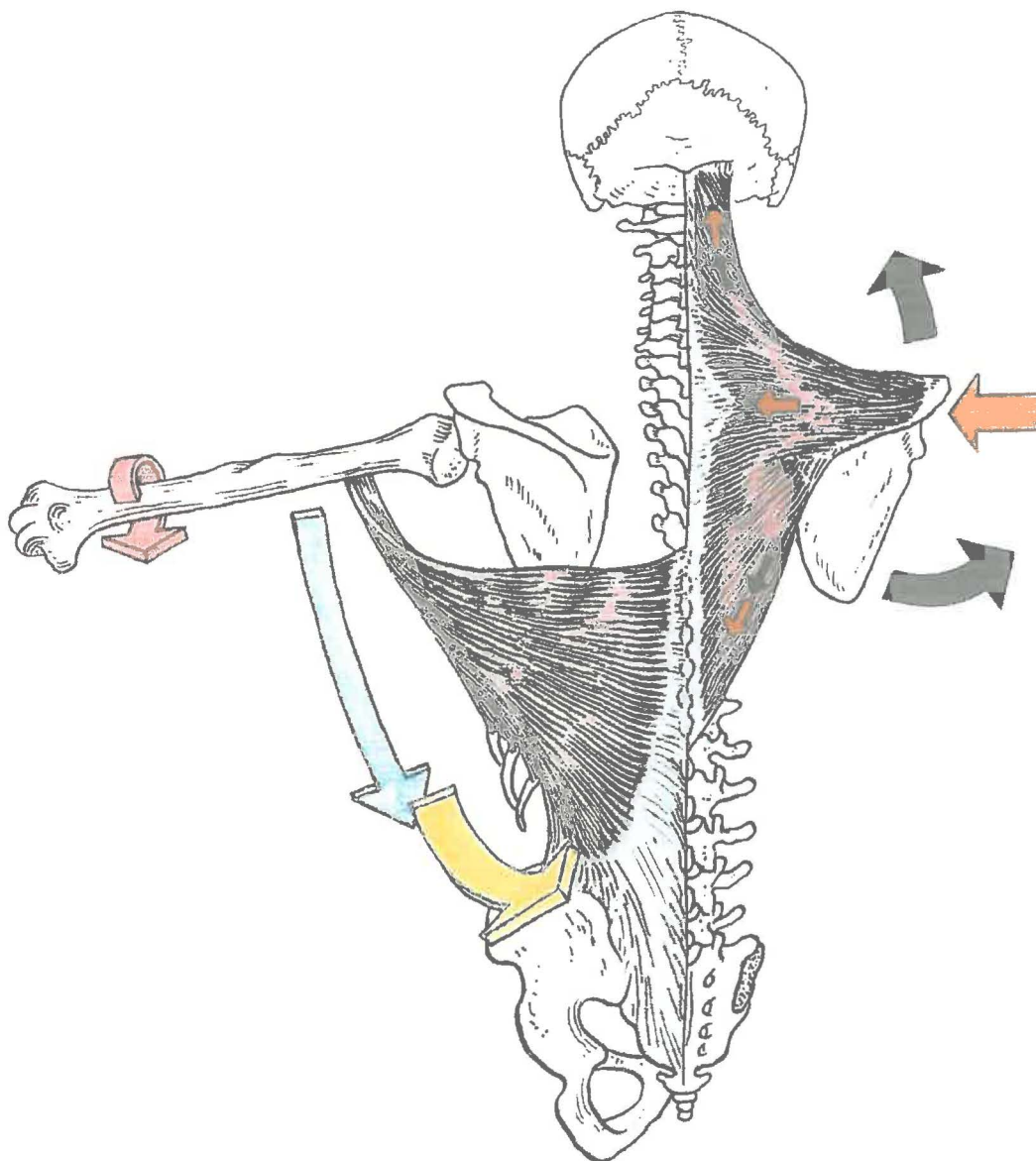
1. Addukce a vnitřní rotace humeru - sval se účastní pohybů paže např. při kopání motykou.

Účinek svalu je největší, působí-li ze vzpažení nebo z upažení (např. při rozporu na kruzích nebo při visu na hrazdě, kdy m. latissimus dorsi táhne od humeru za trup).

2. Dorsální flexe (extense) humeru v kloubu ramenním, spolu s m. teres major a se spinální částí svalu deltového. (Tento pohyb je charakteristický např. při oblékání kabátu.)

Při fixované paži sval zdvíhá žebra a stává se pomocným svalem vdechovým. Naopak vnější okraj svalu pomáhá více zakřivit hrudní páteř a tím zmenšit hrudník při prudkém výdechu, např. při kašli. Je proto nápadně zesílen při chronické kašli.

Musculus trapezius (vpravo) a Musculus latissimus dorsi (vlevo) – schéma funkcí:



Musculus pectoralis major: podle Čiháka (2001)

Musculus pectoralis major, velký sval prsní, je mohutný sval na ventrální stěně hrudní.

Začátek svalu

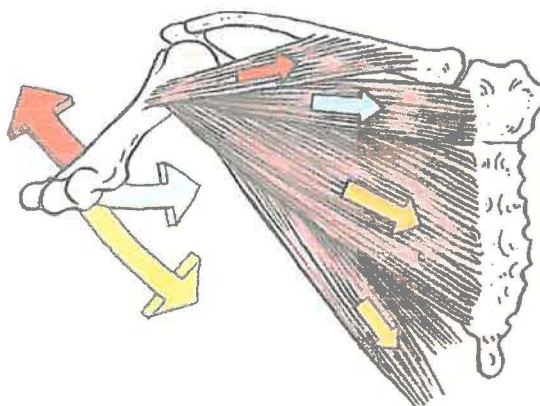
Mediální část klíční kosti, sternum a přilehlé části prvních šesti žebber, přední část 6. žebra a pochva přímého svalu břišního.

Na svalu se podle začátků obvykle rozlišuje: pars clavicularis, pars sternocostalis a pars abdominalis.

Úpou svalu

Crista tuberculi majoris humeri.

Snopce úponových šlach z jednotlivých částí svalu se kříží, takže část klavikulární se upíná vpředu a nej-distálněji, pars abdominalis vzadu a nejproximálněji. Vzniká tak dojem stočení šlachy o 180°. Dolní okraj svalu ohraničuje vpředu podpažní jámu jakožto plica axillaris anterior (ventralis), přední řasa axilární.



MUSCULUS PECTORALIS MAJOR - schéma funkcí jednotlivých složek svalu

Funkce:

Funkce se liší podle jednotlivých složek svalu (schéma funkcí):

Klavikulární část pomáhá při předpažení a udržuje v něm paži

Sternokostální a abdominální části addukují paži a rotují ze zevní rotace navnitř, abdukční činnost svalu se projeví i opačně – při fixované paži sval zdvihá hrudník (šplh) nebo při fixované paži zdvihá žebra a je tedy typickým pomocným dýchacím (vdechovým) svalem.

II.5. Elektromyografie

Elektromyografie je souhrnné označení pro skupinu elektrofyziologických metod, které umožňují vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva (Dufek, 1995). Je metodou velmi rozšířenou a používanou v mnoha vědních oborech, používá se k diagnostice poruch nervosvalového aparátu, zkoumání lidského pohybu atd. Pomocí elektromyografie získáme grafické znázornění záznamu elektrické aktivity kosterních svalů, která se mění při jejich aktivaci. Záznam se nazývá elektromyogram. Dle Basmajiana (1985) je svalové napětí úměrné elektrické aktivitě během volní izometrické i izotonické kontrakce. Posoudit mechanickou aktivitu svalu lze díky možnosti sdružit registrované elektrické signály s veličinami, jež popisují mechanický efekt kontrakce (Karas, Otáhal, 1990).

II.5.1. Historie

II.5.1.1. Historie elektrofyziologie

S počátky elektrofyziologie je těsně spojeno jméno Galvani, který v roce 1792 napsal publikaci nazvanou „De Viribus Electricitatis in Motu Musculari Commentarius“, kde tvrdí, že elektřina může iniciovat svalovou kontrakci (Kleissen et al, 1998). Následně byla detekována elektrická odpověď při volní kontrakci svalu v roce 1838, kdy Matteucci použil izolovaný preparát nerv-sval a preparovaný nerv položil přes sval druhé končetiny. Aktivita svalu in situ podráždila nerv preparátu a vyvolala pohyb i v tomto izolovaném svaly. Helmholtz (1850) měřil rychlost vedení nervem na zvířeti, později i u lidí, když po podráždění nervu registroval mechanickou odpověď svalu (Goor et al, 1984, Keller, 1998).

II.5.1.2. Historie elektromyografie

Počátek elektromyografie lze datovat do roku 1851, kdy Du-Bois-Reymond použil jako registrační elektrody baňky s elektrolytem a registroval odpověď ze svalu při volní kontrakci, tak vznikl první lidský elektromyogram (Goor et al, 1984). Ještě

v předminulém století byly objeveny motorické body, místa nejnižšího prahu pro podráždění svalu. V roce 1912 registroval Piper volní svalovou aktivitu jako opakované akční potenciály. Další zdokonalování měřících přístrojů a metod vyšetřování excitabilních struktur vedlo k uvedení termínů rheobase a chronaxie. Velký význam mělo zavedení koncentrické elektrody a akustického monitorování Adriánem (1929) a katodové trubice k registraci biopotenciálů Erlangerem a Gasserem (1922). Sherrington a Liddell definovali v roce 1925 základní strukturální a funkční jednotku motorického systému a nazvali ji motorickou jednotkou. V následujících desetiletích, a to hlavně během bouřlivého rozvoje ve 40. letech, byly objeveny nejružnější EMG fenomény (fibrilace a fascikulace, myotonické výboje, pokles odpovědi u myastenie). V roce 1961 se uskutečnil I. mezinárodní elektromyografický kongres v Itálii (Keller, 1998, Goor et. al. 1984).

II.5.1.3. Historie polyelektromyografie

Polyelektromyografie (PEMG) se začala značně rozvíjet ve 2. polovině 20. století převážně v USA, Japonsku, Německu a Švédsku. Motorická aktivita tak přešla ze sféry empirického pozorování do sledování s použitím EMG (Šenk, 2000), a tato již tradiční metoda měření dosáhla jistého stupně dokonalosti a užití v klinických oborech.

II.5.1.4. Historie kineziologické elektromyografie

Ruku v ruce s expanzivním vývojem počítačové techniky se vyvíjela analýza neuromuskulárního řízení pohybu - kineziologická elektromyografie (KEMG), která předpokládá syntézu kinematického záznamu a EMG. Významné poznatky byly získány např. o koordinačních strategiích výskoku (více Schenau, 1989), o chůzi (více Inman, 1981, Winter, 1991, Whittle, 1991, Perry, 1992), o svalové aktivitě normálního a bolestivého ramene během plavání (více Pink et. al., 1991, 1993). Technologický vývoj systému 3D analýzy pohybu dovolil jeho uživatelské rozšíření a dá se

předpokládat, že dále poroste zájem o elektromyografickou analýzu pohybových koordinačních vzorců a úloh odlišných od chůze (Kleissen et al, 1998).

II.5.2. Fyziologické základy elektromyografického signálu

Elektromyografická měření nám umožní získat záznam elektrické aktivity svalu, jejíž zdrojem je transmembránový proud na úrovni sarkolemy. Kontrakce kosterního svalu je řízena z CNS, podráždění se z motoneuronu šíří do svalového vlákna neuromuskulárním spojením nazývaným neuromuskulární ploténka. Každému alfa motoneuronu přísluší soubor svalových vláken. Tento funkční celek se nazývá motorická jednotka a sestává se z perikaryonu v předním rohu míšním, jeho axonu, terminálního intramuskulárního axonálního větvení, nervosvalové ploténky a svalového vlákna (Kadaňka, 1994).

Neurotransmiterem je v kosterním svalu acetylcholin, který se uvolňuje ve spojeních mezi zakončením neuronů a povrchem svalových buněk a indukuje akční potenciál. Akční potenciál motoneuronů se šíří podél sarkolemy, vyvolá její depolarizaci a následnou depolarizaci T-systému svalové buňky, čímž je umožněno vedení akčního potenciálu ze sarkolemy dovnitř vlákna a longitudinální tubuly sarkoplazmatického retikula propustí dovnitř buňky ionty vápníku, čímž se zvýší jejich koncentrace ve svalovém vlákně asi 1000 krát (Převorovská, 1997). Depolarizace vytváří elektromagnetické pole, jehož potenciál je měřen jako elektrické napětí (Rash, 1995).

