

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu



**Evaluace softballových hodů pomocí povrchové elektromyografie
a kinematické analýzy (2D a 3D)**

Disertační práce

Vedoucí práce:

Doc. PhDr. Vladimír Süss, Ph.D.

Zpracovala:

Mgr. Petra Pravečková

Odborný konzultant:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc

2009

Abstract

Headline: Evaluation of the throwing motion in softball using surface electromyography and 2D and 3D kinematics analysis

Aim of the Thesis: To point out differences in the internal structure of various overhead throws (throwing motion in softball and in track & field (javelin), two-hand overhead throwing of a medicine ball). To describe these differences using surface electromyography and to find the cause thereof based on 2D and 3D kinematics analysis.

Methods: Surface EMG measurement in combination with 2D and 3D kinematics analysis (using synchronized video recordings).

Results: The results indicate differences amongst the mechanics of the throwing motion in individual disciplines. The relative timing of two various throwing motions is different from the viewpoint of an intra-individual comparison, except for the “normal throwing motion” and javelin throw from the spot, which have the same relative timing. The relative timing is different for other various throwing motions. With the use of 2D and 3D kinematics analysis, it is possible to find the causes of the differences in the internal structure of the measured throwing motions. From an intra-individual viewpoint, the relative timing of a single type of throwing motion does not change within the group of overhead throwing motions.

Key words: overhead throwing motion, softball, electromyography, muscular stress, 2D and 3D kinematics analysis, muscular string, correlation, rotational kinetic formula

Touto cestou bych chtěla poděkovat všem, kteří mi s prací pomohli, zejména PhDr. Vladimíru Süssovi, Ph.D. za odborné vedení a za cenné rady při jejím zpracování, Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za pomoc v oblasti kineziologie a dále Ing. Františku Zahálkovi, Ph.D. za poskytování konzultací v oblasti kinematických analýz. Samozřejmě velké díky patří i mé rodině, kamarádům a kolegům v zaměstnání za jejich toleranci v období, kdy tato disertační práce vznikala.

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracovala samostatně a že jsem použila pouze literaturu uvedenou v seznamu bibliografických citací. Peňa Pavčková

Svoluji k zapůjčení své disertační práce ke studijním účelům.

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

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

Obsah

1	Uvedení do problému	8
2	Charakteristika softballu.....	10
2.1	Základní popis a zařazení.....	11
3	Pohybová charakteristika hodu a jeho fáze	13
3.1	Popis hodu vrchním obloukem z bočního postavení s použitím nohou (normální hod)	13
3.2	Popis hodu vrchním obloukem z čelního postavení bez použití nohou	14
3.3	Popis hodu oštěpem z místa	14
3.4	Popis hodu obouruč vrchním obloukem medicinbalem	15
4.	Kineziologický pohled	17
4.1	Postura, atituda, stabilizace	17
4.2	Svalový tonus, pracovní režim svalů a jejich aktivita	19
4.3	Hybné stereotypy a jejich dynamika	20
4.4	Pohyb při přenosu síly mezi subjektem a objektem	21
4.5	Svalové smyčky, řetězce a řetězení činnosti svalů	22
4.6	Svalové řetězce v oblasti pletence ramenního.....	23
5	Povrchová elektromyografie	25
6	Cíle a úkoly práce.....	28
6.1	Cíle.....	28
6.2	Úkoly práce.....	28
6.3	Vědecká otázka	28
6.4	Hypotézy	28
7	Metodika práce.....	29
7.1	Obecná charakteristika výzkumu	29
7.2	Metodologická poznámka	30
7.3	Charakteristika sledovaného souboru	31
7.4	Charakteristika použitých metod.....	31
7.4.1	Kinematická analýza	31
7.4.2	Elektromyografický záznam.....	34
7.4.3	Metody hodnocení.....	38
7.5	Sledované svaly	38
7.6	Charakteristika sledovaných svalů a jejich měření.....	39
7.7	Výběr pohybu a kritických míst pro měření.....	45
7.8	Popis místa měření a použitého vybavení	46
7.9	Stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů	46
7.10	Popis techniky měření	46
7.11	Design výzkumu	47
8	Výsledková část.....	48
8.1	Hod jednoruč vrchním obloukem softbalovým míčem – normální hod.....	49
8.2	Hod vrchním obloukem jednoruč softbalovým míčem z čelního postavení	55
8.3	Hody jednoruč vrchním obloukem oštěpem a obouruč vrchním obloukem s medicinbalem..	57
9	Diskuse výsledků.....	62
10	Závěr	90
11	Seznam použité literatury	92
12	Přílohy	96

Úvod

V disertační práci se pokusíme popsat provedení různých softballových hodů vrchním obloukem a rozebrat případné rozdíly mezi jednotlivými pokusy. Budeme se snažit porovnat tyto softballové hody mezi sebou a dále je pak porovnat s hody oštěpem a hodem obouruč medicinbalem (též vrchní oblouk). Ve všech případech budeme analyzovat relativní načasování (timing) zapojení vybraných zúčastněných svalů v příslušném svalovém řetězci. K deskripci těchto hodů vrchním obloukem použijeme dvou výzkumných metod – a to povrchové elektromyografie a kinematické analýzy (2D, 3D). To, že volba povrchové elektromyografie (dále SEMG – surface electromyography) jako metody k popisu zapojení svalového řetězce při provedení hodu jednoruč je oprávněná, poukazují pilotní studie Pravečkové, Süss a Kračmara (2006). SEMG umožňuje pomocí povrchových elektrod (monopolárních, bipolárních, multielektrod, tj. větší počet elektrod s minimální vzdáleností) registrovat elektrické projevy činnosti svalového aparátu, kinematická analýza zase synchronně s EMG zachytit vnější projev pohybového vzorce. Oběma výzkumnými metodami dohromady se pak budeme snažit najít příčiny nalezených rozdílů, které předpokládáme.

1 Uvedení do problému

Individuální herní výkon je mnohofaktorový jev, jehož velikost nelze určit přímo, ale lze jej odhadovat pomocí indikátorů herního výkonu (dále pouze IHV). IHV je závislý na jednotlivých výkonech v herních dovednostech (Dobry, 1989; Süss, 2006). Evaluace herních dovedností patří ke každodenním činnostem trenéra ve sportovních hrách. Výkon, ať již IHV nebo výkon v herní dovednosti, je často spojován s výsledkem činnosti hráče, který je měřitelný. Například pro výkon v přihrávce můžeme měřit rychlost hodu, jeho přesnost a lze jej vyjádřit pomocí konkrétního čísla (Süss, 2006). Co však lze říci o dvou provedeních hodu, která mají stejný výsledek? Kromě konstatování, že je stejný výsledek nemůžeme nic soudit o provedení této dovednosti. Proto je nutné hledat další indikátory výkonu, aby trenér mohl tato provedení porovnat (hodnotit).

