

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Studijní obor - Kinantropologie

DISERTAČNÍ PRÁCE

2011

Mgr. Radim Pavelka

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Studijní obor - Kinantropologie

Disertační práce

Kineziologická analýza úderu horní končetinou ve  
sportovním karate

Kinesiological analysis of upper limb punch strike in sports karate

Vedoucí disertační práce:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracoval:

Mgr. Radim Pavelka

2011

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem disertační práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité prameny a literaturu.

Mgr. Radim Pavelka.....

Souhlasím se zapůjčením této disertační práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovateli, kteří musí pramen převzaté literatury pečlivě citovat.

Jméno a příjmení:

Číslo OP:

Adresa:

Datum vypůjčení:

## Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat školiteli Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení a trpělivost při zpracování disertační práce. Dále bych chtěl poděkovat Mgr. Lence Satrapové za pomoc při měření a MUDr. Davidovi Pánkovi, PhD. za odborné konzultace.

# **ABSTRAKT**

## **Název práce:**

Kineziologická analýza úderu horní končetinou ve sportovním karate

## **Cíl práce:**

Cílem práce je popsat a charakterizovat zapojení svalů při přímém úderu v karate a následně porovnat s cviky, které jsou pro karate charakteristické – údery s odporem a provedení kliku.

## **Metoda:**

Práce je zpracována formou komparativní analýzy zvolených pohybů na základě stanovení nástupů svalové aktivity. Ke sběru dat byla použita metoda povrchové elektromyografie synchronizovaná s videozáznamem a akcelerometrem.

## **Výsledky:**

Došlo k popisu zvolených pohybů na základě pořadí svalové aktivity a funkcí zvolených svalů. Podařilo se dokázat, že extenzor předloktí se aktivuje jako poslední ze zkoumaných svalů a na základě techniky karate a anatomie se potvrdila jeho významná role na zmíněném pohybu. Při komparaci zvolených pohybů došlo k diferenciaci časových nástupů svalové aktivity, převážně u kliku. Byly stanoveny maximální rychlosti akční části horní končetiny zvolených pohybů.

## **Klíčová slova:**

Elektromyografie (EMG), karate, přímý úder – gjakucuki, akcelerometr

## **ABSTRACT**

### **Title:**

Kinesiological analysis of upper limb punch strike in sports karate.

### **Aim of work:**

The aim of this thesis to describe and characterize the muscle involvement in direct punch strike in karate. Then compared with the exercises, which are characteristic to karate – strikes with resistance and push-up exercise.

### **Methods:**

Work is processed by a comparative analysis of selected movements based on the determination of muscle activation. The surface electromyography method synchronized with video and accelerometer was used in this work.

### **Results:**

The result is description of selected movements on the basis of muscle activation and function of selected muscles. The prove that the forearm extensors are activated as the last of the selected muscles was managed. On the basis of karate technique and anatomy we confirmed important role of forearm extensor by direct punch in karate. The difference between onset time muscle activation by strikes and push up was found. Maximum speed of acral part of the upper limb by direct punch was established.

### **Keywords:**

Electromyography (EMG), karate, direct punch – gyakucuki, accelerometer

# Obsah

1.1 Vývoj a funkce horní končetiny .....	V
1.1 Evoluce horní končetiny a ramene .....	V
1.1.2 Vznik agrese a válčení .....	VIII
1.1.3 Vznik boje bez pomoci zbraní .....	XI
1.2 Kineziologie horní končetiny .....	XIII
1.2.1 Proximální oblast horní končetiny – rameno.....	XIII
1.2.2 Střední oblast horní končetiny – loket.....	XX
1.3 Charakteristika úderu v karate .....	XXIII
1.3.1 Síla a rychlost .....	XXV
1.3.2 Koncentrace síly .....	XXVIII
1.3.3 Časování .....	XXIX
1.3.4 Dolní část břicha a kyčle .....	XXX
1.3.5 Dráha úderu .....	XXXI
1.3.6 Svaly zapojující se do úderu.....	XXXI
1.3.7 Provedení úderu.....	XXXIII
1.4 Klik.....	XXXV
1.4.1 Charakteristika kliku .....	XXXV
1.4.2 Klik v rehabilitaci .....	XXXVI
1.4.3 Modifikace kliku .....	XXXVII
1.5 Expandér .....	XXXIX
1.6 Akční potenciál a svalová kontrakce.....	XLI
1.7 Elektromyografie.....	XLIV
1.7.1 Historie elektromyografie.....	XLV
1.7.2 Technické vybavení.....	XLV
1.7.3 Faktory ovlivňující EMG signál .....	L
1.7.4 Analýza EMG Signálu.....	LII
1.7.5 Elektromyografie a kinematika .....	LIX
2. Cíle a úkoly práce, hypotézy.....	LXII
3. Metodika práce .....	LXIV
3.1 Popis sledovaného souboru .....	LXIV
3.2 Instrumentárium .....	LXIV
3.3 Použité metody.....	LXV



3.4 Sběr dat.....	LXVI
3.5 Analýza dat.....	LXVI
3.6 Měřené svaly .....	LXVII
4. Výsledky .....	LXVIII
5. Diskuse.....	LXXVII
5.1 Intraindividuální porovnání pohybu.....	LXXVII
5.2 Interindividuální srovnání zkoumaných pohybů.....	LXXXII
6. Závěr .....	LXXXVI
7. Seznam literatury .....	LXXXIX

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ADP – adenosindifosfát

ACH – acetylcholin

AP, MUAP – akční potenciál (motor unit action potential)

ATP – adenosintrifosfát

Dan – mistrovský stupeň technické vospělosti (z japonštiny)

dx. – dexter

EMG – elektromyografie

FFT – rychlá Furierova transformace

JKA – japonská asociace karate (Japan Karate Association)

Ki – vnitřní energie (z japonštiny)

Kyu – žákovský stupeň technické vospělosti (z japonštiny)

m. – musculus

MJ – motorická jednotka

MVC – maximální volní kontrakce

SEMG – povrchová elektromyografie

SENIAM - Surface EMG for the Non-Invasive Assesment of Muscles

sin. – sinister

## Úvod

Úder horní končetinou ve sportovním karate je realizován přes pletenec ramenní. Je výsledkem zkušeností mnoha generací karatistů, kteří jej často využívali v reálném boji o záchranu svého života. Každý pohyb v karate byl nespočetně ověřován a dotvářen do výsledné podoby, která představuje optimální variantu k dosažení cíle.

Karate je jedním z nejnáročnějších bojových umění a jeho cvičenci se musí učit technikám pod dohledem instruktora řadu let k docílení technicky správně provedeného úderu. Je nutné pochopit vnitřní logiku techniky a správně interpretovat poznatky žákům.

V předložené práci bude tendence podrobně popsat, s ohledem na aktivaci jednotlivých svalů při pohybu, techniku základního úderu v karate. Zároveň bude pomocí akcelerometru snímáno zrychlení akrální části horní končetiny, která zprostředkovává impakt do cíle. Podmínky účinné techniky karate jsou nejvyšší úsilí o maximální rychlost provedení a střídání napětí a uvolnění jednotlivých svalových skupin. Spolu s důležitou rolí loketního extensoru budou tyto literaturou podložené a esotericky sdělované znalosti sledovány v této práci.

Provedení různostranného přímého úderu bez překážky bude porovnáno s formami úderu, které se při tréninku karate nejvíce vyskytují. Přímý úder do zavěšeného boxerského pytle slouží k adaptaci cvičence na zpětný ráz po impaktu do překážky a k otužování úderových ploch. Přímý úder s elastickým expandérem slouží k posilování svalstva potřebného při úderu, díky překonávání vzniklého odporu.

Jako jedna z hlavních forem posilování svalstva pletence ramenního a extensoru předloktí se v karate běžně používá posilování s vlastní vahou těla – především klik. Navzdory existenci několika různých způsobů provedení kliku byla při výzkumu vybrána nejpoužívanější forma provedení kliku.

Studii je možno zařadit do oblasti základního výzkumu. V případě potvrzení hypotéz bude z teoretického hlediska ověřena důležitost extensoru předloktí při provádění úderu a potvrzen totožný kineziologický obsah sledovaných pohybů. Z praktického hlediska bude možné doporučit výběr pohybu jako alternativu úderu či napodobivého cvičení.

# 1. Teoretická východiska práce

## 1.1 Vývoj a funkce horní končetiny

### 1.1 Evoluce horní končetiny a ramene

Nejvýznamnějším obdobím v evoluci horní končetiny je bezpochyby přechod obratlovců na souš. Ve vodním prostředí bylo tělo živočichů nadnášeno a tím se ulehčoval pohyb. Toto se při výstupu na souš změnilo. Došlo ke změnám ve způsobu dýchání a to k postupné náhradě žaberního dýchání na dýchání plicní, které již umožňovalo život na souši. K přechodu docházelo postupně, tudíž i přes plicní dýchání se obratlovci stále mohli pohybovat ve vodním prostředí. Tomu nasvědčuje stavba končetin, kterým chyběly karpální a tarzální elementy. Končetiny nemohly tedy tělo nadnášet a lokomoce byla spíše neohrabané posouvání těla (Roček, 2002).

Předchůdcem přední končetiny všech obratlovců byly párové prsní ploutve primitivních čelistnaticů (Krobot et al., 2004). Původní rybí ploutev lze považovat za polydaktilní končetinu, u níž se počet paprsků postupně snižoval (ze 7 na dnešních 5). Motorickou funkcí párových prsních ploutví byla stabilizace a balance (řídící a brzdící role). Nikoliv vlastní lokomoce (propulzní pohyb se realizoval stranovou undulací trupu ocasní ploutví). Předpokládá se, že k přechodu lalokoploutvých ryb na souš vedla dlouhá, ale přitom dočasná a opakující se období sucha (Lebedev, 1997).

Až po napojení končetin na osový skelet vznikla pohybová funkce končetin. Tato skutečnost se v evoluci udála na zadních a předních končetinách odlišným způsobem. Přední končetiny byly u lalokoploutvých ryb napojeny přímo na lebku a kloubní spojení bylo vytvořeno na kosti zvané cleithrum. Z vnitřní strany k této kosti přirůstal kostní útvar zvaný scapulocoracoid (vývojový předchůdce lopatky současného člověka), do jehož kloubní jamky ležící na zadní straně, zapadal krátký a robustní humerus. Prsní ploutev tedy vyčnívala zpod zadního okraje lebky, jak je tomu i ostatních ryb (Clack, 2002)

V dalších fázích evoluce horní končetiny suchozemských tetrapodů došlo k postupnému oddělování dermální kosti lopatkového pásma od lebky, včetně scapulocoracoidu. Zřejmě k tomu přispěly společné pohybové a dýchací nároky ve

změněných podmínkách a utvořilo se tak dosud neznámé a výhodné napojení pletence přední končetiny k osovým částem těla.

Po výstupu na souš došlo k významné adaptaci lopatkového pletence prvních amniot (placentálů), a to změnou pozice scapulocoracoidu. Díky vyšším lokomočním nárokům na souši se přesunul z kraniální polohy (za lebku vedle páteře) více kaudálně a dost ventrálně (na boční stranu zploštělého hrudníku). Tato morfologická organizace evolučního modelu lopatkového pletence, jakou mají dodnes někteří plazi, preferuje antigravitaci a stabilitu, ale minimálně dynamiku. Pohyb pletence je minimální (Krobot et al., 2004).

V evoluci končetin došlo následně k postupnému přesunu končetiny z pozice na boku přímo pod tělo. Došlo tím k ekonomizaci suchozemské antigravitační strategie lopatkového pletence (Krobot et al., 2004). Pokud byl živočich v klidu, neznamenal posturální podpora těla téměř žádný energetický výdej. S narůstající vývojovou addukcí dochází tedy ke snižování energetické náročnosti udržování postury (Vacková, 2004). Dle Krobota (2004) tak v evoluci obratlovců místo hrubé síly (svalová práce v primitivním koncentrickém režimu) se začala prosazovat svalová koordinace s izometrickým až excentrickým zapojením jednotlivých svalových skupin.

Změna polohy scapulocoracoidu na ventrokaudální stěnu hrudníku vedla také ke změnám tvaru a orientace kloubů, včetně rotace dlouhých kostí končetiny a tím k vývojové diferenciaci svalového závěsu lopatky. Aby končetiny pracovaly efektivně, tak se ohnuly v lokti a koleni směrem dolů a stálá použitelnost na zemi byla vytvořena ohnutím ven v zápěstí a kotníku (Young, 1981).

O lopatce jako takové (scapula) můžeme mluvit až u placentálů. S evolucí páteře a hrudníku změnila tvar i pozici, přesunula se zpět na dorzální (vertebrální) stranu hrudníku. Docházelo k vývoji volných sférických kloubů na lopatkovém pletenci, který je maximálně volný a pohybuje se jako další část končetiny. Tato adaptace vznikla díky arboreálnímu způsobu života (život přizpůsobený na stromech). Tato morfologie lopatkového pletence umožňuje velký rozsah pohybu, ale zároveň účinnou absorpci mechanické energie při dopadu či doskoku na přední končetinu. Dynamické parametry motoriky horní končetiny evolučně nahradily původní pevné kloubní spojení humeru a scapuly (Krobot et al., 2004).

Přední končetina savců umožňuje řadu rozdílných funkcí, včetně arboreálního (viz níže) způsobu pohybu, který převyšoval u většiny primátů během třetihor (Thorpe, Holder, Crompton, 2007). V této době docházelo ke zvětšování těla, pohybům ve větvích stromů, rozvoji orientace v prostoru a k mnoha specifickým funkcím horní končetiny. Arboreální způsob pohybu dle Wooda a Richmonda (2000) zahrnuje kombinace pohybových schopností pletence s dovedností akrálních částí horní končetiny (1. zachycení či úchop akrem, 2. silový pohyb pletence za účelem přitažení).

Za hlavní morfologické znaky pozdějších primátů nadčeledi Hominoidea se považuje specifická morfologie lebky, komplex změn na pohybově opěrném systému (bipedální lokomoce) a funkční adaptace lopatkového a pánevního pletence. Tento komplex změn pravděpodobně nastal z důvodu vizuospaciálních nároků života ve stromoví. Bipedie je základní lokomoční adaptací hominidů. Vyskytovat se mohou i jiné formy lokomoce jako je šplhání a sezení, avšak horní končetina má při lokomoci jen omezený význam a její hlavní funkcí je manipulace (Vančata, 2005). Dle Vančaty během etapy a vzniku diferenciacie hominidů na lidoopy a lidskou linii (homininy) docházelo ke zvětšení mozku a přestavbě CNS u obou skupin hominidů (jak šimpanzů tak nejstarších homininů). Zvyšuje se pohyblivost horní končetiny a manipulační schopnost ruky (Richmond, Aiello, Wood, 2002).

U rodu *Homo sapiens* došlo k významným adaptacím svalového závěsu lopatky. Došlo k posunutí úponů scapulohumerálních svalů (*musculus deltoideus*) dále do periferie od osy otáčení. Tato prodloužená biomechanická páka umožňuje navýšení funkčního rozsahu a rychlosti pohybu. Díky nutnosti zrakové kontroly na postupném osvojování si manuálních schopností dochází k déletrvající pozici horní končetiny před tělem. Z tohoto důvodu se nejspíš horní končetina zkracuje a s tím souvisí i vývojová redukce velikosti torze humeru. Dále docházelo k postupnému napřímení postury, rozšiřování plochy lopatky mediokaudálním směrem (u zástupců *Homo* s napřímenou posturou i směrem k hrudní páteři), k prodloužení claviculy, zvýraznění a zvětšení acromia i coracoidu a k méně kraniální orientaci *cavitas glenoidalis* (Krobot et al., 2004).

Lopatkový pletenec je dle Kroboty morfologickou a funkční křížovatkou mezi páteří či trupem a horní končetinou, a tedy axiální i respirační motorikou a ideomotorikou akrálních částí horní končetiny. Za fylogenetické pohybové vzory motoriky současného člověka se dle Rosse a kol. (2007) obvykle považuje kvadrupedie, ačkoliv se

v rehabilitaci pohybových poruch ramene vychází z fylogeneticky mladší lokomoci většiny primátů. V modelu „reflexní terapie“ poruch motoriky se doporučuje vycházet z hrubých pohybových stereotypů, které korespondují s počátky fylogeneze suchozemských obratlovců (Vilensky, 1987).

Z evoluce biologie víme, že ke všem vývojovým proměnám nikdy nedocházelo přímočaře, ale díky naprosto náhodnému mechanismu přírodního výběru. Z rozmanité nabídky a variační šíře nejrůznějších adaptací zůstaly pouze ty, které jsou aktuálně nejvhodnější.

Úder v karate je realizován prostřednictvím horní končetiny, lopatkového a ramenního pletence. Jedná se o fázičkový balistický pohyb, který svým provedením připomíná funkční uchopovací pohyb horní končetiny. K posilování svalů provádějících tento pohyb bylo ve více jak stoleté historii karate prováděno několik napodobujících cvičení, z nichž se některá doporučují dodnes. Jedním z nich je provádění dynamického kliku, jehož počáteční pozice postavením horních končetin v ramenním kloubu a akrálních částí je podobná pozici končetin během evoluce suchozemských obratlovců.

S úplným napřímením páteře se některé původní arboreální adaptace ramene staly v jistém smyslu kontraproduktivní (Krobot, 2004). Jde o evolučně nedávný přesun dlouhé hlavy musculus biceps brachii, která spolu s pozicí paže odpovídající brachiaci<sup>1</sup> (zevní rotace a elevace) je nejméně riziková pro subluxaci. Naopak nejvíce riziková poloha je addukce s vnitřně rotovanou paží, ke které právě dochází při provádění úderu horní končetinou v karate.

### **1.1.2 Vznik agrese a válčení**

Samotný pohyb horní končetinou cílený k zasažení protivníka se vyvinul z potřeby se bránit, případně tímto aktem docílit výnosného výsledku pro útočícího jedince.

Válčení a souboje mají původ v násilí předchůdců člověka. Existují dvě hypotézy vzniku lidského násilí, přičemž první z nich byla později zamítnuta. Hypotéza (Dart, 1959) ukazuje na to, že válčení pramení z agresivních pudů, které začalo mezi australopitéky a pokračovalo až k dnešním lidem. Raymond Dart staví tuto myšlenku na základě jihoafrických nálezů zkamenělin, kterou interpretuje s rostoucím pesimismem po druhé světové válce a nakonec dojde k závěru, že Australopithecus africanus nejen lovil ostatní savce, ale zabíjel i dospělé jedince svého druhu. Později se tato hypotéza

---

<sup>1</sup> Brachiace je pohyb v závěsu předních končetin pod větví.

setkala s kritikou. Začalo se říkat, že lidé mají vrozenou agresi, která potřebuje periodickou expresi. Fosílie byly podrobeny důkladnější analýze a nálezy připomínající vnitrodruhové násilí byly přesvědčivě vykládány ve smyslu útoku masožravců a předpokládané rány po primitivních zbraních byly vykládány jako otisky žvýkacích kostí šelem. V 70. letech se hypotéza o lidoopovi - vrahovi přestala připouštět, ačkoliv představa, že se válčení vyvinulo z komplexu lovicích vzorů, zcela nevymřela.

V 80. letech přichází hypotéza násilí šimpanzů (CVH – chimpanzee violence hypothesis), která rovněž říká, že je válčení založeno v násilí předchůdců člověka. Ukazuje tendence mezi dospělými samci a posuzuje úsilí a přínos násilí útoku na soupeře, pokud je výsledek pro jedince výnosný. Tyto tendence ukazují, že v důsledku podobných podmínek (soužití v tlupách) k tomu dochází v životě šimpanzů i předků člověka. Je zde otázka, zda smrtící útoky měly společný původ u předků šimpanzů a lidí před 5 - 6 miliony lety, nebo se násilí vyvinulo později nezávisle na každém druhu. CVH bylo simulováno na pozorování chování šimpanzích samců při spolupráci na usmrcení či brutálním zranění jiného samce (Scott, Lockard, 2007). Většina těchto útoků byla směřována na členy okolních skupin, a to ve struktuře připomínající lidské válečné nájezdy. Je tu nadnesena možnost funkční paralely nebo evoluce spojující šimpanzí násilí a lidské válčení.

Když během evoluce vzniká rod Homo, vytvářejí se předpoklady ke vzniku lidské kultury, dochází ke zvětšování postavy a mozku, mění se chrup a lebka. Dolní končetiny se prodlužují, ruka má stále pohyblivější palec schopný dokonalé opozice. Pomocí ruky dochází k veškeré manipulaci a tím poznáváním okolního světa. Nástrojová činnost je významným mechanismem v evoluci hominidů. Dochází k systematické výrobě prvních kamenných nástrojů používané i k lovení, protože v potravě se začíná objevovat větší podíl živočišných bílkovin (Vančata, 2005).

Dávní lidoopi se převážně pohybovali kvadrupedální lokomocí umožňující rychlý pohyb po zemi s vysokou schopností manévrování, ale efektně se pohybovali i ve stromech. Hominidé využívali bipedální lokomoci a život na zemi, mimo stromy, poznamenal vývoj této skupiny. Horní končetina se postupně méně používala k lokomoci a převzala funkci spíše manipulační, což rozhodně vedlo k počátku používání nástrojů, zprvu ke zpracovávání potravy. Život ve vysoké trávě přinesl i jistá rizika a to predátory. Pokud došlo k napadení predátorem a tudíž k určitému souboji, byla k primitivnímu boji pravděpodobně použita především horní končetina, protože dolní



končetiny zajišťovaly lokomoci. Vzhledem k manipulační funkci horní končetiny se časem začaly používat i primitivní zbraně, které dělaly útok účinnějším, a tak se možná vyvinul první způsob lovu.

První známky útoku člověka na člověka jsou z doby neandrtálců, kdy se našli hroty oštěpů vložených v jejich kostře. Někteří antropologové si však myslí, že se jedná o lidské oběti rituálních obřadů či nešťastné náhody při lovu než jednoznačné válčení.

Nejprimitivnější zbraně používané člověkem jsou jednoduché na výrobu a používané už v paleolitu. Většinou se jednalo o kyje a luky. Tyto zbraně byly používány na lov už 35 tis. let př.n.l., ale neexistuje důkaz, z kterého bychom usuzovali na válčení v té době. Z těchto dob existuje mnoho jeskynních maleb, ale žádná o útoku člověka na člověka. Neexistuje archeologická evidence rozsáhlých bojů této periody sociální evoluce (Prehistoric warfare, Wikipedia, 2009).

Až přibližně 12 000 př.n.l. se boj transformoval díky vývoji luků, palic a praků. Luk se zdá být nejdůležitější zbraní vývoje válčení lidstva. Šíp totiž mohl být vypuštěn z velké a bezpečné dálky, když porovnáme boj s ostatními zbraněmi té doby. Zatímco neexistují jeskynní malby bitev mezi muži vyzbrojenými palicemi a kyji, vývoj luku konkuruje s prvními známými zobrazeními organizovaného válčení sestaveného z jasných ilustrací dvou nebo více skupin mužů napadající druhého (Prehistoric warfare, Wikipedia, 2009).

Dále v době bronzové a době železné dochází k vývoji lepších zbraní, které se používaly v bojích. Je tedy patrné, že s evolucí lidského válčení dochází i k evoluci zbraní. Jakmile člověk zjistil, že pomocí náčiní dokáže být „zručnější“ a jeho útok se může stát efektivnějším, začal používat toto náčiní neboli zbraň. Málokdy se setkáme v minulosti, že se jednalo o boj beze zbraně. Pokud ano, docházelo k němu pouze mezi dvěma jedinci a šlo o pouhou potyčku. Pokud se jednalo o přežití, bylo použito jakéhokoliv prostředku, pomocí kterého byl útok silnější. Z tohoto vychází v trestním zákoně definice zbraně: zbraní se rozumí cokoli, čím je možno učinit útok proti tělu důraznějším (zákon č. 283/1991 sbírky). Samozřejmě umět bojovat beze zbraně mělo v boji výhodu, pokud válečník o svoji zbraň přišel. Válčení beze zbraně však jako samostatná forma neexistovala.

### 1.1.3 Vznik boje bez pomoci zbraní

V letech 2500-1700 př.n.l. se v povodí řeky Indu rozvíjí pokročilá civilizace. Zbraně obyvatel byly kamenné, později z bronzu. V letech 1800-1200 př.n.l. jsou po rozkladu této civilizace původní obyvatelé zatlačováni k jihu zdatnými válečníky. Indická společnost se postupně rozděluje na kasty. Odtud pocházel i buddhistický misionář Boddhidarma, který přenesl základy bojového umění a meditační formy buddhismu na území Číny. Podle různých autorů byli Indové pravděpodobně první, kdo se systematicky zabývali problémem, jak zlikvidovat protivníka bez užití zbraní.

Zápas je jedním z nejstarších sportovních odvětví vůbec. Dokládá to například bronzová soška nalezená v sumerském chrámu pocházející z let 2700 až 2600 př.n.l. O zápase se rovněž zmiňuje Epos o Gilgamešovi. Ve starověku se ovšem zápasu nejvíce dařilo v Řecku. Zápas byl součástí 18. Olympiády roku 708 př.n.l. Starověký box – pygmé, je forma zápasu podobná dnešnímu boxu a byla už součástí 23. Olympijských her 688 př.n.l. Pankration, založený jako směsice boxu a zápasu, se představil Olympijským hrám v roce 648 př.n.l. Dále se podobným úpolovým aktivitám věnovali válečníci v Persii, Spartě a i Athénách. Avšak vždy se jednalo o boj beze zbraně většinou ve formě soutěže (Ancient warfare, Wikipedia, 2009).

Jedním z nejvýznamnějších vlivů na vývoj boje beze zbraně byla japonská okupace Okinawy po bitvě u Keičo v únoru 1609 rodem Šimazu z japonského ostrova Sacumo. Aby se zamezilo nebezpečí vzpoury, byly obyvatelům (rolníkům) odebrány veškeré zbraně. Jediné zbraně, které jim zůstaly, byly nohy a ruce. V roce 1629 se spojily okinawské skupiny čchuan-fa (čínské bojové umění) a společnosti tode (okinawské bojové umění) a kombinací těchto dvou směrů vzniklo umění, zvané jednoduše te (ruce). Toto je pravá, zcela jasně dokumentovaná skutečnost o umění, těsně připomínající současné karate. Te bylo cvičeno v naprosté tajnosti a jeho jediným účelem bylo zabít nebo těžce ranit pouhým úderem těžce oděného, ozbrojeného samuraje. Od této doby prošel úder několikasetletým vývojem a modifikoval se do dnešní formy (McCarthy, 1995)

Bojová umění, integrální součást kultury Dálného východu, stěží nesou srovnání s jinými úpolovými aktivitami kdekoli jinde na světě. Je tomu tak proto, že jsou hluboce ovlivněna náboženskými a filozofickými koncepcemi. Hraje zde svou roli příslušnost k tradicím, která zajišťuje stálou kontinuitu vývoje esoterickým předáváním znalostí a

dovedností z mistra na žáka. Tento způsob vztahů mezi generacemi byl v Japonsku platný až do poloviny 19. století, v případě obyvatel čínského původu až do 50. let 20. století (Fojtík, 2006).

V karate a podobných bojových uměních beze zbraně je většinou základ úder horní končetinou. Vzhledem k evoluci funkce horní končetiny je toto naprosto přirozený pohyb na rozdíl od úderu dolní končetinou. Dolní končetiny slouží k bipedální lokomoci a zajišťují stabilní postoj. Při používání nohou k boji dochází k narušení rovnováhy a jeví se jako neekonomické. Údery nohou však jsou mnohem destruktivnější a použitelné na delší vzdálenost. Pokud se používaly v boji o holý život, nikdy nebyly údery dolní končetinou vedeny výš než je pas. Kopy na hlavu, ve výskoku a otočky jsou jen estetickou záležitostí moderních bojových sportů a snahou získat bod v rámci sportovních pravidel.

Horní končetinu v boji pravděpodobně používali všichni hominidé, kteří se začali pohybovat bipedálně, a tato končetina převzala funkci manipulační. Avšak když dojde ke střetu šimpanze s protivníkem nemajícího k dispozici nástroje, jejich údery horní končetinou nejsou zdaleka podobné úderu v karate či boxu. Šimpanz udeřuje pažemi neohrabaně před sebe. K útoku většinou nepoužívá ruku sevřenou v pěst, ale otevřenou dlaň s uvolněnými prsty. Pokud se jedná o případnou pěst, úderovou plochou je malíková hrana. Útoky jsou vedeny z náprahu nad hlavou obloukem vpřed dolů. V biomechanickém pojetí tohoto úderu jsou to pohyby neekonomické, nelze využít sílu celého těla a nezpůsobí větší škody, i když mají šimpanzi velikou sílu. Úder v karate či boxu je proveden po co nejkratší trajektorii, na konci dochází ke zpevnění celého těla a tím se úder stává destruktivním. Co se týče boxerského hákového úderu, je na provedení ještě náročnější a lze ho provést pouze v úplně vzpřímeném postavení těla.

Pokud bojovali podobným způsobem beze zbraně naši předci, jako bojují šimpanzi dnes, tak úder horní končetinou v karate a podobných bojových umění není člověku příliš přirozený. Je to “uměle“ dotvořená forma úderu horní končetinou dle biomechanických, fyziologických, anatomických a fyzikálních poznatků za účelem co nejeekonomičtějšího a nejvíce destruktivního účinku úderu. (Pavelka, 2009)

## 1.2 Kineziologie horní končetiny

Podle Véleho (2006) slouží horní končetina k sebeobsluze jako uchopovací a manipulační orgán člověka. Účastní se aktivně při udílení nebo přijímání kinetické energie a obě horní končetiny tvoří párový uchopovací orgán pracující jako uzavřený funkční řetězec. Dominantní končetina má vedoucí roli a druhá končetina spíše podporuje její funkci.

Podle Dylevského (2009) je horní končetina komunikační orgán a je pro ni typický manipulační pohyb. Většina lokomočních funkcí zmizela během ontogeneze.

Horní končetina se skládá z několika částí vzájemně kloubně spojených: proximální oblast horní končetiny (rameno), střední oblast (loket) a distální oblast horní končetiny (ruka<sup>2</sup>). Byl nalezen statistický význam mezi prací akrálních svalů horní končetiny a svalů pletence. Mají společný průběh, avšak zpoždění (Bastlová et al., 2011).

### 1.2.1 Proximální oblast horní končetiny – rameno

Pletenec horní končetiny je mimořádně pohyblivý. Tato oblast tvoří spojku mezi osovým orgánem a horní končetinou, zahrnuje oblast ramenního pletence kolem ramenního kloubu s příslušnými svaly. Zabezpečuje hybnosti hrubé motoriky.