II.5.3. Fyziologie svalové kontrakce

Pro každou buňku živého organismu je charakteristická určitá iontová nerovnováha mezi intracelulární a extracelulární tekutinou. Například koncentrace K^+ iontů je uvnitř svalové buňky 35x vyšší než vně buňky a koncentrace Na^+ je uvnitř svalové buňky 0,07 lx nižší než vně buňky. V důsledku toho dochází k polarizaci

membrány. Vzniklý rozdíl elektrických napětí na obou stranách membrány je klidový membránový potenciál (Převorovská, 1997). Velikost klidového membránového potenciálu je mírou stability buněčné membrány. U nervového vlákna člověka činí toto napětí 50-80 mV, u příčně pruhovaného svalu 80-90 mV (Tlapáková, 1981), u tužkové baterie 1,5 V.

Všechny typy živých buněk vykazují potenciál, ale schopnost reagovat na stimulaci změnami propustnosti iontů membránou mají pouze vzrušivé buňky svalové a nervové. Vzruch, šířící se po povrchu nervového vlákna, dorazí na motorické nervové zakončení - nervosvalovou ploténku - kde uvolní acetylcholin z nervového zakončení. Acetylcholin difunduje k motorické ploténce a spojení acetylcholinu s ploténkovými receptory má za následek vybavení lokálního ploténkového potenciálu (Tlapáková, 1981). Po dosažení určité prahové hodnoty depolarizuje plotýnkový potenciál membránu svalového vlákna a vyvolá šířící se akční potenciál, který na úrovni sarkomery způsobuje reakci mezi aktinovými a myozinovými filamenty. Akční potenciál má charakter tzv. „vše nebo nic“, což znamená, že po jeho iniciaci již další stimulace nevyvolávají žádný efekt (Převorovská, 1997).

Zakolísání potenciálu, které vzniká depolarizací membrány svalových vláken motorické jednotky při kontrakci a repolarizací po jejich dekontrakci, se projevuje jako akční potenciál motorické jednotky (MJ) a lze ho snímat pomocí EMG (Véle, 1997).

Při pohybu se aktivují jednotlivé motorické jednotky asynchronně v lineární závislosti na vyvíjeném úsilí. Zvyšování úsilí probíhá „prostorovou sumací“ - zvýšením počtu aktivních neuronů. Tímto způsobem se sice nemůže vyvinout maximální síla, ale zato se realizuje plynulá gradace vyvíjené síly. Je-li třeba vyvinout nadměrné úsilí v některé mezní situaci, použije se „časové sumace“, což znamená, že motorické jednotky vybíjejí vyšší frekvenci než obvykle. Časové sumace lze využít jen přechodně, protože únava rychle stoupá. Jestliže se jednotlivé výboje začnou synchronizovat, stoupne sice velikost okamžitého silového momentu, ale současně klesá plynulost kontrakce a objeví se sakadovaný pohyb (Véle, 1997).

Tlapáková (1981) uvádí, že podíl prostorové a časové sumace se podstatně liší během stacionárního resp. ustáleného izometrického režimu svalu a nestacionárního resp. přechodového izometrického režimu svalu.

Velikost napětí, které se ve svalu vyvine, závisí na teplotě, frekvenci stimulací (Seliger, Vinařický, 1980), rychlosti zkrácení, počtu kontrahujících se svalových vláken, složení svalových vláken (množství myofibril) a jejich počáteční délce. Optimální počáteční délka vlákna je 80 - 120% klidové délky. Sval vyvíjí menší napětí při počátečních délkách menších nebo větších než je optimální délka. Při zvyšování rychlosti zkrácení se napětí generované svalem snižuje (Převorovská, 1997).

II.5.4. Technické vybavení

Moderní EMG přístroje mají bohaté programové vybavení umožňující různé způsoby vyšetření a zpracování naměřených dat. Základní stavební jednotky přístroje jsou stejné pro všechny přístroje a pochopení jejich funkce je základem pro jeho správné ovládání a vyhodnocení naměřených hodnot.

II.5.4.1. Elektrody

Různí autoři uvádí různé dělení elektrod. Obecně lze elektrody rozdělit podle funkce na:

stimulační elektrody - používané při diagnostice nervosvalových onemocnění

zemnicí elektrody - jsou páskové nebo diskové s větší kontaktní plochou, které se umísťují v blízkosti registračních elektrod a propojují s elektromyografem. Slouží k zrušení střídavého napětí, které by v záznamu mělo tvar sinusoidy.

registrační (snímací) elektrody - které dále dělíme na:

jehlové (drátkové) – rozdělené podle hloubky zavedení na:

intramuskulární (nitrosvalové) – zaváděné do svalu, odkud snímají akční potenciál (AP) několika svalových vláken motorické jednotky

podkožní – zaváděné pod kůži na povrch svalu, odkud snímají AP jako povrchové elektrody. Jsou velmi citlivé a dávají přesný záznam tvaru AP

povrchové – se lokalizují na kůži nad svalové břicho vyšetřovaného svalu. Jsou umístěny daleko od “zdroje napětí” (svalu) a výsledný signál je zkreslen průchodem elektricky nehomogenním prostředím mezi svalem a elektrodou (Tlapáková, 1981). Jsou vhodné pouze pro snímání aktivity z velkých povrchových svalů. Používají se v polyelektromyografické neboli kineziologické EMG, která spočívá v synchronní registraci aktivity více svalů nebo jednotlivých funkčně odlišných částí jednoho svalu, což umožňuje hodnotit jejich vzájemné vztahy v průběhu pohybu (Pfeiffer, 1983).

II.5.4.2. Zesilovače

Zesilovače slouží k zesílení signálu generovaného nervovými a svalovými buňkami, který má malou velikost. Zesílení je vyjádřené velikostí napětí na dílek monitoru, obvykle v rozsahu 5 μ V - 10 mV na 1 dílek (obvykle 1 cm). Zesílení přístroje se označuje jako citlivost a vyjadřuje se jednotkou μ V/cm nebo mV/cm (Keller, 1999).

Součástí zesilovačů jsou filtry, které umožňují chtěné signály zesílit a nechtěné, rušivé signály i za cenu částečného tvarového zkreslení registrovaného signálu potlačit. Rozlišujeme horní filtr (HFF) a dolní filtr (DFF), frekvence mimo takto vymezené frekvenční pásmo jsou potlačeny a frekvence v pásmu zesíleny.

Zvláštním typem filtrů jsou frekvenční filtry, tzv. notch filtry, které potlačují jen určitou frekvenci. Používají se pro odstranění síťové frekvence 50 Hz rušící záznamy. Nevýhodou je současné potlačení odpovídajícího spektra chtěného záznamu.

II.5.4.3. Vyhodnocovací digitální jednotka, monitor, elektronická paměť

Zesílený a zpracovaný signál se v podobě světelné stopy promítá na stínítko osciloskopu a zároveň je zpracováván analogo-digitálním převodníkem. Digitalizace registrovaného signálu je podmínkou pro jeho další úpravy, zobrazení na monitor počítače a uložení do elektronické paměti. Jednotka zajišťuje frekvenční korekci, zprůměrnění, rektifikaci (převedení všech pozitivních, dolů směřujících výchylek potenciálů do negativity), změření amplitud, časových údajů a další úpravy pro zpracování, hodnocení a grafické vyjádření registrovaného signálu. Zároveň tento způsob umožňuje i snadnou a skladnou formu archivace záznamů.

II.5.5. Elektromyografické metody

Dělíme dle stavu snímaného svalu do 3 skupin:

- 1) Nativní EMG - snímání EMG při úplném uvolnění svalu
- 2) EMG při funkčním zatěžování svalu - *záznam* spontánní motorické aktivity
- 3) Stimulační elektromyografie, která používá elektrické dráždění svalu (Svatoš, 1998).

II.5.6. Druhy EMG

Podle způsobu snímání změn elektrické aktivity rozeznáváme 3 typy EMG:

- 1) Povrchová elektromyografie
- 2) Jehlová elektromyografie
- 3) Elektromyografie používající multielektrody

II.5.6.1. Snímání kožní (povrchovou) elektrodou - registrace bipolární

Tento způsob umožňuje neinvazivně snímat celkovou elektrickou aktivitu dostatečně velkých motorických jednotek (Svatoš, 1998). SEMG poskytuje snadný

přístup k fyziologickým procesům, které přímo souvisejí se vznikem pohybu a produkováním síly. Elektrody přiložené na kůži sval nezraňují a jsou použitelné v nejrůznějších pohybových podmínkách. Tato metoda ale vyžaduje důsledné respektování technických požadavků v oblasti detekce a zpracování signálu (Rodová, 2001).

Povrchová elektromyografie detekuje akční potenciály z povrchu těla, které vznikají během svalové kontrakce překrytím sumačních akčních potenciálů většího počtu motorických jednotek, umístěných v blízkosti plošné elektrody. Snímat elektrickou aktivitu svalu lze pomocí elektrod monopolárních, bipolárních a multielektrod (Karas, Otáhal, 1991).

Monopolární uspořádání, během kterého se používá pouze monopolární elektroda a zemnicí elektroda, je technicky nejméně náročné, ale jeho nevýhodou je zachycení velkého množství rušivých signálů. Pro analýzu pohybu je nejčastěji používané bipolární uspořádání, kde je signál detekován dvěma aktivními elektrodami a zemnicí elektrodou. Při zpracování záznamu se pracuje s rozdílem potenciálů přiváděných z aktivních elektrod. Rozdíl je zesílen v zesilovači. Touto diferenciální metodou jsou z dalšího zpracování vyloučeny výkyvy potenciálů současně snímané na obou elektrodách, které mají arteficiální původ.

Elektrody se skládají z kruhových nebo pravoúhlých destiček, které mohou být ze stříbra, cínu, nerezové oceli (Goor et. al., 1984) nebo mohou být potaženy vrstvou chloridu stříbrného (Svatoš, 1998).

Elektrody mají různou velikost dle svalu, z něž je elektrická aktivita snímána, čím menší sval, tím menší mají být elektrody a tím blíže k sobě je nutné je umístit. Oblast záznamu je určena vzdáleností mezi elektrodami, která bývá 1mm - 2,5 cm. Platí zásada, že elektrody se mají umístit na bříško svalu, daleko od jeho konců (Tlapáková, 1981), v jeho střední linii s detekčním povrchem orientovaným kolmo k průběhu svalových vláken (De Luca, 1993). Karas a Otáhal (1991) upozorňují na problém umístění snímacích bodů, kdy je těžké je přesně geometricky a funkčně definovat. Měly by však splňovat tyto obtížné podmínky:

1. Možnost přenosu těchto bodů z jednoho člověka na druhého při zachování úrovně jejich funkční reprezentativnosti.

2. Možnost postihovat z těchto bodů u různých osob jednotným způsobem mechanickou aktivitu sledovaného svalu.

Při snímání je používána uzemňovací elektroda, která se skládá z relativně velkého kovového plechu nebo pásku většinou potaženého textilem, který se před použitím namočí do fyziologického roztoku. Před umístěním elektrod je důležité odmastit kůži lihem, mírně ji obrousit a aplikovat vodivou pastu na gelové bázi, aby se snížil odpor kůže. Tato procedura značně sníží odpor elektrod na několik málo kQ (Goor et.al., 1984).

Získaný elektromyogram představuje složitý interferenční obraz vytvořený vzájemnou superpozicí potenciálů velkého počtu motorických jednotek umístěných v blízkosti plošné elektrody. Protože se svalová vlákna motorické jednotky zdaleka neaktivují synchronně, ale k aktivaci dochází s časovým rozptylem kolem 5 – 10 ms, je trvání akčního potenciálu normální motorické jednotky o něco delší (a má přitom i větší amplitudu) než akční potenciál jednoho svalového vlákna (Svatoš, 1998).

EMG snímáný kožní elektrodou reprezentuje integrální charakteristiku určitého celku motorických jednotek, takže je takové EMG účelné používat pro ověřování zákonitostí velkého počtu motorických jednotek. Umožňuje dobře registrovat začátek a konec aktivace svalů, uskutečňovat hodnocení celkové úrovně aktivace a slouží ke zjišťování celé řady faktorů souvisejících se zákonitostmi řízené aktivity. Protože se do procesu svalového zkracování současně zapojuje velký počet svalových vláken, má spektrum signálu kmitočtové pásmo od 10 Hz do několika tisíc Hz (Svatoš, 1998). Maximální rozložení signálu je však v pásmu 50 - 150 Hz a šířka frekvenčního spektra je odlišná u různých svalů (Rodová et. al., 2001).