Hodnocení způsobu provedení pohybových dovedností v tréninku je většinou prováděno na podkladu pozorování, buď přímo nebo pomocí videozáznamu, na základě předem definovaných kritických míst pohybu (Knudson a Morrison, 1997). V některých sportovních hrách bývají také k evaluaci pohybu používány kinematické analýzy, ať již

prostorové nebo plošné (Süss, 2006). Jak v pozorování, tak i v kinematické analýze zjišťujeme však pouze přímo pozorovatelné veličiny, jako je poloha jednotlivých segmentů těla, jejich rychlost a podobně. Takto získané veličiny nazýváme biomechanickými indikátory herního výkonu (Hughes a Barlett, 2002; Süss, 2006). Na jejich základě lze také usuzovat na vnitřní strukturu pohybu, ale jedná se pouze o hrubý odhad. Každá pohybová dovednost je charakteristická svým vnitřním načasováním pohybu. Relativní načasování představuje hlubokou strukturu pohybu, pohybový vzorec. Relativní načasování je časová posloupnost zapojení jednotlivých svalových skupin, které se zúčastňují daného pohybu (Schmidt, 1991). Kreighbaum a Barthles (1990) věnují samostatnou kapitolu analýze pohybových vzorců hodů a vrhů, přičemž rozlišují čtyři skupiny:

- spodní „vzorce“ (softballový nadhoz, spodní podání v odbíjené nebo v badmintonu apod.),
- boční „vzorce“ (hod diskem, tenisové nebo squashové údery forhand a backhand apod.),
- vrchní vzorce (baseballový nadhoz, hod oštěpem apod.),
- kopy (v kopané nebo v americkém fotbalu).

Relativní načasování je v těchto skupinách hodů podobné, ale nikoli totožné. Základní pohybové vzorce jsou ve skupinách podobné, avšak vždy je nutné přihlížet k individuálním předpokladům hráče.

Pro evaluaci hodů z tohoto pohledu je nutné použít metodu, která zjišťuje zapojení jednotlivých svalových skupin. Jednou z takových metod je povrchová elektromyografie (dále SEMG – surface electromyography).

2 Charakteristika softballu

Softball a baseball patří mezi nejrozšířenější pálkovací hry na světě. Oba sporty se těší velké popularitě na celém americkém kontinentu, v karibské oblasti, Asii, Austrálii ale i v Evropě. Do posledních Olympijských her v Pekingu byly zařazeny do programu ještě oba tyto sporty, těch dalších se bohužel zúčastní jen baseballisté, protože softball byl z olympijské rodiny sportů vyřazen.

Baseball je asi nejznámější pálkovací hra na světě, oblíbená zejména díky médiu sledované profesionální soutěži - Major League v USA a v Kanadě. Velmi populární je i na Kubě a v Japonsku. Softball, na rozdíl od baseballu, hrají muži i ženy. Ve světě se pod názvem softball skrývají dvě podobné sportovní hry – fastpitch softball a slowpitch softball. V principu jsou téměř totožné, liší se především provedením nadhozu. Pravidla slowpitch softballu jsou více uzpůsobena rekreačnímu pojetí tím, že není povolen rychlý nadhoz a tak muži a ženy mohou hrát společně. Oproti tomu je fastpitch softball svou povahou hra spíše sportovní (Süss, 2003).

Na OH zastupovaly softball pouze ženy, a to od roku 1996, kdy zvítězily hráčky USA, stejně jako na všech následující OH, kromě již zmíněné poslední, konané v Pekingu, kde se vítězkami staly Japonky. Ke světové špičce kromě těchto dvou týmů patří družstva Austrálie, Číny a Kanady. V Evropě hrají prim, stejně jako v baseballu, družstva Itálie a Nizozemí. České softballistky soupeří s těmito týmy a Ruskem, již se dokonce zvládly vklínit mezi ně, na druhou pozici (1996). V mužském softballu dominují ve světě mužstva Nového Zélandu, Kanady, USA a Japonska. V Evropě patří mezi absolutní špičku družstva České republiky, Nizozemí a Dánska, kde Češi jednoznačně vévodí této trojici a z posledních šampionátů mají nejvíce evropských titulů.

Ač se novodobá historie softballu u nás píše téměř půl století, nemá dnes softball ve společnosti ostatních sportů takovou pozici jako některé mladší sportovní aktivity. V povědomí běžné populace je v pozadí známější verze pálkovací hry, baseballu. I přesto, že výraznější úspěchy za hranicemi naší republiky doposud podávají právě zástupci našeho ženského a mužského národního týmu v softballu.

Softball má u nás poměrně velkou mládežnickou základnu a těší se velké oblibě. Výrazně tomuto napomáhá to, že se provozuje na mnoha školách, a to jak základních, středních tak i vysokých. Konají se mnohé meziškolní soutěže a poháry, díky jimž získává softball mnoho nových mladých hráčů a hráček a jeho popularita stále stoupá. Není také

náhodou, že mnoho nových hřišť vzniká právě při školách, které úzce spolupracují s kluby a při kterých je organizována i velká část softbalových oddílů v naší republice.

Základní popis a zařazení

SOFTBALL ... Kdo nikdy tuto hru nehrál, může asi jen těžko pochopit, proč se jeden tým honí kolem čtverce o hraně 18 metrů a druhý se jej snaží předhonorit házením míčku. Proč vždy stojí jeden hráč z útoku proti devíti hráčům v obraně. Proč všichni jásají, když útočník bouchne do míče úzkou pálkou a pošle jej někam, kde ho už nikdo nikdy nenajde. Proč dokáží trenéři, koučové a hráči debatovat o herních variantách dlouhé hodiny ... Pro nezasvěceného by byla i španělská vesnice nejspíše bližší než softball. Proto vás nebudeme zatěžovat složitými pravidly a omezíme se jen na základní informace, bez kterých se tato práce neobejde.

Softball je sportovní hra pálkovacího typu, která vznikla koncem 19. století na základě úpravy pravidel baseballu. Je to kolektivní hra založená na přísně individuálních výkonech s mnoha specifickými momenty. Účast jednotlivých hráčů ve hře je předem dána (především v útoku) a úspěšnost družstva je podmíněna výkonem všech postupně se prezentujících hráčů. Skutečnost, že každá rozehra je vlastně ze standardních situací, umožňuje oběma stranám zhodnotit situaci ve velmi krátkém časovém úseku a následně pak vybrat optimální řešení. A právě proto se někdy také softballu říká nejrychlejší šachy na světě.