Pasivní komponentou pletence horní končetiny je klíční kost a lopatka. Aktivní komponentou jsou svaly pletence. Celý tento systém kostí, svalů a vazů horní končetiny je vystaven tahovému i tlakovému zatížení, které ve fyziologických hodnotách dokáže absorbovat. Úder, nebo náraz obvykle směřuje do kloubní jamky (fossa glenoidalis) a prostřednictvím vazů, kterými je lopatka spojena s okolím, je přenášen na první žebra. Zároveň i klíční kost přenáší na hrudní kost tlak a nárazy působící na horní končetinu. Vzájemná poloha klíční kosti a lopatky podléhá změnám, jejichž rozsah určuje tuhost akromioklavikulárního spoje. Tato tuhost limituje mobilitu horní končetiny (Dylevský, 2009).

Ramenní kloub je kulovitý volný kloub spojující pažní kost s pletencem horní končetiny, resp. s lopatkou (Čihák, 2001). Stabilita ramenního kloubu je zajištěna především svaly. Nejstabilnější je při abdukci až mírné elevaci. U volně visící končetiny směřuje většina sil působících na kloub pod kloubní jamku, a končetina je proto nestabilní.

---

<sup>2</sup> Vzhledem k nezařazení distální oblasti horní končetiny do výzkumu nebude dále rozebírána anatomie a charakteristika tohoto segmentu.

## ***Svaly ramenního pletence***

Uvedené rozdělení svalů je dle Dylevského (2009). Funkce svalů popisuje Čihák (2001) a Linc a Doubková (1999).

**Musculus trapezius** (sval trapézový) je rozsáhlý plochý trojúhelníkovitý sval se základnou probíhající podél krční a hrudní páteře, který se upíná v ramenní krajině. Dělí se na pars descendens (horní část) sestupující k zevnímu konci klíční kosti, pars transversa (střední část) probíhající horizontálně ke hřebenu lopatky a pars ascendens (dolní část) vystupující k začátku hřebene lopatky. Sval se podílí na pohybech lopatky, kterou při kontrakci všech částí přitahuje k hrudní stěně pro zpevnění ramenního pletence při nesení těžšího břemene. Pars descendens elevuje ramenní pletenec, extenduje hlavu proti šíji a rotuje ji kontralaterálně. Pars transversa addukuje lopatku a posouvá rameno dozadu. Pars ascendens provádí depresi lopatky a ramene. Současná kontrakce vzestupné a sestupné části svalu rotuje jamku ramenního kloubu nahoru a umožňuje vzpažení končetiny nad horizontálu.

**Musculi rhomboidei** (rhombické svaly) spojují dolní krční a horní hrudní páteř s lopatkou. Mají kosočtverečný tvar. Přitahují lopatku směrem k páteři se současnou rotací lopatky, jejíž dolní úhel stáčí mediálně.

**Musculus levator scapulae** (zdvíhač lopatky) spojuje krční páteř s lopatkou. Zdvihá horní úhel lopatky (rotuje dolů kloubní jamku) a zpevňuje ramenní pletenec. Při fixované lopatce bočně uklání krční páteř.

**Musculus pectoralis minor** (malý sval prsní) je trojúhelníkovitý plochý sval uložený pod velkým prsním svalem na přední ploše hrudníku. Provádí depresi ramenního pletence s abdukci lopatky a její dolní úhel posouvá kraniálně. Při fixované lopatce zdvihá žebra a proto je pomocným vdechovým svalem.

**Musculus subclavius** (sval podklíčkový) je malý protáhlý sval vsunutý mezi klíční kost a první žebro. Přitažením klíční kosti k prvnímu žebro vtlačuje klíční kost do jamky a fixuje sternoklavikulární kloub.

**Musculus serratus anterior** (pilovitý sval přední) je velký plochý sval nacházející se na boční straně hrudníku. Spojuje žebra s lopatkou. Přidržuje lopatku k hrudníku a současně tahem za mediální okraj vytáčí dolní úhel lopatky zevně, což je podmínkou pro abdukci paže nad horizontálu. Při fixované lopatce se stává pomocným vdechovým svalem.

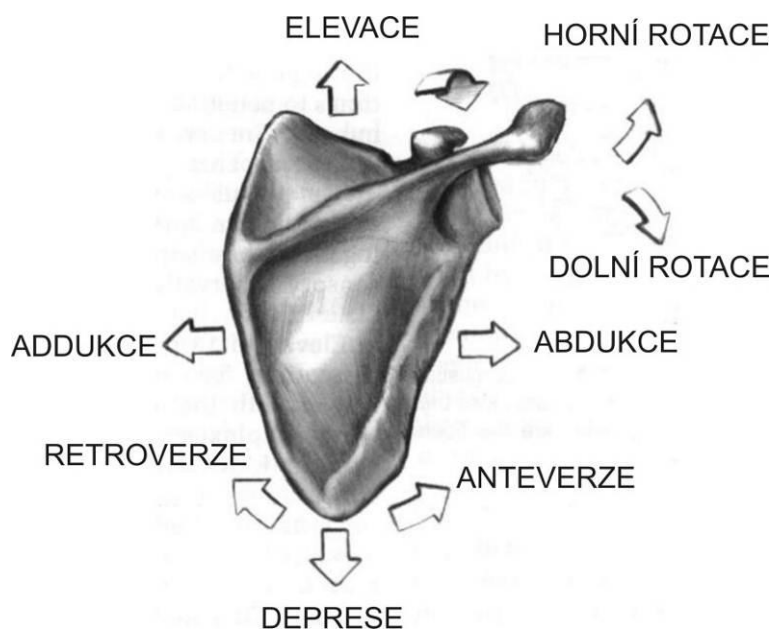
Uvedené svaly ovlivňují postavení jamky ramenního kloubu a lopatky, a proto mají zásadní význam pro klidové nastavení polohy segmentů v ramenním kloubu a tím i polohy ramene. Svaly kolem lopatky tvoří partnerské dvojice, jejichž vzájemný rozdíl v aktivaci umožňuje nejen pohyb lopatky, ale i jejich fixaci v libovolné poloze (Véle, 2006).

Dolní fixátory lopatky (mm. rhomboidei, m. trapezius a m. serratus anterior) jsou svaly, které spojují lopatku s páteří nebo se žebry a podílejí se na jejím plochém přiložení k hrudníku. Spolu s horními fixátory lopatky provádějí fixaci lopatky a její souhyby při pohybech horní končetinou v ramenním kloubu (Kabelíková, Vávrová, 1997).

Posilování dolních fixátorů lopatek přispívá k obnovení a upevnění svalové rovnováhy. Při cvičení se však musí dbát na správné držení ramen a lopatek a celkového držení těla.

### ***Pohyby lopatky***

- *Retrakce* (posun lopatky k páteři), kterou provádí m. trapezius (střední část) a mm. rhomboidei. Pomocným svalem pro retrakci je horní a dolní část m. trapezius.
- *Protrakce* (posun lopatky od páteře), kterou provádí m. serratus anterior. Pomocným svalem je m. trapezius (horní a dolní část).
- *Elevace* (vytažení vzhůru), kterou provádí m. trapezius (horní část) a m. levator scapulae. Pomocnými svaly jsou mm. rhomboidei a m. sternocleidomastoideus.
- *Deprese* (stažení dolů), kterou provádí m. trapezius (dolní část). Pomocným svalem je m. pectoralis minor (Čihák, 2001).
- Rotační pohyby lopatky mění polohu dolního úhlu lopatky a sklon kloubní jamky.
- *Anteverze* je pohyb dolního úhlu lopatky od páteře (zevně) a *retroverze* je pohyb směrem k páteři (Véle, 2006) (obr.1).



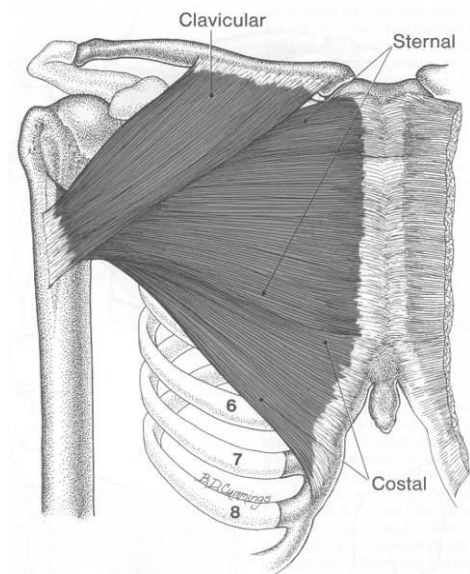
Obrázek 1 Pohyby Lopatky (Travell, Simons, 1999)

### ***Svaly kolem ramenního kloubu***

Uvedené rozdělení svalů je dle Dylevského (2009). Funkce svalů popisuje Čihák (2001) a Linc a Doubková (1999).

**Musculus deltoideus** (sval deltový) spojuje klíční kost s lopatkou a s humerem. Dělí se na tři funkčně odlišné části: přední část (klavikulární) provádí ventrální flexi paže (předpažení), působí při horizontální addukci, anteverzii ramene, abdukci a vnitřní rotaci paže. Střední část (akromiální) provádí abdukci paže. Zadní část (spinální) provádí horizontální extenzi, podporuje extenzi a zevní rotaci paže. Tonus tohoto svalu přispívá k udržení hlavice glenoidálního kloubu v kloubní jamce a tím přispívá ke stabilizaci ramenního kloubu.

**Musculus pectoralis major** (velký sval prsní) je mohutný sval pokrývající přední plochu hrudníku. Dělí se na tři části (obr.2): pars clavicularis (klíčková část), která začíná jako plochý sval od mediální třetiny klíční kosti. Pars sternocostalis (hrudní část), která začíná od sternu a od chrupavek druhého až pátého žebra. Pars abdominalis (břišní část) odstupuje od pochvy přímých břišních svalů. Snopce svalů se vějířovitě překrývají a sbíhají se k rameni, kde přecházejí v silnou šlachy upínající se na hranu malého hrbolku pažní kosti (crista tuberculi minoris).



Obrázek 2 Musculus pectoralis major (Travell, Simons, 1999). Pars abdominalis je někdy uváděna jako kostální část.

Velký prsní sval při fixovaném hrudníku provádí addukci, flexi a vnitřní rotaci paže. Pars clavicularis působí ventrální a horizontální flexi a účastní se na addukci a vnitřní rotaci paže. Pars sternalis et abdominalis provádějí extenzi, addukci, horizontální flexi a spolupůsobí při vnitřní rotaci paže. V připažení jsou snopce jdoucí k paži zkřížené a při vzpažení jsou rovnoběžné.

**Musculus latissimus dorsi** (široký sval zádový) je rozsáhlý trojúhelníkovitý plochý sval, který pokrývá převážnou část zad. Všechny jeho snopce směřují k podpažní jamce, kde se krátkou a plochou šlachou upínají na hranu malého hrbolku pažní kosti. Tento sval provádí addukci, extenzi a vnitřní rotaci paže.

**Musculus teres major** (velký sval oblý) je silný vřetenovitý sval uložený v dolní třetině lopatky. Je to abduktor, extenzor a vnitřní rotátor paže.

**Musculus teres minor** (malý sval oblý) je štíhlý vřetenovitý sval probíhající od zevního okraje lopatky po dorzální straně ramenního kloubu. Provádí zevní rotaci a mírnou addukci paže.

**Musculus supraspinatus** (sval nadhřebenový) je silný objemný sval vyplňující podhřebenovou plochu lopatky (fossa supraspinata), který spojuje lopatku s humerem. Inicjuje abdukci paže do 90° a je pomocným rotátorem paže. Sval rovněž fixuje hlavicí pažní kosti.

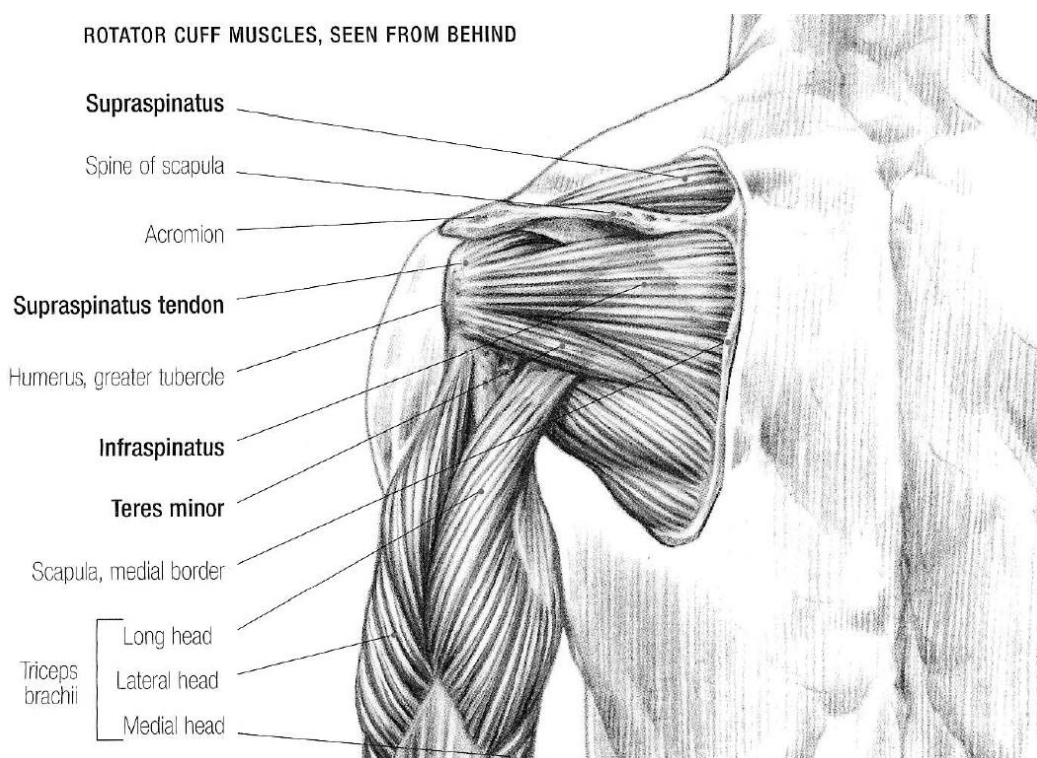


**Musculus infraspinatus** (sval podhřebenový) je poměrně velký plochý sval trojúhelníkovitého tvaru, který rovněž spojuje lopatku s humerem a odstupuje z fossa supraspinata. Provádí zevní rotaci paže a pomocnou addukci.

**Musculus subscapularis** (sval podlopatkový) je velký plochý trojúhelníkový sval na přední ploše lopatky. Provádí addukci (připažení) a vnitřní rotaci paže. Podporuje flexi, abdukci a addukci paže.

**Musculus coracobrachialis** (sval hákový) patří spíše k ventrální skupině svalů paže. Provádí flexi (předpažení) a addukci paže. Podporuje zevní a vnitřní rotaci paže.

**Rotátorovou manžetou** (obr.3) se označují úponové partie m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis. Zajišťují ramenní kloub proti subluxaci. Nastavují polohu hlavice humeru v glenoidální jamce, participují tím na centraci kloubu a podílí se i na vzpřímeném držení těla. Přetížení nebo poškození manžety při sportovních pohybových aktivitách vede k bolesti ramene a k omezení všech pohybů s rotační složkou (Dylevský, 2009).



Obrázek 3 Rotátorová manžeta (Delavier, 2005)

### ***Pohyby v ramenním kloubu***

Glenoidální kloub je sférický, ale na počátku motorické ontogeneze se nevyužívají všechny stupně volnosti, protože se při pokusech a vzpřímení opírá kojenec rukama o podložku a tím používá ramenního kloubu nejčastěji jenom jako kloubu kladkového a další stupně volnosti se začínají uplatňovat až v průběhu vývoje posturální ontogeneze (Véle, 2006).

- *Flexe* (ventrální flexe, antevertze, předpažení) je možná do 90°. První fázi do 60° (předpažení poníž) provádí přední část m. deltoideus, m. coracobrachialis a klavikulární část m. pectoralis major. Činnost brzdí m. teres major et minor a m. infraspinatus. Druhá fáze je 60° - 90° (předpažení). Véle (2006) dále uvádí fázi 90° - 120° (předpažení povýš), kde se mění funkce svalů tak, že se přidávají m. trapezius a m. serratus anterior. Brzdí m. latissimus dorsi a kostosternální část m. pectoralis major. V poslední fázi 120° - 180° (vzpažení) spolupracují trupové svaly a dochází ke zvětšení lordózy a k úklonu (Véle, 2006, Kapandji, 1982).
- *Extenze* (dorzální flexe, retrovertze, zapažení) je možná přibližně do 75° (Linc a Doubková, 1999). Véle (2006) a Dylevský (2009) uvádějí rozsah do 120°. Extenzi provádějí m. latissimus dorsi, m. teres major a m. deltoideus. Pomocnými svaly jsou m. triceps brachii, m. teres minor, m. subscapularis a m. pectoralis major. Kapandji (1982) udává extenzi v ramenním kloubu 45°-50°.
- *Abdukce* (upažení) a *addukce* (připažení) je možné v rozsahu asi 90°. Při Abdukci paže v první fázi do 45° (upažení poníž) se na počátku uplatňuje spíše m. supraspinatus než m. deltoideus a později si úlohu vymění. Individuálně se toto pořadí může lišit. Ve druhé fázi od 45° do 90° (upažení) převládá již činnost m. deltoideus. Addukci paže provádí m. pectoralis major, m. latissimus dorsi a m. teres major. Pomocnými svaly jsou m. teres minor, m. subscapularis a m. triceps brachii.
- *Elevace* je pokračováním abdukce nad 90° a je možná do 180°. Elevace se účastní ramenní pletenec, především m. trapezius a m. serratus anterior. Ve fázi do 180° (vzpažení) se připojují trupové svaly se svými dlouhými smyčkami, což vede ke zvýšení bederní lordózy a k úklonu.
- *Vnitřní a zevní rotace* je v rozsahu asi 90°. Mediální (vnitřní) rotaci působí m. latissimus dorsi, m. teres major, m. supscapularis a m. pectoralis major. Laterální (vnější) rotaci působí m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis a m. teres minor. Při rotačních pohybech se pohybuje i lopatka a při mediální rotaci se aktivují

m. serratus anterior a m. pectoralis minor, při laterální rotaci mm. rhomboidei a m. trapezius (Véle, 2006).

### **1.2.2 Střední oblast horní končetiny – loket**

Paže je nejdelším segmentem horní končetiny. Pažní kost - humerus artikuluje se dvěma předloketními kostmi. Středním článkem horní končetiny je předloktí, jehož skelet tvoří ulna (kost loketní) a radius (kost vřetení). Ulna je delší a přebírá hlavní zátěž ve spojení s humerem. Je na svém proximálním konci mohutná a distálně se ztenčuje. Radius je hlavním artikulačním prvkem spojení předloktí s rukou.

Paže a předloktí plní teleskopické funkce horní končetiny. Vzájemná poloha navíc dovoluje vnitřní a vnější rotaci (pronaci a supinaci) jak předloktí, tak i ruky. Základním typem pohybu je pronace, při které jde vždy o polohu palce, který se při pronaci dostává do optimální výchozí pozice pro uchopení předmětu nebo nástroje. Toto postavení částečně zaujímá i volně visící končetina, která se sama stáčí do semipronační polohy.

Osa paže a předloktí u muže svírají úhel asi 175° (extenční úhel). U žen je tento úhel větší 180 - 185° z důvodu menšího olecranonu. Tato hyperextenze je při úderu horní končetinou ve finální pozici riziková kvůli možnosti zranění pouzdra loketního kloubu.

Loketní kloub je kloub složený: kladkový (humerus - ulna), kulovitý (humerus - radius) a kolový (radius - ulna). Kloub tvoří kinetickou jednotku s mezikostním vazivovým spojením obou předloketních kostí - mezikostní membránou (Dylevský, 2009).

Loketní kloub umožňuje přiblížit ruku k ústům, což je jeden ze základních důležitých pohybů horní končetiny (Véle, 2006).

#### ***Svaly kolem loketního kloubu***

Uvedené rozdělení svalů je dle Dylevského (2009). Funkce svalů popisuje Čihák (2001) a Linc a Doubková (1999).

**Musculus biceps brachii** (dvojhlavý sval pažní) je dvoukloubový, dlouhý vřetenovitý sval na přední straně paže. Sval má dvě hlavy caput longum a caput breve. Tento sval supinuje promované předloktí a flektuje předloktí supinované. Supinační aktivita celého svalu roste se stoupající zátěží. V ramenním kloubu dlouhá hlava svalu paži abdukuje, krátká hlava paži addukuje a flektuje předloktí.

**Musculus brachialis** (hluboký sval pažní) je mohutný a oploštělý sval na přední ploše paže, který je překrytý dvouhlavým svalem pažním. Provádí čistou flexi předloktí bez ohledu na rychlost prováděného pohybu a odpor, kterému je sval vystaven.

**Musculus brachioradialis** (sval vřetenní) je dlouhý a mohutný sval na palcovém okraji předloktí. Provádí flexi loketního kloubu. Extendované a promované předloktí supinuje, supinované předloktí naopak pronuje. Supinační složka svalu představuje výkonovou rezervu pro rychlý pohyb.

**Musculus triceps brachii** (trojhlavý sval pažní) je mohutný sval na zadní straně paže, který se dělí na tři hlavy: caput longum, caput laterale a caput mediale. Aktivace celého svalu vyvolává extenzi v loketním kloubu. Caput longum provádí addukci a extenzi v ramenním kloubu. Sval je nejvíce aktivní při 20 - 30° flexi. V krajní flexi a extenzi loketního kloubu je účinnost tohoto svalu poměrně malá.

**Musculus supinator** (sval supinující) je plochý sval obalující proximální konec radia. Je zcela překrytý svaly radiálního okraje předloktí. Převádí ruku a předloktí z pronace do supinace. Jelikož supinaci provádí i m. biceps brachii, je supinace prováděna větší silou než pronace.

**Musculus pronator teres** (pronující sval oblý) je mohutný sval, nejlaterálnější sval z povrchové vrstvy svalů na předloktí. Provádí pronaci a flexi v loketním kloubu

**Musculus pronator quadratus** (pronující sval čtyřhranný) je plochý sval rozepjatý v hloubce distální čtvrtiny předloktí. Je hlavním pronátorem předloktí (Dylevský, 2009).

### ***Pohyb v loketním kloubu***

Pohyby v loketním kloubu probíhají kolem příčné osy procházející kladkou a hlavičkou pažní kosti a kolem osy spojující střed hlavice radia s hlavicí ulny: flexe a extenze je možná v rozsahu 125 - 145°. Pronace a supinace je možná v rozsahu kolem 150° (Dylevský, 2009)

- *Flexe* provedená aktivně je možná do 135 - 145°. Pasivní flexe do 160° (Kapandji, 1982). Aktivně ji provádí m. biceps brachii, m. brachialis a m. brachioradialis. Účinnost svalů však závisí na výchozí poloze lokte. Při maximální extenzi je účinnost extenzorů malá. Při semiflexi se účinnost zvyšuje a nejvyšší je při flexi kolem 90°. Pro m. biceps brachii je to mezi 80 - 90° pro m. brachioradialis mezi 100 - 110°. Rozdílný poměr aktivace skupiny flexorů je závislý jednak na vzdálenosti

úponu svalu od kloubu, kolem kterého se pohyb provádí, a jednak na úhlové rychlosti pohybu. Při pomalém flexním pohybu se zátěží nebo bez ní jsou aktivní m. biceps brachii a m. brachialis, zatímco při rychlém pohybu se aktivuje více m. brachioradialis (Véle, 2006). Pomocnými svaly při flexi jsou m. flexor digitorum superficialis, m. flexor carpi ulnaris a m. palmaris longus (Dylevský, 2009).

- *Extenze* je výchozí anatomické polohy. U dětí a žen je možná hyperextenze  $5^{\circ}$  -  $10^{\circ}$  (Kapandji, 1982). Extenzi provádějí svaly m. triceps brachii a m. anconeus. Účinnost loketního extensoru je závislá na postavení v loketním kloubu. Při extenčním postavení v lokti je účinnost malá. Zvětšuje se s přibývajícím flexí v lokti. Maximum je asi kolem  $20^{\circ}$  -  $30^{\circ}$  semiflexe a potom opět klesá až do maximální flexe, kde je účinnost svalu opět malá. Pomocnými svaly jsou m. extensor carpi ulnaris, m. extensor carpi radialis longus et brevis a m. extensor digitorum.
- *Pronace* je výrazně slabší než supinace. Pronaci provádějí m. pronator teres, m. pronator quadratus. Pomocnými svaly jsou m. flexor carpi radialis, m. palmaris longus, m. extensor carpi radialis longus a m. brachioradialis. Rozsah pronace a supinace závisí na flekčním postavení loketního kloubu (Kapandji, 1982).
- *Supinace* je prováděna m. biceps brachii a m. supinator. Pomocným svalem je m. brachioradialis. Pronace a supinace jsou důležité jak při sebeobsluze, tak při práci. Tyto pohyby jsou pod větším centrálním vlivem než flexe a extenze. Z tohoto důvodu lze pozorovat zvýšení elementárních posturálních reflexů dříve v pronaci – supinaci než ve flexi – extenzi.

### 1.3 Charakteristika úderu v karate

Základní techniky jako jsou údery, kopy a bloky se učí od začátku cvičení karate a jsou i konečným technickým cílem karate. Tyto pohyby se dají naučit ve velice krátké době, ale dosažení jejich dokonalého provedení může být pro někoho i nemožné. Dokonalé provedení vyžaduje tisíce hodin tréninku, avšak ani poté se nemusí dosáhnout požadovaného cíle, pokud je technika prováděna nesprávně. Jedině tedy, budou-li se žáci učit technikám na vědecké bázi pod dohledem instruktora se systematickým a správně zpracovaným tréninkovým systémem, bude jejich úsilí korunováno úspěchem. Trénink v karate lze označit za vědecký jedině tehdy, je-li veden na základě správných fyzických a fyziologických principů. Je překvapivé, že zakladatelé karate vytvořili a zdokonalili techniky souvislým studiem a praxí tak, že tyto techniky odpovídají moderním vědeckým principům. Přesto je vždy možné další zdokonalování (Nakayama, 1966).

Karate není pouze sport zaměřený na optimální využití lidského těla nebo na uplatnění principů fyziky a fyziologie. V baseballu je dobré technické provedení nezbytné pro dosažení vysokého průměru odpálení. Šermíř tráví léta zpřesňováním pohybů, pro laika na pohled snadných. Takovéto cvičení se projevuje v tělesných pohybech nebo formě, která je fyzicky a fyziologicky správná, a která je v karate obzvláště důležitá. Všechny části těla musí harmonicky spolupracovat, aby se dosáhlo nezbytné stability při zachycení nárazu vzniklého provedením úderu nebo kopu.

Jelikož karate v překladu znamená prázdná ruka (tím myšleno bojové umění beze zbraně), různé části těla mohou v karate sloužit jako zbraně, jsou-li posilovány správným cvičením a jsou-li využívány v koordinovaných akcích jiných částí těla (Kráľ et al., 2004).

Tělo samo poskytuje zbraně, z nichž se dá vybírat dle dané situace, přesto může dojít ke zranění, pokud není tělo posíleno a zpevněno. Pouhá adaptace pěsti na údery nestačí, musí být silné zápěstí, loket, paže a další části těla.

Při optimálním vytvoření pěsti je úderová plocha asi polovina článků prstů ukazováku a prostředníku a čelní plocha jejich kloubů. V okamžiku nárazu musí veškerá síla těla probíhat v přímce skrze paži a končit v pěsti. Zápěstí a hřbet ruky musí být v rovině. Je-li zápěstí pokrčené, síla nebude převáděna k pěsti a zápěstí se může zranit (Kolář, 1982).

Úder je udělení kinetické energie balistickým pohybem. Balistický pohyb je rychlý pohyb s jednorázovou aplikací síly (Véle, 2006). Je nutné počítat s vyvoláním síly nutné ke stabilizaci těla a s reaktivní silou v místě opory. Při dynamické aplikaci značné síly na objekt do překážky proti odporu jeho setrvačné hmoty vzniká ráz. Typickým použitím síly rázovým mechanismem je právě úder. Je to krátkodobý intenzivní impakt na objekt, který je buď stacionární, nebo se může pohybovat. Při úderu musí pohyb vycházet ze stabilní polohy a musí být proveden rychle a velkou silou. Účinek závisí nejen na síle svalů končetiny provádějící úder, ale i na kvalitě stabilizace polohy. Véle (2006) uvádí, že k vedení pohybu při úderu na pohybující se objekt je ke všemu nutná schopnost odhadu směru a intenzity pohybu, vyžadující optickou kontrolu, řídicí a analyzující funkci CNS. Úder je rychlý pohyb spuštěný jako pohybový vzorec, jeho průběžné řízení je tedy nemožné a provedení závisí na použitém programu, který je dopředu vybrán.

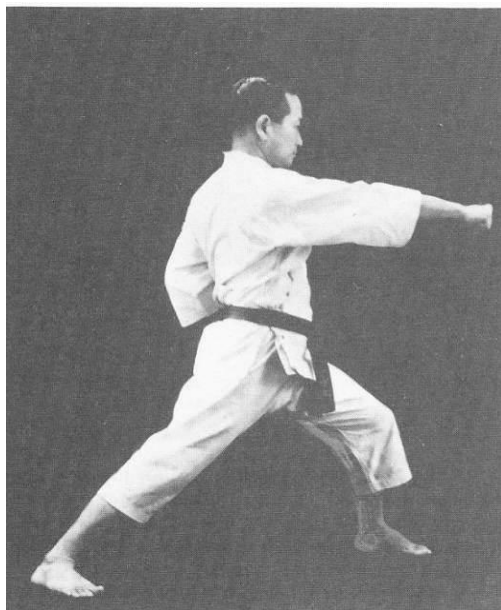
### **Cuki – přímý úder na místě**

Úder je proveden na cíl, který se nalézá přímo vpředu. K tomu, aby byl úder správně proveden, je nezbytné otočit předloktí o 180° dovnitř (pronace) se současnou extenzí paže. Tato společná akce se podílí na silném nárazu v cíli. V ideálním případě by měl být úder natolik silný, aby protivníka zlikvidoval. Diacu (2003) matematicky vypočítal, že pronace předloktí je téměř 180°, avšak vzhledem k výsledné energii úderu je bezvýznamná, jelikož se na tvorbě výsledné energie podílí pouze 0,25 procenty. Tato vnitřní rotace paže je však přirozenou pohybovou složkou pro dosažení správné pozice pěsti před nárazem.