II.5.6.2. Snímání koncentrickou jehlovou elektrodou

Tato metoda se používá pro invazní snímání elektrické aktivity pouze malého počtu svalových vláken (jež jsou v těsné blízkosti hrotu jehly). Ze sejmutého EMG lze zjistit zákonitosti aktivace a vzájemného působení jednotlivých motorických jednotek, mohou být stanoveny prahy jejich aktivace, korelace mezi prahy aktivací s řadou

dalších faktorů. Pro diferenciální diagnostiku a kontrolu terapie nervosvalových onemocnění mohou být úspěšně použity registrované EMG jednotlivých motorických jednotek (Svatoš, 1998).

II.5.6.3. Snímání pomocí multielektrod

Používá se např. pro měření rychlosti vedení vzruchů. Multielektrody mají až 14 platinových plošek od sebe vzdálených asi 1 mm, přičemž svodový odpor mezi jednotlivými ploškami má extrémně vysokou hodnotu (100MQ) (Svatoš, 1998).

II.5.7. Faktory ovlivňující EMG signál při použití povrchových elektrod

Elektromyografický signál vypovídá o velikosti aktivace svalu, avšak velikost jednotlivých parametrů signálu není zdaleka ovlivněna jen fyziologickými a anatomickými faktory, ale i faktory metodického postupu detekce a zpracování signálu (Rodová, 2001). I při perfektním technickém zpracování je výsledný záznam ovlivněn anizotropií a nehomogenitou tkáně, která se nachází mezi sarkolemou svalového vlákna a elektrodou snímající změny elektrického napětí. Základní kauzální (příčinné) faktory ovlivňující SEMG signál lze rozdělit na vnější a vnitřní. Vnější faktory jsou závislé na velikosti, tvaru a lokalizaci elektrod. Povrchové elektrody snímají pouze aktivní svalová vlákna z okolí elektrody (tzn. není zachycen signál všech motorických jednotek podílejících se na vzniku kontrakce, nýbrž jen detekovaných motorických jednotek). Počet snímaných aktivních motorických jednotek je ovlivněn velikostí povrchu elektrody. Pokud je elektroda umístěna na laterální části svalu, existuje riziko, že v elektrickém signálu bude zahrnuta aktivita motorických jednotek sousedních svalů. Ideální umístění je v motorickém bodu svalu, který se většinou nachází uprostřed svalového bříška. Frekvence i amplituda signálu jsou také pozměněny blízkostí inervační zóny svalu nebo myotendinózní části svalu a vzdálenost mezi aktivními

elektrodami má vliv na šířku frekvenčního pásma. Fyziologické, anatomické a biochemické vlastnosti vyšetřovaného svalu patří mezi vnitřní kauzální faktory. Signál je ovlivněn počtem detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typem a průměrem svalových vláken, hloubkou a umístěním aktivních svalových vláken, množstvím tkáně mezi elektrodami a aktivními motorickými jednotkami a prokrvením dané oblasti.

Pro snímání signálu povrchovou elektromyografií je nejvhodnější izometrická kontrakce, jelikož při ostatních typech kontrakce dochází k pohybu tkání a elektrod. Tento pohyb může vést ke změně prostorové interference signálu a také k detekci nových aktivních jednotek nebo naopak k odstranění detekce původních motorických jednotek (De Luca, 1993).

II.5.8. Artefakty

Nezanedbatelným problémem při SEMG je častý výskyt artefaktů. Artefaktem je možno rozumět všechny odchylky od základní klidové linie EMG, které nemají původ v elektrické aktivitě sledovaného svalu (Karas, Otáhal, 1991). Odchylky záznam deformují, ruší, mohou způsobit nečitelnost záznamu a vzácně tvarem napodobují normálně se vyskytující potenciály, které mohou vést k mylnému závěru (Dufek, 1995, Tlapáková, 1981). Existuje mnoho příčin jejich výskytu:

- Elektrodový šum vzniká na kontaktu elektrody a gelu či gelu a kůže polarizací elektrody. Proto se elektrody vyrábí z inertních kovů, tedy materiálů, které jen nepatrně polarizují (např. chlorid stříbrný - Ag Cl). Šum narůstá se zmenšujícím se povrchem elektrody. K odstranění je nutno doplnit gel, odmastit kůži a odstranit zrohovatělou epidermis.
- Zesilovačový šum je z různých složek zesilovače. Je vysokofrekvenční a projeví se ztluštěním bazální linie.
- Porucha uzemnění nastane při použití vadné či suché zemnicí elektrodě či při jejím nevhodném umístění. Dochází k elektromagnetické interferenci se

střídavým síťovým proudem, objevují se pravidelné vlny o frekvenci 50 Hz.

- Pohybové artefakty jsou dané skluzem elektrody po povrchu kůže, vznikají buď na rozhraní gel-kov nebo gel-kůže. Dochází ke změně impedance mezi elektrodou a kůží. Otíráním vzniká na elektrodě elektrostatický náboj měnící podmínky snímání potenciálů.
- Pocení také mění impedanci na rozhraní kůže-gel. Projeví se nestálou bazální linií s četnými arteficiálními vlnami (Dufek, 1995).

II.5.9. Věrnost EMG

Zajištění dobrého EMG se týká zejména věrného zesílení průběhu rozdílu potenciálu na elektrodách, zabránění artefaktům a stanovení vhodných snímacích bodů na svalu (Karas, Otáhal, 1991).

Zesílení EMG zesilovače není stejné pro všechny amplitudy vstupního signálu. Pro vyšší amplitudy dochází k tzv. “přebuzení zesilovačů”, které amplitudu signálu deformuje (odřezává, snižuje) (Karas, Otáhal, 1991).

Biologický test je způsob vyladění polyelektromyografického signálu. Biologický test ozřejmý, jestli signál dosahuje na všech kanálech stejných hodnot amplitudy při normální, maximální (např. stupně č.5, dle Jandova svalového testu) volní kontrakci svalu proti odporu (Véle, 1997).

Artefakty jsou všechny odchylky od základní klidové linie EMG, které nemají původ v elektrické aktivitě sledovaného svalu. Odchylky mohou vznikat elektrickými rušivými vlivy přicházejícími z okolí (např. indukci střídavého proudu 50 Hz z okolního magnetického pole, špatným uzemněním), mechanickými vlivy (otřesy, smýkáním a nedbalou fixací elektrod), přídatnými elektrostatickými náboji v izolaci kabelů, které indukují rušivé potenciály (Karas, Otáhal, 1991, Tlapáková 1981).

II.5.10. Zpracování elektromyogramu z povrchových elektrod

Nejběžnější typ zpracování diferenciálně zesíleného elektromyografického signálu je frekvenční filtrace. Frekvence nad 500 Hz jsou často eliminovány použitím tzv. low pass filtrů, frekvence pod 10-20 Hz jsou potlačeny tzv. high pass filtry. Frekvence jsou potlačeny tím více, čím je jejich odchylka vyšší. Frekvence mezi horním a dolním filtrem jsou naopak zesíleny maximálně. Zvláštním typem filtrů jsou tzv. notch filtry, které umožňují potlačit jen některou frekvenci. Použití mají někdy při odstraňování síťové frekvence 50 Hz rušící záznam, nevýhodou je současné potlačení odpovídající části spektra chtěného záznamu (Dufek, 1995).

U většiny pohybových analýz se používá EMG signál, který je upraven pouze filtrováním. Základní potřebnou informací je doba, kdy se daný sval začne účastnit pohybu a kdy přestane být aktivní (Rash, 1995). Pro podrobnější zhodnocení pohybu lze elektromyografický signál kvantifikovat některým z následujících parametrů: průměrná amplituda, plocha pod křivkou plně usměrněného elektromyografického signálu, průměrná frekvence, střední frekvence a efektivní hodnota signálu (rms). Průměrnou frekvenci stanovíme z počtu zakolísání křivky za určitou dobu. Zde vycházíme z předpokladu, že regulace elektrické aktivity svalu z CNS souvisí s pohybovým efektem vzhledem k okolí. Frekvence zaznamenaná povrchovými elektrodami je považována za vzorek, informující o frekvenci celého svalu.

Fourierova transformace sloužící k frekvenční analýze EMG rozloží signál na jednotlivé harmonické složky a zjistí jejich amplitudu a frekvenci. Autokorelační analýza EMG porovnává signál se zpožděným signálem stejného charakteru, oproti tomu vzájemná korelační analýza EMG porovnává signály z různých svodů (Karas, Otáhal, 1991).

II.6. Technika cvičení (stahování horní kladky)

Sed čelem k přístroji, pánev se nachází na kolmici spuštěné od zavěšení adapteru k zemi. Stehna jsou zapřená o polstrovaný válec a chodidla přitisknuta v průběhu celého

pohybu k podlaze. Lavička je v takové výšce, aby mohlo dojít k úplnému propnutí paží a protažení zapojených svalů při každém opakování cviku ve fázi spouštění kladky zpět vzhůru. Toto nastavení nám umožňuje provádět cvik v plném rozsahu pohybu. Nezaklánět hlavu, pohled směřuje dopředu a brada je mírně zatažená dozadu. V průběhu cvičení je nutné udržet rovná záda, tzn. zamezit prohýbání v bedrech. Kladku stahujeme plynule (ne švihem) společně s výdechem.

Při tomto pohybu by mělo dojít:

- Retrakci ramenních kloubů (pohyb ramen směrem vzad a do vnější rotace)
- Depresi ramenních kloubů a lopatek
- Addukci lopatek směrem k páteři (Stackeová, 2004)

K ideálnímu provedení těchto pohybů může dojít jen ve fázi výdechu (dolní fixátory lopatek jsou pomocné svaly výdechové), při mírné extenzi hrudní páteře a ve vnější rotaci ramenního kloubu (Stackeová, 2004).

Kladku spouštíme rovněž plynule a kontrolovaným pohybem až do propnutých paží, při spouštění kladky dochází k nádechu.

Nejčastější chyby:

- Nedochází k retrakci a depresi ramen a mírné extenzi hrudní páteře, naopak ramena jsou tažena do protrakce a hrudní páteř do flexe, dochází k zapojení prsních svalů a širokého svalu zádového, při úchopu nadhmatem je horní končetina ve vnitřní rotaci a tendence k chybnému provedení s protrakcí ramen je daleko větší (Stackeová, 2004).
- Nedochází k výdechu ve fázi kontrakce, čímž není mechanicky umožněno správné provedení cviku (Stackeová, 2004).
- Úvodní fáze pohybu, kdy dochází ke stažení kladky je provedena švihovým pohybem, dojde k výraznému zaklonění trupu.
- Závěrečná fáze pohybu, kdy dochází k návratu kladky zpět vzhůru, je nedostatečně kontrolovaná. Protizátěž kladky nás vytrhne ze sedu směrem vzhůru.

III. Empirická část

III.1. Cíle práce

Cílem práce je časově a prostorově charakterizovat zapojování jednotlivých svalů při stahování horní kladky různými úchopy na základě neinvazního EMG měření v kombinaci s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu.

III.2. Úkoly práce

1. Provést rozbor dosavadních studií na toto téma.
2. EMG vyšetřit sledované svaly při jednotlivých variantách stahování horní kladky.
3. Z vnějšku tvarově charakterizovat průběh pohybu.
4. Zpracovat získaná data, vytvořit grafy a vyhodnotit údaje.
5. Formulovat závěry.

III.3. Hypotézy

Na základě stanoveného cíle a vytvořených úkolů jsem stanovil následující hypotézy:

H1:

Široký sval zádový se bude významně zapojovat při všech modifikacích cviku stahování horní kladky. Nejintenzivněji bychom měli jeho práci zaznamenat při použití širokého úchopu a stahování kladky za hlavu.

H2:

U trapézového svalu rozlišujeme 3 části, zaznamenat bychom měli především aktivitu spodní a střední části, kde se názory na velikost jejich zapojení u různých úchopů liší. I přesto předpokládáme nejvyšší aktivitu u širokého paralelního úchopu.

H3:

Dvojhlavý sval pažní (biceps) se bude svou aktivitou podílet především při použití podhmatu. Jeho aktivita by měla být výrazná také při použití paralelních úchopů. Druhotně se pak bude podílet na vykonávaném pohybu při stahování horní kladky širokým úchopem nadhmatem k hrudníku i za hlavu.

H4:

Nejvýraznější aktivita trojhlavého svalu pažního (tricepsu) je předpokládána při použití úzkého paralelního úchopu.

H5:

Vzhledem k faktu, že stahování horní kladky s použitím libovolného úchopu a adapteru je cvikem zaměřeným především na zádové svalstvo, aktivita velkého prsního svalu by měla být pouze minimální a okrajová. Mírně zvýšenou aktivitu můžeme očekávat pouze při použití úzkého paralelního úchopu a podhmatu.