Na rozdíl od týmových sportovních her brankových a síťových, mohou mít větší vliv na výsledek utkání individuální výkony hráčů, zejména nadhazovače a zadáka. Ale i oni musí spolupracovat s ostatními hráči na správném řešení herních situací, vedoucích k zisku bodu a vítězství v utkání. Vztahy v týmu a celkový přístup všech hráčů nelze podceňovat (Süss, 2003).

Repertoár herních činností a způsobů jejich provedení v softballu a v baseballu není příliš široký, zato však je nutné zvládnout je perfektně. Softball vyžaduje rychlost, přesnost, dokonalou koordinaci pohybů, mrštnost, chytrost a agresivitu. Jedná se o následující dovednosti: házení a chytání míče, odpalování a rychlý běh s okamžitým zastavováním a případným novým startem. Zdánlivě složitá pravidla nejsou složitá, jakmile hráči pochopí smysl hry (Süss, 2003).

Z pohledu kondiční náročnosti, v softbalovém ani v baseballovém utkání nedosahují hráči z hlediska energetické spotřeby maximálního zatížení. Důvodem je pravidelné střídání činností prováděných vysokou intenzitou s činnostmi, jejichž intenzita je podprůměrná (Süss, 2003). Je to sportovní disciplína, u které mají své místo jak fyzické předpoklady, jako je

rychlost, síla a obratnost, tak i, a to především, kvalitní zvládnutí technických dovedností a taktického myšlení.

Herní činnosti v softballu patří do skupiny acyklických, neperiodicky prováděných cvičení, kde každý prvek (hod, zpracování míče, odpal) je samostatně ukončeným dějem. Návaznost jednotlivých akcí není stereotypní, ale je podmíněna okamžitou herní situací, způsobem hry, technickou a taktickou vyspělostí hráčů. Pro správné použití herních činností v určité herní situaci je nutná rozvinutá koordinační schopnost.

Z fyziologického hlediska klade softball mimořádné nároky na nervové a humorální řízení pohybové činnosti hráče, zejména na funkci analyzátorů. Všechny tyto analyzátoři reagují na signály z vnějšího prostředí a na základě jejich zpracování je pak analyzována herní situace. Výsledkem je pohybová činnost (Süss, 2006)

3 Pohybová charakteristika hodu a jeho fáze

Hod vrchním obloukem je nejčastěji používaný způsob hodu. Nejen, že je to nejpoužívanější způsob baseballového nadhozu, ale zároveň se jedná o nejčastěji užívaný způsob přihrázení v obraně jak v softballu, tak i v baseballu. Slouží především k překonání co nejdlejší vzdálenosti v co nejkratším čase, opomeneme-li baseballový nadhoz, kde vzdálenost je nahrazena přesností. Jedná se o švihově-rotací pohyb, jehož hlavní fází je švih paže. Jde o silovou část pohybu, kde míči udělujeme potřebnou energii. Právě akcelerátorem švihu je druhá složka pohybu a to rotace. Zahájení rotace pánví směrem k cíli, které přechází na trup a ramena spouští tolik důležitý švih paže (Švehla, 2008). Süß (2003) říká, že: „z hlediska provedení lze rozeznat tři fáze hodu - výkrok a nápřah, vlastní hod a dokončení hodu“.

3.1 Popis hodu vrchním obloukem z bočního postavení s použitím nohou (normální hod)

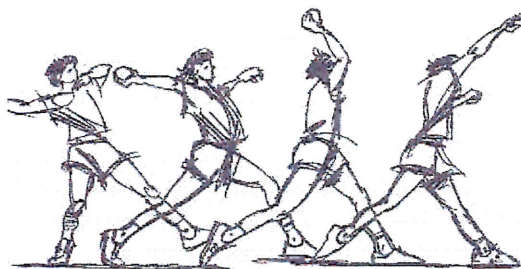
(hráč házející pravou rukou):

1. *Výkrok a nápřah* – výkrok začíná přenesením hmotnosti těla na pravou nohu se současným uchopením míče, spočívajícího v rukavici. Míč uchopíme tak, že ukazováček a prostředníček položíme na míč kolmo přes švy, prsteníček a malík se opírají o míč ze strany a palec umístíme pod míč naproti prvním dvěma prstům (děti nebo hráči s malou rukou mohou použít k úchopu přes švy tři nebo všechny čtyři prsty). Takový úchop nám umožní kontrolu míče a správný pohyb zápěstí. Obě spojené ruce pokračují v pohybu směrem k pravému rameni, kde se rozdělí. Loket pravé ruky odtáhneme od těla a natáhneme paži do zadu s loktem ohnutým vzhůru a zápěstím ohnutým maximálně dozadu. Současně natočíme boky a ramena rovnoběžně se směrem hodu. Levá paže vykonává protipohyb do předpažení, malíkovou hranou směrem nahoru, rukavicí ukazujeme na cíl a levou nohou vykročíme k cíli. Hmotnost je na pravé noze (u praváka). Kontrolní bod: loket pravé paže v nápřahu je výš než pravé rameno.
2. *Švih paže - vlastní hod* (silová fáze) – tato fáze začíná pohybem boků, které rotují vpřed k cíli. Ihned po zahájení rotace boků pokračuje pohyb rotací ramen se současným pohybem pravé paže. Pohyb ramen vede dopředu loket, který nyní směřuje k cíli a vede ruku k závěrečné fázi. Později pokračuje švihem předloktí vpřed na úrovni hlavy. Celý pohyb pravé paže je zakončen těsně před vypuštěním

míče maximálním švihem zápěstí. Míč vypouštíme přes konečky prstů. Při hodu vrchním obloukem by měly prsty umístěné přes švy dodat míči zpětnou rotaci, která umožňuje delší a přímější let míče na cíl. Levá paže vykonává protipohyb, který slouží jednak k udržení rovnováhy během pohybu, ale také jako impuls k rotaci trupu. Paže při švihů je vedena těsně kolem hlavy.

3. *Dokončení hodu* - po vypuštění míče z ruky se pohyb paže nezastaví, ale pokračuje dolů šikmo před tělem. V zápětí dokročíme pravou nohou. Toto dokončení pohybu je velice důležité, protože umožňuje maximální využití síly paže a rotace těla v okamžiku vypuštění míče. Kdybychom zastavili pohyb při vypuštění míče z ruky, zpomalování pohybu by začalo o něco dříve a míči by nebyla při vypuštění udělena maximální možná energie. Správné dokončení pohybu je také důležitou ochranou před zraněním.