### **Gjakucuki – přímý různostranný úder**

Gjakucuki (reverse punch) je různostranný úder paží umístěnou na opačné straně, než je vykročená noha (obr.4). Při provedení různostranného úderu je rotováno kyčlemi, jejichž hřebeny se během rotace udržují ve stejné výši. Zadní končetina se propne a těžiště se posune mírně vpřed. Neúčinnost úderu indikuje těžiště setrvávající v konečné fázi úderu příliš vzadu. Přenos energie putuje od boků přes hrudník, ramena, paži k pěsti a kulminuje v silném nárazu do cíle. Platí zde Newtonův zákon, že každá akce vyvolává stejně velkou reakci. Při aplikaci úderu přichází silový moment z vnějšku opačným směrem, zmíněný ráz. Aby se předešlo jakékoliv ztrátě síly, musí se zajistit tělesná reakce po nárazu přesně v opačném pořadí – pěst, ramena, paže, hrudník a boky. Není-li

tělo zpevněno v okamžiku nárazu, výsledná reakce sníží sílu nárazu. Podle zákona o zachování energie nelze působení zevní síly omezit jinak než brzdící prací svalů. Je nutné zaujmout flexibilní základní polohu, aby se brzdící účinek přicházející energie dal svalovou prací realizovat (Véle, 2006). Aby se dosáhlo kladného účinku, musí všechny svaly nezbytné pro provedení tohoto úderu pracovat harmonicky a silně se kontrahovat v témže okamžiku (Nakayama, 1966; Funakoshi, 1973).



Obrázek 4 Různostranný úder v karate - gjakucuki (Nakayama, 1966)

Při provádění gjakucuki by se neměla využívat síla samotné paže a ramene, ale místo toho se soustředit na využití síly boků. Jakmile se levá ruka stahuje, pravý bok by se měl automaticky pohybovat kupředu. Měla by se využít i reakce způsobená opřením zadní nohy dolů a vzad proti zemi, která umožní vznik síly převáděné přes dolní končetinu vzhůru a pak do úderu směrem vpřed. Zároveň lépe absorbuje zápornou sílu vzniklou při nárazu do překážky.

Pro správné provedení úderu v karate je nutné brát ohled na následující složky:

### **1.3.1 Síla a rychlost**

Samotná maximální síla nestačí k provedení správného úderu. Důležité je účinné využití síly. Aplikace síly při každém pohybu závisí na mnoha faktorech, z nichž jeden z nejdůležitějších je rychlost. Údery a kopy v karate dosahují vysokého silového účinku koncentrací maxima síly v okamžiku nárazu, která závisí na rychlosti, s níž je technika prováděna. Úder pokročilého karatisty probíhá rychlostí  $13 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  a vytvoří sílu nárazu



681 kg (Nakayama, 1966). Jiní autoři uvádějí velice podobné údaje o rychlosti úderu v karate. Dworak ve své práci uvádí maximální rychlost úderu  $12,3 \text{ m.s}^{-1}$  (Dworak et al., 2005), nebo  $5,7 - 9,8 \text{ m.s}^{-1}$  (Wilk et al., 1983). Sterkowicz (1992) ve svém výzkumu uvádí údaje jiných autorů Kato -  $8,1 \text{ m.s}^{-1}$ , Zbinowsky -  $10,1 \text{ m.s}^{-1}$ , Paper -  $7,5 \text{ m.s}^{-1}$ , Smith a Hammill -  $12,3 \text{ m.s}^{-1}$ .

Někteří autoři se zabývali účinností jednotlivých úderů, nebo dokonce porovnávali různá bojová umění. Gullege a Dapena (2008) porovnávali rychlost a sílu různostranného úderu a úderu zvaného 3-inch punch (dynamicky provedený úder na vzdálenost třech palců od překážky s využitím energie těla), o kterém se mnoho expertů na bojová umění domnívá, že patří mezi nejúčinnější. Výsledky ukázaly, že paže nevyvine dostatečnou rychlost z důvodu krátké vzdálenosti, a tím ani účinnost jakou má různostranný úder ( $4,09 \text{ m.s}^{-1}$  proti  $6,43 \text{ m.s}^{-1}$ ). Výsledná síla úderu byla menší při dynamickém úderu na krátkou vzdálenost (790 N) než při provedení gjakucuki (1450 N). Nejdůležitějším prvkem úderu je tedy rychlost. Rychlostmi v jednotlivých fázích úderu se zabýval Hofmann a spol. (2008).

Neto a spol. (2007) porovnávali rychlost úderu cvičenců kung-fu<sup>3</sup> s testovanou skupinou, která žádné bojové umění nikdy necvičila. Výsledky průměrné rychlosti cvičenců tohoto čínského bojového umění byly  $6,67 \text{ m.s}^{-1}$  a běžná populace měla výsledky nižší  $5,3 \text{ m.s}^{-1}$ . Avšak kineziologická analýza provedení úderu dlaní v kung-fu je jiná, než u zkoumaného úderu v karate. Literatura dále udává velice podobné výsledky průměrných rychlostí karatistického úderu prováděného na prázdno  $9,5 \text{ m.s}^{-1}$  (Voigt, 1989), nebo  $11,03 \text{ m.s}^{-1}$  při provedení do 33 kg vážícího boxerského pytle (Smith, Hammill, 1986). Wailiko a kolektiv (2005) zkoumal 7 olympijských boxerů pěti váhových kategorií, kteří prováděli 18 úderů do tréninkové figuríny. Jejich průměrná rychlost před dopadem úderu na překážku byla  $9,14 \text{ m.s}^{-1}$ . Je nutné poznamenat, že hodnoty nejsou vždy stejné z důvodu možnosti zranění. Boxovací pytel i tréninková figurína jsou natolik těžké, aby do nich bylo udeřeno naprosto plnou silou a rychlostí bez obavy ze zranění. Toto je stejné jako kdyby chtěl začátečník v taekwondo<sup>4</sup> svým úderem přerazit cihlu. Výsledná destruktivní síla se nedá mezi boxery a karatisty srovnávat, protože mají na rukách bandáže a boxovací rukavice chránící jejich klouby. Karatista provádí úder holou rukou a tím menší dopadovou plochou (většinou klouby

---

<sup>3</sup> Kung-fu je výraz, kterým se mimo Čínu souhrnně označuje široké spektrum čínských bojových umění.

<sup>4</sup> Korejské bojové umění.

prvních dvou prstů v sevřené pěsti). Skončí-li intenzivní úder na malé ploše, způsobí poranění tkáně (Véle, 2006).

Barry a spol. (2011) porovnávali různé způsoby boxerského úderu. Rychlosti byly získány z hodnot 3D akcelerometru a matematicky přepočítány na rychlost. Rychlost několikanásobného úderu je mnohem nižší, než rychlost samotného úderu ( $6,28 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  proti  $8,22 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  u různostranného přímého úderu, u hákového úderu potom  $9,42 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  proti  $11,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ). Výsledná rychlost hákového úderu je vyšší z důvodu trajektorie pohybu po oblouku, při které se zvyšuje úhlová rychlost.

Rychlostí samotnou nelze dosáhnout nejvyššího účinku síly do úderu bez správné kontroly. V karate není vyžadován takový pohyb, kdy je těžkým předmětem pohybováno pomalu, ale takový, kdy je lehkým předmětem pohybováno maximální rychlostí (Nakayama, 1966). Pomalá silová cvičení nejsou v karate účinná. Vhodná jsou dynamická cvičení prováděná vysokou rychlostí, jako je úder s odporem expandéru, nebo dynamicky provedený klik. Technika úderu v karate je tedy založena na rychlosti a zapojení hmoty těla (paže) do úderu. Účinnost úderu je určena množstvím přenesené energie. Existuje korelace mezi rychlostí a silou, a jinými kinematickými parametry úderu (Dworak et al., 2005).

Při úderu v karate platí, že větší rychlosti lze dosáhnout, pokud síla působí po delší dráze k cíli. Platí to i u kopu, kdy je vyžadováno mít koleno kopající končetiny skrčeno a tělo umístěno ve vztahu k cíli tak, aby se dolní končetina plně napjala v okamžiku nárazu. Účinnost úderu závisí na množství hmoty uvedené do pohybu, na rychlosti pohybujícího se segmentu a na vzdálenosti od cíle (Diacu, 2003). Aby se zvýšila síla a rychlost, je nezbytné cvičit reakce na náhlé a předem neznámé útoky. Tímto cvičením spolu s pochopením a využitím dynamických pohybů lze zkrátit čas na zareagování.

Síla nárazu je v technikách karate výsledkem momentu vytvořeného pohybem různých částí těla a vrcholícího v ohnisku těchto komponentů v okamžiku kontaktu s cílem (Nakayama, 1966; Funakoshi, 1973). Čím rychleji dochází ke svalové kontrakci, tím větší je rychlost a v závěrečné fázi i silnější úder. Nárůst rychlosti úderu lze zajistit i využitím reakce pohybu druhé paže. Čím rychleji bude druhá paže stažena zpět k boku do náprahu, tím více rychlosti a síly bude patrné ve výsledném úderu. Toto lze vypořadovat i u vrhu koulí či hodů diskem, kdy dochází ke kyvadlovému pohybu levé

paže dozadu těsně před extenzí pravé paže (Harasin, Milanovič, Čoh, 2010). Dochází tedy k většímu napětí fázických svalů zajišťujících výsledný pohyb.

Při extenzi paže během úderu je jedna skupina svalů v protažení, zatímco druhá skupina se smršťuje. Mezi těmito dvěma skupinami svalů musí existovat správná rovnováha, aby bylo dosaženo rychlého a účinného úderu. Jestliže jsou v kontrakci svaly, které mají být relaxované, pohyb nedosáhne hladkého průběhu a úder nebude tolik účinný. Začátečníci často zapojují zbytečné svaly do pohybu. Projevuje se zde princip reciproční inervace na segmentální úrovni dle Vélého (2006) vycházející z kvadrupedálního lokomočního vzoru, kdy je jedna končetina v inhibici a druhá facilitována.

Díky tréninku karate dochází ke změnám v motorice při provádění úderu. Karatisté dosahují kratších časů aktivace agonistů a delších časů aktivace antagonistů flexorů paže a extensorů předloktí než cvičenci bez tréninku karate (Ferreira a Brito, 2010).

### **1.3.2 Koncentrace síly**

Úder bude slabý, pokud se na provedení úderu použije samotná paže. K dosažení maxima je nezbytné využít sílu všech částí těla současně. Při provádění se síla přemísťuje z centra těla ke končetinám a končí v ruce. Celý pohyb od začátku do konce trvá pouze 0,15 - 0,18 s, pokud je potenciační moment v této akci správně využit (Nakayama, 1966). Je důležité, aby byly různé svaly a šlachy udržovány relaxované, což umožní okamžitou odpověď na změnu okolností. Pokud jsou svaly v napětí, nelze je dále kontrahovat v okamžiku ohniska. Síla koncentrovaná v okamžiku ohniska musí být ihned uvolněna, aby se cvičenec připravil k případné následující akci. Střídání napětí a uvolnění jednotlivých svalových skupin je nejdůležitější činitel, který určuje rychlost a tvrdost technik karate. Schopnost uvolnit sval souvisí s jeho schopností dynamického stahu – čím rychleji se sval dokáže uvolnit z napjatého stavu, tím rychlejšího stahu je schopný (Šebej, 2000).

Chceme-li realizovat účinnou karate techniku, je velmi důležité mít optimální vnitrosvalovou i mezosvalovou koordinaci (Witte, 2005). Na svalové kontrakci se nepodílejí všechny nervosvalové jednotky (svalová vlákna) činných svalů. Netréované osoby jsou schopny i při maximálním úsilí zapojit jen 50 - 60% svalových vláken, trénovaní jedinci až okolo 85%. Vnitrosvalová koordinace ukazuje na počet aktivovaných (inervovaných) motorických jednotek (svalových vláken), rychlost jejich

zapojení a synchronizace v čase (synchronní působení jednotlivých svalových vláken uvnitř svalu). Velká síla jednotlivých svalů proto ještě nezaručuje celkovou sílu jejich majitele. Důležitým faktorem zde je právě kvalita souhry svalů a CNS (nervosvalová koordinace) a jednotlivých svalů nebo svalových skupin mezi sebou (mezisvalová koordinace). Vnitrosvalová a mezisvalová koordinace hraje významnou roli v efektivnosti provedení úderu. Pokud vhodné svaly pracují plně a harmonicky, technika bude silná a účinná. Na druhé straně, pokud se zapojují do pohybu zbytečné svaly, výsledkem je přinejmenším ztráta energie a přinejhorším neúčinná technika.

I když je cvičenec dobře seznámen s teorií karate a zná principy dynamiky pohybů, jeho technika nebude účinná, bude-li mít nerozvinuté svalstvo. Proto je soustavný trénink nezbytný pro posílení svalů těla, především paží.

Při provedení přímého úderu rychlým napnutím paže musí být všechno zbytečné napětí svalstva paže a ruky eliminováno na začátku pohybu. Veškerá síla se musí soustředit do okamžiku nárazu. Přenos energie probíhá s rezervoáru umístěného v bocích, postupuje skrze svaly hrudníku, ramene, nadloktí a předloktí a stále se stupňuje. V kontrakci jsou i přímé břišní svaly a šikmé břišní svaly, aby pevně spojily hrudník s kyčlí. Je-li kyčel ve správné poloze a tělo správně podepíráno stehenními svaly, poloha v postoji je pevná a stabilní. Tato stabilní poloha umožňuje přenést sílu z pánve do hrudníku, ramen a paže. V kontrakci jsou i ramenní svaly, aby se předešlo odražení paže nebo pohybu paže a ramene zpět při nárazu pěsti do překážky. Pokud v rameni během provádění úderu dochází k elevaci, nebo se posune nepatrně vpřed, nebude možno plně zpevnit svaly po stranách hrudníku, dokonce i když jsou svaly paže zpevněné. Úder nebude efektivní (Demura, 1973).

### **1.3.3 Časování**

Správné načasování techniky je velice důležité. Je-li chybné, technika v karate často selhává. Úder provedený brzy nebo pozdě je často bez výsledku. K účinnému zahájení svých specifických pohybů hráči baseballu a golfu provádějí náprahy a máchnutí pro lepší odpálení. V karate není pro něco podobného čas, neboť během okamžiku může dojít k rozhodujícímu výsledku. Chyba v časování může být fatální. Útok v karate musí být proveden z pozice, kdy jsou ruce a nohy v bojovém postavení. Ruce musí být vždy v takové poloze, z níž lze techniku provést snadno a rychle. Po provedení se ihned musí

vrátit do původní polohy, připravené pro následující pohyb (Nakayama, 1966; Smit 2001).

Začátek úderu koresponduje s minimální akcelerací pěstí. Ve stejnou chvíli se zvyšuje úhel v lokti a na konci je dosaženo maximální extenze (180°) v loketním kloubu. Rychlost úderu je různá u cvičenců karate, většinou závislá na jejich technickém výkonnostním stupni. Úder trvá průměrně kolem 100 ms. V dnešním sportovním karate je akcelerace prioritní. U dynamických sportů, kterým karate je, nastává optimální vnitrosvalová koordinace při eliminaci aktivity antagonistického svalu (Witte, 2005).

#### **1.3.4 Dolní část břicha a kyčle**

Trenéři soustavně zdůrazňují úlohu boků k získání maximální síly prostřednictvím vyšší rychlosti do úderu. Většinou se říká „udeř svými boky“. V Japonsku se zdůrazňuje oblast boků (tanden) odedávna. Učitelé bojových umění soustavně zdůrazňují důležitost boků k dosažení dokonalosti. Dříve se věřilo, že v této oblasti je soustředěn lidský duch, a že právě tato oblast poskytuje základnu pro sílu a rovnováhu. Ve skutečnosti je tanden oblastí pod pupkem, ve vzpřímeném postoji je zde těžiště těla. Pokud je v karate při provádění technik postoj správný, těžiště by se mělo nalézat v této oblasti. Je-li síla koncentrovaná v tanden využita při provedení technik v karate, pánev a kyčle budou pevně podepírány stehny a trup páteří. Z této vzájemné podpory budou vycházet silné techniky.

Z hlediska biomechaniky je oblast pánve opravdu důležitá při provádění technik v karate. Odtud se postupně akumuluje svalová síla a putuje přes složitý svalový řetězec do ramene, paže a nakonec do pěstí. Rotace boků je jedna z nejdůležitějších zásad správně provedeného úderu v karate. Stejně jako při vrhu koulí, kdy v 50. letech James Fuchs a Parry O'Brien začali prosazovat metodu, která využívala rotaci trupu. Rotací boků lze dosáhnout vyšší rychlosti a tím být u cíle pěstí rychleji. Karatisté tedy dávají hodně úsilí do rotace boků a do stability při provádění úderu. Druhá paže (vracející se) se postupně vrací stejnou trajektorií do pozice na levém boku. Boxeři tomuto vracení nevěnují tolik pozornosti, protože druhá ruka zůstává u obličeje, kde slouží jako případný kryt. Boxeři tedy příliš nevyužívají rotaci boků, protože pozice ramen a paže jim to neumožňuje. Uvést do pohybu těžkou pánev je těžší, než uvést do pohybu lehká ramena. Úder boxera, vycházející z ramene, je přesto účinnější. Vzniklá biomechanická

páka uvádí akrální část boxerské končetiny do větší úhlové rychlosti (Arus, 2008). Boxerský úder je ve finále tedy rychlejší, avšak úder karatisty je u cíle dříve, z důvodu kratší trajektorie. Je ale nutno brát v úvahu úder boxera v rukavici a úder karatisty holou rukou a také zároveň rozdílná pravidla sportovního úpolení.

Co se týče boxerského hákového úderu, tak disponuje vyšší kontaktní rychlostí díky jiné kinematice a úderové trajektorii než u přímého úderu. Přímé údery se pohybují po přímce vpřed s extenzí loketního kloubu, zatímco hákové údery jsou vedeny po oblouku doprovázené ventrální flexí a abdukci paže v ramenního kloubu. Tím se dosahuje většího rozsahu pohybu u hákového úderu než u přímého. Dráha, po které končetina může akcelarovat je tedy delší u hákového úderu než u přímého. Hákové údery produkují větší sílu, ale potřebují k dosažení maximální rychlosti více času dle Barryho a kol. (2011) přímý úder trvá  $553 \pm 211$  ms a hákový úder  $716 \pm 305$  ms. Bránci se boxer má tedy vyšší šanci zblokovat hákový úder, pokud včas zareaguje.

V karate se většinou trénují údery na prázdno, bez překážky. Jedna velká část karate je cvičení kata<sup>5</sup>, při kterém se rovněž provádí úder na prázdno. Až když je karatista postaven před soupeře, v rámci zápasu kumite<sup>6</sup>, musí aplikovat naučený úder do soupeře. Neto a kol. zkoumali svalovou aktivitu při úderu na prázdno a při úderu do překážky. Jejich výsledky prokázali vyšší aktivitu m. triceps brachii a m. biceps brachii při úderu do překážky než při úderu na prázdno (Neto, Magini, Pacheco, 2007).

### **1.3.5 Dráha úderu**

Úder musí probíhat po správné dráze, kterou je přímka ze startovní pozice k cíli. Toho lze dosáhnout „třením“ vnitřní plochy loktu v průběhu úderu o bok a vnitřní rotací předloktí o 180° dříve, než pěst narazí na cíl. Tato akce zajistí fakt, že potenciaální síla neprobíhá při úderu mimo správnou dráhu a vytvoří se maximální náraz při kontaktu.

### **1.3.6 Svaly zapojující se do úderu**

Udělení kinetické energie pohybovým aparátem provádějí svaly, které jsou primárním zdrojem síly pro různé pracovní úkony (Véle, 2006).

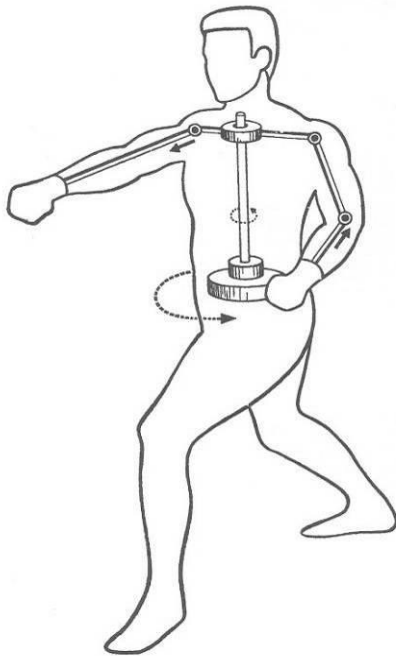
Úder v karate je pohyb provedený přes několik kloubů. Začíná zpevněním nesouhlasné dolní končetiny, rotací boků a energie se přenáší svalovým řetězcem přes

---

<sup>5</sup> Kata je cvičební sestava představující imaginární souboj proti několika soupeřům za použití předem daných technik.

<sup>6</sup> Kumite je zápas mezi dvěma jedinci v karate dle daných pravidel.

svaly hrudníku, ramene, paže až do pěsti (obr.5). Tato práce bude zahrnovat kineziologickou analýzu pouze svalů horní končetiny, pletence ramenního a částečně břicha.



Obrázek 5 Schéma využití rotace boků při gjakucuki (Nakayama, 1966)

Různostranný úder je proveden přes následující kinematický řetězec:

Podle Aruse (2008) je při úderu důležitý ramenní sval *m. deltoideus*, jehož přední část při úderu provádí ventrální flexi paže a způsobuje vnitřní rotaci paže. Zadní část potom podporuje extenzi a zevní rotaci paže v úvodu pohybu. *M. teres major* zde působí jako vnitřní rotátor a adduktor paže a je to synergista velkého zádového svalu a antagonistista zadní strany deltového svalu. *M. subscapularis* při úderu provádí vnitřní rotaci humeru. *M. latissimus dorsi* a *m. pectoralis major* jsou vnitřní rotátory a adduktory paže. Svaly paže na její ventrální straně jsou *m. coracobrachialis*, který je ukrytý pod svalem *m. biceps brachii*, je silný adduktor humeru a hraje roli při dopředném pohybu paže. *M. brachialis* je flexor lokte a chrání svým způsobem loketní kloub. Na dorzální straně paže je potom důležitý *m. triceps brachii*, který při úderu provádí extenzi předloktí (Arus, 2008).

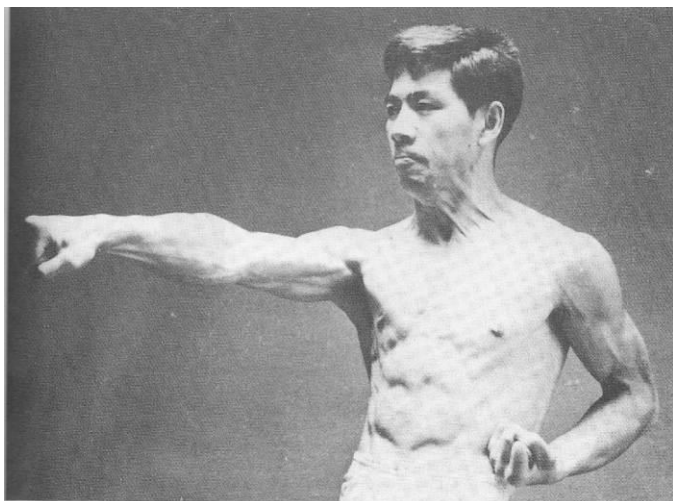
Jiní autoři k důležitým svalům při provádění úderu přidávají další svaly: m. biceps brachii, m. serratus anterior, m. obliquus abdominis externus a m. rectus abdominis (Nakayama, 1966). Courtonne (1991) popisuje aktivaci svalů během jednotlivých fází úderu v karate. V první fázi úderu se zapojuje m. deltoideus spolu s m. triceps brachii. V druhé fázi m. pectoralis major (během této fáze se zapojuje m. biceps brachii na vracející se končetině) a v konečné fázi úderu se do pohybu přidává m. latissimus dorsi spolu s m. serratus anterior z důvodu fixace lopatky a absorpce zpětného nárazu. K pronaci předloktí slouží m. pronator teres a m. pronator quadratus.

### **1.3.7 Provedení úderu**

Různostranný úder je v karate považován za nejtvrdší úder vůbec. Provedení tohoto úderu pravou rukou je následující:

Cvičenec stojí v levém střehu (levá noha je vpředu). V první fázi pohybu je pravá noha zapřena patou o zem, pravý bok je vyslán maximální rychlostí vpřed a trup rotuje kolem své osy. Pravá úderová ruka je v této fázi u boku v pozici hřbetem pěsti dolů. Začíná se posouvat po co nejkratší trajektorii vpřed, přičemž dochází k extenzi loketního kloubu. V průběhu pohybu paže vpřed dochází k pronaci předloktí, současně se levá ruka stahuje z náprahu zpět k boku a dochází u ní k supinaci předloktí. V momentě, kdy se obě paže míjejí, pravý loket ztrácí kontakt s trupem a levý loket se naopak začíná levého boku dotýkat. V okamžiku, kdy pravá paže končí pohyb vpřed, končí i rotace pěsti a předloktí. Paže zůstává v lokti nepatrně pokrčena, aby nedošlo při případném zpětném rázu k poranění loketního kloubu. V konečné poloze je pěst dorzální stranou vzhůru. Načasování je takové, aby dokončení pohybu trupu i paží bylo současné (Kolář, 1982).





Obrázek 6 Konečná fáze úderu se zpevněním břišního svalstva (Nakayama, 1966)

Loket hraje důležitou roli u přímých úderů a rameno u hákových úderů. Existuje signifikantní pozitivní korelace mezi kontaktní rychlostí a úhlovou rychlostí extenze lokte u přímých úderů. Korelace mezi kontaktní rychlostí a úhlovou rychlostí abdukce-addukce ramene není významná (Barry et al., 2011).

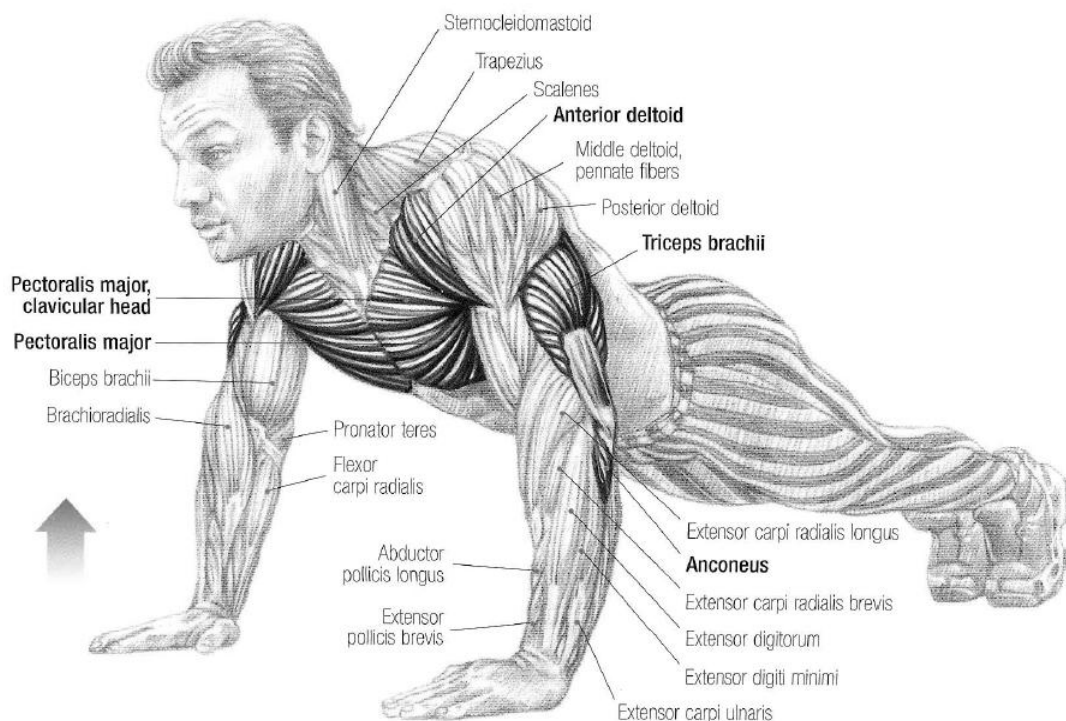
V závěru úderu dochází k prudkému výdechu a aktivnímu stažení břišního a pánevního svalstva (obr.6) z důvodu zpevnění postury při očekávaném nárazu do překážky. Rameno úderové paže se nesmí zdvihát ani posunout vpřed.

## 1.4 Klik

### 1.4.1 Charakteristika kliku

V oblasti tělesných cvičení patří aplikace kliků mezi klasické posilovací postupy s dlouholetou tradicí. Jestli se v průběhu let v přístupu k této pohybové struktuře něco změnilo, tak je to důraz na techniku jejich provádění, respektive rozlišování různých výchozích poloh a průběhu pohybu vzhledem k účelu posilování (Křištofič, 2009).

Klik je vhodným cvikem k posílení m. pectoralis major a m. triceps brachii (Delavier, 2005) zároveň je klik vhodný k posilování lopatkových svalů (Decker et al., 1999). Delavier dále uvádí správný postup při cvičení kliku: hlava by měla být v prodloužení těla, obličejem k zemi. Ruce minimálně na šíři ramen a nohy mírně od sebe (obr.7). S nádechem dochází k flexi v loketním kloubu a přiblížení hrudního koše k zemi bez prohnutí dolní části zad. Následuje odtlačení a extenze v loketním kloubu. Na konci cviku je výdech. Dále by nemělo docházet k nadměrnému přiblížení lopatek a k elevaci ramen (Křištofič, 2009). Kabelíková a Vávrová (1997) doporučují vtáčet prsty dovnitř z důvodu ochrany loketního kloubu proti hyperextenzi.



Obrázek 7 Svaly podílející se na provedení kliku (Delavier, 2005)

Klik je cvik, při kterém se pohybuje rameno a trup současně nahoru a dolů vůči podložce. Při plné svalové síle fixátorů lopatek a m. serratus anterior by nemělo docházet k protrakci nebo retroflexi ramene jako celku. Při tomto cvičení dochází v glenohumerálním kloubu k pohybu humeru z dorzální flexe do ventrální flexe. V loketním kloubu dochází ke střídání flexe a extenze. Akrální části horních končetin v radiokarpálním kloubu zůstávají v dorzální flexi (Pavelka et al., 2010).

Klik se využívá v mnoha zemích dle různých zdravotních programů k testování fyzické kondice, především silových schopností. Na rozdíl od jiných testů, jako jsou výdrž ve shybu či maximální počet shybů, je to pohyb opačný (extenze v lokti) a cvičenec nepřekonává celou váhu těla proti gravitaci, což může pro některé jedince být limitujícím faktorem. Klik se také mnohem lépe vyhodnocuje (Romain, Mahar, 2001).

