

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**KINEZIOLOGICKÁ ANALÝZA ÚDERU HORNÍ KONČETINOU VE
SPORTOVNÍM KARATE**

Autoreferát disertační práce

Praha 2011

Mgr. Radim Pavelka

Teze disertační práce

Vědní obor: Kinantropologie

Autor: Mgr. Radim Pavelka

Název práce: Kineziologická analýza úderu horní končetinou ve sportovním karate

Školitel: Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Školící pracoviště: Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Katedra sportů v přírodě
Katedra technických a úpolových sportů

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 akirální části horní končetiny zvolených pohybů.

Klíčová slova:

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

1. ÚVOD

1.1 EVOLUCE HORNÍ KONČETINY

Nejvýznamnějším obdobím v evoluci horní končetiny je bezpochyby přechod obratlovců na souš (Roček, 2002). Následně došlo k postupnému přesunu končetiny z pozice na boku přímo pod tělo. Došlo tím k ekonomizaci suchozemské antigravitační strategie lopatkového pletence (Krobot et al., 2004). S narůstající vývojovou addukcí dochází ke snižování energetické náročnosti udržování postury (Vacková, 2004). Dle Krobota (2004) se tak v evoluci obratlovců místo hrubé síly začala prosazovat svalová koordinace s izometrickým až excentrickým zapojením jednotlivých svalových skupin.

O lopatce jako takové můžeme mluvit až u placentálů, kdy 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).

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 pletence (Vančata, 2005). Lopatkový pletenec je dle Krobota (2004) morfologickou a funkční křížovatkou mezi páteří či trupem a horní končetinou, a tedy axiální i respirační motorikou a ideomotorikou akrálních částí 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. Podle Dylevského (2009) je horní končetina komunikační orgán a je pro ni typický manipulační pohyb. Většina lokomočních funkcí zmizela během ontogeneze.

1.2 VZNIK ÚDERU HORNÍ KONČETINOU

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

Když během evoluce vzniká rod Homo, vytvářejí se předpoklady ke vzniku lidské kultury, dochází ke zvětšování postavy, dolní končetiny se prodlužují, ruka má stále pohyblivější palec schopný dokonalé opozice. 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 (Vančata, 2005). 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.

První známky útoku člověka na člověka jsou z doby neandrtálců, kdy se našli hroty oštěpů vložených v jejich kostře. Je tedy patrné, že s evolucí lidského válčení dochází i k evoluci zbraní. Pokud se jednalo o přežití, bylo použito jakéhokoliv prostředku, pomocí kterého byl útok silnější. Umět bojovat beze zbraně mělo v boji výhodu, pokud válečník o svoji zbraň přišel. Válčení beze zbraně však jako samostatná forma neexistovala.

1.3 VÝVOJ BOJOVÝCH UMĚNÍ BEZE ZBRANĚ

V letech 1800-1200 př.n.l. jsou po rozkladu civilizace kolem řeky Indu 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 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 Athénach. 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. 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 (okinavské 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).

Úder horní končetinou ve sportovním karate 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.

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 (Fojtík, 2006).

1.4 CHARAKTERISTIKA ÚDERU V KARATE

Úder v karate je „uměle“ dotvořená forma úderu horní končetinou dle biomechanických, fyziologických, anatomických a fyzikálních poznatků za účelem co nejekonomičtějšího a nejvíce destruktivního účinku úderu. (Pavelka, 2009).

Úder je udělení kinetické energie balistickým pohybem (Véle, 2006) a je nutné počítat s vyvoláním síly nutné ke stabilizaci těla a s reaktivní silou v místě opory.

Gjakucuki je různostranný úder paží umístěnou na opačné straně, než je vykročená noha. 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. Přenos energie putuje od boků přes hrudník, ramena, paže k pěstí 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 jakémoliv 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.

V karate není vyžadován takový pohyb, kdy je těžkým předmětem pohybováno pomalu, ale takový, kdy je lehkým předmětem pohybováno maximální rychlostí (Nakayama, 1966). Při úderu v karate platí, že větší rychlosti lze dosáhnout, pokud síla působí po delší dráze k cíli.

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. 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.

1. 5 KONCENTRACE SÍLY

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 mezisvalovou koordinaci. 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% (Witte, 2005).

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. 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 pěsti (Arus, 2008). Rotace boků je jedna z nejdůležitějších zásad správně provedeného úderu v karate.