Boky, trup a ramena dokončují rotační pohyb pomalým brzděním. Pohyb po hodu není okamžitě zastaven, pravá ruka jej dokončí u levého kolene.



Obr. č. 1: Hod vrchním obloukem z bočního postavení (Šimon, 2004, s.202)

3.2 Popis hodu vrchním obloukem z čelního postavení bez aktivního pohybu nohou

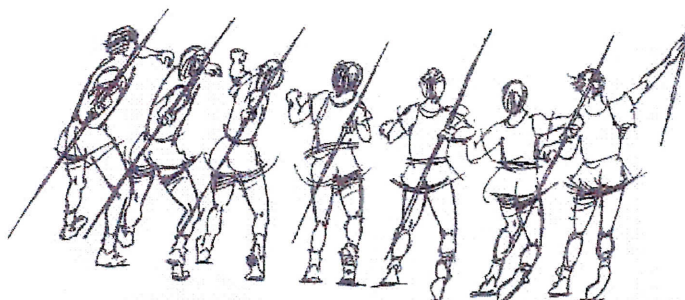
Všechny fáze hodu jsou totožné s „normálním hodem“ vyjma postavení a aktivní práce nohou. Jsme ve stoji rozkročném, nohy jsou zhruba na šířku ramen a kolmo na směr hodu. Paže a trup provádí stejný pohyb jako u hodu horním obloukem popsany v předchozí kapitole 3.1.

3.3 Popis hodu oštěpem z místa

Způsob hodu oštěpem z místa je jako u hodu míčkem. Hod míčkem patří k základním atletickým disciplínám, je vhodnou průpravou pro hod oštěpem. Hod oštěpem i hod míčkem jsou typicky švihové disciplíny. Odhod náčiní švihovým způsobem umožňuje jeho malá

hmotnost. Odhodové pohyby mají výbušný charakter, výrazně se zrychlují a pohyb odhodové paže je relativně přímočarý (Šimon, 2004, s.177).

1. *Výkrok a nápřah* – výkrok začíná přenesením hmotnosti těla na pravou nohu se současným uchopením oštěpu. Držení oštěpu může být dvojího typu: a) palec a prostředník se opírají o konec vinutí, ukazovák je stranou pod oštěpem b) palec a ukazovák se opírají o konec vinutí. Levá noha je v unožení nad zemí, míří do směru hodů a "vyvažuje" úklon trupu a nápřah pravé paže. Pokrčení pravého kolena a úklon trupu vzad se postupně zvětšuje. Přitom vytáčíme pravé rameno zpět a pravou paži co nejdále vzad až k napnutí. Pánev však zůstává v původním směru. Zvětšení nápřahové polohy oštěpař kompenzuje vyšší polohou unožené levé nohy a vyšší polohou levého ramene vůči pravému. Trup je v úklonu, paže se napíná daleko vzad. Tím se dostává oštěpař do postavení, odkud pokračuje stejným způsobem jako při hodů míčkem (Šimon, 2004, s.202).
2. *Švih paže - vlastní hod* - pravá paže je napřimujícím se trupem tažena, prošvihuje vpřed. Odhod zahajuje protáčením a náponem pravé nohy a teprve pak následuje aktivní zaujetí pevné levé opory. Pravé koleno vytáčíme dovnitř a náponem dostáváme trup do čelního lukovitého postavení. Následuje švih celého těla vpřed, prudký pohyb paže loktem dopředu vymrštění oštěpu (Šimon, 2004, s.202).
3. *Dokončení hodů* - po vypuštění oštěpu pokračuje pravá paže šikmo vpřed a končí prudkým sklopením u levého boku.



Obr. č. 2: Hod oštěpem z místa (Šimon, 2004, s.202)

3.4 Popis hodů obouruč vrchním obloukem medicinbalem

Tento hod jako jediný ze zkoumaných hodů je prováděn obouruč.

1. *Nápřah* – proband je rozkročen na šíři ramen. S míčem, který drží oběma rukama před pasem, jde pomalu do zapažení pokrčmo, zatímco nohy se současně s pohybem paží vzad pokrčují a pánev je protlačována vpřed.

2. *Švih paže - vlastní hod* - tato fáze je prováděna nejdynamičtěji, kdy paže i nohy provádějí stejný pohyb jako při nápřahu, tentokrát ale opačným směrem. Míč je vypuštěn při téměř natažených pažích, poslední impuls dodává míči práce zápěstí. Nohy jsou v momentě vypuštění míče napnuté a ve výponu.
3. *Dokončení hodu* – paže pokračují přes předpažení až do připažení. Celý pohyb je prováděn v předozadní rovině. Nohy přejdou z výponu opět do základního postavení.

4. Kineziologický pohled

Hod vrchním obloukem vychází z rotačního pohybového vzorce. Celý rotační pohyb je zde ještě posílen švihovou prací paže ve směru rotace. Horní polovina těla by se zde mohla označit jako *punctum mobile*, jelikož vykonává pohyb. *Punctum fixum*, tedy místo, které poskytuje oporu a kam se soustředí svalové napětí, je v tomto případě dolní končetina, u praváků levá a u leváků pravá. Díky zapojení horních končetin můžeme předpokládat propojení svalových řetězců od místa úchopu míče až k místu opory kontralaterální dolní končetiny. Do pohybu je tak primárně zapojeno celé tělesné schéma. Jelikož se jedná o jednostrannou zátěž v diagonálním charakteru, není zde mechanismus, který by plnil funkci kompenzace torzních sil (Švehla, 2008).

Vzhledem k tomu, že dílčí souhyby celého pohybu jsou spouštěny jednotlivě, je třeba pomocí nervosvalové koordinace řídit postupné zapojování svalových skupin tak, aby komplexně vytvářely ucelený pohyb. Jde především o přesné načasování krátkých kontrakcí a relaxací jednotlivých svalů v oblasti pletence ramenního, zkoordinovaných s rotací trupu a pohybem dolních končetin. Vše musí probíhat v ideálním rytmu a pohyb by měl být uvolněný a plynulý, zajišťující kontrolovaný odhod. Během odhodů dochází k jednooporovému postavení, které při dynamickém provedení klade větší nároky na rovnováhu. Právě vysoká úroveň koordinace v kombinaci s nároky na rovnováhu činí z tohoto pohybu náročnou pohybovou strukturu, která se dá zvládnout až po důkladném nácviku (Švehla, 2008).