Klik je velice doporučovaný k vyvolání svalové aktivace z důvodu pozice glenohumerálního kloubu a také staticko - dynamické stabilizace ramenního kloubu během tohoto cvičení. Při aplikaci normálního provedení kliku je nutné vyvolat velkou sílu horních končetin, proto není vhodným rehabilitačním posilovacím cvičením pro každého jedince (Tucker et al., 2008).

#### **1.4.2 Klik v rehabilitaci**

Klik je ve fyzioterapeutické praxi jedním ze základních vyšetření pohybových stereotypů. Při vyšetřování pohybových stereotypů se sleduje stupeň aktivace a koordinace všech svalů, které se na pohybu účastní a to i svalů vzdálených, které nejsou v přímém anatomickém vztahu k prováděnému (vyšetřovanému) pohybu. Při vyšetřování stereotypu kliku dle Jandy se zaměřuje zejména na zpětnou (excentrickou) fázi, při které dochází k extenzi v loketním kloubu – vzpor. Základní polohou vyšetřovaného je leh na břicho, čelo má na podložce, ruce opřeny před rameny, prsty směřují mírně k sobě. Pomalým natahováním paží se trup zvedá do vzporu. Páteř musí být stabilizována, aby nedocházelo k lordotizaci lumbálních ani ke kyfotizaci hrudních segmentů. Po dosažení vzporu se vyšetřovaný vrací zpět do polohy vleže. Při tomto pohybu se zřetelněji projeví oslabení dolních fixátorů lopatek. Pozorujeme držení celého pletence horní končetiny a zvláště fixaci lopatky. V případě insuficience dojde k „odlepení“ lopatky od hrudníku ve smyslu scapula alata (Haladová, 2005). Nutno podotknout, že ženy, děti a nedostatečně svalově vyvinutí jedinci provádějí tuto zkoušku ze základní polohy vzporu klečmo.

Pro posilování m. serratus anterior jsou vhodné různé druhy kliků. Současně posilují extensory loketních kloubů. Musí se klik správně provádět, aby nedocházelo k provedení kliku způsobem, kdy se trup pasivně zavěšuje na protažené dolní fixátory lopatek, zatímco horní fixátory zvyšují napětí a zkracují se. Správné provádění kliků vyžaduje i zvýšenou aktivitu břišního svalstva. Poloha vzporu klečmo či ležmo vyžaduje fixaci trupu, aby nedošlo k jeho prohnutí. Nedokáže-li cvičenec provést obtížnější formu kliku, je nutné zvolit formu lehčí (např. v podporu klečmo zmenšit vzdálenost rukou od kolen nebo přejít do podporu stojmo, ve kterém se obtížnost dále snižuje zmenšováním vzdálenosti chodidel od zdi, o kterou se opírají ruce) (Kabelíková a Vávrová, 1997).

### 1.4.3 Modifikace kliku

Delavier (2005) uvádí, že s variabilitou pozice hrudníku vůči dlaním se lze zaměřit na posilování různých částí m. pectoralis major (hrudní část a klavikulární část velkého prsního svalu). Se změnou postavení akrálních částí horní končetiny lze posilovat rovněž různé části velkého prsního svalu. Při širším postavení je více namáhána laterální část prsního svalu a při úzkém postavení se více zaměřuje na sternální část prsního svalu (Delavier, 2005).

Kolář (2006) formuluje topické změny určující svalové aktivity v rámci funkčně zřetěžených svalů při změně úhlu ve smyslu abdukce, addukce ramenného kloubu. Sledování práce zapojených svalů při provedení různých modifikací kliku nám dovoluje ilustrovat rozdíly v práci zapojených svalů.

Porovnání aktivace svalů během provádění kliků v různých modifikacích postavení rukou umožňuje elektromyografie. Různé postavení dlaní při kliku ovlivňuje svalovou aktivaci stabilizátorů lopatky (m. serratus anterior a m. trapezius dolní část). Tímto problémem se zabývalo několik autorů. Tucker (2009) uvádí rozdílné hodnoty aktivace svalů při provedení kliku v různé šíři postavení dlaní se zaměřením na m. serratus anterior a jednotlivých částí svalu m. trapezius. Tyto svaly pracují jako synergisté při elevaci lopatky a vzpažení horní končetiny, ale jsou zároveň antagonisté při protrakci a retrakci lopatky. M. serratus anterior se více aktivuje při provedení kliku v širokém postavení (53,8 %MVC<sup>7</sup>), při normálním (48,5 %MVC) a při úzkém (42,7 %MVC). Vyšší aktivita při širokém postavení je díky počáteční pozici lopatky v retrakci. Dolní

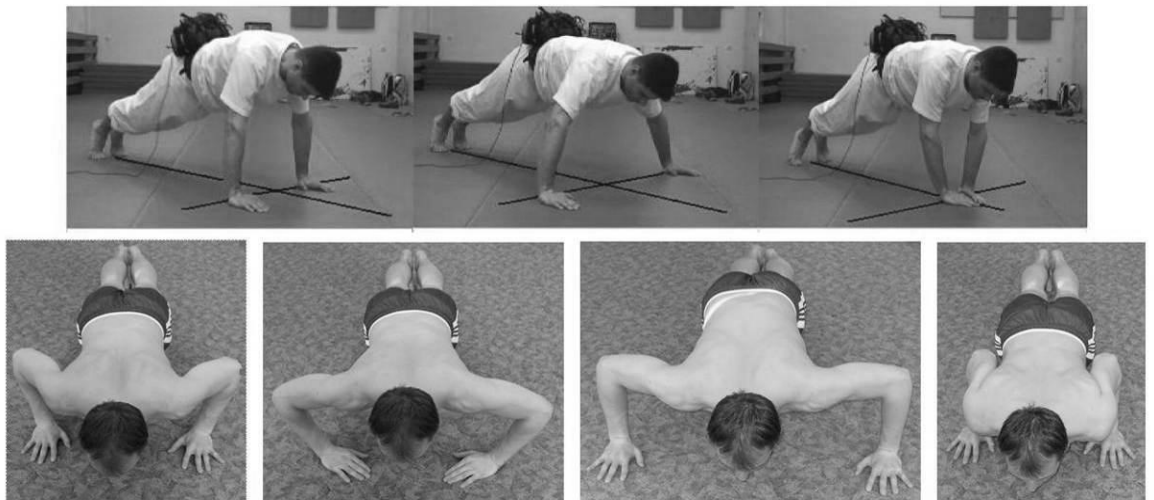
---

<sup>7</sup> Maximální volní kontrakce.

část m. trapezius je nejvíce aktivní při úzkém postavení dlaní (33,8 %MVC), při normálním postavení (29,4 %MVC) a při širokém postavení (26,6 %MVC). Střední část m. trapezius je ve všech postaveních dlaní přibližně stejná (23 %, 22 % a 21 %MVC) (Tucker, 2009).

Ludewig (2004) uvádí aktivaci m. serratus anterior během koncentrické fázi kliku (80 %MVC) a při excentrické fázi kliku (50 %MVC). Dále se tento autor zabýval aktivací m. serratus anterior při modifikacích kliku v pozici na kolenou, na loktech a proti zdi. Provedení speciální kliku, kdy při provedení dochází v konečné fázi k protrakci lopatek a vysazení z ramen, je vhodné tehdy, je-li ve velké aktivaci horní část m. trapezius a naopak v útlumu m. serratus anterior (Ludewig, 2004).

Jelikož se různé modifikace kliku používají v rehabilitaci, lze pozorovat i vývoj speciálních cvičebních pomůcek k provádění kliku. Existují různé stálky, při jejichž použití dochází k vyššímu rozsahu pohybu a protažení svalu, či speciální rehabilitační pomůcky pro posilování svalů lopatky. Přesto dochází k vyšší aktivaci svalů m. trapezius (střední část) 27 %MVC při běžném kliku oproti cviku na tomto speciálním zařízení 11,5 %MVC. Rozdíl mezi aktivací dolní části m. trapezius je 36 %MVC při normálním kliku a 16 %MVC na speciálním stroji. Aktivace m. serratus anterior je vysoká a u obou provedení téměř shodná (Tucker, 2008).



Obrázek 8 Různé modifikace kliku (Pavelka, 2009; Křištofič, 2009)

Někteří autoři zkoumají nejen aktivaci svalů při provádění kliku v různých šířích postavení dlaní, ale zároveň i při modifikacích, kdy jsou prsty vtaženy dovnitř (dochází

k vnitřní rotaci paží). Tento cvik se doporučuje z důvodu ochrany loketního kloubu proti hyperextenzi. (obr.8). Avšak ve výzkumu se nepotvrdilo toto postavení dlaní výhodnější vzhledem k posilování fixátorů lopatek. Svalová aktivita při tomto postavení je nejvyšší u klavikulární části svalu m. pectoralis major (Křištofič, 2009).

Dalším ze způsobů kliku jsou tricepsově kliky. Postavení dlaní je na šíři ramen a při flexi a extenzi loktů během provedení kliku nedochází k rotačním pohybům v ramenním kloubu (paže jsou po celou dobu cvičení blízko trupu). Při tomto provedení oproti normálnímu kliku dochází k nárůstu aktivity m. trapezius dolní části (Křištofič, 2009). Při provedení kliku v úzké formě, kdy jsou dlaně pod hrudníkem, dochází k vyšší aktivaci thorakohumerálních svalů z důvodu změny oporné báze a oporné plochy probanda při provádění cviku. Výjimku tvoří svaly m. serratus anterior a m. biceps brachii, které se více zapojují při provedení pohybu s tendencí k vnitřní rotaci v ramenním kloubu – široké postavení dlaní. Během provedení kliku pohyb začíná m. biceps brachii, m. triceps brachii vykazuje nejvyšší aktivaci a m. deltoideus pohyb zakončuje (Pavelka et al., 2010).

## 1.5 Expandér

K posilování nemusí sloužit pouze provádění kliku. Existuje i cvik opačný, při kterém nepřekonáváme odpor těla proti gravitaci, ale odpor expandéru zavěšeného za zády. Tento cvik se více podobá samotnému provedení úderu v karate, kdy jsou lokty během provedení v blízkosti trupu.

Pohyb horní končetiny nám umožňuje funkční kloubní spojení akromioklavikulární, sternoklavikulární a thorakoskopulární. Koordinace pohybů v těchto kloubech poskytuje ramenu dostatečný rozsah pohybu pro aktivity prováděné horní končetinou. Pozice humeru v ramenní jamce je klíčová pro správnou funkci glenohumerálního kloubu při pohybech horní končetinou (Decker, 1999).

Jeden ze svalů zodpovědný za udržení normální pozice ramene a jeho pohybu je m. serratus anterior. Při vyřazení svalu (porucha inervace) odstává lopatka křídlovitě od hrudní stěny (scapula alata) a pohyb horní končetiny je značně omezen (Dylevský, 2009).

S gumovým expandérem bylo provedeno několik výzkumů provádění cviků vhodných k posilování svalů lopatky – např. forward punch (úder s držení expandéru), kdy je cvičenec zády ke stěně, kolena lehce pokrčená, chodidla na šíři ramen. Expandér

je držen v loketním úhlu 90°. Dochází k extenzi lokte, dokud pozice ruky není ve výši ramene s lehce pokrčeným loktem. Toto ovšem není pohyb podobný úderu v karate. Při tomto cviku nedošlo k aktivaci m. serratus anterior nad minimální hranici MVC (20 %). Jako primární sval zde pracuje m. pectoralis major při současné malé amplitudě m. serratus anterior (Decker, 1999).

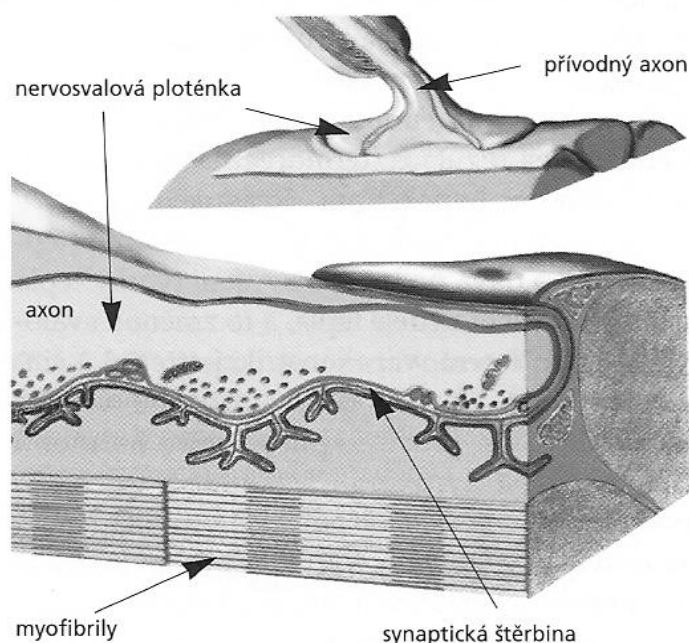
Dinn a Behm (2007) zkoumali, zda se tréninkem na expandéru (statickém a dynamickém) zvýší svalová aktivace, síla, doba trvání úderu v karate a reakční čas. Doba trvání úderu se snížila o 17,6 % po aplikaci posilování na dynamickém expandéru. Izometrická síla se nezměnila. Lze říci, že trénink s dynamickým expandérem je velice vhodný pro trénink úderů v bojových uměních z důvodu specifického pohybu, díky kterému lze dosáhnout vyšší rychlosti úderu (Dinn a Behm, 2009).

Ve sportovním karate se pro stimulaci dynamických schopností úderu využívá cvičení kliku. Trenéři běžně doporučují klik v různých modifikacích, převážně normální klik s vtočením prstů dovnitř z důvodu ochrany loketního kloubu. Klik je prováděn dynamicky pro navození modelové situace samotného úderu. Další variantou jsou tzv. tricepsová kliky, kdy jsou ramena ve výchozí poloze kolmo nad rukama, ruce na šíři ramen a lokty se pohybují po celou dobu provedení blízko trupu. Při tomto provedení je trajektorie lokte podobná provedení přímého úderu v karate, s výjimkou rotace paže ve směru vnitřní - vnější. Při tricepsovém kliku zajišťují kontakt s podložkou pěsti (ne dlaně jako u normálního kliku), především rozšířená proximální část basálního článku prstu ukazováčku a prostředníčku. Toto cvičení zároveň zpevňuje zápěstí a zvyšuje adaptaci úderové plochy na tvrdý náraz klouby.

Z důvodu absence vnitřní a vnější rotace zápěstí při provádění kliku se doporučuje cvičení s gumovým expandérem. Při tomto cvičení je expandér zajištěn za probandem (např. na žebřinách), je držen v pěsti a cvičenec provádí dynamický přímý úder. Překonávání odporu je při tomto cvičení jiné než u kliku z důvodu změny pevného bodu (punctum fixum) - při kliku před tělem, při cvičení s expandérem za tělem.

## 1.6 Akční potenciál a svalová kontrakce

K tomu, aby mohlo dojít ke svalové kontrakci je zapotřebí nervový vzruch, který ke svalovému vláknu doputuje po odstředivém eferentním motoneuronu (motorické nervové vlákno) z míchy. Jedno nervové vlákno vždy inervuje více svalových vláken stejného typu, které pak spolu utvářejí motorickou jednotku<sup>8</sup>. Terminální část axonu (těla) každého motoneuronu spolu se sarkolemou<sup>9</sup> vytvářejí motorickou (nervosvalovou) ploténku (obr.9).



Obrázek 9 Schéma motorické (nervosvalové) ploténky (Rosypal, 2003)

Podnětem pro vznik akčního potenciálu (AP) na sarkolemě je doputování nervového impulzu přicházejícího po vláknu motoneuronu na motorickou ploténku a následného uvolnění mediátoru ve formě acetylcholinu (ACH). Tím dojde k navázání ACH na receptory nikotinového typu v postsynaptické membráně a vzniku místního

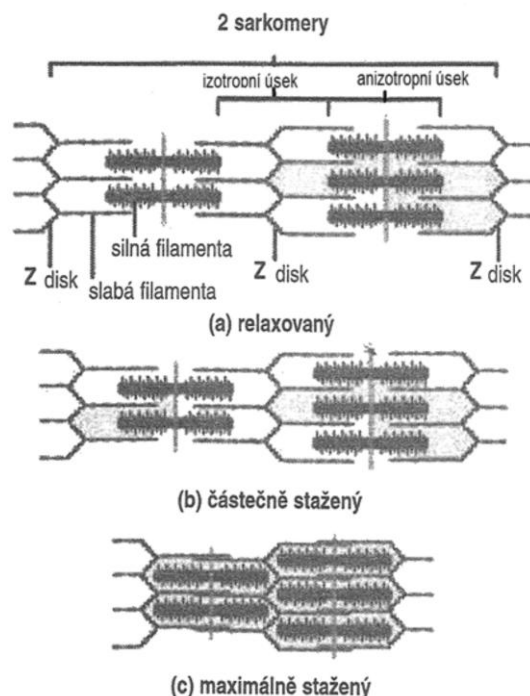
<sup>8</sup> Skupina svalových vláken, která je inervována jedním motorickým neuronem. Počet vláken v jednotce se velmi liší a závisí na jemnosti pohybu svalu. Nejmenší jednotky jsou zřejmě v okohybných svazech (kolem deseti), největší v zádočných svazech (až dva tisíce). Svalová vlákna jedné motorické jednotky jsou uspořádána difusně ve větší části svalu. To umožňuje, aby při určitém napětí svalu mohly pracovat jen některé jednotky a ostatní odpočívaly, přičemž se v aktivitě postupně střídají.

<sup>9</sup> Sarkolema je cytoplazmatická membrána na povrchu svalových vláken.



ploténkového potenciálu, který následně vyvolá AP na svalovém vlákně. AP proběhne po svalovém vlákně a tato excitace (podráždění) způsobí uvolnění vápenatých iontů ze sarkoplazmatického retikula, což iniciuje chemické děje kontraktálního procesu. Uvolněné vápenaté ionty do sarkoplazmy pak putují k jednotlivým myofilamentům. Jelikož je v dnešní době obecně přijímána teorie posuvu filament, při kontrakci tak dochází ke zkracování sarkomer, což vyvolá zasunutí filament do sebe (resp. kontraktálních bílkovin aktinu a myozinu) a tím je zkrácena i délka samotné myofibrily (Máček, Vávra, 1988).

Interakce mezi myozinovými hlavami a aktinovými filamenty je tedy vyvolána prostřednictvím vápenatých iontů, které se podle Bartůňkové (2006) váží s troponinem, vzniká kalcitroponinový komplex, zruší se vazba troponinu s tropomyozinem a vytváří se vazba aktinu a myozinu. Vazbou vznikají příčné můstky aktinomyozinu. Tato vazba je dána uvolněním volných aktivních míst na aktinu, po kterých se natahují hlavy myozinu. Zvyšuje se napětí a objevuje se tzv. izometrická kontrakce. Při anizometrické (isotonické) kontrakci se hlavy myozinu posouvají a tenká vlákna aktinu kloužou, přibližují se k centru sarkomery. K této činnosti je třeba dodání energie ve formě ATP (adenozintrifosfát) a je třeba i přítomnosti iontů hořčíku.



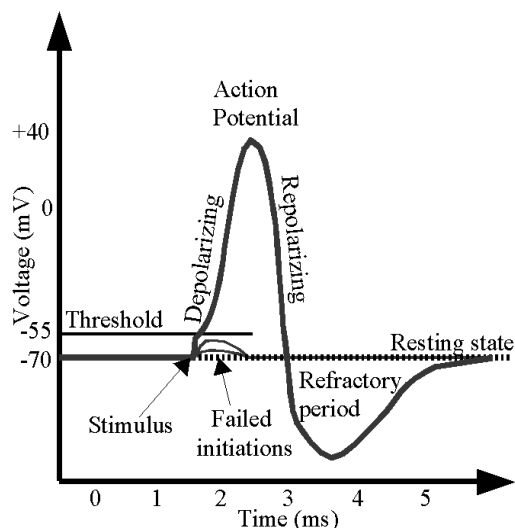
Obrázek 10 Fáze svalové kontrakce (Bartůňková, 2006)

Po skončení dráždění svalu se vápenaté kanály pro vápenaté ionty uzavírají a ty se pak aktivní pumpou (pomocí ATP) vrací ze sarkoplazmy nazpět do sarkoplazmatického retikula. Troponin – tropomyozinový komplex se vrací do výchozí pozice, při které je opět zablokována vazba myozinu na aktin. ADP (adenozindifosfát) je resyntetizován na ATP. Sarkomera se vrací do své původní délky (obr.10), sval se relaxuje (Bartůňková, 2006).

Ke kontrakci svalového vlákna dojde, má-li nervový impuls alespoň určitou prahovou hodnotu. Vyšší intenzita impulsu neznamena větší kontrakci, protože pro kontrakci platí pravidlo „vše nebo nic“. Jedná se o pravidlo, při kterém je zapotřebí vyliť dostatečného množství ACH závisující na frekvenci vzruchů v daném motoneuronu, díky kterému dojde k přivedení depolarizačního proudu k pozitivitě membránového potenciálu na hodnotu  $-55\text{mV}$  (prahová hodnota) a tím je vyvolán AP (obr.11), jak uvádí Schmidt (1993). Nemusí tomu tak být úplně vždy. Je-li do svalového vlákna přivedeno více podprahových impulsů, může vzniknout AP jejich sumací.

U povrchové EMG prochází AP přes přilehlé svalové tkáně, hlavně tuk a kůži, na jejímž povrchu jsou detekovány. EMG signál je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken.

Roste-li síla kontrakce, do určité hranice se zvyšuje frekvence výbojů pracujících motorických jednotek (MJ). Po dosažení maxima (asi za 0,1 s) vstupuje do činnosti další MJ (recruitment), která se chová obdobně. Takto se nabírají jednotlivé MJ jedna po druhé. Zesílení velmi slabé svalové kontrakce je uskutečňováno zejména vzrůstem vybíjecích frekvencí MJ, které jsou již v činnosti. Vzrůst volní kontrakce ze střední na maximální se uskutečňuje nasazením dalších, dosud nečinných, MJ. Rozdíly zjištěné při sledování časového a prostorového odstupňování síly kontrakce vznikají tím, že mechanogram je obvykle získáván z celého svalu, zatímco frekvence AP v EMG záznamu je získávána pouze z jednoho okrsku svalů.



Obrázek 11 Akční potenciál (Schmidt, 1993)

## 1.7 Elektromyografie

Svalové tkáně vedou elektrický potenciál stejně jako nervy a tomuto jevu říkáme akční potenciál. Povrchová elektromyografie je metoda záznamu tohoto akčního potenciálu.

Elektromyografie (dále EMG) je metoda měřící elektrickou aktivitu svalu. Patří mezi elektrofyziologické techniky, které napomáhají hodnocení funkčního stavu motorického systému. K vyšetření se používá přístroj zvaný elektromyograf.

Buněčná membrána excitabilních buněk je nejen nositelem elektrického náboje jako buňky ostatních tkání, ale má schopnost tento potenciál přechodně změnit. Tuto změnu elektrického potenciálu lze zaznamenat EMG přístrojem ať už v průběhu nervu nebo konečně ve svalu (Keller, 1999).

Rozlišuje se jehlová elektromyografie a povrchová elektromyografie. Přínos jehlové EMG je především v rozlišení inaktivity svalu při různých poruchách. Povrchová elektromyografie (SEMG) je v kineziologické analýze nezastupitelná, protože umožňuje sledovat aktivitu několika svalů současně a hodnotit jejich synergistické či antagonistické vztahy v měřené pohybové aktivitě. Povrchová elektromyografie je široce užívána ke studiu biomechanických a neurologických aspektů lidského pohybu (DeLuca, 1997).

### **1.7.1 Historie elektromyografie**

Francesco Redi zdokumentoval v roce 1666 vysoce specializované svalstvo elektrického úhoře, které dokáže generovat elektrický potenciál. V roce 1792 Luigi Galvani napsal publikaci, ve které popisuje dosažení svalové kontrakce pomocí elektrické aktivity. V roce 1849 Dubois-Raymond objevuje, že je možné tuto elektrickou aktivitu během volní svalové kontrakce zaznamenat. Na registraci této elektrické aktivity použil baňky s elektrolytem (Keller, 1999).

První záznam elektrické aktivity svalu provedl Marey v roce 1890, který zároveň představil pojem elektromyografie. V roce 1922 Gasser a Erlanger použili osciloskop k získávání elektrické aktivity svalu. Vzhledem k stochastické povaze EMG signálu bylo možné získání pouze hrubých informací na základě pozorování. Až teprve mezi lety 1930 až 1950 vědci začali široce používat pro studium akčního potenciálu lepší elektrody. Klinické využití EMG pro léčbu specifických poruch začalo až v 60. letech. První povrchová elektromyografická metoda byla použita v roce 1966 Hardym. V současné době je k dispozici několik komerčních zařízení určených ke snímání EMG. Během posledních 20 let došlo k lepšímu pochopení vlastností EMG záznamu ve výzkumu. Elektromyografie se dnes používá v mnoha laboratořích různých oborů – biomechanika, fyzioterapie, neurologie aj. (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006).

### **1.7.2 Technické vybavení**

Elektrická aktivita svalu do určité míry koresponduje s výstupní svalovou silou, vztah však není lineární a je ovlivněn řadou fyziologických, mechanických a elektrických změn (DeLuca, 1997). Motorická jednotka, která je tvořena různým počtem svalových vláken, představuje základní funkční jednotku svalové činnosti. V průběhu kontrakce svalu dochází k časoprostorové aktivaci motorických jednotek, jejichž elektrickou sumační odpověď registrujeme pomocí elektromyografie (Pánek et al., 2009.) K této registraci je třeba odpovídajícího technického vybavení.

Pro nezkreslený záznam elektrických signálů vznikajících při činnosti svalů je nutno použít zařízení, které je schopno zaznamenávat signály až do 10 kHz. Čím je menší plocha snímacích elektrod, tím je také větší vnitřní odpor zdroje, který představuje z hlediska snímání organismus. To potom vytváří určité požadavky na vstupní odpor přístroje, který je pro snímání takového signálu použit (Kadeřábek, 2008).

## ***Amplifikace EMG signálu***

Zesilovač slouží k zesílení měřeného signálu. Moderní přístroje umožňují zesílení signálu s minimálním náborem šumu (elektrický signál, který není součástí požadovaného EMG signálu) v rozsahu 0,5  $\mu\text{V}$  až 10 mV na dílek. Cílem je maximalizovat poměr odstupe signálu od šumu. Nejdůležitějším mezníkem ve vývoji bylo představení bipolární techniky záznamu. Bipolární zapojení elektrod se používá s diferenčním zesilovačem, který zesiluje rozdíl dvou vstupních signálů. Výhodou bipolárního zapojení s diferenčním zesílením umožňuje záznam v celé šíři pásma při zvýšení prostorového rozlišení (velikost oblasti záznamu). S diferenčními zesilovači je tedy možné zaznamenávat celou šíři EMG signálu. Typická frekvence je 10 Hz až 20 Hz (horní propust) a mezi 500 Hz až 1000 Hz (dolní propust). Horní propust je důležitá, protože pohybové artefakty jsou tvořeny nízkými frekvencemi (menší než 10 Hz). Dolní propust je vhodná k odstranění vysokých frekvencí, aby se zabránilo aliasingu<sup>10</sup>. Toto zapojení má za následek zvýšení odstupe signálu od šumu (Day, 2002).

Odstup signálu a šumu (signal-to-noise ratio, S/N) udává poměr (rozdíl) mezi úrovní standardního signálu a úrovní zbytkového šumu zesilovače. Čím je S/N větší, tím je signál čistější. Pokud je signál malé amplitudy a ztrácí se v biologickém šumu, je třeba zprůměrnit více opakovaných přeběhů. Tím se zvýší čistota záznamu –lepší se poměr signálu od šumu (Keller, 1999).

Zdroje nežádoucího šumu jsou:

1. Okolní šum – je generován elektromagnetickým zařízením. Každé elektrické zařízení napojené na elektrickou síť vydává elektrický šum. Tento šum má velký rozsah frekvence, nicméně dominantní frekvencí je 50 Hz nebo 60 Hz odpovídající frekvenci elektrické sítě. Dále je tu možný vliv elektromagnetického záření na Zemi, jehož amplituda může být až třikrát vyšší než amplituda EMG (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006).
2. Převodní (snímací) šum – je generován na spojení elektrody a kůže. Elektrody slouží k převedení iontového napětí generovaného svaly na elektrické napětí. Mohou vznikat pohybové artefakty mezi kabelem a elektrodou.

---

<sup>10</sup> Aliasing - falšování přesně vystihuje jev, ke kterému dojde při nedodržení podmínky Nyquistova teorému. Původní frekvence spojité informace je totiž vzorkováním zcela zfalšována. Známou ukázkou aliasingu je například filmový záznam nějakého rychle se otáčejícího předmětu (například vrtule letadla) (Aliasing, Wikipedia, 2011).

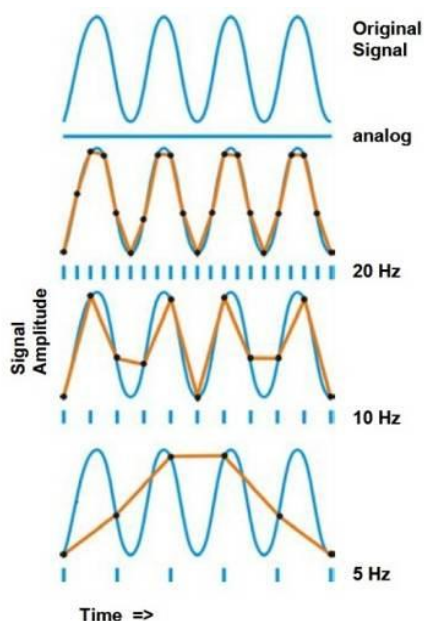
Doporučené je umístění předzesilovače do kabelů od elektrod ještě před tím, než signál vstoupí do zesilovače a znečistí se artefakty, které mohou nastat při cestě signálu kabelem (Konrad, 2005)

Důležitá je rovněž vstupní impedance přístroje, kdy je měřen potencionální rozdíl neboli napětí zaznamenávaného signálu. Odpor mezi kožní elektrodou a tkání může být až několik desítek k $\Omega$ . Pokud by byl vstupní odpor stejný, jako je odpor každé elektrody, bylo by naměřené napětí pouze třetinou původní hodnoty a docházelo by tak k velkému zkreslení snímaného signálu. Tento odpor se může měnit na základě pocení, vysychání gelu, změnou teploty, prokrvení atd. Z tohoto důvodu je nutné, aby měl zesilovač alespoň nejméně tisícinásobně vyšší vstupní impedanci, než jsou předpokládané odpory v měřicím obvodu (Keller, 1999). Konrad (2005) doporučuje vstupní impedanci 10x větší než je odpor na elektrodách (nejlépe mezi 1 M $\Omega$  až 10 M $\Omega$ ). Čím větší bude vyváženější impedance elektrody a kůže, tím nižší bude signál a tím vyšší odstup signálu od šumu. Je důležité, aby odpor byl po dobu pohybu stejný (Day, 2002).