Při stanovování hypotéz jsem vycházel z těchto literárních zdrojů:

(Miessner, 2004) uvádí, že široký sval zádový se nejintenzivněji zapojuje při stahování horní kladky širokým úchopem za hlavu.

(Pavluch, Frolíková, 2004) přiřazují k jednotlivým úchopům následující svalové partie:

- **Stahování horní kladky za hlavu** - cvik je zaměřený na posílení zad, a to především širokého svalu zádového. Je vhodný i na posílení svalů podél páteře, což přispívá k lepšímu držení těla. Při pohybu jsou zapojené i ostatní zádové svaly, druhotně pak bicepsy.
- **Stahování horní kladky podhmatem** - cvik se zaměřuje na střední partii zad, při pohybu jsou výrazně zapojeny i bicepsy.
- **Stahování horní kladky úzkým paralelním úchopem** - cvik slouží k posílení střední oblasti zad. Kromě zádových svalů se pohybu účastní vrchní část prsních svalů a částečně tricepsy.

Delavier (1998) popisuje různé úchopy a zapojení svalů následujícím způsobem:

- **Stahování horní kladky nadhmatem k hrudníku** – zapojují se především široký sval zádový, dále střední a spodní část trapézového svalu, biceps a také spodní část velkého svalu prsního
- **Stahování horní kladky za hlavu** – zapojují se široký sval zádový, biceps a spodní část trapézového svalu
- **Stahování horní kladky úzkým paralelním úchopem** – zapojují se sval trapézový a biceps
- **Stahování horní kladky podhmatem** – zapojuje se široký sval zádový, dále pak biceps, spodní a střední trapéz a částečně i velký prsní sval

III.4. Charakteristika výzkumného souboru

Pro EMG vyšetření na vybraných svalových skupinách byl vybrán student UK – FTVS se specializací fitness Martin Křepela, který se kondičnímu cvičení ve fitness centrech aktivně věnuje již několik let. Výběr proběhl mimo jiné na základě konzultace s vedoucí diplomové práce PhDr. Danielou Stackeovou, PhD. a Doc. PaedDr. Bronislavem Kračmarem, CSc. U měřené osoby se předpokládá dokonale zvládnutá technika provedení zvoleného cvičení tj. stahování horní kladky v různých modifikacích.

III.5. Diagnostické metody

Byl použit přenosný měřicí přístroj KAZE5 (vyvinutý na UK FTVS v Praze) se 7 kanály na snímání EMG potenciálů, 1 kanál pracovní pro synchronizaci videozáznamu. Váha přístroje s bateriemi včetně sportovní ledvinky upevněné okolo pasu výzkumné osoby je 1,4 kg. Regulace citlivosti 0,05 – 2 mV, nastavitelná délka měření v intervalu 5 sec – 4 min 50 sec. Záznam z vnitřní paměti přístroje byl po ukončení série 1 – 7 měření převeden do přenosného PC, upraven specifickým softwarem KAZE5 a exportován do poslední verze programu Microsoft Excel. Byl pořízen synchronizovaný videozáznam. Pro analýzu byl použit nábor EMG při pokusu s nejvyšší mírou pravidelnosti snímaných EMG potenciálů.

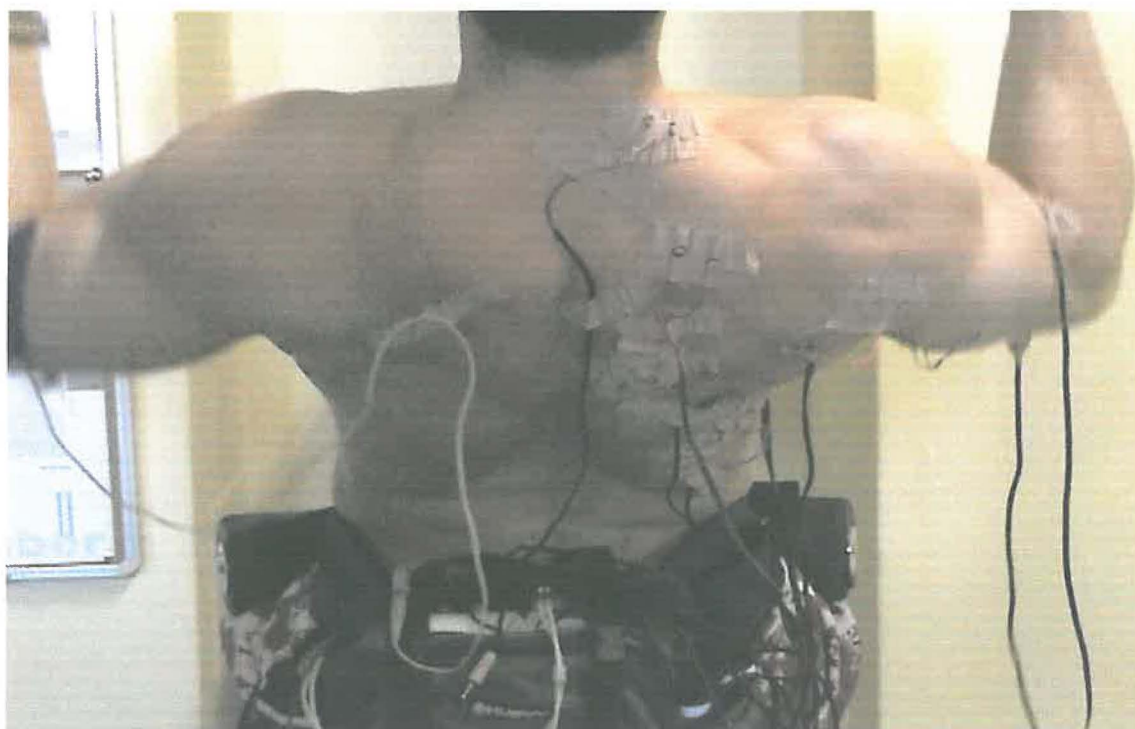


III.5.1. Výběr svalových skupin

Výběr svalových skupin byl prováděn na základě prostudování literatury týkající se daného tématu a doporučení PhDr. Daniely Stackeové, PhD. a Doc. PaedDr. Bronislava Kračmara, CSc. Zásadní vliv v rozhodování byl určen charakteristikou prováděného cviku, u kterého byl předpoklad zapojení především svalů na zadní straně trupu. Výběr svalových skupin byl dále omezen nemožností invazivního vyšetření hlubších svalových skupin jehlovými elektrodami (zdravotní rizika) a počtem přenosových kanálů.

III.5.2. Měřené svalové skupiny – umístění elektrod

1. musculus triceps brachii – caput longum dx.
2. musculus biceps brachii – caput longum dx.
3. musculus trapezius – pars descendens dx. (kraniální sestupné snopce)
4. musculus trapezius – pars transversa dx. (střední příčné snopce)
5. musculus trapezius – pars ascendens dx. (kaudální vzestupné snopce)
6. musculus latissimus dorsi dx.
7. musculus pectoralis major – pars sternocostalis dx.



III.5.3. Popis organizace výzkumu

Cvičenec byl měřen při stahování horní kladky a to v 5 různých modifikacích tohoto cviku:

- Stahování horní kladky širokým úchopem k hrudníku – nadhmatem
- Stahování horní kladky širokým úchopem za hlavu – nadhmatem
- Stahování horní kladky podhmatem – úchop na šířku ramen
- Stahování horní kladky úzkým paralelním úchopem
- Stahování horní kladky širokým paralelním úchopem

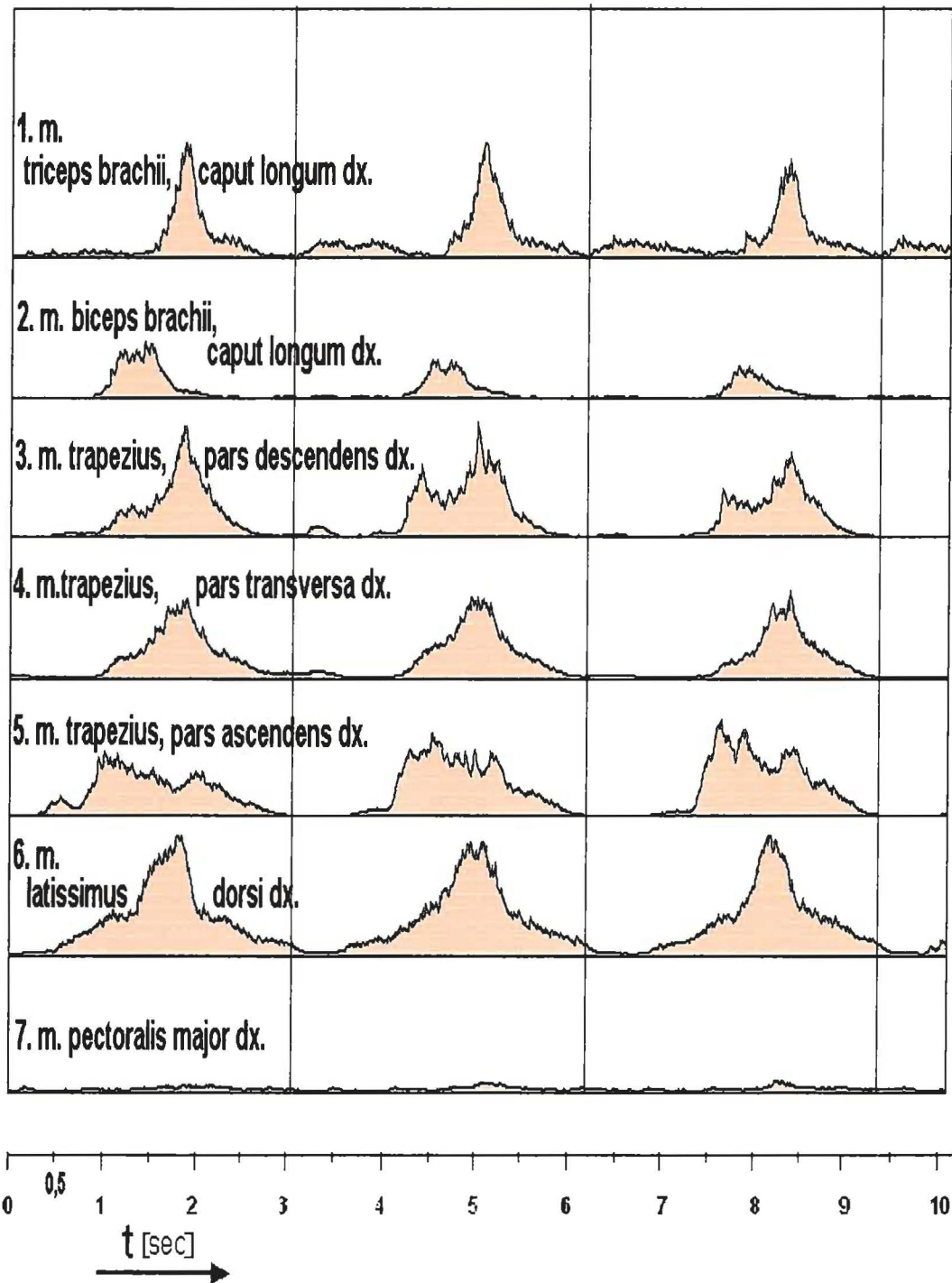
Měření bylo provedeno na přístroji od firmy Technogym. Celkově bylo provedeno 10 sérií vybraného cviku s použitím 5 různých úchopů, při čemž na každý úchop byly odcvičeny 2 série. Zvolený odpor závaží byl 40kg. Tato zátěž nám umožnila zaznamenat aktivitu vybraných svalových partií a zároveň představuje pro cvičence lehké až střední zatížení, které mu umožní i při větším množství sérií zachovat správnou techniku cvičení. Časový úsek, při kterém došlo ke snímání dat byl 10 sekund. Tento časový úsek nám ohraničuje dobu trvání jedné série. V průběhu každé série zvládl cvičenec 3-4 opakování. Mezi sériemi byl přibližně 2-3 minutový interval odpočinku, který sloužil nejen k přípravě a odpočinku cvičence před následující sérií, ale zároveň nám poskytl čas ke stažení naměřených dat do počítače.