U nás se kineziologickou analýzou sportovního pohybu zabývá zejména Kračmar (2002). Snaží se charakterizovat zákonitosti lidské lokomoce při sportovním lokomočním pohybu, který se blíží charakteristice v průběhu lidské motorické ontogeneze. Na podkladě srovnání lokomočního pohybu ve vybraném sportovním odvětví (cyklistika, kanoistika, plavání, sportovní lezení ...) s obecně platnými globálními lokomočními vzory s využitím metody povrchové EMG dochází k obecným závěrům aplikovatelným do dalších sportů. Principy vytvořené Jandou, Levitem, Vojtou a Vélem, v současnosti aktualizované a rozvíjené především Kolářem, vysvětlují podstatu lidského pohybu.

4.1 Postura, atituda, stabilizace

Pro hráče softballu je důležité během hodu vrchním (i spodním) obloukem provést pohyb co možná nejdynamičtěji a to tak, aby udělil míči dostatečnou rychlost. To klade určité požadavky na pohybový aparát hráče. *„Pokud jedinec není optimálně na tento typ pohybu*

*připraven, může být jeho postura poškozována“ (Véle, 2006) . O postuře hovoříme při jakémkoli zaujetí polohy těla. Přestože z fyzikálního hlediska se jedná o klidový stav, tedy udržování polohy těla v klidové poloze, jde o dynamický proces kladoucí nároky na řídicí mechanismy. Postura je popsána např. Vojtou (1995) v raných fázích posturální ontogeneze . K zajištění postury jsou vytvářeny základní vzory – *pattern* (Véle, 1995). K optimálnímu provedení pohybu je nutné udržet *zpevněnou posturu* (vzpřímené držení). O postuře Vařeka (2002) tvrdí, že je to aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v životě největší význam síla tíhová. Postura je zajištěna vnitřními silami, kde hlavní úlohu hraje svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem. Postura vždy vyžaduje zpevnění osového orgánu, tedy trupu s krkem a hlavou. Udržování posturální funkce je podle Véleho (1995) proces dynamický, aktivní, zpětnovazební. Véle (1995) uvádí, že do procesu udržení postury jsou zapojeny tonické svaly. Kolář (2001) popisuje udržování postury u motoricky zralého jedince jako koordinované působení obou složek svalového systému – složky tonické a složky fázické.*

Postura předchází pohyb. Je to však poloha ještě *neorientovaná*. Vojta (1995) uvádí opět v motorické ontogenezi sensorickou orientaci jako nejdůležitější motivaci k provedení pohybu. Při motivaci a následné tvorbě pohybového záměru se postura mění v *atitudu*. *Atituda* je tedy orientovaná postura, která se již vyznačuje orientací a připraveností ke konkrétnímu pohybu (Vojta, Peters, 1995).

Podle Vařeka (2002) je atituda nastavená tak, aby bylo možné provést plánovaný pohyb. Při vnějším pozorování se nemusí atituda od postury téměř lišit, uvnitř však vzniká nová kvalita. Již při pouhé představě pohybu se aktivuje nejhlubší vrstva zádových svalů, která systém připravuje na směr předpokládaného pohybu (tyto nejhlubší svalové skupiny iniciují aktivitu dalších svalových skupin v rámci pohybových programů).

Pro provedení cíleného pohybu je nutná *úponová stabilizace* svalu, jež daný pohyb vykonává. Aktivita svalu, který stabilizuje, spouští aktivitu dalších svalů, s nimiž má úponovou souvislost. Kolář (2006) hovoří o *posturální stabilizaci* jako o aktivním řízeném držení tělních segmentů proti působení zevních sil pomocí CNS. Do postury je tak převáděn každý pohyb v segmentu a stabilizační funkce probíhají automaticky bez našeho uvědomění. Vůli můžeme tyto funkce ovlivňovat jen minimálně.

Pro správné technické provedení pohybu je určující výchozí postavení odpovídající pohybovému záměru – atituda. Ta následně facilituje svalové provedení zamýšleného pohybového vzoru a přináší automatický proces pohybu naprogramovaný v CNS. Tato

synergistická funkce se nazývá *optimálním a ideálním držením těla* a je základem pro fyziologickou lokomoci a cílenou motoriku (Véle, 2006)

Držení těla má dvě varianty - *pohotovostní režim* (stand by) a *orientované držení* (atituda) (Véle, 2006). *Stand by* režim je nespecifickou přípravou k akci (Véle, 2006), kdežto *atituda* se vyznačuje orientací a připraveností ke konkrétnímu pohybu (Kračmar, 2002). Podstatným příspěvkem pro stabilizaci těla ve stoje jsou také informace z chodidel (Véle, 2006).

Véle (2006) dělí svaly podílející se na stabilizaci trupu ve vzpřímené poloze na dvě skupiny. Jednu skupinu nazývá svaly *stabilizačními* (krátké, tonické svaly uložené hluboko nejbližší kloubu s tahem působícím v ose pohybového segmentu mimo hlavní směr pohybu, s funkcí nastavení střední polohy kloubních plošek pro stabilizaci) a druhou skupinu - *delší silné povrchové svaly s fázičkou povahou* (svým tahem působí kolměji k ose pohyblivého segmentu ve směru pohybu, jejich hlavní funkcí je korekce polohy a silový zdroj pro samotný pohyb).

4.2 Svalový tonus, pracovní režim svalů a jejich aktivita

Svalový tonus je proměnlivé napětí ve svalu závislé na stavu CNS. Tonus je průvodním jevem reaktivity svalu na zevní podnět a je třeba jej hodnotit dynamicky jako aktivní reakci svalové tkáně na proměnlivý tlakový podnět a nikoliv pouze staticky velikostí tlaku. Ve spánku je tonus nižší než v bdělém stavu, protože v noci klesá aktivita gama-systému řízeného retikulární formací. Patologicky se projevují změny tonu jak jeho snížením, tak i zvýšením. Tonus ovlivňují i jiné subkortikální struktury než retikulární formace. Značný vliv na svalový tonus mají jak bazální ganglia, tak i mozeček. Tonus však závisí i na současném stavu mysli a na aktivitě limbického systému. Proto je třeba uvažovat o příčinách změny tonu nejen lokálně, ale i celkově (Véle, 2006, s.136).

Jak uvádí Véle (2006) svaly souvisejí navzájem mechanicky fasciálními snopci, vytvářejí funkční *řetězce* nebo *smyčky* propojující vzdálenější regionální oblasti. Takže mechanicky integrují činnost systému jako celku, přesto však umožňují diferencovanou lokální funkci. Svalové řetězce nejsou realizovány pouze strukturálně, ale mají i programovou organizaci v CNS a jejich funkci je proto možno ovlivňovat i vůlí a měnit ji učením.