### ***Převod EMG signálu***

A/D převodník je součástka určená pro převod spojitého (analogového) signálu na signál diskrétní (digitální). Důvodem převodu je umožněné zpracování na počítačích. S popularizací počítačů je dnes mnohem snazší digitalizovat data než kdykoliv před tím. Data mohou být velice rychle vyvolána k nahlížení, a existuje velká škála matematických metod, které mohou být použity k redukci šumu, ke kompenzaci přístrojových artefaktů, k statistickým testům, optimalizaci měřených strategií a k dekompozici komplexního signálu na jednotlivé komponenty (Windhorst, Johansson, 1999).

Vzorkovací frekvence se doporučuje 1000 vzorků za vteřinu nebo vyšší. Platí zde Nyquistův teorém, který udává vhodnou velikost vzorkovací frekvence dvojnásobnou maximální frekvenci obsažené v signálu (Pánek et al., 2009). Konrad (2005) rovněž udává vzorkovací frekvenci 1000 Hz - 1500 Hz. V případě použití nižší vzorkovací frekvence může dojít k aliasingu, kdy rekonstruovaný signál je výrazně odlišný od původního vzorkovaného signálu (obr.12).



Obrázek 12 Efekt vzorkovací frekvence - nízké frekvence způsobují ztrátu dat (Konrad, 2005)

### ***Elektrody***

Slouží ke snímání elektrických impulsů, respektive pro jejich přenos. Vpichové elektrody se používají při invazivní metodě EMG, kdy je nutné snímat signál z určitých svalových vláken. Jehlová elektromyografie měří vzruchy na menších svalových oblastech – motorických jednotkách.

Plošné elektrody mohou být použity pouze k měření svalů těsně pod povrchem kůže. Snímají pouze elektrický signál z širokého okolí elektrody. Jedná se o neinvazivní metodu elektromyografie (Winhorst, Johansson, 1999). Existují dva typy povrchových elektrod:

- Suché elektrody, které jsou v přímém styku s kůží. Používají se v situacích, kdy jejich velikost a geometrie neumožňuje aplikaci vodivého gelu. Většinou bývají vyrobeny z ušlechtilých kovů, především stříbra. Vzniká velký odpor mezi elektrodou a kůží – nutnost použití předzesilovače.
- Gelové elektrody obsahují elektrolytický gel. Dochází k oxidativně-redukčním reakcím v místě kontaktu kovového povrchu elektrody a elektrolytu. Nejčastěji jsou vyrobeny z Ag – AgCl, protože při použití těchto prvků zůstává nízká hladina nežádoucího šumu (Day, 2002).

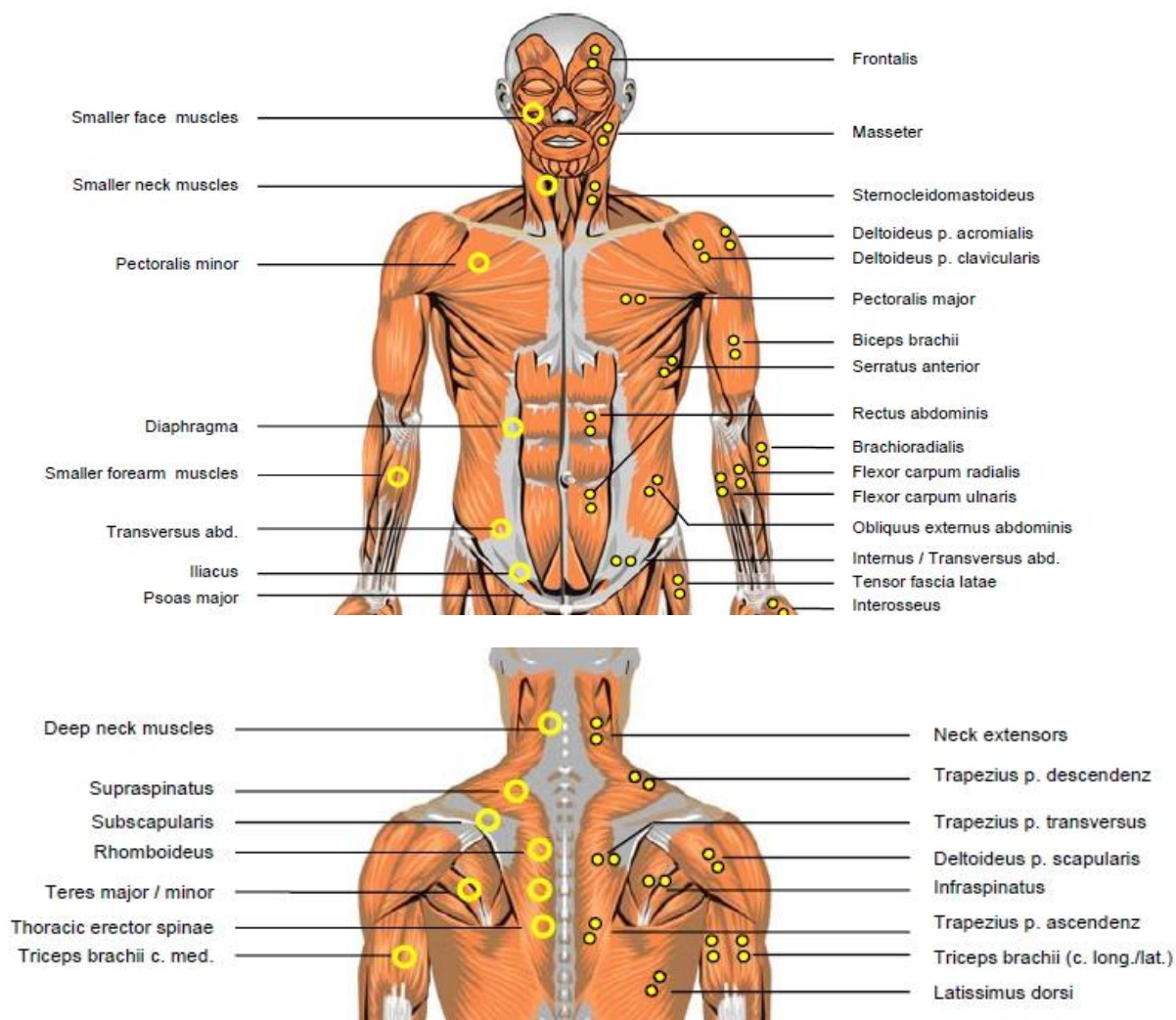
SENIAM<sup>11</sup> doporučuje pro zkvalitnění záznamu z bipolárních elektrod zaměřením se na následující (obr. 13):

- Tvar elektrody je definován jako tvar vodivé plochy elektrody. Existují velké množství tvarů, avšak pro výzkum se doporučuje použít stejně velkou plochu pod každou elektrodou z důvodu velké vstupní impedance a eliminace poruch signálu.
- Velikost vodivé plochy elektrody se doporučuje dostatečně velká (10 mm), aby zaznamenala dostatečný počet motorických jednotek, přitom dostatečně malá, aby zabránila zbytečným přeslechům (crosstalk) od vedlejších svalů.
- Vzdálenost elektrod je definována vzdáleností středů elektrod od sebe. Doporučená vzdálenost je 10 mm - 20 mm (Windhorst, Johansson, 1999) Při použití bipolárních elektrod na malých svalech by vzdálenost neměla přesáhnout čtvrtinu délky svalu.
- Materiál musí realizovat dobrý kontakt s kůží, avšak nízký odpor a stálost v čase. Elektrolytický gel a pasta redukuje velikost kožního odporu. Doporučují se materiály z Ag a AgCl.
- Konstrukce elektrody. Elektrody by měly být z lehkého materiálu a jejich kabely fixovány elastickou páskou (z důvodu potlačení pohybových artefaktů). Při rychlých dynamických pohybech je důležité fixovat vzdálenost elektrod páskou, aby zůstala stejná (jinak se změní velikost amplitudy, tvar a šíře akčních potenciálů na výsledné EMG křivce).
- Instalace elektrod je definována jako pozice dvou bipolárních míst překrývající sval ve vztahu k linii dvou anatomických bodů. Cílem je najít nejlepší lokaci, ve které lze zaznamenat kvalitní EMG signál (Day, 2002). Elektrody by měly být orientovány ve směru svalových vláken. Pokud bude nalepena příčně, může být výsledná amplituda až o 50% nižší (Windhorst, Johansson, 1999).

---

<sup>11</sup> SENIAM (Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles) je organizovaný projekt zabývající se aplikací a výzkumem povrchové elektromyografie v Evropě, slouží ke shromažďování výsledků a klinických analýz. Zaměřuje se na EMG sensory a jejich instalaci, zpracování a vyhodnocení signálu. Jedná se o spojení šestnácti evropských výzkumných skupin zabývajících se povrchovou elektromyografií (Stageman, Hermens, 1997).





Obrázek 13 Doporučené umístění elektrod dle SENIAM. Levá část – jehlové elektrody, pravá část – povrchové elektrody (Konrad, 2005)

### 1.7.3 Faktory ovlivňující EMG signál

Nezanedbatelným problémem při povrchové EMG 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).

Během detekce a záznamu EMG signálu existují dva hlavní problémy, které ovlivňují kvalitu signálu: odstup signálu od šumu (viz výše) a zkreslení signálu (odchýlení při jeho přenosu od tvaru, jenž měl před přenosem). DeLuca (1997) uvádí následující faktory:

1. Kauzální faktory – mají přímý vliv na signál.

- Vnější - jsou dány strukturou elektrody a jejím umístěním. Patří sem oblast detekce signálu, tvar elektrod, vzdálenost mezi elektrodami, umístění elektrod s ohledem na sval atd.
  - Vnitřní - fyziologické, anatomické, biochemické vlastnosti svalu: počet motorických jednotek, typ svalového vlákna, změna pH a krevního oběhu ve svalu během kontrakce, hloubka a umístění vláken, průměr vlákna a množství tkáně mezi povrchem svalu a elektrodou.
2. Přechodové faktory - fyzikální a fyziologické jevy ovlivněny jedním nebo více kauzálních faktorů. Příčinou může být pásmová filtrace (band - pass filtr), superpozice akčních potenciálů v detekovaném EMG signálu, rychlost vedení akčního potenciálu, dokonce i crosstalk (nábor elektrické aktivity svalu ležících blízko měřeného svalu).
  3. Deterministické faktory – jsou ovlivněny přechodovými faktory. Počet motorických jednotek, rychlost nástupu motorických jednotek, mechanická interakce mezi svalovými vlákny, amplituda, trvání a tvar akčního potenciálu (DeLuca, 1997; Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006).

Ke zkvalitnění náboru EMG signálu je nutné zajistit, aby odstup signálu od šumu obsahoval co největší množství informací z EMG jak je to možné a minimum znečištění signálu nežádoucím šumem. Zkreslení EMG signálu by mělo být minimální bez zbytečných filtrací, které zkreslují amplitudy signálu (doporučuje se full - wave rektifikace, která obsahuje všechna data signálu před úpravou)(Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006).

Konrad (2005) uvádí jako ovlivňující faktory především vlastnosti lidské tkáně (vodivost těla se liší dle druhu tkáně, tloušťky, teploty atd.). Dále potom fyziologické přeslechy - crosstalk (nepřesahují 10 - 15% celkového signálu), mezi které patří i záznam EKG (především při lokalizaci elektrod na horní polovině těla) a změny v geometrii mezi svalovým bříškem a umístěním elektrody (zvláště u dynamického pohybu).

Těmto artefaktům lze předejít při dodržení zásadních rad zaměřujících se na volbě vhodné velikosti elektrody, oblasti k měření a odpovídající vzdálenosti mezi elektrodami. Dále je nutné správně připravit kůži k aplikaci elektrody: odchlupit a očistit kůži např. alkoholem (odumřelé zbytky, mastnota a chlupy zvyšují kožní odpor) (Hermens, Freriks, 1997).

Měření povrchové EMG je závislé na několika faktorech (Day, 2002):

- načasování a intenzita svalové kontrakce
- vzdálenost elektrod od aktivní svalové oblasti
- vlastnosti podkožní tkáně (tloušťka kůže a tukové vrstvy)
- vlastnosti elektrod a zesilovače
- kvalita kontaktu mezi elektrodou a povrchem

Ve většině případů jsou vyžadovány informace o časování a intenzitě svalové kontrakce. Ostatní faktory pouze zhoršují EMG záznam a dělají interpretaci výsledků složitější. Existují metody, které snižují dopad těchto faktorů na vlastnosti EMG signálu. Např. použití stejných elektrod a zesilovače (stejně parametry signálu), nebo zajištění kvality kontaktu elektrody a povrchu.

Existují i další metody normalizující EMG signál a jeho redukci variability jak intraindividuálně tak interindividuálně. Řada autorů odkazuje na postupy doporučené organizací SENIAM (Solnik et al., 2010; Day, 2002; Stegeman, Hermens, 1997; Windhorst, Johansson, 1999).

#### **1.7.4 Analýza EMG Signálu**

Signál je získán pomocí elektrody a zesílen zesilovačem. Před uložením by měl být signál zpracován z důvodu eliminace nízkých kmitočtů, vysokých frekvencí šumu a dalších možných artefaktů. Signál je často rektifikován a průměrován z důvodu identifikace amplitudy signálu, která bývá předmětem analýzy (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006).

##### ***Analýza signálu v časové oblasti***

Analýza signálu v časové oblasti se dá popsat jako funkce vyjadřující závislost okamžité výchylky signálu na čase. Tato analýza zahrnuje časové průběhy signálu a jejich modifikace, jako je rektifikace, nebo obálky signálu. Při analýze diskrétních signálů je nejjednodušší cestou právě analýza časových průběhů. Časový průběh je zaznamenávání okamžitých výchylek signálu, kdy každému vzorku je přiřazeno pořadové číslo. Vzájemná vzdálenost jednotlivých vzorků je dána vzorkovací periodou. Právě vzorkovací perioda je potom zásadní při obnově časového měřítka signálu. Z časového průběhu pak lze usuzovat na tvar, případně na jiné vlastnosti signálu (Kadeřábek, 2008).

**Raw signál** – hrubý, nezpracovaný signál. Každý běžný EMG software umožňuje hrubý signál zpracovávat následujícími metodami (Windhorst, Johansson. 1999):

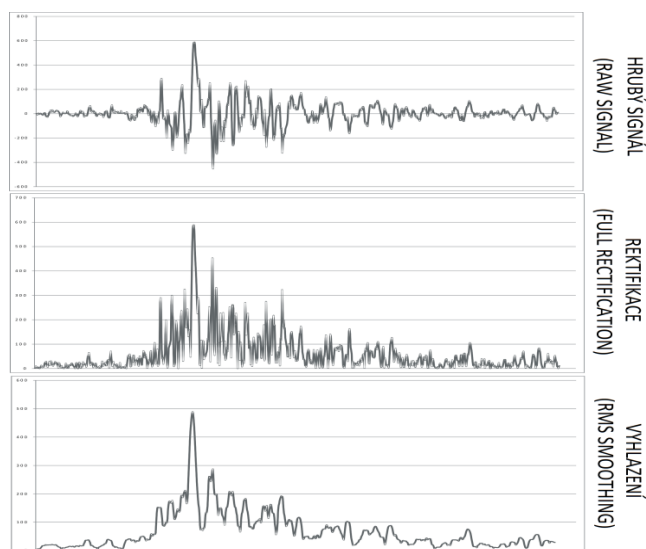
**Rektifikace** (usměrnění) – je matematická úprava bipolárního signálu. Může být poloviční (half-wave), která spočívá v odstranění záporných hodnot, nebo úplná (full-wave), která převádí záporné hodnoty na kladné (obr.14). Tato metoda se provádí například jako součást algoritmu pro výpočet obálky signálu, nebo při programování detekčního algoritmu, u něhož jsou nežádoucí záporné hodnoty.

**Smoothing** (vyhlazení) – zprůměrování hodnot amplitudy v časovém okně o velikosti 10 – 250 ms. Velikost okna závisí na potřebách a zkušenostech experimentátora.

**Averaged Rectified Value (ARV)** – rektifikovaný signál se stále náhodně mění. Až po zprůměrnění (smoothing nebo lowpass filtraci) může být kolísání signálu potlačeno. AVR je integrál neboli plocha mezi rektifikovaným signálem a časovou osou během časového intervalu  $T$  děleno  $T$ . Slouží jako „odhad chování amplitudy“ (Konrad, 2005)

**Integrated EMG (iEMG)** - je vypočítáno během předdefinovaného časového okna  $T$ . Je to jen podmnožina ARV, kdy je pouze odstraněno dělení  $T$ . Hodnoty jsou stále pozitivní a nejsou normalizované vzhledem k času. Hodnota iEMG roste s rostoucím časovým oknem. Signál je integrován (ne filtrován) časovým intervalem  $T$ . Je to výpočet plochy pod křivkou (jednotka je Vs).

**RMS** – ukazuje sílu signálu a tím nám dává více informací než metody uvedené výše (DeLuca, 1997). Tuto metodu doporučuje většina autorů. Je to plocha mezi umocněným signálem a časovou osou vypočítána během časového intervalu  $T$  vydělená  $T$  (jednotka je V). Tato metoda je vhodná při analýze pohybů trvajících 20 ms – 500 ms (čím vyšší časové okno, tím vyšší riziko fázového posunu se strmým nárůstem signálu) (Konrad, 2005).



Obrázek 14 Metody zpracování hrubého signálu

### ***Analýza signálu ve frekvenční oblasti***

Každý signál může být popsán v časové nebo ve frekvenční oblasti. Buď se jedná o funkci vyjadřující závislost okamžité výchylky na čase, nebo o funkci vyjadřující závislost amplitudy a fáze jednotlivých komponent na frekvenci. Přechod mezi vyjádřením z časové do frekvenční oblasti zajišťují takzvané transformace (předpisy převádějící funkci na jinou funkci). Jednou z transformací, která převádí funkci mezi časovou a frekvenční oblastí je **Fourierova transformace**. Časová funkce je nazývána originál, frekvenční funkce je označena jako obraz. Pokud je diskretní signál zpracován, jsou funkce nahrazeny posloupnostmi a je zavedena takzvaná diskretní Fourierova transformace. Obraz signálu tedy poskytuje informaci o tom, jaké frekvence jsou v signálu obsaženy, což je velmi výhodné zejména tehdy, když chceme signál syntetizovat, filtrovat, nebo jinak zpracovávat a analyzovat (Kadeřábek, 2008).

Pánek a kol. (2009) uvádějí, že každý periodický signál lze interpretovat váženým součtem základních sinusovek a kosinusovek o příslušné amplitudě a frekvenci. Zanesení do grafu lze získat frekvenční spektrum – závislost amplitudy sinusovek na frekvenci. Získané frekvenční spektrum ukazuje na frekvenci a intenzitu signálu. Jedná se o dekompozici signálu na příslušnou sinusoidu. Pro správné vyhodnocení frekvenčního spektra za použití FFT je potřebná délka intervalu vyšetřovaného úseku minimálně 5 – 10 vteřin.

### ***Normalizace dat***

Porovnává-li se amplituda proměnných mezi jednotlivými měřeními, je nutná normalizace, tzn. Převod EMG na nějakou škálu, která je charakteristická pro všechna měření.

Normalizace časové osy slouží ke snížení interindividuální variability pohybu během měření. Díky převedení časové osy na procenta pracovního cyklu lze porovnávat sledovanou aktivitu i mezi jedinci, kteří vykonávají pohyb s různým časovým trváním (Hug, 2011). Normalizace časové osy je vhodná pro porovnávání cyklických pohybů. Při rychlých dynamických pohybech nepřevádíme na procenta pracovního cyklu, protože by tato normalizace zničila důležité časové charakteristiky (trvajících v řádu milisekund). Pro dynamické pohyby se doporučuje zvolit nějaký klíčový moment v pohybu (např. dotek se zemí při seskoku, nebo změna úhlu rotace) a čas se průměruje před a po tomto klíčovém momentu. Tato úprava vzájemně dovoluje hodnotit EMG s dalšími sensory, jako je například akcelerometr či goniometr (Konrad, 2005).

Amplituda EMG není vhodná k interindividuálnímu porovnávání, nebo ke sledování dlouhých časových úseků. Aby bylo možno porovnávat stupně svalové aktivace mezi jednotlivými subjekty či mezi svaly, je nutné převést hodnoty mV na nějaké hodnoty s fyziologickou relevantností k maximální inervační kapacitě. Aby se odstranil interindividuální vliv, Konrad (2005) doporučuje převést jednotky mV na procenta. Většina autorů doporučuje využít vztahu k submaximální nebo maximální volní kontrakci.

### ***Normalizace amplitudy pomocí maximální volní kontrakce (MVC)***

Normalizací amplitudy EMG signálu lze částečně eliminovat faktory ovlivňující jeho vztah k produkované síle u elektrod, které se mezi kontrakcemi nepohybují. Je nutné pro každý sval detekovat EMG při jeho maximální izometrické kontrakci při totožném umístění elektrod jako při detekci EMG ze zkoumaného pohybu, a i stejným způsobem jej zpracovat a vyhladit amplitudu.

Pro vyšetření maximální izometrické síly je důležité držet v mezích kloub ovlivňující omezení, které brání plné možné extenzi a musí být umožněno vyvolání maximální izometrické kontrakce proti statickému odporu. Voss a spol. (1985) definují maximální odpor při izometrické kontrakci jako největší odpor, který může být aplikován, aniž by došlo k přerušení pacientova držení. Každý sval se po důkladném

zahřátí a rozcvičení měří zvlášť. Je vhodné provést cvik třikrát s kontrakcí kratší než 5 s. Mezi kontrakcemi by měl být odpočinek minimálně 2 minuty pro zotavení. Pro vyhlazení a filtrování signálu, lze použít posuvné okno s délkou 1 s (tím získáme téměř monotónní vztah mezi silou a EMG signálem). Poté lze zaznamenat nejvyšší možnou maximální volní kontrakci (Konrad, 2005; DeLuca, 1997). Nevýhodou této normalizace je délka měření (při 16 svalech i přes hodinu).

Literatura uvádí pro měření MVC polohu na zádech, avšak při měření zádových svalů by mohlo dojít ke vzniku artefaktů v signálu z důvodu překrytím elektrod. Existují další faktory ovlivňující měření MVC - zručnost terapeuta, tlak kterým působí, vztahy mezi nastavením segmentů horní končetiny, svalové komponenty odporu, efekt gravitace atd. Voss a spol. (1985) uvádí, že velmi záleží na zručnosti fyzioterapeuta, na jeho schopnosti vnímat možnosti probanda a klást mu ideální odpor. Literatura uvádí hodnoty vyšší než 100 %MVC zkoumaného pohybu, což Hug (2011) považuje za chybu při kladení odporu, nicméně k tomuto fenoménu může dojít při práci velkých svalových skupin např. vastus lateralis během cyklistického šlapání. Basmajian a DeLuca (1985) doporučují se zaměřit na trénovanost probanda a na úhel v segmentu při měření MVC.

Svalovou aktivaci lze procentuálně vztahovat k MVC. Lze tím získat informace, na jakém stupni svaly pracují, případně jak sval pracuje ergonomicky. Řada autorů uvádí hodnotu pod 20 %MVC za nedostatečnou svalovou aktivaci (Hug, Dorel, 2009). Hodnota nad 20 %MVC příslušného svalu je dostačující k zajištění funkční kapacity motorických jednotek daného svalu (Benešová et al., 2011). Decker (1999) uvádí do 20 %MVC minimální aktivaci, 21-50 %MVC střední aktivaci a nad 50 %MVC výraznou aktivaci svalu. Při normalizaci amplitudy bereme hodnoty pod 80 %MVC. Nad tento práh nejsou síla a EMG stabilní a neposkytují vhodný referenční bod (DeLuca, 1997).

Někteří pohybově omezení pacienti nedokáží aktuálně vyvolat MVC, tím pádem tato normalizace není validní a data neposkytují přesné údaje. V tomto případě se doporučuje zůstat u jednotek mV a před analýzou zajistit přesnou aplikaci elektrod a redukci artefaktů (Konrad, 2005)

Ke vztahu EMG a síly je nutné ještě podotknout, že tento vztah není lineární. Amplituda EMG signálu obecně roste v závislosti na síle nebo kontrakční rychlosti svalu, tato závislost poskytuje jen kvalitativní údaj o vztahu mezi proměnnými. Nedá se

mluvit o svalové síle při používání EMG. Amplituda signálu od síly se liší díky vnitřním anatomickým a fyziologickým faktorům (DeLuca, 1997):

- Objem elektrody je menší než objem svalu, tudíž počet detekovaných MUAP je menší než jejich aktivní počet ve svalu. Při zapojení dalších motorických jednotek se síla svalu zvýší, avšak amplituda signálu zůstává stejná. Tento jev závisí na aktivaci motorických jednotek v blízkosti elektrody (když je naopak blízko, projeví se to na grafu nikoliv na síle).
- Když výstup svalové síly vzrůstá přes hladinu nově zapojených motorických jednotek, rychlost zapojování nabraných motorických jednotek bude vzrůstat, ale přínos síly od motorických jednotek nebude nasycen. Každý MUAP bude pokračovat v poskytování energie EMG signálu, zatímco příspěvek síly se blíží konstantní hodnotě. Tento nelineární vztah způsobuje, že amplituda EMG signálu vzrůstá více než výstup (výkon) síly.

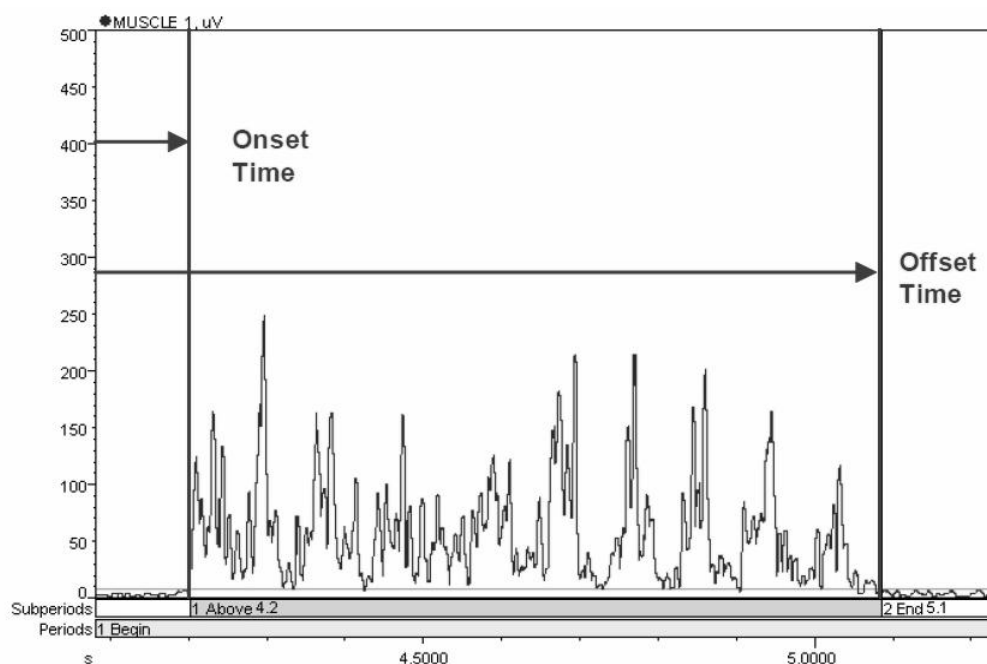
### ***Timing svalů***

Zpoždění mezi EMG signálem a silou je různé a závisí na mnoha faktorech: 1) kompozice svalových vláken, 2) rychlost náborů motorických jednotek, 3) elastické vlastnosti svalu a šlach. Relativně aerobnější, pomalejší a pomalu unavující se vlákna mají pomalejší nástup síly, než vlákna více glykolytická, rychlejší a unavitelnější. Lze uvažovat, že svaly obsahující více rychlých vláken budou mít kratší zpoždění mezi EMG signálem a produkovanou silou. Toto zpoždění se pohybuje kolem několika stovek milisekund (DeLuca, 1997).

Toto zpoždění může být také důsledkem rychlosti vedení vzruchu ve svalu ( $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) a umístění elektrody (DeLuca, 1997; Mesin, Merletti, Rainoldi, 2009; Hug, 2011). Takže při vzdálenosti elektrody 4 cm od zóny inervace nastane zpoždění 10 ms – to lze zohlednit při interindividuálním porovnávání (Hug, 2011). Dále k tomu přispívá únava svalu, při které se rovněž snižuje rychlost vedení vzruchu.

Jakýkoliv pokus o přesný odhad času, kdy sval začíná a končí svou aktivaci, naráží na obtíže, které nemohou být plně vyřešeny současnými znalostmi a vyžadují další studie. Hlavním klíčem při zkoumání pohybu je zaměření se na koordinaci svalů na prováděném pohybu. Svalová koordinace je definován jako distribuce svalové aktivace nebo síly mezi jednotlivými svaly za účelem produkce dané kombinace pohybů v kloubech (Hug, 2011).





Obrázek 15 Nástup aktivace a deaktivace svalu při překročení zvoleného prahu (Konrad, 2005)

Při posuzování aktivace svalu je důležité, aby byl signál odfiltrován a rektifikován. Jedna z možností stanovení začátku svalové aktivace je hodnota dvou směrodatných odchylek od střední hodnoty signálu. Pokud signál přesáhne tuto hodnotu kladně, nebo záporně po určitou dobu (běžně se používá 20 ms), lze mluvit o **aktivaci či deaktivaci** svalu (DeLuca, 1997) (obr.15).

Hug a Dorel (2009) doporučují více užívanou metodu, která rovněž stanovuje určitý aktivační práh (threshold). Tento práh má hodnotu 1,2 nebo dokonce 3 směrodatné odchylky od klidového signálu, kdy sval nepracuje. Dnešní přístroje mají velký odstup signálu od šumu, proto po úpravě signálu jednotlivé vrcholy přesáhnou tento práh. Doporučuje se vhodně stanovit minimální čas aktivace nad tímto prahem (Konrad, 2005)

Podobného výsledku lze dosáhnout pomocí hodnoty prahu 15-25% maximální amplitudy signálu. Identifikace aktivace může být sporná a je silně závislá na zvolení prahu. Někteří autoři vizuálně zvyšují tento práh v případech, kdy je považován za nevhodně zvolený (Hug, 2011).