2. CÍLE A ÚKOLY PRÁCE

2.1 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 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.

2.2 ÚKOLY PRÁCE

- provést rešerši odborných a vědeckých materiálů a formulovat teoretická východiska
- stanovit design výzkumu
- vybrat reprezentativní výzkumný soubor a vhodné svaly
- realizovat terénní výzkum
- zpracovat a interpretovat získaná data

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? Je možné porovnat kineziologický obsah pohybu na základě pořadí nástupu svalové aktivace u různých forem úderu a na stejném principu porovnat s provedením kliku?

2.3 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

4. METODIKA

4.1 POPIS SLEDOVANÉHO SOUBORU

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 (japonská asociace karate). Výběrová kritéria zahrnovala dobu cvičení karate přes 10 let, minimálně mistrovský technický stupeň 1.dan (u JKA 1.kyu)¹, aktivní soutěžní účast na mezinárodním poli v roce, ve kterém 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. Tato volba byla provedena na základě expertního posouzení nejlepší techniky karate a výsledků na domácích turnajích (17x vítěz mistrovství České republiky).

4.2 INSTRUMENTÁRIUM

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 měřícím rozpětím +/- 8192 μ V pro záznam EMG. Citlivost přístroje 1 μ V na dílek, pásmová propust 8-500 Hz. Možnost záznamu do interní paměti 2GB, nebo bezdrátově rovnou do PC.

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

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

¹ 1.dan – černý pás/mistrovský stupeň; 1.kyu – hnědý pás/nejvyšší žákovský stupeň

4.3 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:

- přímý různostranný úder (giakucuki)
- přímý různostranný úder do zavěšeného boxerského pytle vážícího 25kg
- přímý různostranný úder s použitím gumového expandéru upevněného za probandem
- provedení dynamického provedení kliku. 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). Během provádění kliku by mohlo dojít ke svalové únavě, proto se analyzovaly pouze tři pokusy z celkových deseti provedení kliku. Měření bylo provedeno po důkladném individuálním zahřátí a rozcvičení probanda.

4.4 ANALÝZA DAT

Synchronizace EMG záznamu s videozáznamem byla provedena v počítačovém programu MegaWin software (Mega 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. 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.

3.5 Měřené svaly

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

- m. trapezius dx., pars descendens
- m. infraspinatus dx.
- m. trapezius dx., pars transversa
- m. latissimus dorsi dx.
- m. deltoideus dx., pars clavicularis
- m. deltoideus dx., pars spinalis
- m. biceps brachii dx.
- m. triceps brachii dx.
- m. serratus anterior dx.
- m. pectoralis major dx.
- m. obliquus externus abdominis dx.
- m. obliquus externus abdominis sin.

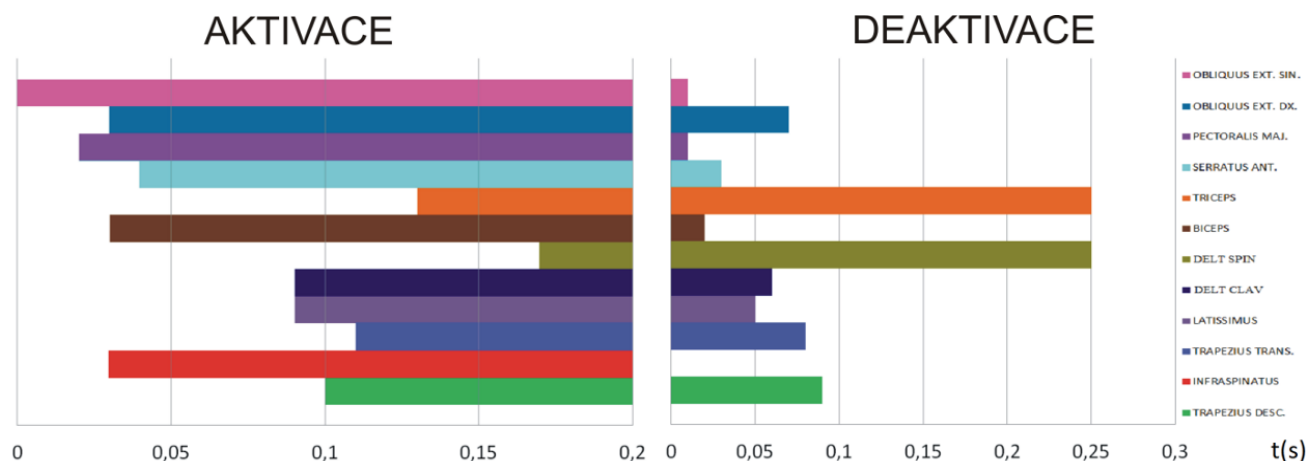
Před aplikací elektrod byla pokožka očištěna, odmaštěna alkoholem a zbavena případného ochlupení. Elektrody byly umístěny ve směru svalových vláken. Přesnou lokaci pomocí palpce určoval vyškolený fyzioterapeut. Pro eliminaci výskytu artefaktů bylo dodrženo doporučení výběru a lokalizace elektrod dle SENIAM².