Při činnosti svalu se aktivují jednotlivé motorické jednotky (MJ) *asynchronně* postupným náborem v lineární závislosti na vyvíjeném *úsilí*. Jednotlivé MJ mají vlastní rytmus výbojů, a proto je jejich vzájemná činnost *asynchronní*. Zvyšování úsilí probíhá "*prostorovou sumací*" aktivních neuronů, tj. stoupajícím náborem počtu aktivovaných

neuronů ve svalu. Tímto způsobem nelze při asynchronní aktivitě MJ dosáhnout maximálního možného momentu síly, kterého by se dosáhlo při synchronní aktivaci všech neuronů.

Asynchronní aktivita nemůže sice vyvinout maximální sílu, zato však realizuje plynulý nárůst vyvíjené síly. Je-li třeba vyvinout nadměrné úsilí v některé mezní situaci, použije se "*časové sumace*", tj. MJ se vybíjejí vyšším kmitočtem než obvykle. Dosáhne se tím sice krátkodobého zvýšení síly, ale za cenu stoupající *únavy*. Při středním pohybovém úsilí dochází ke střídání MJ ve funkci, takže pauzující MJ mají dostatek času k regeneraci, a proto se nedostavuje únava. Ale ani při maximálním úsilí nedojde k aktivaci všech MJ. Stává se to ale přesto v nebezpečích ohrožení života nebo při maximálních emocích. Stav mysli je rozhodující pro podávaný výkon

a dovede si přizpůsobit pohybový režim i v případě extrémních situací (Véle, 2006, s. 46).

4.3 Hybné stereotypy a jejich dynamika

O sportovní lokomoci tvrdí Kračmar, že ať se jedná o vrcholovou, výkonnostní nebo rekreační, patří stejně jako každodenní motorika do motoriky lidské a platí pro ni stejné obecné zákonitosti. „*Jde o neustálou tvorbu, fixaci a přebudování i vyhasínání pohybových stereotypů, které zajišťují pohyb jako adaptační odpověď na stav a změny vnějšího a vnitřního prostředí.*“ (Kračmar, 2002, s.38). Pro sportovní lokomoci, která je dlouhodobě provozována, je nutná funkční centrace kloubů, jinak by dlouhodobá intenzivní zátěž, která neodpovídá principům lidské pohybové ontogeneze, vedla nutně k poškození pohybových struktur.

S čím větší silou a intenzitou je pohyb prováděn, tím je nutná větší aktivace fixačních svalových skupin. Vytvořené vztahy mezi svalovými skupinami se opakováním utvrzují a fixují se v *dynamických hybných stereotypech*. Vysoká fixace hybného stereotypu je pro sportovní lokomoci důležitá. Dovoluje udržet účelnou techniku pohybu i při nástupu únavy (Kračmar, 2002).

Hybný stereotyp se vytváří *opakovanou činností*. Efektivní fixace hybných stereotypů se děje pouze pohybem, odpovídajícím požadavkům na *konečnou a dokonalou techniku* sportovního výkonu, tedy specifickými tréninkovými prostředky. Všechna náhradní řešení mají tím menší efekt, čím jsou obecnější. I jemné odchylky od konečné požadované podoby při provádění napodobivých a modifikovaných cvičení neposilují budovaný stereotyp. Při mezních situacích, při závodě, mohou působit kontraproduktivně svojí blízkostí a podobností, do které může (např. při únavě) technika prováděného pohybu sklouznout. (Kračmar, 2002).

Pohybový *stereotyp se stává ideálním* v době, kdy se daný pohybový úkon provádí co nejekonomičtěji. Správně fixovaný pohybový stereotyp a ekonomika pohybu je předpokladem pro dlouhodobé vykonávání sportovní disciplíny. Pro zlepšení kvality pohybu je zároveň

nutná správná svalová koordinace, centrované nastavení kloubů a extenze osového orgánu (Kračmar, 2002)

Důležitou vlastností hybných stereotypů je *dynamika* v čase. Obecně můžeme *dynamiku pohybových stereotypů* u člověka pojímat jako adaptaci pohybového systému na změnu vnějších i vnitřních podmínek, projevující se ve sdružených změnách funkce i morfologie svalových skupin. Při úmyslné tvorbě a přebudování pohybového stereotypu se dostáváme do oblasti motorického učení (Kračmar, 2002).

Podle Kračmara (2002) čas a pořadí nástupu aktivace synergistických a antagonistických svalových skupin rozhoduje o kvalitě provedeného pohybu. Při nesprávném zatěžování pohybových segmentů dochází k přetížení a poškození hybných orgánů.

4.4 Pohyb při přenosu síly mezi subjektem a objektem

Mnoho pohybových poruch vzniká působením vnější síly nebo aplikací síly na zevní objekty nevhodným způsobem. Proto je třeba si objasnit v hlavních rysech jak působení zevní síly na lidské tělo, tak i působení lidské síly na předměty.

Při přenášení síly na vnější předmět pro jeho přemístění nebo udělení pohybového momentu záleží na tom, jak dlouho, jakým směrem, jak intenzivně, na jakém místě a na jaké ploše předmětu aplikovaná síla působí. O tom, jaký je důvod nebo účel aplikace této síly, rozhoduje CNS, kde vzniká představa o účelu pohybu a odtud se vhodný pohyb spouští. Jeho průběh je ovlivňován *pohybovými vzory fixovanými v paměti*. Vzhledem k přizpůsobování pohybu aktuálním podmínkám vnitřního i zevního prostředí, není provedení stejného vzoru vždy identické (Véle, 2006, s.303).

Podle Véleho (2006) lze působit na zevní objekt třemi hlavními způsoby:

1. prodlouženou lineární aplikací síly (tažení – tlačení; zvedání, držení, nesení; vzpírání) - vzniká přesun objektu,

2. jednorázovou aplikací, balisticky – (úder, rána, odraz, kopnutí, hod)

Balistický pohyb znamená rychlý pohyb s jednorázovou aplikací síly. Současně je třeba počítat i se silou pro stabilizaci těla a s reaktivní silou v místě opory. Při velmi krátké aplikaci značné síly na objekt proti značnému odporu jeho setrvačné hmoty vzniká ráz. (Véle, 2006, s.305).

Podle Véleho (2006) lze hod provést ve třech hlavních verzích, podle pohybu paže, který se při výkonové fázi používá.

1. Vrchní vzor: převládá rotace v ramenním kloubu. V přípravné fázi (napřáh) je paže v abdukci a zevní rotaci. Ve výkroku rotuje paže mediálně a přechází do ventrální flexe. Během výkonu dochází k mírné flexi v lokti, která je sledována extenzí podle povahy pohybu. Zápěstí je ve flekčním postavení. Pohyb je doprovázen rotací páteře, pánve a rotací v kyčli na opačné straně, což vede ke vnitřní rotaci končetiny v kyčli.