Pokud sledujeme stejný sval při dvou různých cvičení a křivky se vzájemně podobají (cyklické pohyby), lze využít kroskorelaci křivek ke zjištění časového posunu, který je teoreticky stejný jako čas aktivace či deaktivace svalu (Hug, 2009, 2011).

Kroskorelacemi mezi svaly a posouzení jejich antagonistických a synergických vztahů se zabývali autoři DeLuca a Erim (2001). Autokorelacemi jednoho signálu se zabýval Derrick (1994).

### 1.7.5 Elektromyografie a kinematika

Kineziologie a SEMG nám umožňuje studium svalové aktivity a její využití k biomechanické analýze pohybu, analýze chůze, studiu svalové únavy, sportovnímu výkon a aplikaci v medicíně (Massó, 2010).

Dovoluje nám:

- stanovit v každém okamžiku, který sval je aktivní a který není
- stanovit stupeň aktivity během činnosti svalu
- stanovit jaký je vztah nebo interakce svalu se svaly ostatními během pohybu (mezisvalová koordinace)

K identifikaci klíčových momentů aktivace různých svalů zapojených během specifického pohybu nám pomůže synchronizace SEMG s jinými zařízeními, které nám poskytnou kinematická data o rychlosti, pozici kloubu či akceleraci (kamera, goniometr, akcelerometr).

Analýza pohybu běžně zahrnuje kinematickou studii (stanovuje pozici, rychlost, akceleraci, přímou i úhlovou) a kinetickou studii (stanovuje vnitřní a vnější síly vztahující se na pohyb). Tyto metody bývají často synchronizovány s elektromyografickou metodou, pomocí které lze získat informace:

- jak dlouho je sval aktivován, začátek a konec aktivace ve vztahu k pozici kloubu
- stupeň svalové aktivity, která zároveň odráží úroveň svalové námahy

Dalším fenoménem, který lze pomocí EMG pozorovat, je koaktivace (simultánní existence aktivity agonistických a antagonistických svalů), která je důležitá při hodnocení kvality pohybu. Významné změny v koaktivaci se vztahují k situacím nezralosti nervosvalového systému, zejména u pacientů s Downovým syndromem (Massó, 2010).

Kinematika pracuje s veličinami **dráha** (změna polohy), **rychlost** a **zrychlení**. Pohyb je pojem relativní, vždy je nutno zvolit soustavu souřadnou, vzhledem k níž pohyb uvažujeme.

**Rychlost** = změna dráhy v čase ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), její velikost lze zjistit z grafu závislosti dráhy na čase,

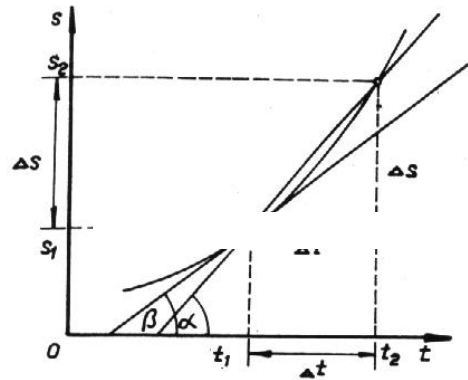
Průměrná rychlost je definována jako:

$$v = \frac{\Delta s}{\Delta t} = \frac{s_2 - s_1}{t_2 - t_1} = \text{tg}(\alpha),$$

kde  $\alpha$  je úhel sečny.

Velikost okamžité rychlosti je definována jako první derivace dráhy podle času:

$$v = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta s}{\Delta t} = \lim_{t_2 \rightarrow t_1} \frac{s_2 - s_1}{t_2 - t_1} = \frac{ds}{dt} = \text{tg}(\beta),$$



Obrázek 16 Graf závislosti dráhy na čase  $s(t)$

v grafu  $s(t)$  (obr.16) jí odpovídá limita tečny.

**Zrychlení** je definováno jako změna rychlosti v čase ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ ), jeho velikost lze zjistit z grafu závislosti rychlosti na čase a pro výpočty velikostí okamžitých i průměrných hodnot platí analogické vztahy jako u rychlosti, tj. okamžitá hodnota je dána tangentou tečny v daném bodě, průměrná hodnota tangentou sečny (platí obr.16, pouze na ose závisle proměnných bude rychlost a nikoliv dráha).

Velikost okamžité hodnoty zrychlení je tedy definována jako 1. derivace rychlosti podle času neboli 2. derivace dráhy podle času a je dána vzorcem:

$$a = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{dv}{dt} = \frac{d^2 s}{dt^2} = v'(t) = s''(t)$$

Není-li pohyb přímočarý, je nutno uvažovat tyto druhy zrychlení:

- dostředivé (normálové)
- tečné (tangenciální)
- úhlové zrychlení

Výsledné zrychlení obecného křivočarého pohybu je dáno vektorovým součtem normálové a tečné složky (Kompendium - patobiomechanika a patokinesiologie, 2011)

### Akcelerometr

Akcelerometry se staly v posledních letech atraktivní pro svůj konstrukční vývoj a miniaturizaci. Primární veličinou, kterou akcelerometry snímají je zrychlení. Akcelerometry jsou schopny měřit zrychlení jak dynamické (síla působící na snímač v

pohybu), tak gravitační (působení gravitace). Rozdělují se podle toho, kolik mají citlivých os – jednoosé, dvouosé i tříosé (Lachnit, 2007).

Akcelerometry měřící gravitační zrychlení jsou závislé na své orientaci. Pokud jsou aktivním elementem orientované kolmo k působení gravitace, registrují vliv gravitace na měřící plochu, tím pádem akcelerometr registruje 1 G nebo  $9,81 \text{ m.s}^{-2}$ . Pokud je akcelerometr otočen o  $90^\circ$ , osa gravitace bude rovnoběžná s měřící plochou a v tomto případě bude akcelerometr ukazovat 0 G nebo  $0 \text{ m.s}^{-2}$  (Knight et al., 2007).

Výstup na akcelerometr reprezentuje vektor součtu gravitace a kinematického zrychlení.

Celkové zrychlení a jeho směr se stanoví na základě těchto vztahů:

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

Úhel  $\alpha$  je úhlem zrychlení vzhledem k souřadnicovému systému akcelerometru:

$$\alpha = \arctg\left(\frac{a_x}{a_y}\right)$$

Za předpokladu lineárního průběhu zrychlení platí:

$$a(t) = a_0 + bt$$

Integrací tohoto výrazu lze získat rychlost:

$$v(t) = \int (a_0 + bt) dt = a_0 t + \frac{bt^2}{2} + v_0,$$

kde  $a(t)$  je zrychlení,  $a_0$  je počáteční zrychlení,  $v(t)$  je rychlost, a  $v_0$  je počáteční rychlost.

V případě použití tříosého akcelerometru, lze při pohybu zjistit i změny na ose z. Toho se využívá např. při zjišťování stoupání a klesání tělesa. Pokud se těleso bude pohybovat po rovině, proběhne vyhodnocování drah a rychlostí stejně jak u dvouosých snímačů (viz výpočty). Osa Z zůstane pasivní, protože zachytává permanentně gravitační zrychlení  $g$  (Lachnit, 2007).

## **2. Cíle a úkoly práce, hypotézy**

### **Cíle práce**

Cílem práce je časově popsat a charakterizovat zapojení svalů do pohybu, které jsou součástími řetězců, jež rozhodujícím způsobem ovlivňují funkční centraci ramenního kloubu a nastavení lopatky v procesu specifické fázické činnosti (úder horní končetiny v karate) zajišťované pletencem ramenním.

Dílčím cílem je intraindividuální a interindividuální porovnání zmíněného pohybu s úderem do zavěšeného pytle, úderem s expandérem a provedením kliku, které se běžně využívají jako tréninkové prostředky, se snahou nalezení určitých trendů.

### **Úkoly práce**

1. Provést rešerši odborných a vědeckých materiálů a formulovat teoretická východiska.
2. Stanovit design výzkumu.
  - a) Stanovit zkoumané pohyby na základě možností a podobnosti.
  - b) Vybrat reprezentativní výzkumný soubor.
  - c) Vybrat vhodné svaly.
  - d) Realizovat terénní výzkum.
3. Zpracovat a interpretovat získaná data.
4. Formulace závěrů.

### **Vědecká otázka**

Je možné dokázat, že správné provedení úderu v karate je závislé na stavu aktivace – relaxace svalstva ramenního pletence, tak jak se v běžné praxi tvrdí? A je možné porovnat kineziologický obsah pohybu na základě pořadí nástupu svalové aktivace u různých forem úderu a na stejném principu porovnat s provedením kliku?

## **Hypotézy**

H1

Při přímém různostranném úderu horní končetinou se z hlediska pořadí aktivace svalů bude jako poslední aktivovat extensor předloktí.

H2

Všechny sledované formy úderu a posilovací cvik - klik budou mít stejný charakter ve smyslu pořadí svalové aktivace a rychlostních parametrů.

Zdůvodnění hypotéz:

H1 - nejdůležitějším faktorem při přímém úderu je extenze v loketním kloubu v poslední fázi úderu

H2 – všechny sledované pohyby vykazují značnou kinematickou podobnost průběhu

## 3. Metodika práce

### 3.1 Popis sledovaného souboru

Ačkoliv se provedení úderu v karate zdá být pro začátečníka jednoduché, vyžaduje několik let specializovaného tréninku ke správnému provedení techniky. Ve sportovním karate je úder spuštěný jako pohybový vzorec, jehož průběžné řízení je nemožné a provedení závisí na předem vybraném programu. Sledovaný soubor byl vybrán expertním posouzením z výběru české státní reprezentace českého svazu karate a českého svazu JKA<sup>12</sup>. Výběrová kritéria zahrnovala dobu cvičení karate přes 10 let, mistrovský technický stupeň DAN<sup>13</sup> (v případě JKA od 1.KYU)<sup>14</sup> a aktivní soutěžní účast na mezinárodním poli v roce, kdy probíhalo měření. Výslednou skupinou je 10 výkonnostních karatistů (věk 25,3±4,9 roku) z nichž tři patří mezi světovou špičku. Tělesná výška probandů 176,4±7,8 cm a tělesná váha 75,6±10,9 kg. Jako referenční proband, na kterém bude dle zvolených metod analýzy dat kineziologicky popsán sledovaný pohyb, byl zvolen proband č. 5. Volba byla na základě expertního posouzení nejlepší techniky karate a výsledků na domácích turnajích (17x vítěz mistrovství České republiky).

### 3.2 Instrumentarium

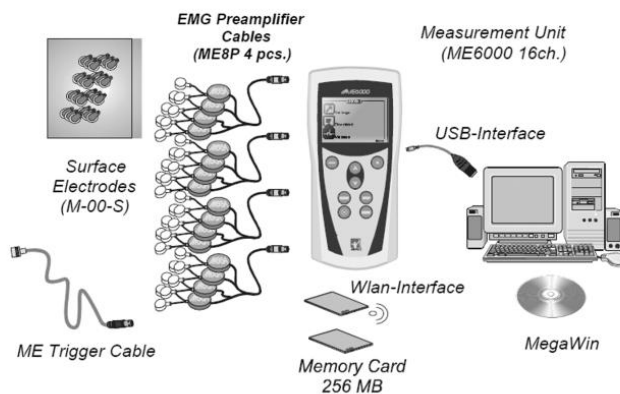
K výzkumu byla využita metoda sledování elektrické aktivity svalu pomocí povrchové neinvazivní elektromyografie. Byl použit přenosný 14 bitový EMG přístroj ME6000 Biomonitor (Mega Electronics, Kuopio, Finland) se šestnácti kanály k dispozici. Přístroj nesl proband v pouzdře připevněném na svém těle. Váha přístroje je 344 g, rozměry 181x85x35 mm. Frekvence vzorkování až 10000 Hz/kanál s měřicím rozpětím +/- 8192  $\mu$ V pro EMG. Citlivost přístroje 1  $\mu$ V na dílek, pásmová propust 8-500 Hz. Možnost záznamu do interní paměti 2GB, nebo bezdrátově rovnou do PC.

---

<sup>12</sup> JKA – japonská asociace karate není v ČR svou členskou základnou největší, ale je jako jedna z mála stále ovlivňována tradičním pojetím karate díky japonským instruktorům.

<sup>13</sup> DAN – mistrovský technický stupeň (černý pás). Řazení je vzestupné (tzn. hodnost 4.dan je více než 1.dan).

<sup>14</sup> KYU – žakovský technický stupeň vyspělosti. Řazení je sestupné (tzn. 1.kyu – hnědý pás je více než 8.Kku – bílý pás).



Obrázek 17 Schéma zapojení EMG přístroje ME6000 (Megawin, 2004)

Ke snímání byly použity hydrogelové elektrody Ag/Cl elektrody Kendall k přístroji připojené pomocí kabelu s předzesilovačem signálu (Mega Electronics, Finland).

K měření akcelerace byl použit tříosý akcelerometr (o rozsahu až 10G) připojený do EMG přístroje jako kanál č.13 až 15. K videozáznamu byla použita digitální videokamera SONY HDR-SR12 s možností záznamu až 100 snímků/s. K synchronizaci s EMG záznamem sloužily bezdrátové triggery (Mega Electronics, Finland).

### 3.3 Použité metody

Jedná se o intraindividuální srovnávací analýzu s cílem sledovat změny kvality pohybu. Charakter sledování vyplývá z možností sledovací metody – zvolená metoda analýzy EMG umožňuje posoudit především pořadí svalové aktivace (timing) a tím změny v pohybech sledovaného probanda.

Sledovanou proměnnou byla odpověď svalů horní končetiny při čtyřech různých sledovaných pohybech:

1. Přímý různostranný úder (gjakucuki), jehož požadavky provedení v karate jsou popsány v kapitole 1.3.7.
2. Přímý různostranný úder do zavěšeného boxerského pytle vážícího 25kg.
3. Přímý různostranný úder s použitím gumového expandéru upevněného za probandem
4. Provedení dynamického provedení kliku dle pokynů z kapitoly 1.4.1. Sledovaná byla excentrická fáze kliku.



Dále byla použita interindividuální srovnávací analýza na základě porovnání pořadí aktivace zvolených svalů během zmíněných pohybů s cílem zjistit určitý trend. Porovnání mezi probandy proběhlo i na základě vyhodnocení dat z akcelerometru a videozáznamu.

Každý úder byl proveden pětkrát v jedné sérii. Počet sérií byl stanoven na tři s dostatečnou dobou odpočinku mezi sériemi (3 min). Ke svalové únavě by mohlo dojít během provádění kliku, proto se analyzovaly pouze tři pokusy z celkových deseti provedení kliku. Měření bylo provedeno po důkladném individuálním zahřátí a rozcvičení probanda.

### **3.4 Sběr dat**

Všech pět probandů bylo naměřeno v rozmezí květen – červen 2011. Období bylo vybráno s ohledem na konec závodní sezóny. Každý z probandů prošel svalovým testem a nebyla indikována žádná pohybová omezení. Měření probíhalo ve vnitřních podmínkách za shodných podmínek.

### **3.5 Analýza dat**

Synchronizace EMG záznamu s videozáznamem byla provedena v počítačovém programu MegaWin software (Meg Electronics, Finland). V tomto programu byla provedena komplexní analýza EMG záznamů, z které vychází pořadí nástupu aktivace jednotlivých svalů při zvoleném pohybu. Analýza signálu v časové oblasti se dá popsat jako funkce vyjadřující závislost okamžité výchylky signálu na čase.

Hrubý záznam (raw signal) o vzorkovací frekvenci 1000 Hz byl nejprve plně rektifikován (kromě dat z akcelerometru) a vyhlazen (RMS smoothing s časovou konstantou 5 ms). Ke stanovení nástupu svalové aktivace (onset/offset activation order) byla použita metoda single-threshold, kdy se za práh považuje 20 % lokálního maxima svalu (Hug a Dorel, 2009). Protože jednotlivé vrcholky křivky lehce přesáhnou zvolený práh, je nutné zvolit minimální čas strávený nad tímto prahem (Konrad, 2005). Z důvodu dynamického projevu pohybu byla po expertním posouzení křivky zvolena postačující doba 10 ms. Při přesažení prahu po zvolenou dobu lze uvažovat aktivaci svalu, v případě poklesu křivky pod práh po zvolenou dobu potom deaktivaci svalu.

Vzhledem k různým délkám trvání jednotlivých pohybů a nutnosti jejich komparace mezi probandy byla časová osa normalizována na procenta (%).

Z hodnot osy Y (působící ve směru pohybu) akcelerometru byla pomocí integrace získána rychlost pohybu (viz. kapitola 1.7.5). Data byla analyzována a popsána pouze do doby rázu (zpětné reakce při úderu), po které bylo zrychlení vyšší, než akcelerometr umožňuje zaznamenat. Data po této době by byla zkreslená. K maximální rychlosti akirální části horní končetiny však dochází dříve před nárazem pěsti do překážky.

### 3.6 Měřené svaly

Svaly byly vybrány s ohledem na povrchovou metodu sledování a omezení počtu kanálů:

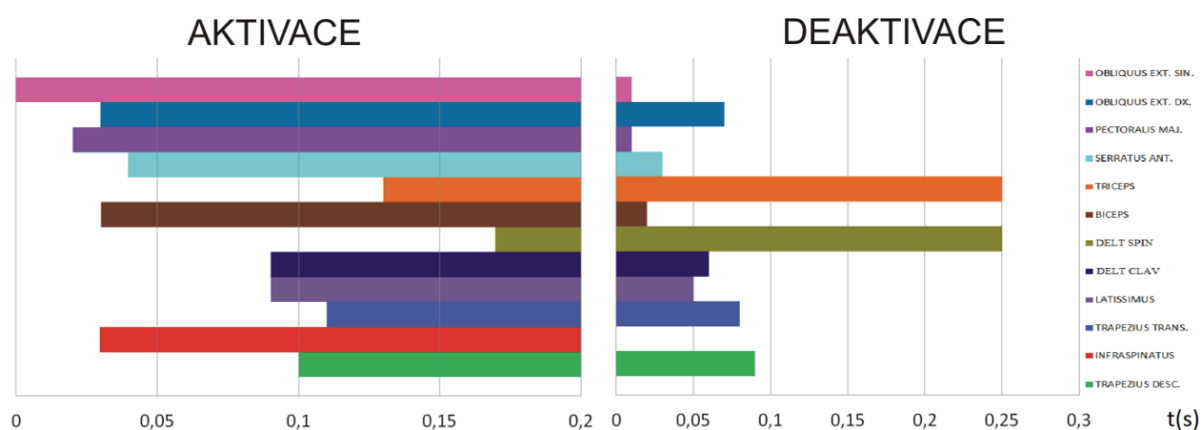
1. m. trapezius dx., pars descendens
2. m. infraspinatus dx.
3. m. trapezius dx., pars transversa
4. m. latissimus dorsi dx.
5. m. deltoideus dx., pars clavicularis
6. m. deltoideus dx., pars spinalis
7. m. biceps brachii dx.
8. m. triceps brachii dx.
9. m. serratus anterior dx.
10. m. pectoralis major dx.
11. m. obliquus externus abdominis dx.
12. m. obliquus externus abdominis sin.

Před aplikací elektrod byla pokožka očištěna, odmaštěna alkoholem a zbavena případného ochlupení. Elektrody byly umístěny ve směru svalových vláken. Přesnou lokaci pomocí palpáce (viz příloha 19) určoval vyškolený fyzioterapeut. Pro eliminaci výskytu artefaktů bylo dodrženo doporučení výběru a lokalizace elektrod dle SENIAM (viz. kapitola 1.7.2, str. 56)

## 4. Výsledky

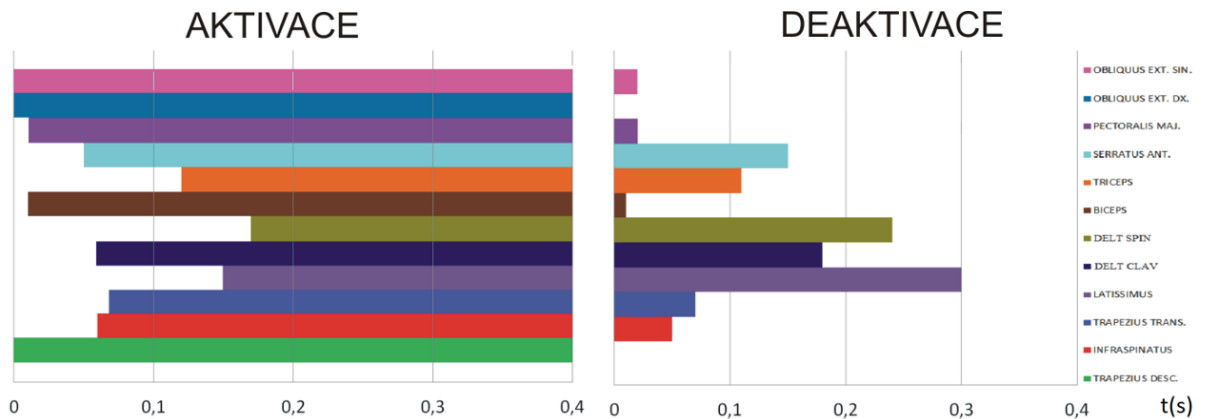
Intraindividuální vyhodnocení výsledků referenčního probanda č. 5 při zvolených pohybech úderu gjaku-cuki, úderu do pytle, úderu s expandérem a provedení dynamického kliku (excentrická fáze).

Graf 1 Pořadí svalové aktivace a deaktivace probanda č. 5 při provedení různostranného úderu

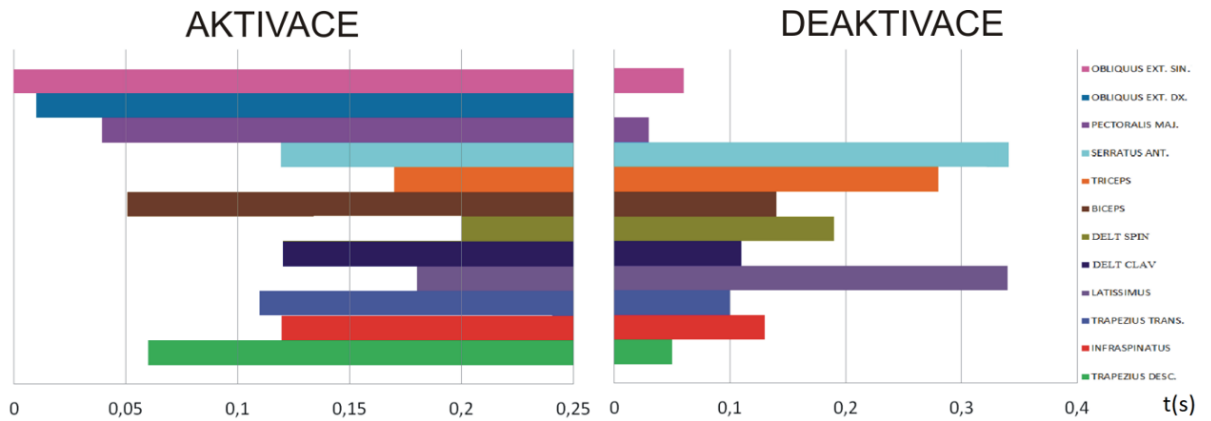


Obrázek 18 Kinogram provedení různostranného úderu (gjakucuki)

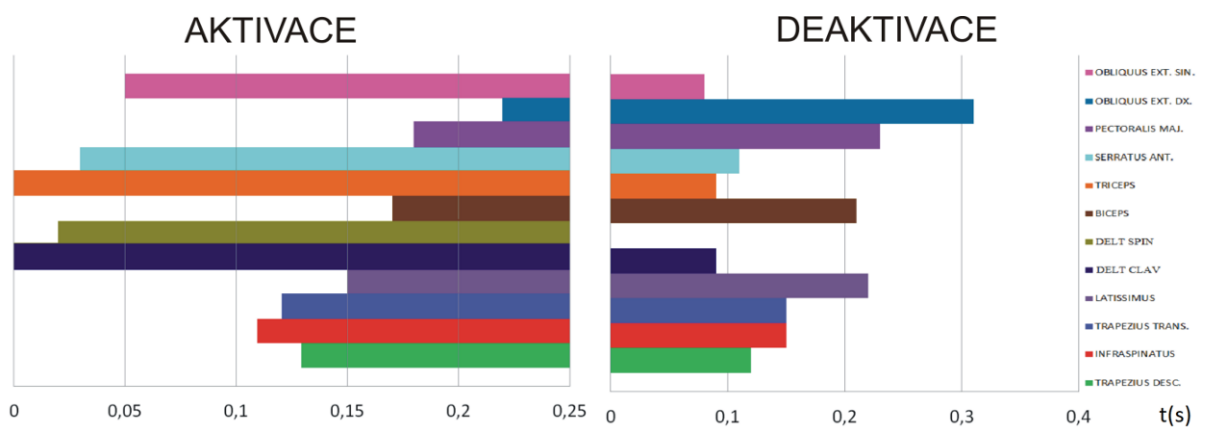
Graf 2 Pořadí svalové aktivace a deaktivace probanda č. 5 při provedení úderu do boxerského pytle



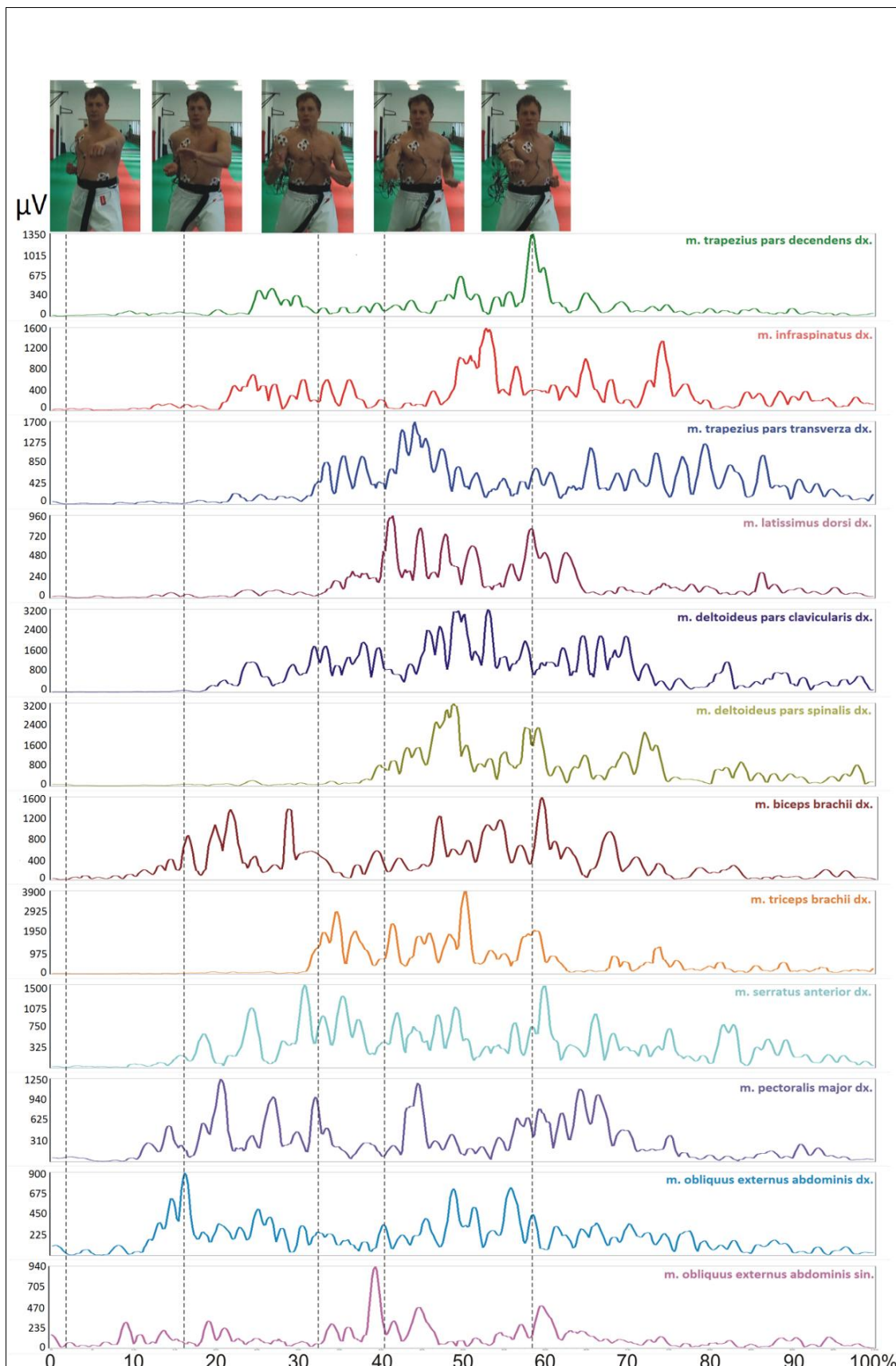
Graf 3 Pořadí svalové aktivace a deaktivace probanda č. 5 při provedení úderu s expandérem



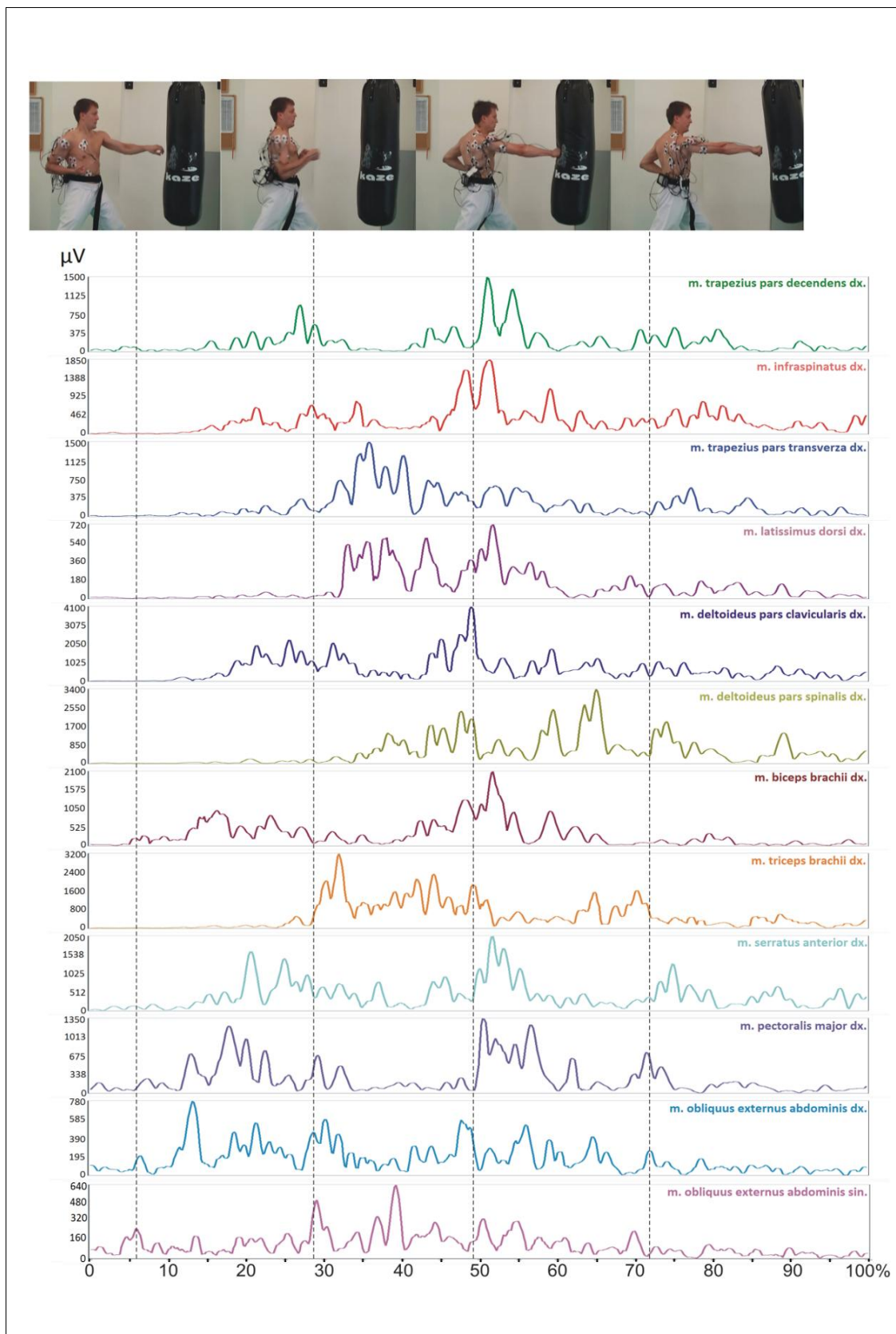
Graf 4 Pořadí svalové aktivace a deaktivace probanda č. 5 při provedení dynamického kliku (excentrická fáze)



Graf 5 EMG charakteristika při provedení různostranného úderu. Na ose „X“ znázorňuje interval 0% až 100% pracovní cyklus úderu od jeho počátku do úplného zastavení pohybu. Přerušovaná vertikální linka znázorňuje klíčová místa, která jsou popsána v textu.