IV. Výsledky

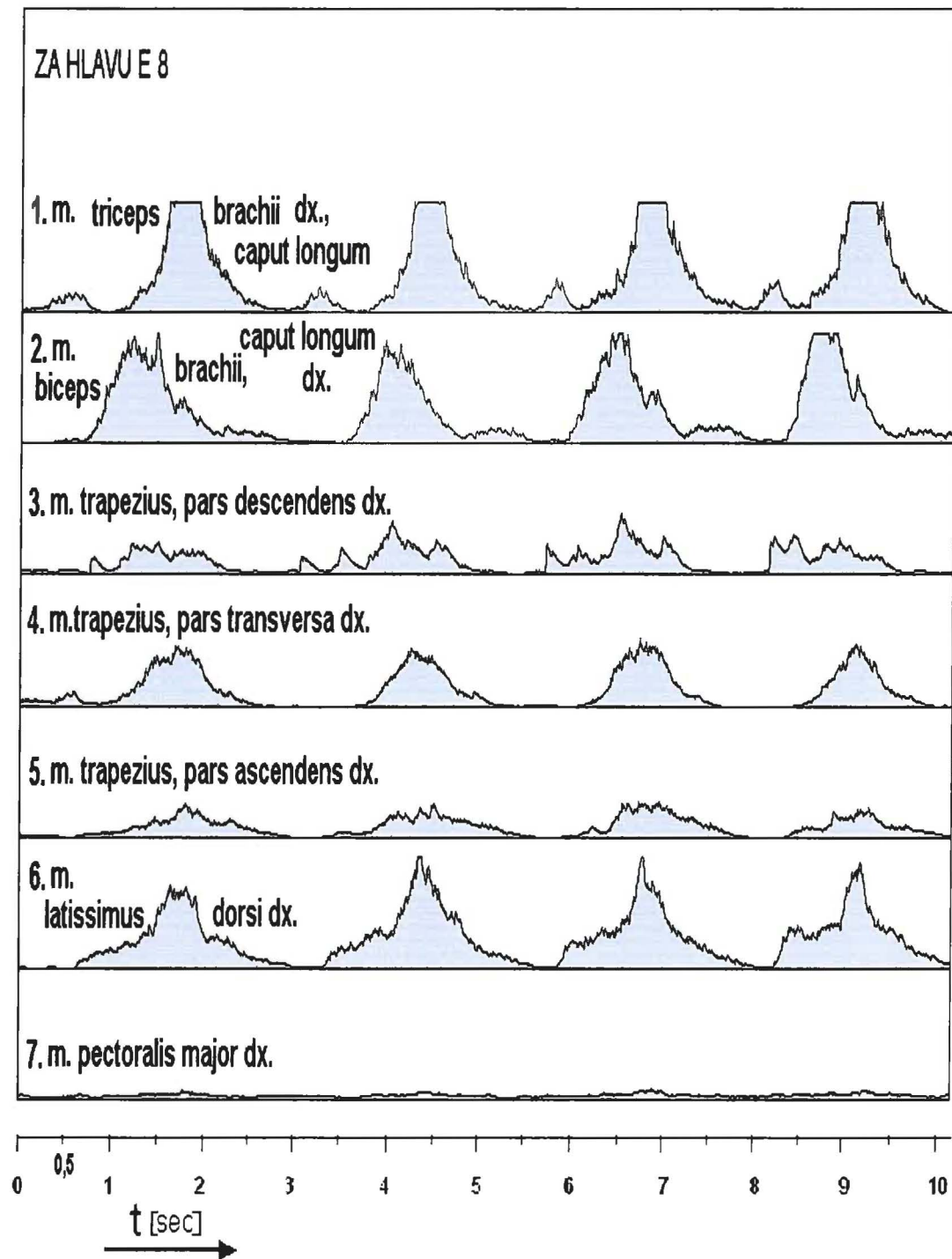
Při měření zapojení svalů při stahování horní kladky různými úchopy nám přístroj KAZE 5 poskytl EMG křivku, kterou jsme za pomoci počítače upravili do následujících přehledných schématů. Na základě těchto výsledků jsme pak dále porovnávali velikost zapojení jednotlivých svalů za použití různých úchopů.

Vzhledem k nastavení rozdílné citlivosti pro měření aktivity jednotlivých svalů v průběhu cvičení, je porovnání míry zapojení svalů v jednom úchopu značně zkreslené tzn. pokud je na jednom schématu křivka zapojení dlouhé hlavy tricepsu větší než např. křivka zapojení širokého svalu zádového: nemůžeme z toho vyvodit závěr, že se triceps podílel na vykonání pohybu větší měrou než široký sval zádový, neboť každý sval byl při stejném pohybu nastaven na odlišnou citlivost.

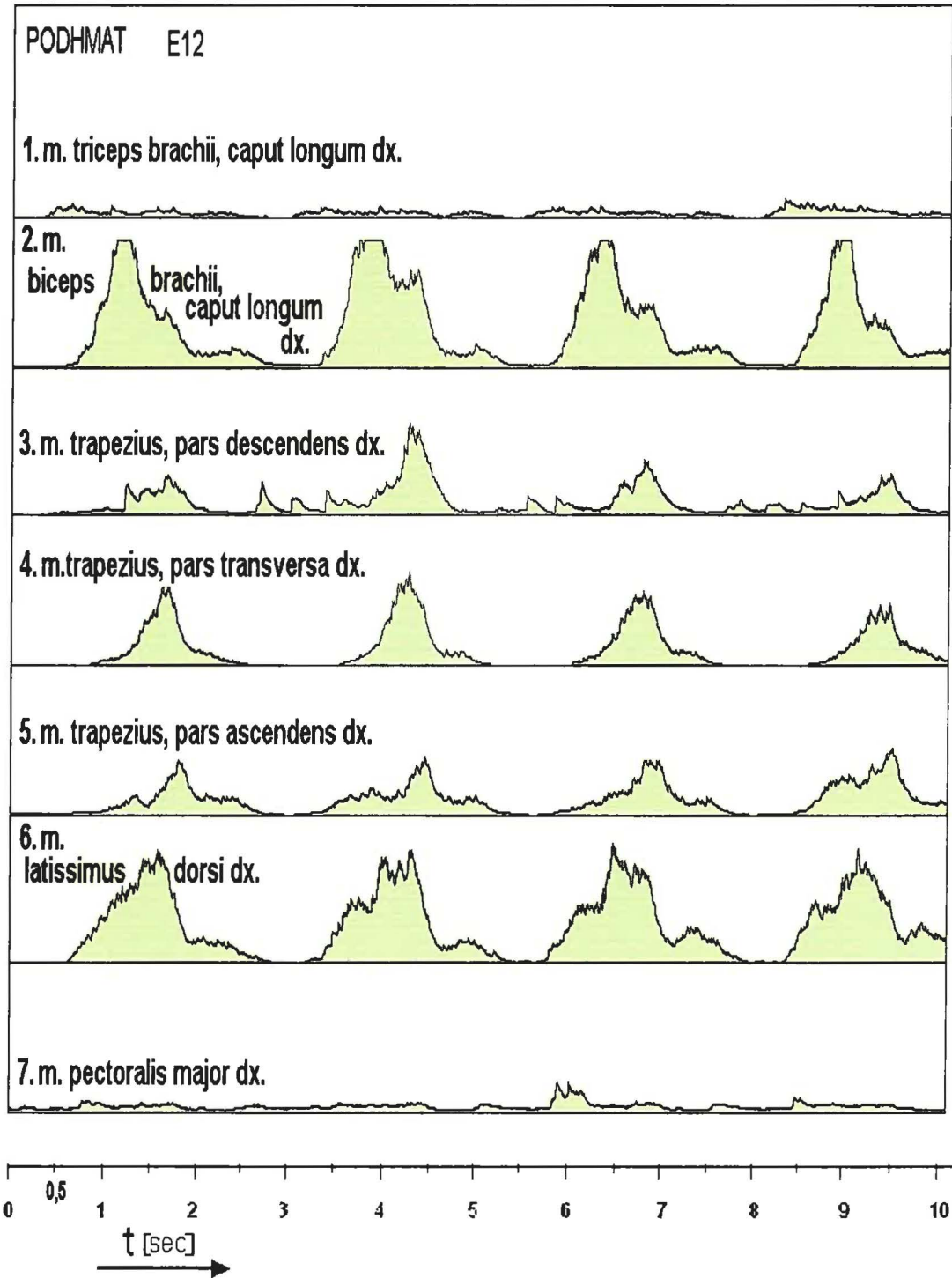
Stahování horní kladky širokým úchopem k hrudníku – nadhmatem



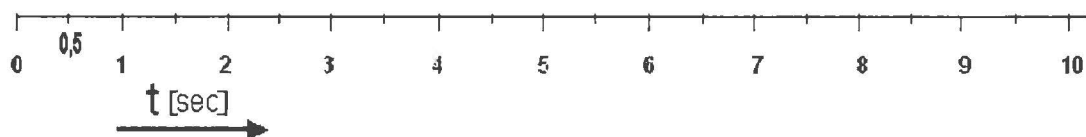
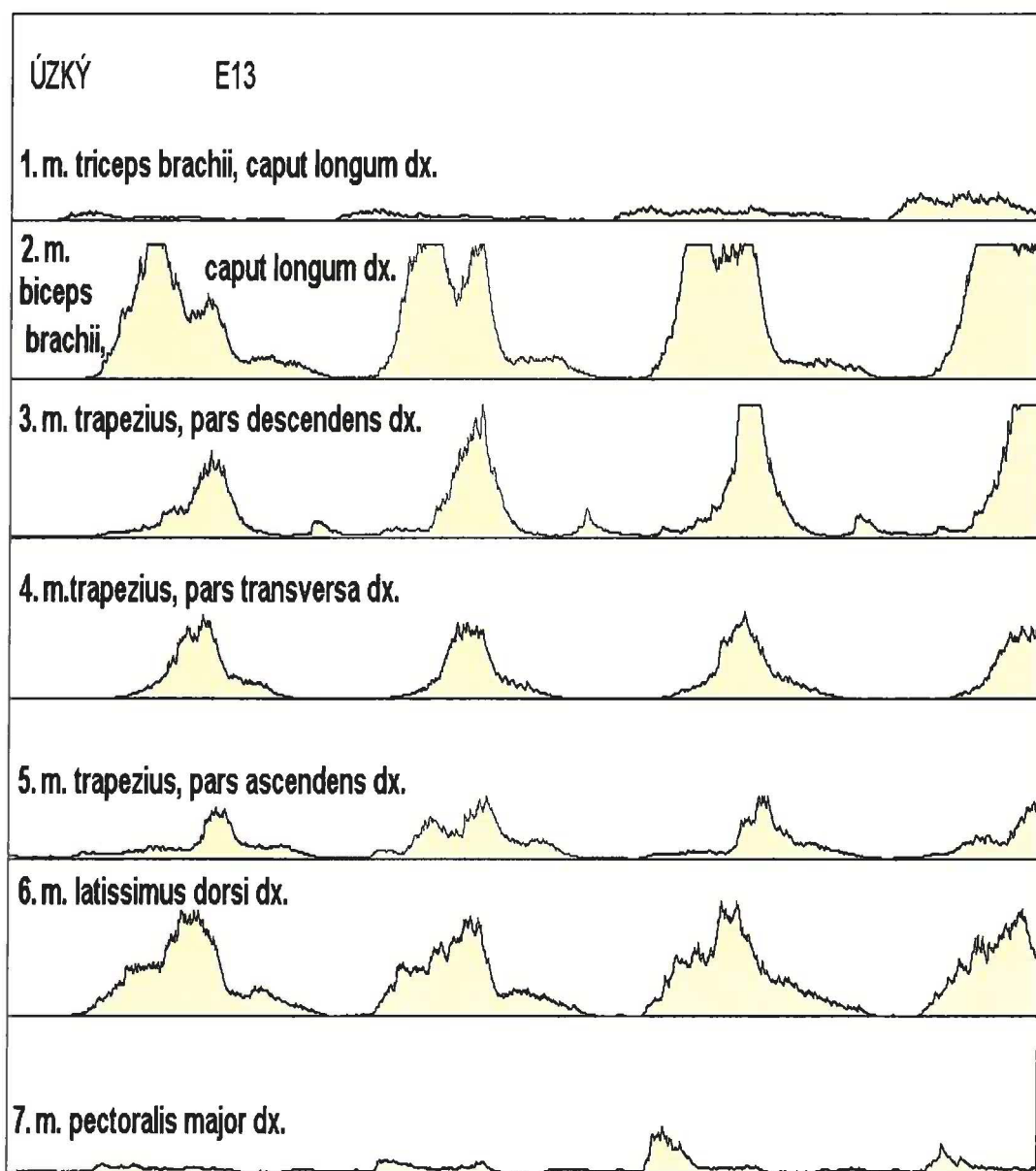
Stahování horní kladky širokým úchopem za hlavu – nadhmatem