2. Spodní vzor

3. Stranový vzor

Pro cílený hod je důležitá aktivita CNS. Porovnáme-li hod člověka s hodem šimpanze, který je pohybově značně obratný, zjistíme, že u něho schází poslední zaměřovací část hodu, která zajišťuje zasažení cíle. Pro efektivnost hodu je důležitý i emotivní náboj házejícího, jak to literárně demonstroval Čapek ve své povídce Rekord v knize Povídky z jedné kapsy (Véle, 2006, s.307).

3. převodem klikou na točivý pohyb, např. při jízdě na bicyklu.

4.5 Svalové smyčky, řetězce a řetězení činnosti svalů

Svalovou smyčku tvoří skupina dvou svalů upínajících se na dvě vzdálená pevná místa - *puncta fixa*. Mezi oba svaly je včleněn pohyblivý kostní segment - *punctum mobile*, jehož poloha je vyvažována tahem obou svalů. Je to volnější druh spojení kostních segmentů než běžný kloub. *Svalový řetězec* vzniká vzájemnou fyzikální i funkční vazbou několika svalů nebo smyček propojených mezi sebou fasciálními, šlachovými i kostními strukturami do řetězce tvořícího samostatný složitý útvar, jehož funkce je programově řízena z CNS. Těchto řetězců může pracovat současně hned několik a tím se značně rozšiřuje adaptabilita a flexibilita pohybové soustavy jako celku. Zřetězené svaly nemusí pracovat synchronně ve všech svých člancích. CNS umožňuje sekvenční zapojování jednotlivých článků podle předem programovaného *časového rozvrhu (timing)*, kterým se pohyb svalů koordinuje a tím se dosahuje přesnosti pohybu při úspoře energie (Véle, 2006, s.314).

Řízení pohybu lze popsat jako účelové organizování aktivity pohybové soustavy k dosažení zamýšleného cíle. Člověk je pojímán jako informační procesor: vstup-člověk-výstup (Schmidt, 1991). Podle Véleho (1997) probíhá aktivace svalových řetězců podle stanoveného časového rozvrhu. Véle tvrdí, že centrální nervová soustava neřídí jednotlivé svaly, ale jednotlivé pohyby. Podstatnou roli pro daný pohyb hraje motivace a emoce vztahující se k danému pohybu.

Většina běžných pohybů neprobíhá v základních rovinách nebo v testovaných směrech, ale nejčastěji *diagonálně a ve více segmentech současně*. Při pohybu totiž působí vždy několik svalů současně a tvoří tím svalové skupiny se společnou funkcí. Jednotlivé svaly jsou propojeny vazivovými nebo kostními strukturami do širších funkčních celků, jako je např. osový orgán nebo končetiny. Svaly propojující pohyblivý kostní segment se dvěma pevnými strukturami tvoří *svalovou smyčku*, která přitahuje pohyblivý segment k jednomu či druhému opěrnému bodu nebo fixuje pevně jeho pozici vůči opěrným bodům. Spojení svalů do jednoduchých smyček nebo složitějších řetězců integruje jejich funkci. Proto je nutno při analýze pohybu vycházet nejen z jednotlivých svalů působících přímo na segment podle svalového testu, ale i ze svalových řetězců působících zároveň na více segmentů určujících konečný průběh pohybu, do kterého je sledovaný sval začleněn (Véle, 2006, s. 313).

4.6 Svalové řetězce v oblasti pletence ramenního

V tomto oddíle jsou uvedeny svalové řetězce týkající se oblasti pletence ramenního a trupu podle Véleho (2006). Jedná se o čtyři svalové smyčky, které při pohybu spolupracují a tím je dosažen koordinačně harmonický pohyb horní končetiny. Tyto smyčky se účastní na pohybu lopatky nebo její fixaci. Podobné členění jako Véle uvádí i Javůrek (1986).

1. obratle – m. rhomboideus – lopatka – m. serratus anterior – žebra
2. hlava – m. trapezius pars superior – lopatka
krční páteř – m. levator scapulae – lopatka
hrudní páteř – m. trapezius pars inferior – lopatka
3. žebra – m. pectoralis minor – lopatka – m. trapezius pars superior – obratle
4. obratle – m. trapezius pars medium – lopatka (Véle, 2006)

Skupinou svalových smyček jsou řetězce svalů mezi **pletencem ramenním a trupem** (Véle, 2006).

1. *spojnice mezi hrudníkem a paží :*
přední část hrudníku – m. pectoralis major – humerus – m. latissimus dorsi – zadní část hrudníku
2. *spojnice mezi humerem a kontralaterálním kolenním kloubem – jdoucí z přední strany:*
humerus jedné strany – m. latissimus dorsi – fascia thoracolumbalis – páteř – crista iliaca kontralaterální – fascia glutea – m. gluteus maximus – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany

3. *spojnice mezi humerem a kontralaterálním kolenním kloubem – jdoucí ze zadní strany:*
 humerus jedné strany – m. pectoralis major – fascie přední plochy hrudníku – (přes pochvu přímých břišních svalů na druhou stranu) mm. obliqui abdominis – ligamentum inguinale – fascie stehenní – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany
4. *řetězec pro zpevnění ramenního pletence:*
 hrudník – clavicula – m. deltoideus – humerus – m. deltoideus – scapula – svaly lopatkových smyček – hrudník
5. *řetězec otevřený:*
 paže – pletenec ramenní – paže – předloktí
 scapula – m. supraspinatus – humerus – m. biceps brachii – předloktí – scapula – m. coracobrachialis – humerus – m. triceps brachii – předloktí
6. *řetězec uzavřený:*
 paže – pletenec ramenní – paže – předloktí
 scapula – m. deltoideus – humerus – m. brachialis – ulna
 scapula – m. biceps brachii – radius (flexe-supinace)
 scapula – m. triceps brachii – ulna (extenze)
 humerus – m. triceps brachii – ulna (extenze)
 humerus – m. brachioradialis – radius (flexe)

(Véle, 2006)

Při registraci elektrické aktivity svalu povrchovými elektrodami se setkáváme s problémem tzv. artefaktů. Artefaktem je možno rozumět všechny odchylky od základní klidové linie EMG, které nemají původ v elektrické aktivitě sledovaného svalu. Odchylky mohou vzniknout elektrickými rušivými vlivy přicházejícími z okolí (např. indukci střídavého proudu 50 Hz z okolí magnetického pole, špatným uzemněním, apod.), mechanickými vlivy, které mají svůj obraz v proměnné velikosti přechodového odporu mezi elektrodou a kůží (otřesy, smýkání elektrod), či přídatnými elektrostatickými náboji v izolaci kabelů, které indukují rušivé potenciály. Včasná identifikace těchto artefaktů je nutná pro získání věrného záznamu (Karas a kol., 1990).