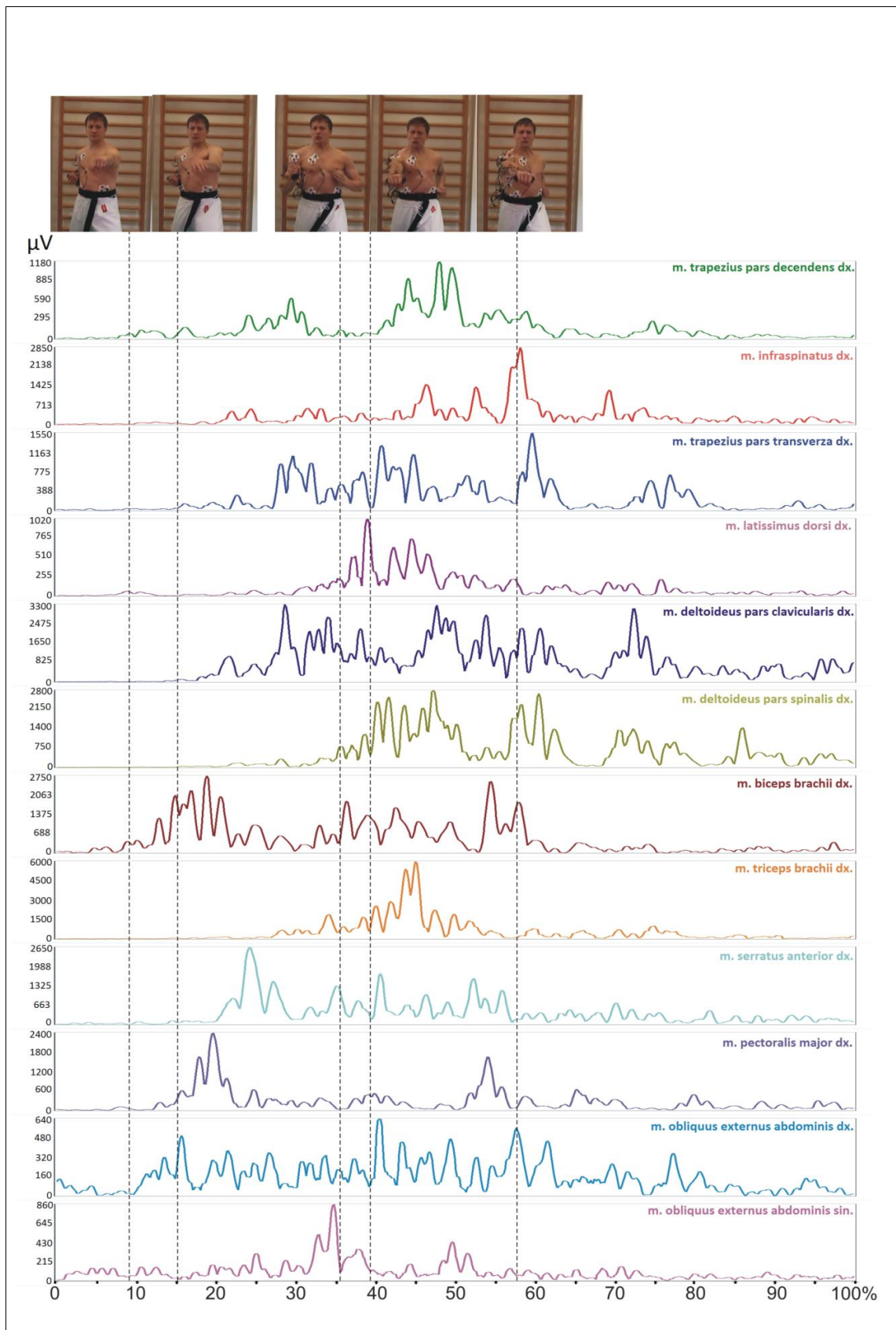


Graf 6 EMG charakteristika při úderu do boxerského pytle. Na ose „X“ znázorňuje interval 0% až 100% pracovní cyklus úderu od jeho počátku do úplného zastavení pohybu. Přerušovaná vertikální linka znázorňuje klíčová místa, která jsou popsána v textu

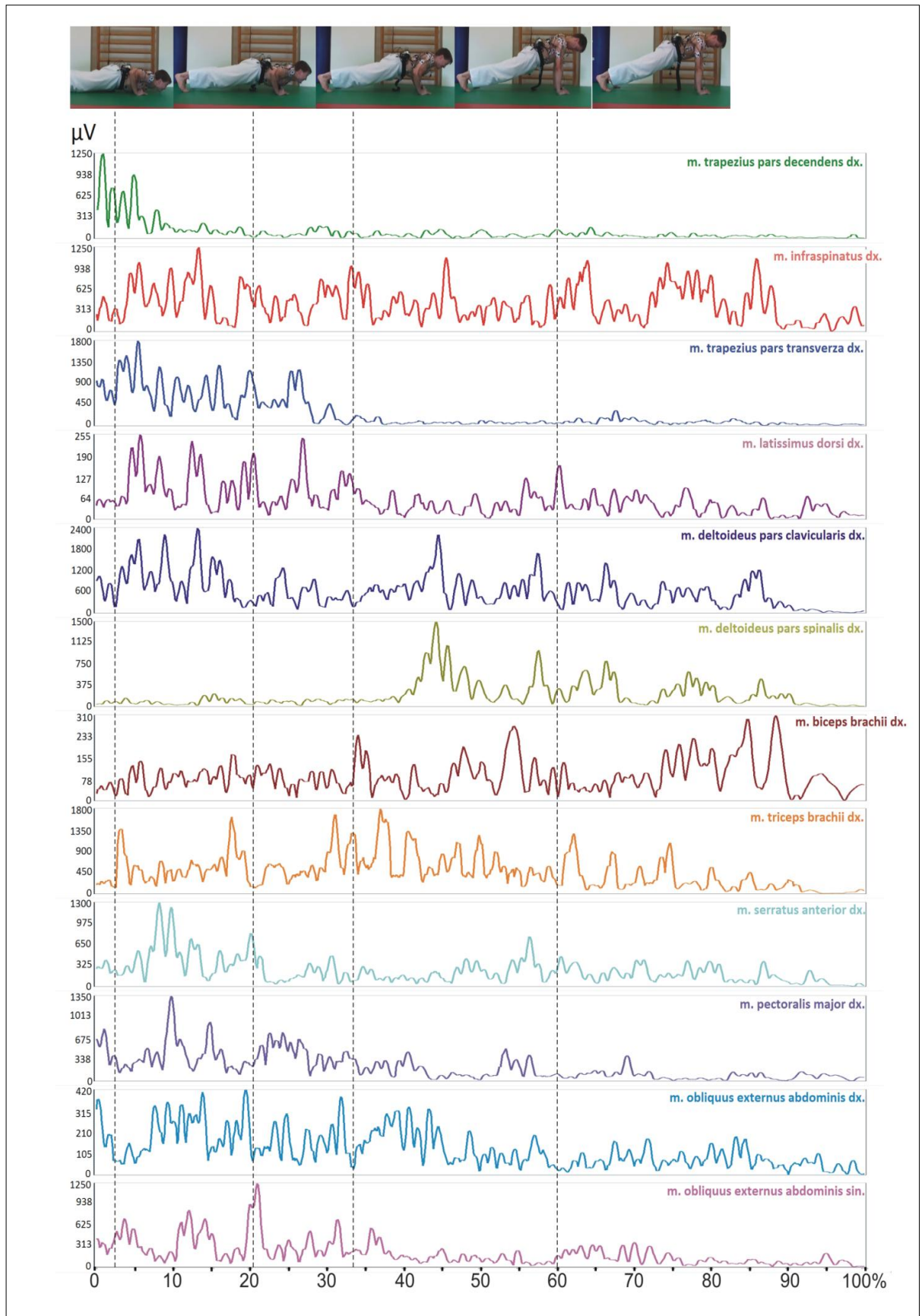




Graf 7 EMG charakteristika při provedení úderu s expandérem. Na ose „X“ znázorňuje interval 0% až 100% pracovní cyklus úderu od jeho počátku do úplného zastavení pohybu. Přerušovaná vertikální linka znázorňuje klíčová místa, která jsou popsána v textu.

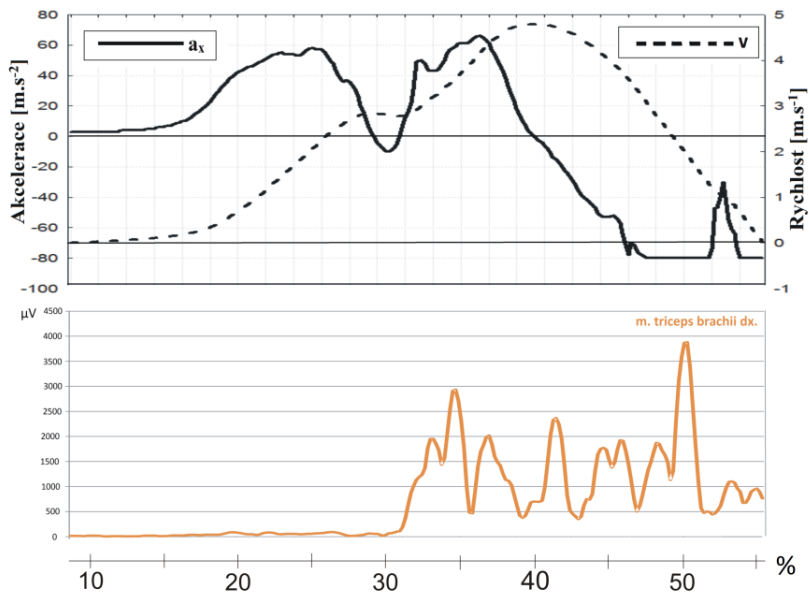


Graf 8 EMG charakteristika při provedení dynamického kliku (excentrická fáze). Na ose „X“ znázorňuje interval 0% až 100% pracovní cyklus kliku od nejnižší polohy těla do úplné extenze loketního kloubu. Přerušovaná vertikální linka znázorňuje klíčová místa, která jsou popsána v textu

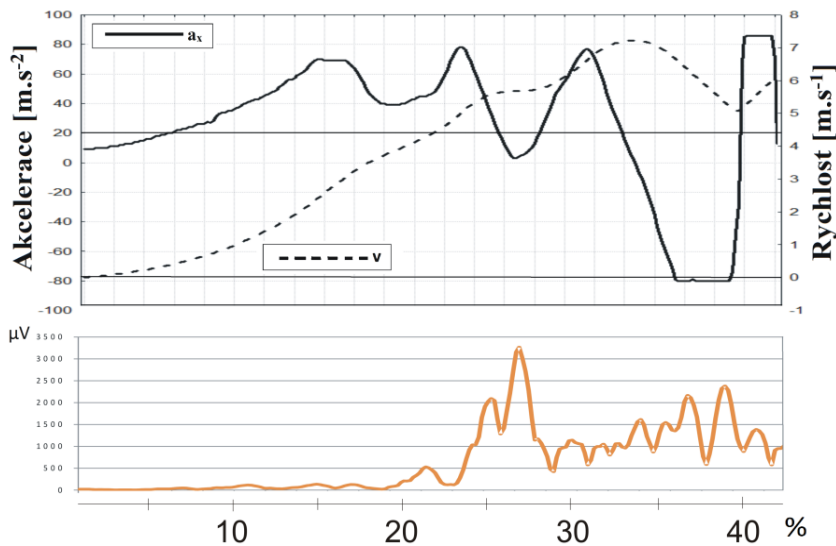




Graf 9 Graf akcelerace a rychlosti akrální části horní končetiny během extenze loketního kloubu při provádění úderu probandem č. 5 (moment max. rychlosti)

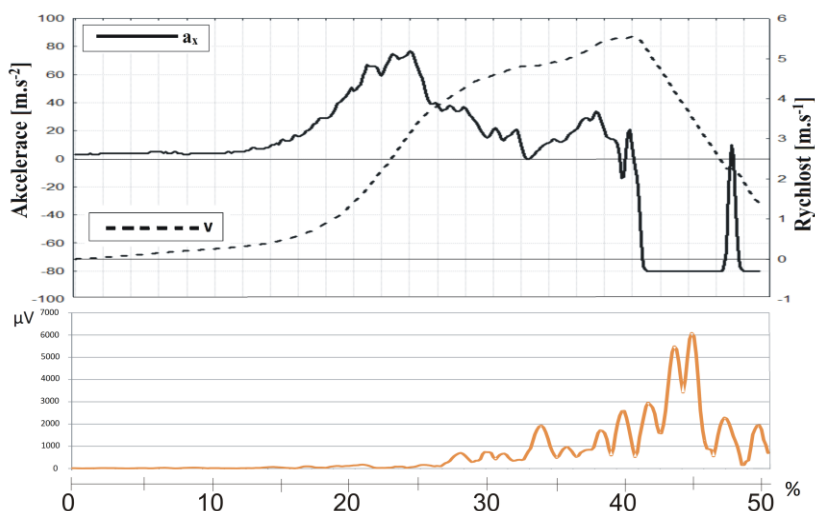


Graf 10 Graf akcelerace a rychlosti akrální části horní končetiny během extenze loketního kloubu při provádění úderu do boxerského pytle probandem č. 5 (moment max. rychlosti)



Na výše uvedených grafech je záznam z akcelerometru synchronizován s EMG záznamem svalů *m. triceps brachii dx.* Osa „x“ grafu znázorňuje procentuální hodnotu v rámci 100% pracovního cyklu.

Graf 11 Graf akcelerace a rychlosti akrální části horní končetiny během extenze loketního kloubu při provádění úderu s expandérem probandem č. 5 (moment max. rychlosti)



Interindividuální porovnání zkoumaných pohybů ukazuje různé pořadí nástupů svalové aktivity měřených svalů (viz. přílohy 1 až 10), z kterých lze vypožorovat určitý trend ve výskytu shodného pořadí nástupu svalové aktivity a deaktivace (viz. přílohy 11 až 14).

Tabulka 1 Průměr maximálních rychlostí jednotlivých pohybů všech probandů

PROBAND	Vmax [m.s <sup>-1</sup> ] ÚDER	Vmax [m.s <sup>-1</sup> ] PYTEL	Vmax [m.s <sup>-1</sup> ] EXPANDÉR
č.1 (2.DAN)	7,15 ± 0,17	5,71 ± 0,33	3,54 ± 0,41
č.2 (1.DAN)	5,31 ± 0,93	7,92 ± 0,25	4,80 ± 0,32
č.3 (3.DAN)	3,48 ± 0,45	4,84 ± 0,45	4,38 ± 0,38
č.4 (1.KYU)	8,18 ± 0,21	8,23 ± 0,18	8,06 ± 0,16
č.5 (3.DAN)	5,08 ± 0,85	6,77 ± 0,29	5,63 ± 0,51
č.6 (1.DAN)	4,20 ± 0,44	5,92 ± 0,28	5,87 ± 0,34
č.7 (3.DAN)	5,78 ± 0,34	7,42 ± 0,95	6,69 ± 0,32
č.8 (2.DAN)	3,80 ± 0,73	2,88 ± 0,46	4,25 ± 0,43
č.9 (3.DAN)	3,37 ± 0,67	4,43 ± 0,47	5,24 ± 0,29
č.10 (3.DAN)	4,28 ± 0,33	6,32 ± 0,34	7,00 ± 0,52

V tabulce jsou uvedeny stupně technické vyspělosti jednotlivých probandů. Počet pokusů jednotlivých pohybů n=15.

Tabulka 2 Výskyt popsáných jevů u 10 hodnocených probandů

proband fenomén	1			2			3			4			5		
	uder	pytel	exp	uder	pytel	exp	uder	pytel	exp	uder	pytel	exp	uder	pytel	exp
A	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
B	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	1	1
C	0			1			1			1			1		
proband fenomén	6			7			8			9			10		
	uder	pytel	exp	uder	pytel	exp	uder	pytel	exp	uder	pytel	exp	uder	pytel	exp
A	1	1	1	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1
B	1	1	1	1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	1	1
C	1			1			0			1			1		
	Celk. výskyt jevu														
fenomén	uder	pytel	exp												
A	100%	80%	90%												
B	50%	40%	60%												
C	80%														

Pozn. uder – úder bez odporu; pytel – úder do pytle; exp – úder s expandérem

A - pohyb při úderu horní končetinou končí sval m. triceps brachii svou významnou rolí extenzí předloktí, případně m. deltoideus, pars spinalis, který brzdí vzniklou vnitřní rotaci jako antagonistu m. pectoralis major a m. latissimus dorsi.

B - prvními aktivovanými svaly při úderu jsou mm. obliqui abdominis externi, které plní funkci rotátorů trupu.

C - maximální rychlost akrální části horní končetiny při úderu bez odporu je nižší než maximální rychlost při úderu do překážky.

## 5. Diskuse

### 5.1 Intraindividuální porovnání pohybu

Na první pohled se zkoumané svaly do pohybu zapojují téměř synchronně, avšak po detailnější matematické analýze lze stanovit časovou diferenciaci nástupů rozhodující svalové aktivace.

#### Pořadí aktivace svalů při provedení různostranného úderu

##### Aktivace

Ze záznamu je jasné, že celý pohyb začíná rotací trupu (v karate nesprávně uváděno jako rotace kyčlí či rotace boků – první fáze pohybu). Skutečnost, že jako první se aktivuje sval rotující trup na druhou stranu (v tomto případě vpravo – *m. obliquus externus abdominis sin.*) znamená, že si karatista připravuje pozici trupu do výhodné startovní polohy. Technicky je to jev nežádoucí, ale vzhledem ke krátké časové době (0,03 s) než se aktivuje sval rotující trup vlevo (*m. obliquus externus abdominis dx.*), je to jev zanedbatelný. Začátek pohybu torzí trupu se shoduje s popisem pohybu úderu (Nakayama, 1966) a je tím dodržena jedna z nejdůležitějších zásad správně provedeného úderu v karate (Arus, 2008).

Následnou aktivaci *m. pectoralis maj. dx.* lze vysvětlit začínající změnou pozice z extenze do flexe v ramenním kloubu později při současné vnitřní rotaci. Jako další v pořadí se na pohybu zúčastňují tři svaly v současné kontrakci (viz. graf 1). Mezi ně patří *m. biceps brachii dx.*, který na moment ještě více supinuje flektované předloktí v úvodu úderu (viz graf 5 v 16% celkové doby úderu). *M. infraspinatus dx.*, jako zevní rotátor, udržuje optimální pozici paže při provádění přímého úderu, aby nedocházelo k přílišnému vychýlení trajektorie úderu do středu těla. Pracuje jako antagonistu svalu *m. pectoralis major dx.*, který již vnitřní rotaci paže v tomto momentě začal. *M. serratus anterior* se dostává do aktivace v pořadí čtvrtý s časovým zpožděním 0,04 s po prvním aktivovaném svaly. Při rotačních pohybech se pohybuje i lopatka a při mediální rotaci se aktivuje právě *m. serratus anterior dx.*, jak uvádí Véle (2006). Lopatka je tak tažena k ventrální části trupu a může proto vytvářet místo opory pro fázickou činnost pletence ramenního.

V druhé fázi pohybu (pro kterou je charakteristický pohyb ramenního pletence a horní končetiny vpřed až do začátku extenze v loketním kloubu) se aktivuje klavikulární část svalu m. deltoideus dx., který v tomto momentě plní významnou roli při protrakci ramenního pletence a celkově při flexi ramenního kloubu. Doposud pohyb akrální části horní končetiny probíhal v sagitální rovině pasivně díky rotaci trupu (obr. 18 pozice 1 až 4), nyní nastupuje aktivní pohyb horní končetiny vpřed a tím nabírání rychlosti potřebné k účinnosti úderu (obr. 18 pozice 5 až 10). Začátek pohybu koresponduje s minimální akcelerací pěsti (viz graf 9), jak uvádí Witte (2005). Se současnou kontrakcí svalu m. latissimus dorsi dx. dochází k vnitřní rotaci paže v ramenním kloubu, která je pro přímý úder v karate charakteristická. Další v pořadí se zapojují téměř současně obě porce trapézového svalu (pars descendens – 0,1 s a pars transversa 0,1 s po prvním aktivovaném svalu), které zde plní roli stabilizátorů ramenního pletence, krční a hrudní páteře. Důležitým prvkem při provádění úderu je i snaha o udržení optimální stabilní polohy trupu, aby se dal dle Véleho (2006) brzdící účinek přicházející energie svalovou prací realizovat.

V třetí fázi úderu (kterou charakterizuje pohyb do plné extenze v loketním kloubu) dochází ke zvyšování rychlosti dynamickou extenzí předloktí, kterou provádí m. triceps brachii dx. V této fázi se kinematika úderu u některých probandů liší (viz interindividuální porovnání pohybu). U probanda č. 5 se sval aktivuje ve 33% celkové doby pohybu a maximální rychlosti pěsti ( $4,89 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) dosahuje ve 40% celkové doby pohybu (viz grafy 5 a 9). V tomto momentě se také dostává do své aktivace poslední sval m. deltoideus dx., pars spinalis při časovém zpoždění 0,17 s. Tento sval brzdí zmiňovanou vnitřní rotaci paže, aby úder končil v pronačním postavení předloktí (hřbet pěsti je v prodloužení předloktí a je orientován nahoru). Na této konečné fázi úderu se podílejí i pronátory a flexory zápěstí, ale z důvodu jejich hlubšího uložení a neinvazivní metodě snímání nebyly zahrnuty do výzkumu.

Na grafu č. 5 lze vidět nárůst elektrického napětí ve svalech kolem 58 % celkové doby úderu. Zde dochází ke zmiňované kontrakci svalstva na konci úderu (v karate uváděného jako kumulace vnitřní energie ki). Proto většina měřených svalů právě v tomto momentě dosahuje určitého vrcholu v charakteristice EMG křivky (některé svaly dosahují svého lokálního maxima).

## **Deaktivace**

U referenčního probanda č. 5 svalová aktivita klesá pod zvolený aktivační práh (viz použité metody) jako první u svalu m. infraspinatus dx. Končí tedy úloha zevního rotátoru, protože se poloha paže dostala z vnější rotace do vnitřní. Bezprostředně po zevním rotátoru se deaktivují svaly m. obliquus externus abdominis sin., m. pectoralis major dx. (oba s časovým zpožděním 0,01 s), m. biceps brachii dx. (0,02 s) a m. serratus anterior dx. (0,03 s).

Krátké časové rozptyly mezi deaktivacemi vybraných svalů udávají, že svaly svou aktivitu končí téměř současně. V karate je střídání napětí a uvolnění jednotlivých svalových skupin nejdůležitější činitel, který dle Šebeje (2000) udržuje rychlost a tvrdost technik karate. Výjimku tvoří svaly končící svou aktivitu jako poslední (0,25 s po deaktivaci prvního svalu). Těmito svaly jsou m. triceps brachii dx., který provádí extenzi v loketním kloubu až do poslední fáze úderu a spinální část svalu m. deltoideus dx., který v poslední fázi úderu brzdí vnitřní rotaci paže, kterou vyvolaly především svaly m. latissimus dorsi dx. a m. pectoralis major dx. Z grafu č.1 je patrné, že svaly zapojující se do pohybu jako poslední, zároveň zůstávají v pohybu nejdéle aktivní.

Provedení úderu svým provedením připomíná základní funkci horní končetiny při arboreálním způsobu pohybu dle Wooda a Richmonda (2000) s tím rozdílem, že nedochází k zachycení akrem a silovému pohybu pletencem za účelem přitažení (punctum fixum je při úderu tělo a pohybuje se končetina).

## **Pořadí aktivace svalů při provedení přímého úder do pytle**

### **Aktivace**

Na první pohled je provedení přímého úderu do pytle vizuálně stejné jako provedení různostranného úderu bez překážky, avšak podrobná analýza pohybu ukazuje na rozdíly.

První svaly, které překročily svou aktivitou zvolený aktivační práh byly mm. obliqui abdominis externi a m. trapezius dx., pars descendens (všechny současně). Stejně jako u různostranného úderu bez překážky nejprve dochází k torzním pohybům trupu. Další v pořadí se aktivují svaly m. pectoralis major dx. a m. biceps brachii dx. (časové zpoždění 0,01 s za prvními svaly). Aktivitu bicepsu v této fázi lze přiřadit díky silnějšímu sevření pěsti z důvodu přípravy na budoucí pohyb a výchozímu supinačnímu postavení předloktí.

V další fázi úderu dochází opět k dynamické extenzi předloktí v loketním kloubu přibližně ve 28 % celkové doby úderu díky svalu m. triceps brachii dx. (viz graf 6). Později dochází k vnitřní rotaci paže a předloktí (m. latissimus dorsi dx.) a k udržení požadované pozice paže ve smyslu vnitřní rotace, kterou zastavuje spinální část svalu m. deltoideus dx. (viz graf 2).

K maximální rychlosti akrální části horní končetiny ( $7,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) dochází u probanda č. 5 ve 34% celkové doby pohybu (viz graf 10). Ke kontaktu s pytle dochází přibližně v 48 % doby pohybu a na grafu č. 6 lze vidět vrcholy aktivity svalů stabilizující rameno a lopatku při absorpci zpětného rázu (zejména m. serratus anerior dx. a klavikulární část svalu m. deltoideus dx.), aby se předešlo odražení paže, nebo pohybu paže a ramene zpět při nárazu do překážky, jak uvádí Arus (2008). V extrémním případě by mohlo dojít k zhmoždění horní končetiny nebo subluxaci ramenního kloubu. V momentě nárazu dochází ke zvýšení amplitudy křivky u většiny měřených svalů (viz graf 6). Dochází tedy k nezbytné kontrakci svalů v témže okamžiku, jak uvádí Nakayama (1966) a k přenosu úderu do kloubní jamky ramenního kloubu. Vzniklý ráz se snaží absorbovat právě okolní svaly (Dylevský, 2009). Bezprostředně po nárazu při odtlačování pytle dochází k většímu náboru motorických jednotek ve většině svalů, což se v grafu projevuje lokálním maximem, případně dvěma vrcholy křivky.

### **Deaktivace**

Celá akce probíhá přenosem energie putující od boků přes hrudník, ramenní pletenec k pěsti a kulminuje v silném nárazu do cíle, jak uvádí Nakayama (1966). Za zmínku stojí konec aktivity svalu m. latissimus dorsi dx. až 0,3 s po ukončení aktivity prvního svalu (viz graf 2). Celkový čas úderu do pytle je velice podobný (0,48 s vs. 0,5 s) v porovnání s úderem “na prázdno“ bez překážky, avšak maximální rychlosti akra se výrazně liší (viz grafy 9 a 10).

### **Pořadí aktivace svalů při provedení přímého úderu s expandérem**

#### **Aktivace**

Úder s expandérem je od výše zmíněných pohybů odlišný svým odporem, který proband překonává tahem. Slouží k posilování svalů prováděných úder a na rozdíl od kliku je umožněna rotace ramene a předloktí ve smyslu vnější – vnitřní. Úder tedy opět začínají rotátory trupu mm. obliqui abdominis externi, přičemž u probanda č. 5 jako první začíná svou aktivitu levá strana (viz graf 3). V 15 % celkové doby pohybu začíná

vnitřní rotace horní končetiny pomocí svalů m. pectoralis major dx. stejně jako u výše uvedených dvou pohybů. Rozdíl při cvičení s expandérem je v tom, že se většina svalů zapojuje později oproti prvnímu svalu, než při úderu do pytle či různostranném úderu bez překážky. I zde nejprve dochází k posunu končetiny vpřed pomocí rotace trupu. Extenzor předloktí se aktivuje až o 0,17 s za prvním aktivovaným svalem v 36 % celkové doby pohybu (viz graf 7). Jako poslední se do pohybu zapojuje opět spinální část svalů m. deltoideus dx., který zastavuje vzniklou vnitřní rotaci. K maximální rychlosti pěsti dochází při 42 % celkové doby pohybu ( $5,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ).

K maximální extenzi expandéru a tím vyvolání nejvyšší síly pro překonání odporu dochází od 57 % celkové doby pohybu. Nejvyššího vrcholu EMG křivky zde dosahují zevní rotátory (m. infraspinatus dx. a spinální část m. deltoideus dx.) a m. trapezius dx., pars transversa.