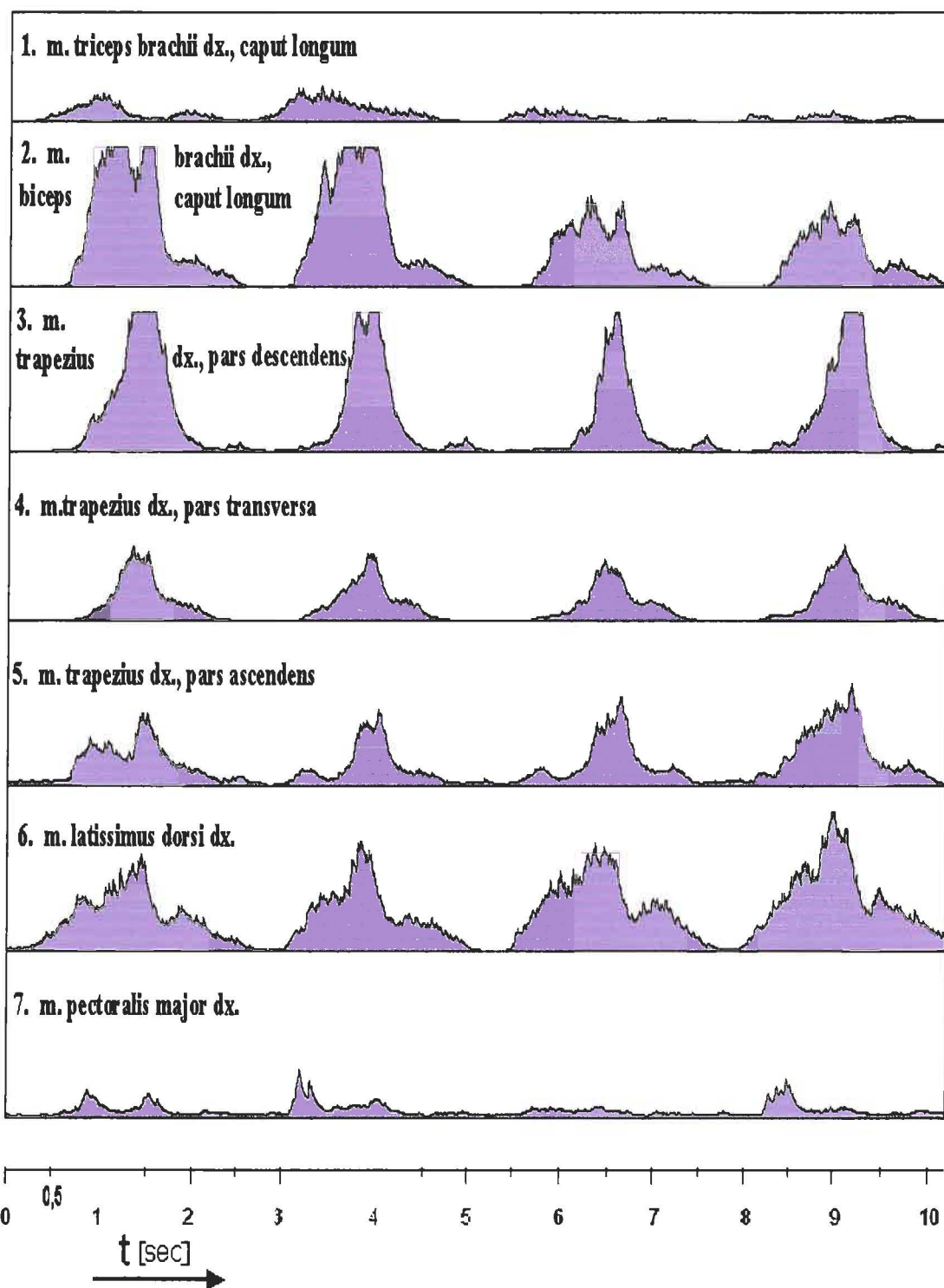
Stahování horní kladky podhmatem – úchop na šířku ramen



Stahování horní kladky úzkým paralelním úchopem



Stahování horní kladky širokým paralelním úchopem



musculus triceps brachii – caput longum dx.

U dlouhé hlavy tricepsu můžeme použité úchopy rozdělit do dvou skupin. Do první bychom zařadili stahování kladky s použitím nadhmatu a širokého úchopu k hrudníku a za hlavu. Ve druhé skupině by nám zbylo stahování horní kladky za použití paralelních úchopů a podhmatu.

Tyto dvě skupiny se z hlediska zapojení dlouhé hlavy tricepsu výrazně liší. Zatímco u první skupiny výše jmenovaných úchopů se triceps svou aktivitou výrazně podílí na vykonání pohybu, u třech zbývajících úchopů je jeho aktivita téměř nulová. Rozdíl mezi stahováním horní kladky nadhmatem za hlavu a k hrudníku již není tak markantní, přesto však můžeme říci, že nejvyšší aktivita tricepsu byla zaznamenána při stahování kladky za hlavu.

musculus biceps brachii – caput longum dx.

Dlouhá hlava bicepsu se narozdíl od dlouhé hlavy tricepsu zapojuje různou měrou při všech pěti modifikacích stahování kladky. Nejmenší aktivitu můžeme zaznamenat při použití širokého úchopu (nadhmatu) a stahování adapteru k hrudníku. Aktivita se zvyšuje u stejného úchopu, ale stahování adapteru za hlavu. U paralelních úchopů a podhmatu se biceps podílí na průběhu pohybu přibližně stejnou velikostí. Zajímavé je, že u úzkého paralelního úchopu je aktivita svalu dokonce nepatrně vyšší než při použití podhmatu.

Při srovnání dvou antagonistů musculus biceps brachii (biceps) a musculus triceps brachii (triceps) zjistíme, že triceps se nejvíce zapojuje právě při úchopech, kde aktivita jeho antagonisty bicepsu je nejnižší. Totéž a snad ještě ve větší poměru platí i naopak, tzn. při paralelních úchopech a podhmatu, kde je aktivita bicepsu maximální se triceps pohybu téměř neúčastní.

musculus trapezius – pars descendens dx. (kraniální sestupné snopce)

Podobně jako u předcházejícího svalu můžeme i zde pozorovat větší či menší míru zapojení u všech pěti měřených úchopů. Poměrně nízká aktivita byla zjištěna při použití širokého úchopu nadhmatem a stahování kladky za hlavu, ale také při použití podhmatu. Střední ale poměrně dlouho trvající zapojení svalu bylo naměřeno při

širokém úchopu (nadhmatem) a stahování kladky k hrudníku. Ještě nepatrně vyšší aktivita byla vyhodnocena u paralelních úchopů.

musculus trapezius – pars transversa dx. (střední příčné snopce)

U této části trapézového svalu byla naměřena, při použití všech pěti úchopů, vzácně podobná aktivita svalu. Při podrobnějším zkoumání zjistíme, že nejen velikost zapojení svalu, ale také tvar zaznamenané křivky je u všech úchopů velmi podobný. Pouze u širokého úchopu (nadhmatu) a stahování kladky k hrudníku je křivka nepatrně vyšší a sploštělejší, což znamená pozvolnější kulminaci a také ústup v aktivitě zapojení svalu do prováděného pohybu.

musculus trapezius – pars ascendens dx. (kaudální vzestupné snopce)

Naopak u spodní části trapézového svalu se tvar a velikost křivek u jednotlivých úchopů výrazně liší. Za nejvíce účinný úchop z hlediska působení na tuto důležitou oblast trapézového svalu, která se významně podílí na vzpřímeném držení těla v oblasti hrudníku a jako dolní fixátor lopatky zajišťuje svalovou rovnováhu mezi horními a dolními fixátory lopatek, považujeme široký úchop (nadhmatem) a stahování kladky k hrudníku. Velikost křivky znázorňující míru zapojení dolní části trapézového u tohoto úchopu výrazně převyšuje všechny ostatní úchopy. Dalším poměrně účinným úchopem je široký paralelní úchop a stahování kladky k hrudníku. U třech zbývajících úchopů je již aktivita dolního trapézu na nižší úrovni, zejména pak při širokém úchopu (nadhmatem) a stahování kladky za hlavu se dolní trapéz zapojuje jen minimálně.

musculus latissimus dorsi dx.

U širokého svalu zádového byla aktivita svalu při jednotlivých úchopech na podobné a velmi vysoké úrovni. Za pozornost zde stojí spíše tvar křivek u jednotlivých úchopů. Zatímco při použití širokého úchopu (nadhmatem) a stahování kladky k hrudníku a za hlavu je nástup i pokles aktivity svalu poměrně strmý a rázný, u paralelních úchopů a podhmatu tvar křivku naznačuje spíše pozvolný nástup a také pokles aktivity měřeného svalu.

musculus pectoralis major – pars sternocostalis dx.

Zapojení se prsního svalu do vykonávaného pohybu (stahování horní kladky) bylo shodně u všech měřených úchopů v podstatě nulové. U paralelních úchopů a podhmatu jsou na křivce zaznamenány nepatrné výkyvy. Jejich tvar, umístění a především velikost jsou natolik zanedbatelné, že je nemůžeme považovat za potvrzení účasti velkého prsního svalu na prováděném cvičení.

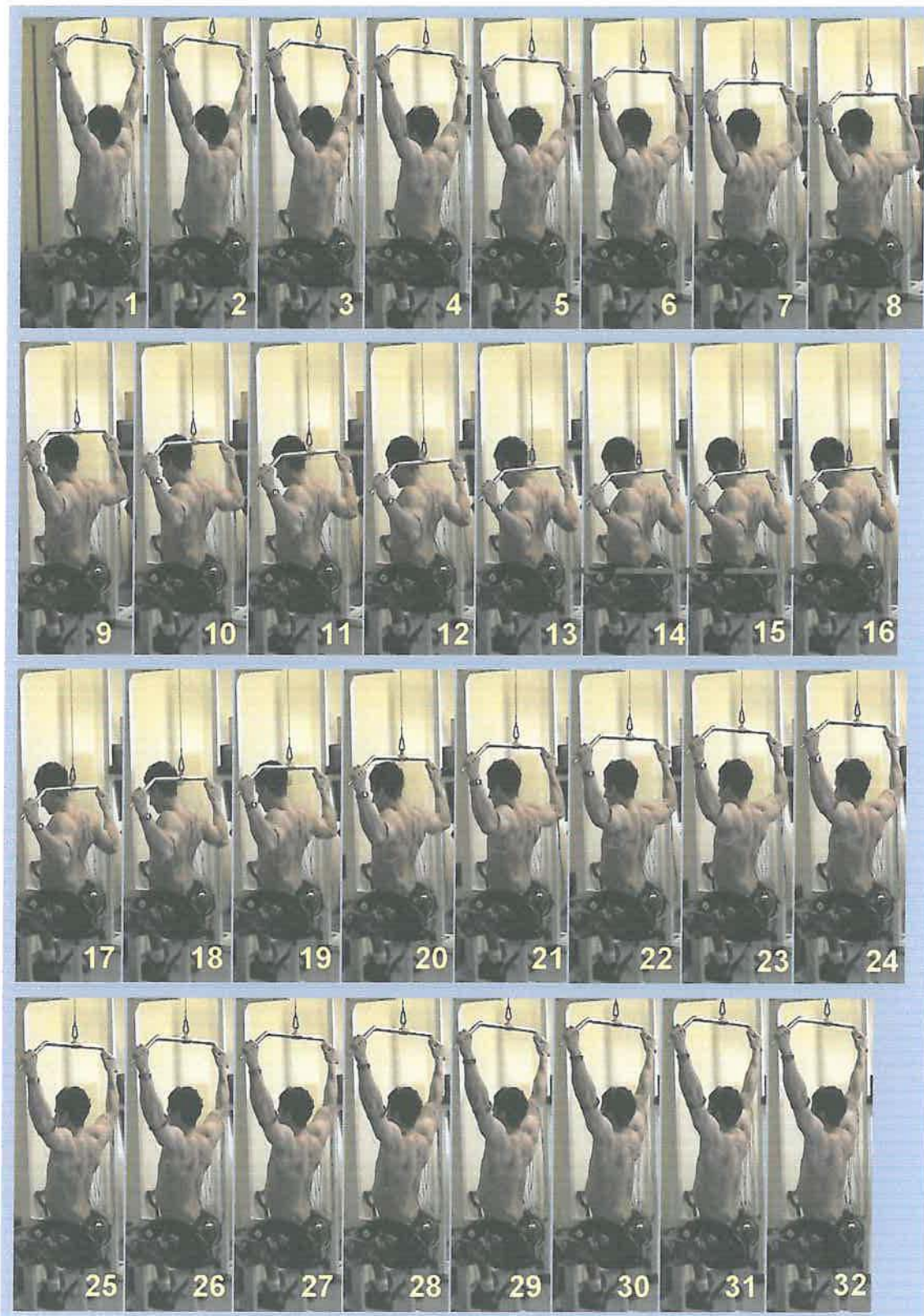
IV.1. Prezentace způsobu vyhodnocení dat

Rozbor se soustředil vždy na jedno opakování u všech 5 použitých úchopů. Při měření byl průběh každé odcvičené série snímán synchronizovanou digitální videokamerou. Po zpracování naměřených dat ve speciálním počítačovém programu bylo možno jednotlivým fázím pohybu přiřadit odpovídající EMG charakteristiku vypovídající o aktivitě sledovaného svalu.