² SENIAM (Surface EMG for the Non-Invasive Assesment of Muscles) je organizovaný projekt zabývající se aplikací a výzkumem povrchové elektromyografie v Evropě, slouží ke shromáždění výsledků a klinických analýz. Zaměřuje se na EMG senzory a jejich instalace, zpracování a vyhodnocení signálu. Jedná se o spojení šestnácti evropských výzkumných skupin zabývajících se povrchovou elektromyografií (Stageman, Hermens, 1997).

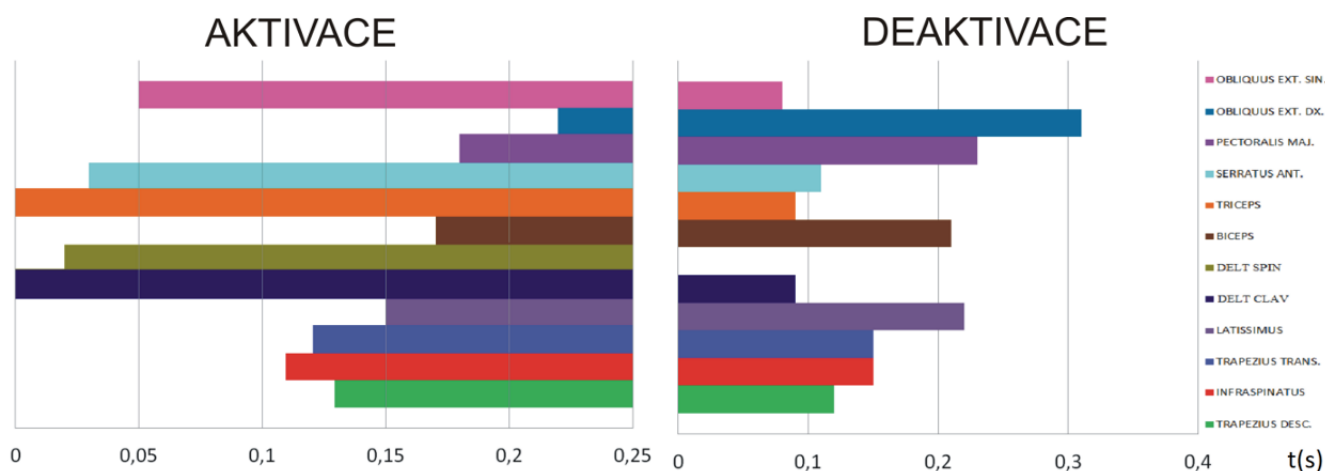
5. VÝSLEDKY A DISKUSE

Níže uvedené grafy znázorňují rozdílnost pořadí zapojení svalů do pohybu při úderu a při provedení kliku. Kineziologická analýza byla provedena na vybraném probandovi č.5.

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



Graf 2 Pořadí svalové aktivity a deaktivace probanda č. 5 při provedení dynamického kliku (excentrická fáze)



5.1 INTRAINVIDUÁLNÍ POROVNÁNÍ POHYBU

PŘÍMÝ ÚDER BEZ ODPORU

Ze záznamu je patrné, že celý pohyb začíná rotací trupu, při různostranném úderu pohyb začíná m. obliquus externus abdominis sin. Karatista si připravuje pozici trupu do výhodné startovní polohy a bezprostředně po tom (0,03 s) rotuje trup na opačnou stranu. Začátek pohybu se shoduje s popisem pohybu úderu (Nakayama, 1966) a je tím dodržena jedna z nejdůležitějších zásad správně provedeného úderu v karate (Arus, 2008). Rotací trupu

začínají všechny měřené způsoby úderu (do zavěšeného pytle i úder s expandérem). Rozdílně excentrickou fázi kliku začínají svaly m. triceps brachii a m. deltoideus (viz. graf 2).