### **Deaktivace**

Jako první svou aktivitu končí mm. obliqui abdominis externi spolu se svalem m. pectoralis major dx. Při porovnání s gjakucukí bez překážky dochází k deaktivaci většiny svalů později. Je to dáno tím, že proband musí aktivně překonávat odpor expandéru od počátku pohybu až do jeho ukončení. Nedochozí k tak výrazné relaxaci svalstva, ke které dochází na konci úderu bez odporu, a která je pro přenos energie do úderu prioritní. Na základě toho jako poslední svou práci končí svaly m. latissimus dorsi a m. serratus anterior dx. (oba 0,34 s po deaktivaci prvního svalů).

### **Pořadí aktivace svalů při provedení dynamického kliku (excentrická fáze)**

#### **Aktivace**

Jako první svaly začínají pohyb klavikulární část svalů m. deltoideus dx. a m. triceps brachii dx. následované spinální částí svalů m. deltoideus dx. (0,02 s za nimi). Horní končetiny jsou při počáteční fázi v abdukčním postavení před tělem s vnitřní rotací v ramenních kloubech a plně flektované v loketních kloubech. Už zde je vidět rozdíl v porovnání s počáteční fází úderu. Následuje extenze v loketním kloubu, aby došlo k překonání gravitačního působení a tím ke vzporu. M. serratus anterior dx. (0,03 s za prvními svaly) zde plní roli fixátoru lopatky pro následnou fázickou činnost horní končetiny. Časová diferenciací nástupu aktivace mm. obliqui abdominis externi (sinister 0,05 s a dexter 0,22 s – viz graf 4) může být vysvětlena individuálním rozdílem zapojování svalů trupu z hlediska laterality, či stabilizací trupu během pohybu. Správné



provedení kliku dle Kabelíkové a Vávrové (1997) vyžaduje zvýšenou aktivitu břišního svalstva.

Paže se z abdukčního postavení dostávají pod tělo a jako jeden z posledních svalů se při kliku aktivuje m. pectoralis major dx. (v 21 % celkové doby pohybu – viz graf 8) jako adduktor a vnitřní rotátor paže. Protože se ramenní kloub nachází ve vnitřní rotaci už na počátku pohybu, nemůže dojít k dynamické změně pozice předloktí z vnější rotace do vnitřní tak, jak se děje při přímém úderu. Toto z titulu své funkce zajišťuje právě zmíněný sval. Při přímém úderu se tedy tento vnitřní rotátor aktivuje v úvodu pohybu, jelikož vnitřní rotace během úderu je jev signifikantní. Provedení kliku změnu vnitřní rotace předloktí postrádá, což by nám lépe potvrdila analýza pronátorů předloktí, které jsou uloženy hlouběji.

### **Deaktivace**

V konečné fázi pohybu, kdy se paže již dostaly do plného extenčního postavení v loketních kloubech a jsou v 90° flexi v ramenních kloubech, svou aktivitu ztrácí obě porce m. deltoideus dx. a m. triceps brachii dx. v 60 % doby pohybu. Za nimi jsou v pořadí ostatní zkoumané svaly. Jako jedny z posledních svou aktivitu ztrácí vnitřní rotátory paže m. latissimus dorsi dx. a m. pectoralis major dx., který zde plní funkci posturální podpory těla, jak uvádí Krobot (2004). Výjimku tvoří m. obliquus externus abdominis dx., který končí aktivitu úplně poslední (0,31 s po prvním deaktivovaném svaly). Je to dáno pravděpodobně vyrovnáváním nestability během pohybu (vyvažování), protože finální poloha těla je stabilnější než diferencované polohy během pohybu. Cvičební prvek klik není pro karatistu tak pevně zafixovaným pohybovým vzorem jako je úder.

## **5.2 Interindividuální srovnání zkoumaných pohybů**

V porovnání zkoumaných pohybů všech probandů můžeme vysledovat určité trendy. Lze pozorovat krátké časové zpoždění (v řádu milisekund) až současnou kontrakci břišních svalů mm. obliqui abdominis externi a m. pectoralis major dx. u všech probandů během provádění různých způsobů úderu (viz přílohy 1 až 10). Dalším jevem je, že v mnoha případech provedení úderu se jako poslední aktivuje sval m. triceps brachii dx. a zároveň končí svou aktivitu jako poslední sval. Stejně projevy lze nalézt u spinální části m. deltoideus dx. U úderu bez odporu se tak děje ve 100 % výskytu, při

úderu do pytle 80 % a úder s expandérem vykazuje 90 % výskytu tohoto jevu (viz. tabulka 2). Celková souhra svalů je při provedení dynamického kliku (excentrická fáze) méně diferencovaná než při provedení úderů v jakékoliv formě.

Z uvedeného vyplývá, že lze stanovit jednotlivá pořadí svalů aktivovaných do pohybu na základě věcné významnosti početní převahy výskytu pořadí u všech měřených probandů (viz příloha 11 až 14).

Různostranný úder (bez odporu):

1. m. obliquus externus abdominis sin. se vyskytuje mezi probandy jako první aktivovaný sval pětkrát. Jako první končí svou aktivitu u tří probandů.
2. m. obliquus externus abdominis dx. a m. biceps brachii dx. se dostávají do aktivace na druhém místě ve čtyřech případech.
3. m. pectoralis major dx. se pohybu zúčastňuje v pořadí jako třetí s jasnou převahou výskytu u šesti probandů.
4. m. serratus anterior dx.
5. m. infraspinatus dx. a m. latissimus dorsi dx.

Posledními aktivními svaly jsou m. triceps brachii dx (v sedmi případech) a m. deltoideus dx., pars spinalis (ve čtyřech případech).

Úder do zavěšeného boxerského pytle:

1. Na prvním místě v pořadí nelze vypožorovat určitý trend, avšak ve třech případech se jako první účastní m. latissimus dorsi dx. a m. obliquus externus abdominis sin.
2. m. pectoralis major dx. a m. biceps brachii dx
3. m. obliquus externus abdominis dx.
4. m. deltoideus dx., pars clavicularis
5. m. trapezius dx., pars transversa

Posledním aktivovaným svalem je m. triceps brachii dx (v pěti případech). M. deltoideus dx., pars spinalis ve čtyřech případech.

Úder s elastickým expandérem:

1. m. obliquus externus abdominis sin.
2. m. biceps brachii dx.
3. na třetím místě nelze nalézt trend

4. m. serratus anterior dx.

5. m. trapezius dx., pars descendens se vyskytuje na pátém místě u šesti probandů.

Posledním aktivovaným svalem je opět m. triceps brachii dx. (v šesti případech).

Provedení excentrické fáze kliku:

1. m. serratus anterior dx. a m. deltoideus dx., pars spinalis

2. m. deltoideus dx., pars clavicularis

3. m. trapezius dx., pars transversa

4. m. infraspinatus dx.

5. m. trapezius dx., pars descendens

Posledním aktivovaným svalem je m. pectoralis major dx.

Courtone (1991) uvádí, že v první fázi úderu se aktivuje klavikulární část m. deltoideus a m. triceps brachii. Tyto svaly se u většiny zkoumaných probandů aktivovaly až v poslední fázi úderu. Při srovnávání údajů nastává otázka stanovení první fáze pohybu.

Maximální rychlosti úderu v karate udávané v literatuře se většinou liší. Stejně tak se liší naměřené rychlosti zkoumaných probandů v tomto výzkumu (až na krajní maximální hodnoty). Rychlost závisí na umístění akcelerometru - v akrální části končetiny bude vždy nejvyšší. Při hledání důvodu různých hodnot maximální rychlosti pěsti během přímého úderu je nutné porovnat provedenou techniku úderu. Z tabulky č.2 vyplývá, že průměrná maximální rychlost přímého úderu do pytle byla v 80 % vyšší než průměrná maximální rychlost přímého úderu bez odporu. Stejně výsledky udává Voigt (1989) a Smith s Hamillem (1986).

S vyšším stupněm technické mistrovské vyspělosti existuje tendence usuzovat na destruktivnější a tím špatně interpretovaný rychlejší průběh úderu. Barry a kol. (2011) uvádějí korelaci mezi kontaktní rychlostí a úhlovou rychlostí extenze lokte. Správně technickým provedením úderu lze dosáhnout vyšších rychlostí během úderu.

Z tabulky č.1 je patrné, že vyšší technický stupeň vyspělosti v karate neznamena dosažení vyšších rychlostí úderu. Například rychlost probanda č.9 (držitel hodnosti 3.dan), který má nejvyšší mezinárodní úspěchy a jeho technika se považuje za jednu z nejlepších, se pohybuje okolo  $3,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Rychlost úderu probanda č.8 s nejnižším

technickým stupněm (1.kyu) přesahuje  $8 \text{ m.s}^{-1}$ . Po detailnější analýze rychlosti a videozáznamu úderu lze dosáhnout následujícího vysvětlení:

Technika probanda č.9 je svým provedením odlišná od ostatních cvičenců v trajektorii zápěstí během úderu. Důvodem je příliš uvolněné zápěstí během úderu, jak je vidět v horní polovině kinogramu (příloha 17, pozice 5 až 9). Akrální část končetiny, na které je umístěn akcelerometr se v této fázi úderu vrací směrem k tělu místo pohybu po trajektorii vpřed k cíli. To má za následek změnu zrychlení a projeví se to v hodnotách maximální rychlosti úderu. Vizuálně je technika provedena velice rychle s doprovodným akustickým efektem kimona, ve kterém proband příliš uvolněné zápěstí snadno skryje. Avšak s výslednou nízkou maximální rychlostí akra lze usuzovat na malý výsledný efekt úderu.

Naopak na kinogramu probanda č. 8 v horní části (příloha 18, pozice 4 až 10) je vidět, že se zápěstí pohybuje po trajektorii celou dobu vpřed, tak jak je to v karate žádoucí.

## 6. Závěr

Na základě kineziologické analýzy pohybu úderu horní končetinou v karate byl podrobně popsán tento pohybový vzor vzhledem k nástupu rozhodující svalové aktivace při pohybu. Přímý různostranný úder v karate je realizován přes ramenní pletenec s výrazným zapojením torzních pohybů trupu. V karate se většinou praktikuje úder bez odporu při cvičení základních technik a kata. Ke kontaktu dochází až při cvičení s partnerem při zápasu – kumite. K adaptaci na kontakt s překážkou slouží modifikace úderu, při kterém se překonává odpor. V práci dále byl analyzován úder do pytle a úder s elastickým expandérem. K posilování svalů v karate se využívá napodobivého cvičení, kterým je dynamická forma kliku.

Všechny stanovené úkoly byly splněny.

Provedli jsme rešerši odborných a vědeckých materiálů a formulovali teoretická východiska. Na základě zjištěných skutečností došlo k formulaci vědecké otázky a hypotéz. Byl stanoven design výzkumu (stanovit zkoumané pohyby na základě možností a funkční podobnosti, vybrat vhodný reprezentativní výzkumný soubor, vybrat vhodné svaly, realizovat terénní výzkum). Na základě zpracování dat byly interpretovány výsledky a závěry výzkumu.

Hypotézu (H1) o posledním pořadí nástupu svalové aktivace extensoru loketního kloubu během přímého úderu lze na základě věcné významnosti potvrdit. Spolu se spinální částí deltového svalu se vyskytoval na posledním místě mezi aktivovanými svaly u všech provedení úderu bez odporu. Potvrzujeme literaturou udávanou důležitost tohoto svalu ve smyslu rychlostního charakteru v konečné fázi úderu.

Hypotézu (H2) o podobnosti zkoumaných forem pohybu (3) a kliku jako specifického posilovacího cviku ve smyslu pořadí nástupu svalové aktivace z důvodu podobnosti kineziologického obsahu pohybu nelze potvrdit. Lze sice nalézt určitý trend mezi jednotlivými formami úderu u všech probandů, avšak navzdory vizuální podobnosti práce horní končetiny při provedení kliku je pořadí nástupu svalové aktivace u kliku zcela odlišné.

## Závěry pro teorii

Na základě uvedených poznatků lze přesně kineziologicky definovat přímý úder horní končetinou v karate, který začíná torzním pohybem trupu. Dále je energie postupně přenášena přes svaly ramenního pletence a hrudníku do akrální části končetiny s výraznou rolí extensoru loketního kloubu. Ke svalové relaxaci dochází ve stejném pořadí, jako došlo k zapojování svalů do pohybu. Na konci úderu dochází ke kontrakci svalů z důvodu zpevnění, avšak vzhledem k existenci odporu lze nalézt určité rozdíly. Při provádění měřených forem úderu dochází na začátku pohybu k torzním pohybům trupu, které jsou součástí fázických pohybů v diagonálním uspořádání vycházející z kvadrupedálního zkříženého lokomočního vzoru. Při provedení kliku ke zmíněnému jevu nedochází, protože bilaterálně synchronní práce horních končetin tento jev nedovoluje využít. Byl potvrzen fenomén komplexity pohybů v kloubech ve smyslu flexe – extenze, addukce – abdukce, vnitřní – zevní rotace. Při posilovacím cvičení – kliku, který byl dosud pokládán za specifickou posilovací formu tréninku, způsobila absence, či spíše výrazné omezení jednoho z těchto atributů výraznou odlišnost kineziologického obsahu pohybu oproti cílovému pohybu – úderu. Naproti tomu úder s expandérem tyto odlišnosti nevykazoval.

## Závěry pro praxi

Trenéři by si měli uvědomit správné technické provedení úderu za účelem vyšší účinnosti, místo skrývání špatně naučených pohybových vzorů za spektakulární projev úderu. Cvičenci často využívají falešného vizuálního a akustického projevu na úkor optimálně provedené techniky. Při posilování svalů potřebných při úderu horní končetinou by měl být brán zřetel na časové koncentricko-relaxační charakteristiky úderu, které se při cvičení s expandérem a prováděním kliků prodlužují oproti úderu bez odporu. Dále je nutné si uvědomit, že posilováním formou kliku nelze napodobovat úder díky absencí vnitřní rotace paže během pohybu, což by lépe potvrdila další studie zaměřená na pronátory předloktí. Doporučuje se využít různé podložky umožňující právě rotaci paže a předloktí během provádění kliku, tedy pohyb v intencích zevní rotace – vnitřní rotace humeru v ramenním kloubu.

V odborné literatuře neexistuje precedens podobného výzkumu ve smyslu statistického porovnání několika různých forem úderu mezi sebou. Z tohoto důvodu byla zvolena komparace výskytu zmíněných jevů na základě věcné významnosti.

Uvedené poznatky jsou limitované výběrem výzkumného souboru. Platnost je ~~tedy~~ omezena na nejlepší karatisty České republiky (n=10). Díky sledování tohoto záměrného vzorku na základě výběrových kritérií tyto výsledky můžeme uvádět jako referenční pro ostatní cvičence sportovního karate, nacházející se na nižší výkonnostní úrovni než výzkumný soubor.

## 7. Seznam literatury

1. Aliasing. In *Wikipedia : the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikimedia Foundation, 2001, last modif. 7 September 2009. Čes. rozhraní. [cit. 2011-6-6]. Dostupný z WWW: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Aliasing>>
2. Ancient warfare. In *Wikipedia : the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikimedia Foundation, 2001, last modif. 7 September 2009. [cit. 2008-10-3]. Angl. rozhraní. Dostupný z WWW:<[http://en.wikipedia.org/wiki/Ancient\\_warfare](http://en.wikipedia.org/wiki/Ancient_warfare)>
3. ARUS, E. *Sendo-ryu* [online]. 2008, [cit. 2011-08-07]. Biomechanical analysis of the reverse punch technique in karate and boxing. Dostupné z WWW:<[http://sendo.blog.hu/2008/10/31/biomechanical\\_analysis\\_of\\_the\\_reverse\\_punch\\_technique\\_in\\_karate\\_amp\\_and\\_boxing](http://sendo.blog.hu/2008/10/31/biomechanical_analysis_of_the_reverse_punch_technique_in_karate_amp_and_boxing)>
4. BARRY, et al., Single maximal versus combination punch kinematics. *Sports Biomechanics*, 2011, vol. 10, n. 1, p. 1-11.
5. BARTŮŇKOVÁ, S. *Fyziologie člověka a tělesných cvičení*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1171-6
6. BASMAJIAN, J.V., DELUCA, C.J. *Muscles alive: their function revealed by electromyography*. Baltimore : Wiliams & Wilkins, 1985. ISBN 978-0683004144.
7. BASTLOVÁ, P., et al. Svalové synergie horní končetiny: polyEMG studie pro klinickou praxi. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2011, roč. 18, č. 1, p. 3-8.
8. BENEŠOVÁ, M., HOLUBÁŘOVÁ, J., PÁNEK, D., PAVLŮ, D. Využití proprioceptivní neuromuskulární facilitace u pacientů s desaultovou fixací ramenního kloubu. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2011, roč. 18, č. 1, s. 14-19.
9. CLACK, J.A. An early tetrapod from “Romer’s Gap“. *Nature*, vol. 418, p. 72-76, 2002. ISSN 0028-0836
10. COURTONE, C.H. L’anatomie du karate, etude du travail en oi-zuki. *Karate Bushido*, 1991, vol. 185, n. 11.



11. Česko [online]. Zákon č. 283 ze dne 21. června 1991 o Policii České Republiky. Dostupný z: [http://aplikace.mvcr.cz/archiv2008/dokument/2006/283\\_1991.pdf](http://aplikace.mvcr.cz/archiv2008/dokument/2006/283_1991.pdf)
12. ČIHÁK, R. *Anatomie 1. 2.vydání*. Praha : Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5
13. DART, R.A., CRAIG, D. *Adventures with the missing link*. New York : Harper, 1959.
14. DAY, S. *Importaqnt factors in Surface EMG Meausrement* [online]. Calgary : Bortec Biomedical Ltd., 2002 [cit. 2011-08-07]. Dostupné z WWW: <[http://edge.rit.edu/content/P08027/public/IRB/Papers/intro\\_EMG.pdf](http://edge.rit.edu/content/P08027/public/IRB/Papers/intro_EMG.pdf)>.
15. DECKER, M., et al. Serratus Anterior Muscle Activity During Selected Rehabilitation Exercises. *The American Journal of Sports Medicine*, 1999, vol. 27, n. 6, p. 784-791.
16. DELAVIER, F. *Strength training anatomy 2nd ed.* Champaign, IL : Human Kinetics, 2005. ISBN 0-7360-6368-4
17. DELUCA, C.J., Erim, Z. Common drive in motor units of a synergistic muscle pair. *Journal of Neurophysiology*, 2001, vol.11.
18. DELUCA, C.J., The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 1997, vol. 13, n. 2, p. 135-163.
19. DEMURA, F. *Shito-Ryu Karate*. Los Angeles : Ohara Publications, 1973. LCCN 74-169720
20. DERRICK, T.R., BATES, B.T., DUFEK, J.S. Comparative evaluation of time-series data sets using the Pearson product-moment correlation coefficient. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1994, vol. 26, n. 7, p. 919-928.
21. DIACU, F. On the dynamics of karate. *Pi in the Sky*, 2003, vol. 6, p. 9-11.
22. DINN, N.A., BEHM, D.G. A comparision of Ballistic-movement and Ballistic-Intent training on muscle strength and activation. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2007, vol. 2, p. 386-399.
23. DWORAK, L.B. et al. Characteristsics of kinematics and kinetics of strokes in karate – biomechanical approach. *XXIII International symposium on biomechanics in sports*, Beijing, 2005.

24. DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha : Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0
25. FERREIRA, M.A.R., BRITO, A.V. Electromechanical delay in ballistic movement of superior limb: Coparation between karate athletes and nonathletes. *Perceptual and Motor Skills*, 2010, vol. 111, p. 722-734.
26. FOJTÍK, I. *Duch budó*. Praha : Naše vojsko, 2006. ISBN 80-206-0810-9
27. FUNAKOSHI, G. *Karate-Do Kyohan: The Master Text*. USA: Kodansha Int., 1973. ISBN 978-0870111907
28. GULLEDGE, J.K., DAPENA, J. A comparision of the reverse and power punches in oriental martial arts. *Journal of Sport Science*, 2008, vol. 26, n. 2, p. 189-196.
29. HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2005. ISBN 80-7013-393-7
30. HARASIN, D., MILANOVIČ, D., ČOH, M. 3D kinematcs of the swing arm in the second double-support phase of rotational shot put-elite vs sub-elite athletes. *Kinesiology*, 2010, vol. 42, n. 2, p. 169-174. ISSN:13311441
31. HERMENS, H.J., FRERIKS, B. *The State of the Art on Sensors and Sensor Placement Procedures for Surface ElectroMyoGraphy: A proposal for sensor placement procedures*, SENIAM project, Enschede : Roessingh Research and Development, 1997. ISBN 90-75452-09-8
32. HOFMANN, M., WITTE, K., EMMERMACHER, P. Biomechanical analysis of fist punch gyaku-zuki in karate. *International symposium on biomechanics in sports*, Seoul, 2008.
33. HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011, vol. 21, p. 1-12.
34. HUG, F., DOREL, S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, vol. 19, p. 182-198.

35. KABELÍKOVÁ, K., VÁVROVÁ M. *Cvičení k obnovení a udržování svalové rovnováhy*. Praha : Grada, 1997. ISBN 80-7169-384-7
36. KADEŘÁBEK, J. *Vliv fyzické zátěže na elektrickou aktivitu svalů*, Bakalářská práce. Brno : fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008.
37. KAPANDJI, I.A. *The Physiology of the joints – vol.1 Upper Limb*. London : Churchill Livingstone, 1982. ISBN 978-0443025044
38. KARAS, V., OTÁHAL, S. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Skripta Katedra anatomie a biomechaniky. Praha : UK FTVS, 1991. ISBN 8070665149
39. KELLER, O. *Obecná elektromyografie*. Praha : Triton, 1999. ISBN 80-7254-047-5
40. KNIGHT, J.F., et al. Uses of accelerometer data collected from a wearable system. *Pers. Ubiquit. Comput*, 2007, vol. 11, p. 117-132.
41. KOLÁŘ, F., KOLÁŘ, M. *Základy sportovního karate a úderové techniky pro sebeobranu*. Praha : Olympia, 1982 ISBN
42. KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2006, roč. 13, č. 4, s. 155-170.
43. *Kompendium - patobiomechanika a patokinesiologie* [online]. 2011 [cit. 2011-08-15]. Kinematika pohybu člověka. Dostupné z WWW:<<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/kinematika.php>>
44. KONRAD, P. [online]. 2005. *The ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Dostupné z WWW:<http://www.demotu.org/aulas/controle/ABCofEMG.pdf>
45. KRÁL, P. et al. *Učební texty pro trenéry 3. a 2. tříd*. Praha : Olympia, 2004
46. KRIŠTOFIČ, J., VALOUCHOVÁ, P. Aktivita vybraných svalů při různých způsobech provádění kliku. Sborník ze semináře „*Pohybové aktivity v biosociálním kontextu*“. Praha : Karolinum. 2009. s 43-52. ISBN 978-80-246-1553-0

47. KROBOT, A., MÍKOVÁ, M., BASTLOVÁ, P. Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2004, roč. 12, č. 2, s. 88-94.
48. LACHNIT, Z. Inerciální snímače pro zpestřování odometrie mobilních robotů – bakalářská práce, Brno : VÚT, 2007.
49. LEBEDEV, O.A. Fins made for walking. *Nature*, 1997, č. 390, s. 21-22.
50. LINC, R., DOUBKOVÁ, A. *Anatomie hybnosti I*. Praha : Karolinum, 1999. ISBN 80-7184-993-6
51. LUDEWIG P.M., et al. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. *American Journal of Sports Medicine*, 2004, vol. 32, n. 2, p. 484-493.
52. MÁČEK, M., VÁVRA, J. *Fyziologie a patofyziologie tělesné zátěže*. 2. vyd. Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství, 1988. ISBN 08-080-88
53. MASSÓ, N., et al. Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Medicine de l'Esport.*, 2010, vol 45, n. 165, p. 121-130.
54. McCARTHY, P. *The Bible of Karate: Bubishi*. Tokyo : Tuttle Publishing, 1995. ISBN 9780804820158
55. Megawin software. *ME6000 Device Manual* [CD]. Finland : Megawin Electronics Ltd., 2004
56. MESIN, L., MERLETTI, R., RAINOLDI, A. Surface EMG: The issue of electrode location. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, vol. 19, p. 719 -726.
57. NAKAYAMA, M. *Dynamic karate*. Tokyo : Kodansha Int. Ltd., 1966. ISBN 0-87011-788-2
58. NETO, O.P., MAGINI, M., SABA, M.F. The role of effective mass and hand speed in the performance of kung fu athletes compared with nonpractioners. *Journal of Applied Biomechanics*, 2007, vol. 23, p. 139-148.
59. PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J.. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2009, roč. 16, č. 4, s. 177-180.

60. PAVELKA, R. Kineziologická analýza dynamického kliku jako napodobivého cvičení úderu v bojových sportech. *Sborník mezinárodní studentské konference – Věda v pohybu, pohyb ve vědě 2009*, Praha : FTVS UK, 2009, s. 79 – 83, ISBN 978-80-86317-69-4
61. PAVELKA, R. *Vývoj úderu horní končetinou v evoluci člověka*, kreditní práce. Praha : FTVS, 2009.
62. PAVELKA, R., SATRAPOVÁ, L., KRAČMAR, B. Kineziologická analýza modifikací kliku jako posilovacího cvičení a využití ve fyzioterapii. *Rehabilitace a Fyzikální lékařství*, 2010, roč. 17, č. 3, str. 129-133.
63. Prehistoric warfare. In *Wikipedia : the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikimedia Foundation, 2001, last modif. 2 September 2009. [cit. 2008-10-3]. Angl. rozhraní. Dostupný z WWW: <[http://en.wikipedia.org/wiki/Prehistoric\\_warfare](http://en.wikipedia.org/wiki/Prehistoric_warfare)>
64. REAZ, M.B.I., HUSSAIN, M.S., MOHD-YASIN, F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol. Proceed. Online*, 2006, vol. 8. n.1, p. 11-35.
65. RICHMOND, B.G., AIELLO, LC., WOOD, B.A. Early hominin limb proportions. *Journal of Human Evolution*, vol. 43, n. 4, p. 529-548, 2002.
66. ROČEK, Z. *Historie obratlovců*. Praha : Academia, 2002. ISBN 80-200-0858-6
67. ROMAIN, B.S., MAHAR, M.T. Norm-Referenced and Criterion-Referenced Reliability of the Push-Up and Modified Pull-Up. *Measurement in physical education and exercise science*, 2001, vol. 5, n. 2, p. 67-80.
68. ROSS, E.D., PRODAN, C.I., MONNOT, M. Human Facial Expressions Are Organized Functionally Across the Upper-Lower Facial Axis. *Neuroscientist*, vol. 13, n. 5, p. 433-446, 2007.
69. ROSYPAL, S. a kol. *Nový přehled biologie*. 1. vyd. Praha: Scientia, 2003. ISBN 80-7183-268-5
70. SCOTT, J., LOCKARD, J.S. Competition coalitions and conflict interventions among captive female gorillas. *International Journal of Primatology*, 2007, vol. 28, p. 761-781.

71. SCHMIDT, R. F. *Memorix, Fyziologie*. 1. vyd. Praha: 1993. ISBN 80-85526-18-2
72. SMIT, S. *Karate: The Essential Guide to Mastering the Art*. London: New Holland Publishers, 2001. ISBN 1859747221
73. SMITH, P.K., HAMILL, J. The effect of punching glove type and skill level on momentum transfer. *Journal of Human Movement Studies*, 1986, vol. 112, p. 153-161.
74. SOLNIK, S., et al. Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European Journal of Applied Physiology*, 2010, vol. 110, p. 489-498.
75. STEGEMAN, D.F., HERMENS, H.J. [online]. 1997, [cit. 2011-08-07] *Standards for surface electromyography: the European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)*. Dostupné z WWW: <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>
76. STERKOWICZ, S. Charakterystyka wybranych wskaźników określających stan przygotowania zawodników karate. *Wyd. AWF Kraków*, 1992, vol. 47.
77. ŠEBEJ, F. *Karate kata*. Bratislava : Timy, 2000. ISBN 80-88799-94-5
78. THORPE, S.K.S., HOLDER, R.L., CROMPTON, R.H. Origin of Human Bipedalism As an Adaptation for Locomotion on Flexible Branches. *Science*, vol. 316, n. 5829, p. 1328-1331, 2007.
79. TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G. *Myofascial Pain and Dysfunction: the triggerpoint manual. Vol. 1. Upper Half of Body*, Baltimore : Williams & Wilkins, 1999. ISBN 9780683083637
80. TUCKER, W.S. Effects of Hand Placement on Scapular Muscle Activation During the Push-Up Plus Exercise. *Athletic Training and Sports Health Care*, 2009, vol. 1, n. 3, p. 107-113.
81. TUCKER, W.S., et al. Electromyography of 3 scapular muscles: A comparative analysis of the cuff link device and standard push-up. *Journal of Athletic Training*, 2008, vol. 43, n. 5, p. 464-469.

82. VACKOVÁ, P. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce* – diplomová práce. Praha : UK FTVS, 2004.
83. VANČATA, V. *Paleoantropologie a evoluční antropologie* – učebnní text. Praha : Pedagogická fakulta, UK, 2005.
84. VÉLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha : Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9
85. VILENSKY, J.A. Locomotor behavior and control in human and non-human primates: comparision with cats and dogs. *Neuroscience Biobehavioral Reviews*, vol. 11, n. 3, p. 263-274, 1987.
86. VOIGT, M. A telescoping effect of the human hand and forearm during high energy impacts. *Journal of Biomechanics*, 1989, vol. 22, p. 1065.
87. VOSS, D., et al. *Proprioceptive neuromuscular facilitation. Patterns and techniques, 3rd edition*. Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 1985.
88. WAILIKO, T.J. et al. Biomechanics of the head for Olympics boxer punches to the face. *British Journal of Sports Medicine*, 2005, vol. 39, p. 710-719.
89. WILK, S.R., et al. The physics of karate. *Amercian Journal of Physics*, 1983, vol. 51, p. 783-790.
90. WINDHORST, U., JOHANSSON, H. *Modern techniques in neuroscience research*. Berlin : Springer, 1999. ISBN 3-540-64460-1.
91. WITTE, K., et al. Electromyographic researches of gyaku-zuki in karate kumite. *XXIII International symposium on biomechanics in sports*, Beijing, 2005.
92. WOOD, B., RICHMOND, B.G. Human evolution: taxonomy and paleobiology. *Journal of Anatomy*, 2000, vol. 196, p. 9-60.
93. YOUNG, J. *The life of vertebrates*. Oxford : Clarendon Press, 1981.