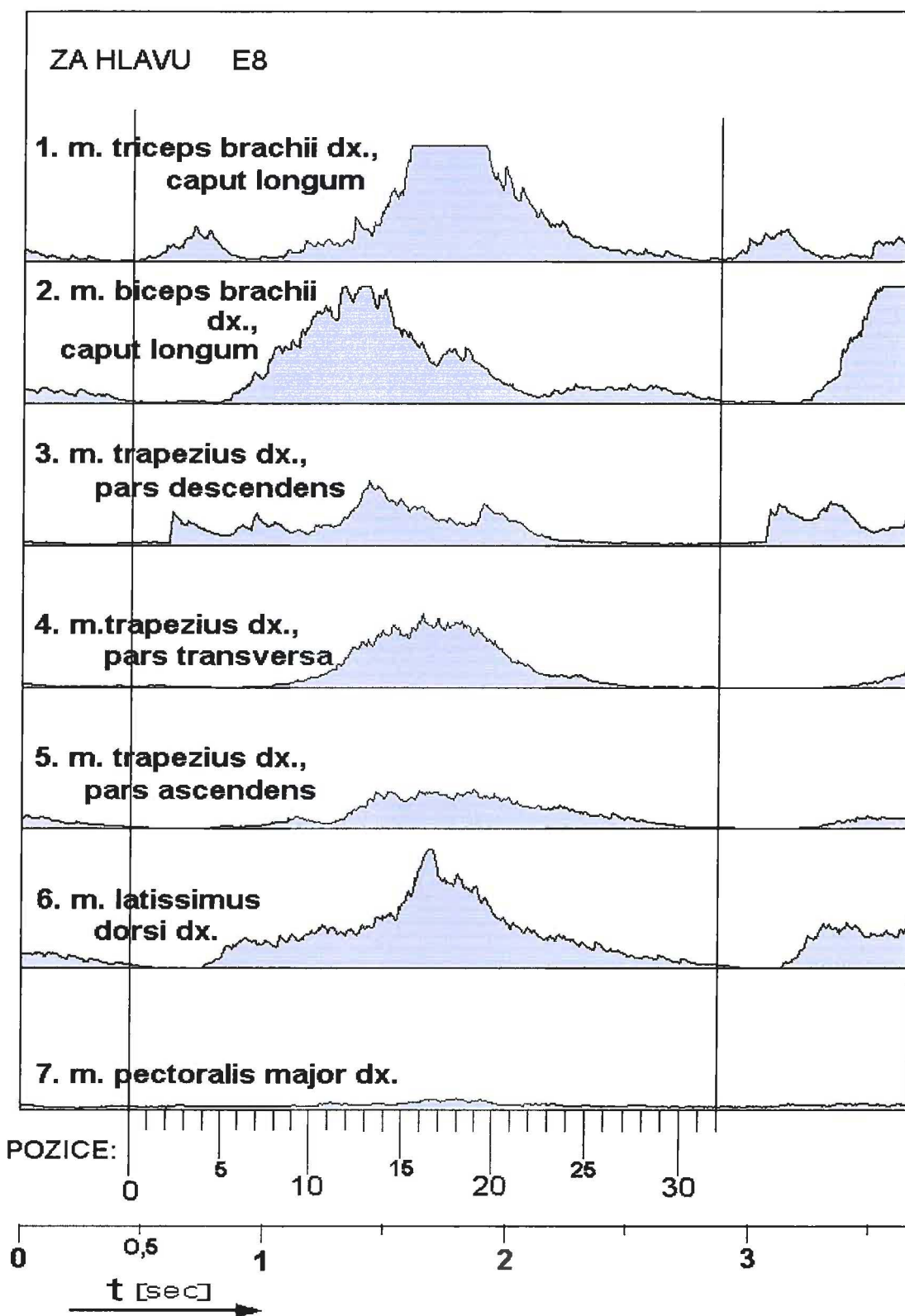
Celý pohyb, který cvičenec vykonal v průběhu jednoho opakování, je zachycen na sekvenci fotografií, která byla sestavena s pořízeného videozáznamu. U každé fotografie je uvedeno číslo, které odpovídá číslu na ose x příslušného grafu. Z následujících fotografií a grafů můžeme snadno a názorně vyčíst začátek a konec a také kulminaci a pokles zapojení vybraného svalu v libovolné fázi průběhu pohybu.

Vzhledem k technické a časové náročnosti se nám nepodařilo zpracovat sekvenci fotografií a příslušné grafy u všech pěti úchopů. Chybějící úchopy (široký úchop nadhmatem a stahování kladky k hrudníku a široký paralelní úchop) a jejich výsledky jsou případným zájemcům k dispozici u autorů.

Stahování horní kladky širokým úchopem za hlavu – nadhmatem



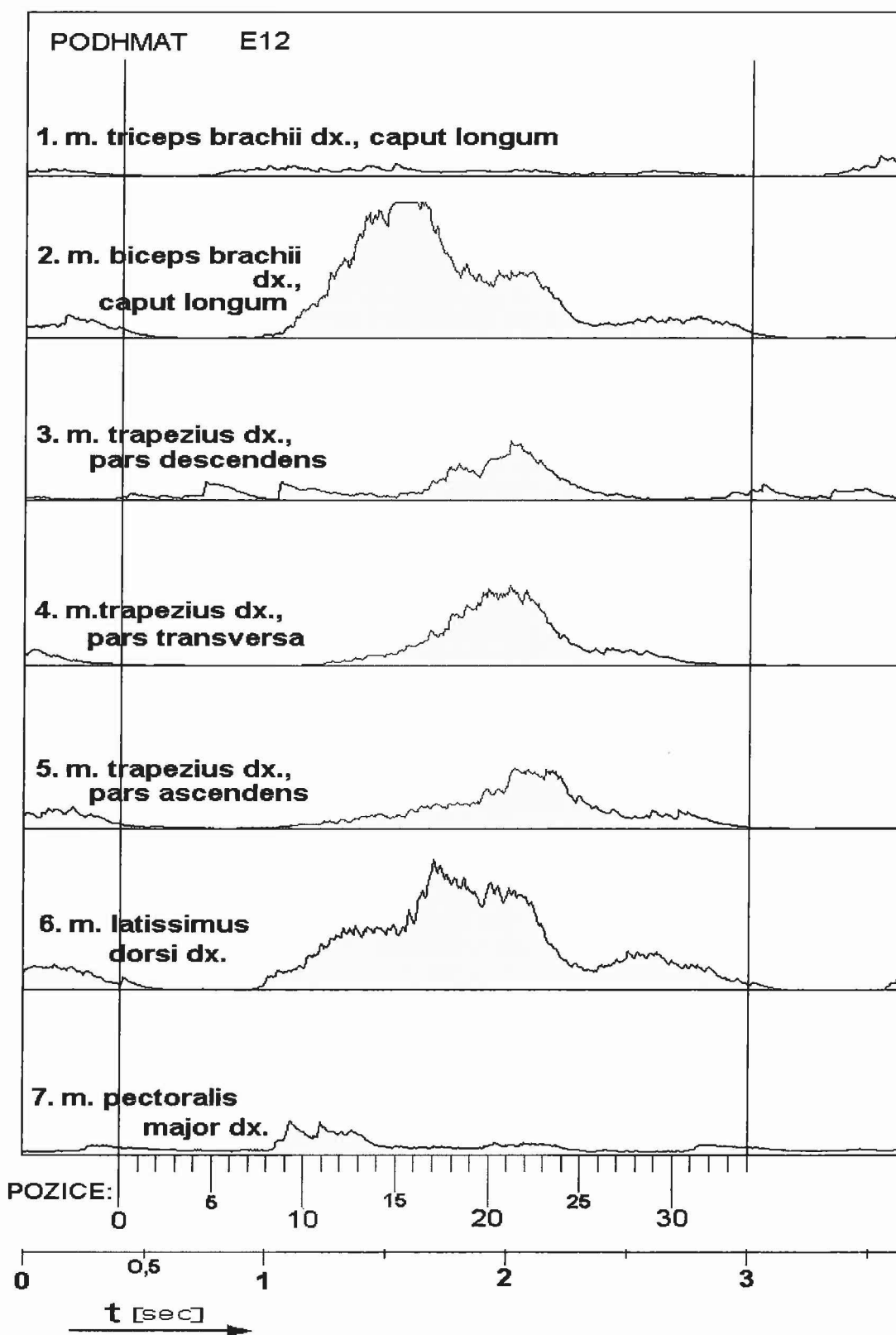
Stahování horní kladky širokým úchopem za hlavu – nadhmatem



Stahování horní kladky podhmatem – úchop na šířku ramen



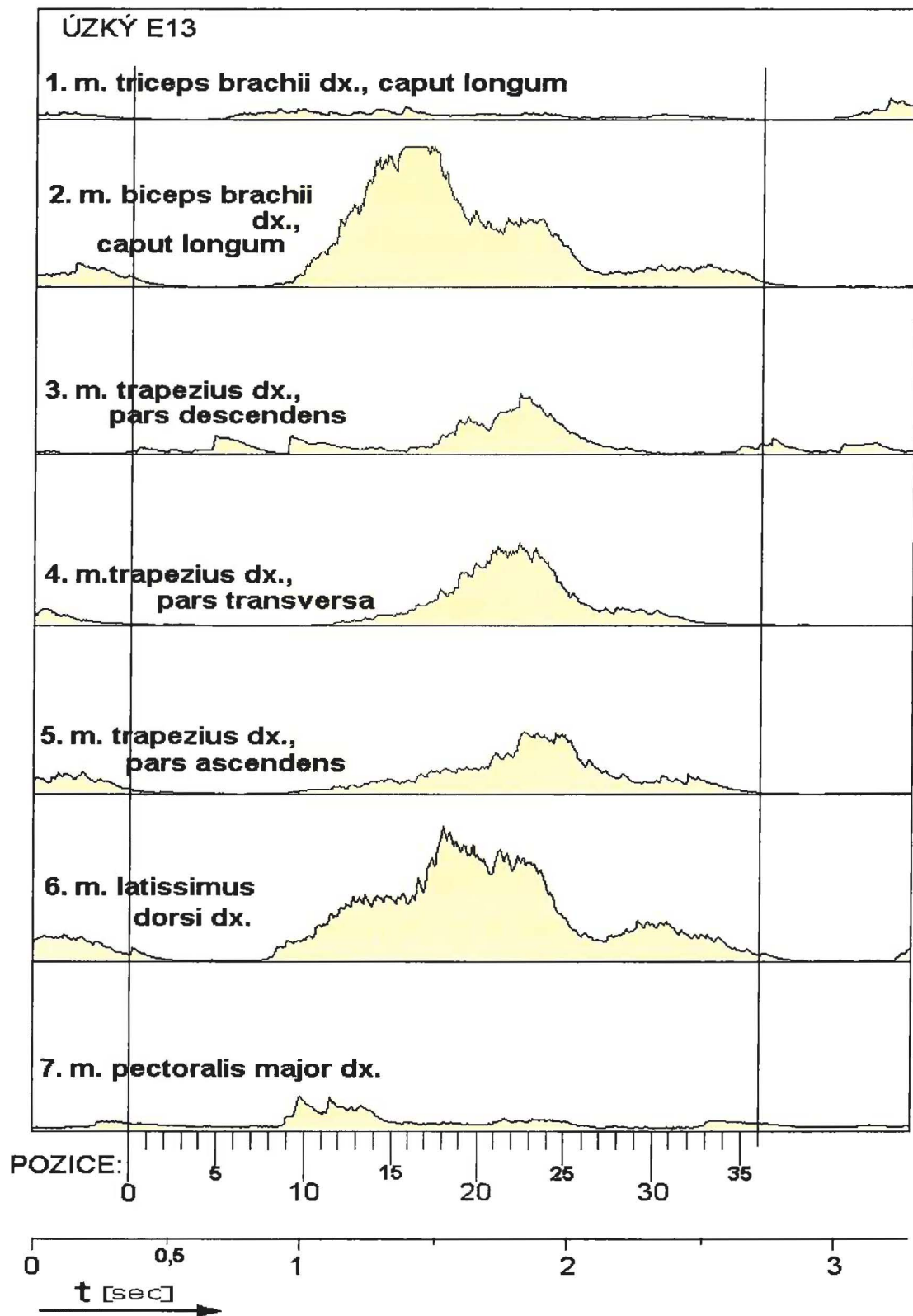
Stahování horní kladky podhmatem – úchop na šířku ramen



Stahování horní kladky úzkým paralelním úchopem



Stahování horní kladky úzkým paralelním úchopem



minutový interval odpočinku, který sloužil nejen k přípravě a odpočinku cvičence před následující sérií, ale zároveň nám poskytl čas ke stažení naměřených dat do počítače.