Dále na grafu č.1 lze vyčíst velice malé zpoždění až současnou kontrakci mezi několika svaly. Jedná se o m. pectoralis maj.dx. při začínající změně pozice z extenze do flexe v ramenním kloubu, později při současné vnitřní rotaci. M. biceps brachii dx. na moment ještě více supinuje flektované předloktí v úvodu úderu, m. infraspinatus dx. svou funkcí udržuje optimální pozici paže při provádění přímého úderu, aby nedocházelo k přílišnému vychýlení trajektorie úderu do středu těla – pracuje jako antagonist m. pectoralis maj.dx.

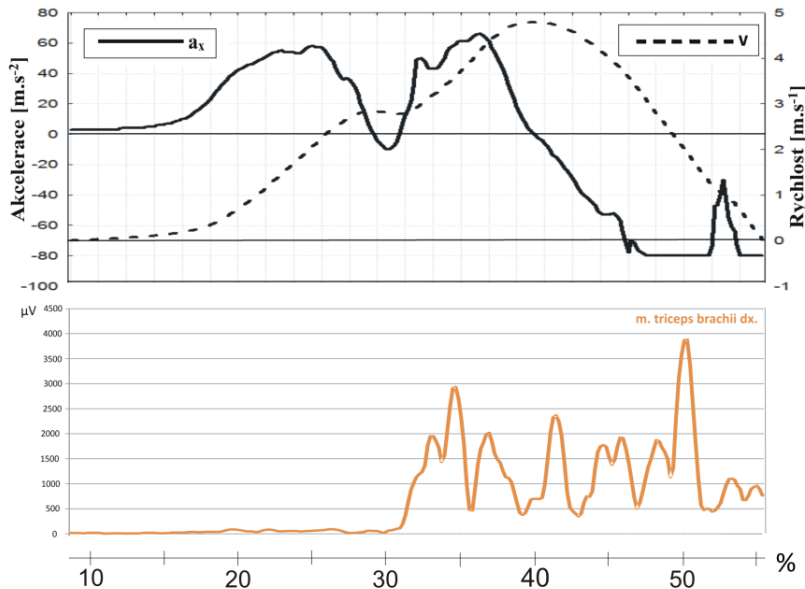
V druhé fázi pohybu (pro kterou je charakteristický pohyb ramenního pletence a horní končetiny vpřed až do začátku extenze v loketním kloubu) se aktivuje klavikulární část svalu m. deltoideus dx., který v tomto momentě plní významnou roli při protrakci ramenního pletence a celkově při flexi ramenního kloubu. Doposud pohyb akrální části horní končetiny probíhal v sagitální rovině pasivně díky rotaci trupu, nyní nastupuje aktivní pohyb horní končetiny vpřed a tím nabírání rychlosti potřebné k účinnosti úderu. Začátek pohybu koresponduje s minimální akcelerací pěsti, stejný jev uvádí Witte (2005). V této fázi je důležitá a pro karate charakteristická vnitřní rotace paže v ramenním kloubu, kterou mimo jiné provádí m. latissimus dorsi. Další v pořadí se zapojují téměř současně obě porce trapézového svalu (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 - u zmiňovaného probanda 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 graf 3).

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 křivce EMG lze pozorovat nárůst elektrického napětí ve svalectech kolem 58 % celkové doby úderu. Zde dochází ke 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).

Graf 3 Graf akcelerace a rychlosti akrální části horní končetiny během extenze loketního kloubu při provádění úderu probandem č. 5 (moment max.rychlosti)



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. Z grafu č.1 je patrné, že svaly zapojující se do pohybu jako poslední, zároveň zůstávají v pohybu nejdéle aktivní.

KLIK

Jako první svaly začínají pohyb klavikulární část svalu m. deltoideus dx. a m. triceps brachii dx. 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 diferenciacie nástupu aktivace mm. obliqui abdominis externi (sinister 0,05 s a dexter 0,22 s – viz graf 2) 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) 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 také analýza pronátorů předloktí, které jsou uloženy hlouběji.

Podobným způsobem je v disertační práci popsána i postupná aktivace a deaktivace měřených svalů při provádění přímého úderu bez překážky, do visícího pytle, s odporem expandéru a při provádění dynamického kliku.

5.2 INTERINDIVIDUÁLNÍ POROVNÁNÍ POHYBU

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. 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 1). Celková souhra svalů je při provedení dynamického kliku (excentrická fáze) méně diferencovaná než při provedení úderů v jakékoliv formě.

Tabulka 1 Výskyt popsanych 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		
fenomén	Celk.výskyt jevu														
	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.

Z uvedeného vyplývá, že lze stanovit jednotlivá pořadí svalů aktivovaných do pohybu na základě věcné významnosti početní převahy výskytu pořadí u všech měřených probandů (n=10).

Např. různostranný přímý úder (bez odporu):

1 - m.obliquus externus abdominis sin., 2 – m. obliquus externus abdominis dx. + m. biceps brachii dx., 3 – m. pectoralis maj dx., 4 – m. serratus anterior dx., 5 – m. infraspinatus dx. + m. latissimus dorsi dx. Posledními aktivovanými svaly jsou m. triceps brachii dx. a m. deltoideus dx., pars spinalis.

Stejným způsobem bylo v předložené práci uvedeno pořadí nástupů svalové aktivace při všech zkoumaných pohybech

Tabulka 2 Průměr maximálních rychlostí jednotlivých pohybů všech probandů

PROBAND	Vmax [m.s ⁻¹] ÚDER	Vmax [m.s ⁻¹] PYTEL	Vmax [m.s ⁻¹] 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.

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). Z tabulky č.1 vyplývá, že maximální rychlost přímého úderu do pytle byla v 80 % vyšší než 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).

Z tabulky č.2 je patrné, že vyšší technický stupeň vyspělosti v karate neznamená 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 3,37 m.s⁻¹. Rychlost úderu probanda č.8 s nejnižším technickým stupněm (1.kyu) přesahuje 8 m.s⁻¹. Po detailnější analýze rychlosti a videozáznamu úderu jsme dosáhli vysvětlení: na výsledky akcelerometru má zásadní vliv trajektorie pohybu akrální části horní končetiny. Tím se opět potvrzuje důraz trenérů na správnou techniku v karate.

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. 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.

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. Energie je 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 provádění 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. 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.

Uvedené poznatky jsou limitované výběrem výzkumného souboru. Platnost je 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 VYBRANÉ LITERATURY

1. 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>
2. 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>
3. BARRY, et al., Single maximal versus combination punch kinematics. *Sports Biomechanics*, 2011, vol. 10, n. 1, p. 1-11.
4. DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha : Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0
5. FOJTÍK, I. *Duch budó*. Praha : Naše vojsko, 2006. ISBN 80-206-0810-9
6. HUG, F., DOREL, S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, vol. 19, p. 182-198.
7. KABELÍKOVÁ, K., VÁVROVÁ M. *Cvičení k obnovení a udržování svalové rovnováhy*. Praha : Grada, 1997. ISBN 80-7169-384-7
8. KONRAD, P. [online]. 2005. *The ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Dostupné z WWW:<http://www.demotu.org/aulas/controlle/ABCofEMG.pdf>
9. 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.
10. McCARTHY, P. *The Bible of Karate: Bubishi*. Tokyo : Tuttle Publishing, 1995. ISBN 9780804820158
11. NAKAYAMA, M. *Dynamic karate*. Tokyo : Kodansha Int. Ltd., 1966. ISBN 0-87011-788-2
12. PAVELKA, R. *Vývoj úderu horní končetinou v evoluci člověka*, kreditní práce. Praha : FTVS, 2009.
13. ROČEK, Z. *Historie obratlovců*. Praha : Academia, 2002. ISBN 80-200-0858-6

14. 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>
15. ŠEBEJ, F. *Karate kata*. Bratislava : Timy, 2000. ISBN 80-88799-94-5
16. VACKOVÁ, P. *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce – diplomová práce*. Praha : UK FTVS, 2004.
17. VANČATA, V. *Paleoantropologie a evoluční antropologie – učebnní text*. Praha : Pedagogická fakulta, UK, 2005.
18. VÉLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha : Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9
19. VOIGT, M. A telescoping effect of the human hand and forearm during high energy impacts. *Journal of Biomechanics*, 1989, vol. 22, p. 1065.
20. WITTE, K., et al. Electromyographic researches of gyaku-zuki in karate kumite. *XXIII International symposium on biomechanics in sports*, Beijing, 2005.