Měření bylo provedeno polyelektromyografickým sledováním. Vzniklé elektromyografy mohou obsahovat artefakty vzniklé narušením přenosu např. radiovým vlněním, neodrušenými motory, mobilními telefony atd. Tyto artefakty jsou jasně patrné a rozpoznatelné a nenarušily odečítání výsledků z EMG grafů. Výhodou však je intraindividuální charakter měření, umožňující rozpoznat nástup a odeznění aktivace vybraných povrchových svalových skupin.

EMG měření bylo provedené pouze na jednom cvičenci. Tato skutečnost by mohla vést k domněnce, že měření není dostatečně objektivní, jelikož nebyla vybrána skupina více cvičenců. Uvažujeme, že úroveň technického provedení stahování horní kladky v podání Martina Křepely byla na maximální možné úrovni. Martin Křepela stejně jako autor této práce Aleš Polata, který byl měření rovněž přítomen, mají osobní mnohaleté zkušenosti se cvičením ve fitness centrech, dále jsou studenty závěrečného ročníku oboru tělesná výchova a sport na UK-FTVS a jsou úspěšnými absolventy specializace fitness pod vedením vedoucího této diplomové práce PhDr. Daniely Stackeové, PhD. Zároveň jsou oba výše zmínění studenti držiteli Osvědčení kondičního trenéra. Máme tedy k dispozici dokonalou techniku pohybu při stahování horní kladky v různých modifikacích tohoto cviku. I když se formálně jedná o případovou studii, dlouholeté zkušenosti cvičence a jeho technika poukazuje na možnost širšího zobecnění získaných poznatků.

VI. Závěr

Hypotézu č.1 můžeme rozdělit na dvě části. Úvodní část můžeme považovat za potvrzenou, neboť široký sval zádový se svou aktivitou výrazně zapojoval do vykonání pohybu při všech 5 použitých úchopech. Naopak druhá část této hypotézy již tak jednoznačná není. Na základě naměřených hodnot nemůžeme jednoznačně určit úchop, který by byl z hlediska zapojení širokého svalu zádového vhodnější a účinnější než úchopy jiné. V tomto směru lze na měření provedené v této diplomové práci dále navázat, kdy můžeme odděleně měřit aktivitu spodní a horní části širokého svalu zádového. Při tomto podrobnějším zkoumání aktivity zapojení jednotlivých částí širokého svalu zádového, lze předpokládat zjištění větších rozdílů a přesnější popsání zapojení tohoto svalu při různých pohybech, než které může nabídnout tato práce.

U hypotézy č.2 jsme se zabývali trapézovým svalem, kde jsme odděleně měřili horní, střední a spodní část. Při stahování horní kladky nám jde především o zapojení spodní části trapézového svalu, která slouží jako dolní fixátor lopatky a má tendenci k oslabování. Výsledky našeho měření potvrdily, že široký paralelní úchop je z hlediska aktivity dolní části trapézu velmi vhodný. Hypotézu ovšem nemůžeme považovat za potvrzenou, neboť výsledky měření prokázaly, že nejvhodnějším úchopem pro posílení dolní části trapézového svalu je široký úchop nadhmatem a stahování kladky k hrudníku.

V hypotéze č.3 jsme předpokládali vysoké zapojení dlouhé hlavy dvojhlavého svalu pažního (bicepsu) u podhmatu a paralelních úchopů. Tuto hypotézu můžeme považovat za potvrzenou. Z výsledků jasně vyplývá, že výše zmíněné úchopy zatěžují biceps více než zbývající úchopy nadhmatem. Zajímavé je zjištění, že u úzkého paralelního úchopu je aktivita svalu dokonce nepatrně vyšší než při použití podhmatu.

Hypotéza č.4 a její tvrzení bylo naprosto chybné. Zapojení dlouhé hlavy trojhlavého svalu pažního (tricepsu) při použití úzkého paralelního úchopu je téměř nulové. Triceps se naopak svou aktivitou podílí na pohybu při stahování kladky širokým

úchopem, nadhmatem a stahování kladky k hrudníku a nejvyšší aktivita byla zjištěna u stejného úchopu a stahování kladky za hlavu.

Poslední hypotézu č.5 můžeme pokládat za potvrzenou. Aktivita velkého prsního svalu byla u všech měřených úchopů v podstatě nulová. U paralelních úchopů a podhmatu byly zaznamenány na křivce zobrazující aktivitu velkého prsního svalu v průběhu cvičení nepatrné výkyvy. Jejich tvar, umístění a především velikost jsou natolik zanedbatelné, že je nemůžeme považovat za potvrzení účasti velkého prsního svalu na prováděném cvičení.

Na základě naměřených hodnot a získaných výsledků jsme vyvrátili tvrzení hned několika hypotéz, jež byly sestaveny na základě literárních zdrojů, které se zabývají problematikou fitness a kondičního posilování. Tato skutečnost opět potvrzuje, že oblast teorie kondičního posilování a zapojení svalů při jednotlivých cvičeních není zcela jasná a jednoznačná. V této diplomové práci jsme se zabývali pouze stahováním horní kladky při použití různých úchopů a měřili aktivitu omezeného počtu svalů. Je zde možnost a poměrně velký prostor k navázání na tuto diplomovou práci, zkoumáním dalších cviků a svalů, které se při nich zapojují a přispět tak k dalšímu objasnění této problematiky.

VII. Seznam bibliografických citací

BASMAJIAN, J., DE LUCA, C. J. *Muscles Alive*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.

ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. ISBN 80-7169-970-5

DELAVIER, F. *Strength training anatomy*. Paris: Editions Vigot, 1998. ISBN 0-7360-4185-0

De LUCA, C. J. *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*. The International Society for Biomechanics, [online] 1993, [cit. 2004-07-07].

Dostupné na <http://www.delsys.com/>

DUFEK, J. *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-208-6

FLEISCHMANN, J., LINC, R. *Anatomie člověka*. Praha: SPN, 1981. ISBN 14-521-81

GOOR, C., et. al. *Current practice of clinical electromyography*. Amsterdam: Elsevier, 1984.

HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L. *Vyšetřovací metody hybného systému*. 1. vyd. 1996. ISBN 80-7013-237-X

HOŠKOVÁ, B. *Kompenzace pohybem*. 1.vyd. Praha: Olympia, 2003. ISBN 27-021-2003

HOŠKOVÁ, B., MATOUŠOVÁ, M. *Kapitoly z didaktiky zdravotní tělesné výchovy*. Praha: Karolinum, 2000. ISBN 382-016-00

HOŠKOVÁ, B. Posilování a jeho zásady. *Těl. Vých. Sport. Mlád.* 64, 1998, ISSN 1210-7689

HOŠKOVÁ, B. Zásady zdravotně bezpečného posilování. *Těl. Vých. Sport. Mlád.* 64, 1998, ISSN 1210-7689

CHOUTKA, M., DOVALIL, J. *Sportovní trénink*. Praha: Olympia, 1991. ISBN 80-7033-099-6

INMAN, V. T., RALSTON, H. J., TODD, F. *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1981.

JANDA, V. *Základy kliniky funkčních neparetických hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotních pracovníků, 1982.

- KÁBELÍKOVÁ, K., VÁVROVÁ, M. *Cvičení k obnovení a udržování svalové rovnováhy*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997. ISBN 80-7169-384-7
- KADAŇKA, Z., BEDNAŘÍK, J., VOHÁŇKA, S. *Praktická elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994.
- KALABIS, M. *Zásady posilování mládeže. Těl. Vých. Sport. Mlád...* 63, 1997.
- KARAS, V., OTÁHAL, S. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Praha: Katedra anatomie a biomechaniky FTVS – UK, 1991. ISBN 80-7066-514-9
- KELLER, O. *Elektromyografie*. Praha: Triton, 1998.
- KELLER, O. *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton, 1999.
- KLEISSEN, R. F. M., BUURKE, J. H., HARLAAR, J., ZILVOLD, G. *Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application*. *Gait and Posture* 8, 1998.
- KOLOUCH, V., BOHÁČKOVÁ, L. *Cvičení ve fitcentrech – posilování (část A, B)*. Olomouc: Univerzita Palackého, 1994. ISBN 80-7067-369-9
- KOLOUCH, V., KOLOUCHOVÁ, L. *Kondiční kulturistika*. 1. vyd. Praha: Olympia, 1990. ISBN 80-7033-041-4
- KUČERA, M., DYLEVSKÝ, I. *Sportovní medicína*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1999. ISBN 80-7169-725-7
- LINC, R., DOUBKOVÁ, A. *Anatomie hybnosti*. 2. vyd. Jinočany: H&h, 1993. ISBN 80-7184-836-0
- MIESSNER, W. *Posilování ve fitness*. České Budějovice: KOPP nakladatelství, 2004. ISBN 80-7232-214-1
- PAVLUCH, L., FROLÍKOVÁ, K. *Osobní trenér – cvičíme ve fitness centru*. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN 80-247-0678-4
- PERRY, J., et. al. *Gait analysis*. New York: Mc Graw-Hill, 1992.
- PINK, M., JOBE, F. W., PERRY, J., BROWNE, A., SCOVAZZO, M. L., KERRIGAN, J. *The painful shoulder during the butterfly stroke. An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles*. *Clin Orthop* 288, 1993.
- PINK, M., PERRY, J., BROWNE, A., SCOVAZZO, M. L., KERRIGAN, J. *The normal shoulder during freestyle swimming. An electromyographic and cinematographic*

- analysis of twelve muscles.* Am J Sports Med 19, 1991.
- PFEIFFER, J. *Rehabilitace s využitím techniky.* Praha: Avicenum, 1983.
- PŘEVOROVSKÁ, S. *Elektro-chemicko-mechanické procesy ve svalové buňce.* Praha: Ústav termomechaniky Akademie věd České Republiky, 1997.
- RASCH, P. J., BURKE, R. K. *Kineziologie and applied anatomy. The science of human movement.* 2nd. edition. Philadelphia: Lea & Febiger, 1963.
- RASH, GREGORY S. *Electromyography Fundamentals.* [online] 1995, poslední revize 18.6.2002 [cit. 2004-04-22].
- Dostupné na <http://www.gcmas.org/EMGfundamentals.pdf>
- RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie.* Rehabilitace a fyzikální lékařství 4, 2001.
- SCHENAU VAN, I. G. J. *From rotation to translation: constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles.* Hum. Mov. Sci. 8, 1989.
- SELIGER, V., VINAŘICKÝ, R. *Fyziologie člověka.* Praha: Katedra fyziologie a biochemie FTVS – UK, 1980.
- STACKEOVÁ, D. *Fitness – Metodika cvičení ve fitness centrech.* Praha: Nakladatelství Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0840-5.
- SVATOŠ, J. *Biologické signály I. geneze, zpracování a analýza.* Praha: České vysoké učení technické, 1998.
- ŠENK, M. *Polyelektromyografická studie pohybového vzorce abdukce v ramenním kloubu.* Diplomová práce. Praha: FTVS – UK, 2000.
- TLAPÁK, P. *Tvarování těla pro muže a ženy.* 2.dopl. vyd. Praha: ARSCI, 1999.
- TLAPÁKOVÁ, E. *Biomechanická interpretace elektromyografu.* Kandidátská disertační práce. Praha: FTVS – UK, 1981.
- VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi.* Praha: Grada Publishing, 1997. ISBN 80-7169-256-5
- ZÍTKO, M. *Cvičíme s expandery.* Těl. Vých. Sport. Mlád. 61, 1995, č.1 s.38-39