Povrchové elektrody jsou obvykle destičkového, kulatého či obdélníkového tvaru, vyrobené ze stříbra či jiného dobře vodivého a vůči korozi odolného kovu. Ke kůži se obvykle upevňují leukoplastí či obdobnou vnější fixací. Při snímání záznamů pomocí povrchových elektrod je potřeba snížit odpor kůže na minimum. Kůže musí být suchá, doporučuje se ji předem odmastit tukovým rozpouštědlem a případně skarifikovat speciální abrazivní pastou. Uložení aktivní snímací elektrody je nad svalovým bříškem co nejbližší motorickému bodu, referenční snímací elektroda je umístěna nad šlachou. Mezi elektrodu a kůží se aplikuje vodivý gel. Doporučují se miskové elektrody a dobré připevnění elektrod ke kůži (např. leukoplastí či použitím samolepicí elektrody) (Kadaňka a kol., 1994).

De Luca (1993) uvádí jako optimální aplikaci elektrod do vzdálenosti 10 mm, velikost elektrody s délkou 10 mm a šířkou 1 mm. Obvykle se elektrody lokalizují do střední linie svalu přes největší svalové bříško nebo mezi motorický bod a šlachu.

Maximální výskyt signálu se nachází ve frekvenčním pásmu 50-150 Hz (De Luca, 1993). Zpracování EMG signálu se uskutečňuje pomocí frekvenční filtrace a případně matematickou úpravou – rektifikací. Při měření je užito frekvenčních filtrů pro snížení vlivu arteficiálního šumu, který vzniká zejména v důsledku pohybu kabelů či při nedostatečné fixaci elektrod (Rodová a kol., 2001).

Vyšetření povrchovou elektrodou však nemůže nahradit invazivní vyšetření jehlové. Povrchová elektroda je schopna registrovat potenciály ze svalových vláken do hloubky jen 20mm (Keller, 1999). Povrchový EMG záznam nás informuje o průběhu rozdílů napětí na elektrodách umístěných na povrchu kůže, ale neposkytuje žádnou bližší informaci o elektrické aktivitě jednotlivých přilehlých motorických jednotek. Nevýhodou použití povrchové EMG jsou nepřesně definovatelné polohy povrchových elektrod vůči aktivním MJ jednotlivých svalů (Keller, 1999).

Pro získání kvalitního EMG záznamu je nutné přesné optimální nastavení přístrojů, věrné zesílení průběhu rozdílu potenciálu na elektrodách (bipolární svod), zabránění artefaktům a stanovení vhodných snímacích bodů na svalu (Karas a kol., 1990). Povrchová EMG je využívána v mnoha vědních oborech: v neurologii, neurofyzilogii, fyzioterapii, ortopedii, sportovní medicíně, biomechanice, ergonomii, zoologii a dalších oborech.

V oblasti kineziologických studií se povrchové EMG využívá při vyšetřování aktivity jednotlivých svalů, timingu, tzn. aktivace konkrétního svalu v čase. EMG signál umožňuje zjistit, zda je sval aktivní či nikoli, popř. míru svalové aktivity. Dále slouží k pozorování koaktivace svalů v průběhu komplexního i selektovaného pohybu, vliv zátěže na svalovou funkci. Umožňuje zhodnotit průběh terapeutického procesu nebo efektivitu tréninku. Pomocí povrchového EMG lze při vyšetřování komplexních pohybových vzorů sledovat okamžik a rychlost nástupu svalové aktivity vybraných svalů i relativní poměr jejich zapojení. Metodika povrchového měření EMG je uznávána jako vhodný prostředek vyšetření pro kineziologickou analýzu lidského pohybu včetně vyšetření chůze a postury (Rodová, Mayer, Janura, 2001).

6 Cíle a úkoly práce

6.1 Cíle

Cílem práce je:

1. popsat zapojení svalů vybraného svalového řetězce při hodu vrchním vzorcem (softballové hody – z diagonálního a čelního postavení, hod oštěpem, hod obouruč medicinbalem) pomocí povrchové elektromyografie a kinematické analýzy a srovnat jednotlivé hody mezi sebou.
2. na základě popisu křivky EMG ukázat rozdílné a podobné výsledky a využitím kinematické analýzy (2D a 3D) se pokusit najít příčiny těchto diferencí.

6.2 Úkoly práce

1. Vypracovat rešerše z odborné literatury a na jejich základě vybrat sledované svalové skupiny
2. Vybrat výzkumný soubor
3. Sběr dat
4. Zpracovat nasbíraná data, na základě grafického a matematického zpracování EMG křivek provést porovnání hodů, pokusit se objasnit příčiny diferencí pomocí kinematické analýzy (2D a 3D)
5. Potvrdit či vyvrátit níže stanovené hypotézy výzkumu

6.3 Vědecká otázka

Je relativní načasování v provedení dvou různých typů softballových hodů konstantní?

6.4 Hypotézy

- I. Relativní načasování zapojení vybraných svalů ve skupině hodů „vrchním vzorcem“ *dvou různých* hodů bude z hlediska intraindividuálního porovnání *rozdílné*.
- II. Z pohledu intraindividuálního bude relativní načasování zapojení vybraných svalů ve skupině hodů s „vrchním vzorcem“ *jednoho typu* hodu *invariantní*.

- III. Z hlediska intraindividuálního porovnání bude u *stejného typu* hodu relativní načasování zapojení vybraných svalů *invariantní i v longitudální studii* (2005-2007)

7 Metodika práce

7.1 Obecná charakteristika výzkumu

Disertační práce má charakter kazuistické studie popisného charakteru relativního načasování pohybu ve vybraných hodech vrchním vzorcem.

V případové studii jde o detailní studium jednoho případu nebo několika málo případů. Zatímco ve statistickém šetření shromažďujeme relativně omezené množství dat od mnoha jedinců (nebo případů), v případové studii sbíráme velké množství dat od jednoho nebo od několika málo osob. V druhém případě se jedná především o zachycení složitosti případu, o popis vztahů v jejich celistvosti. Případová studie je v sociálně vědním výzkumu podobná mikroskopu. Její hodnota závisí na tom, jak dobře je zaostřena. Předpokládá se, že důkladným prozkoumáním jednoho případu lépe porozumíme jiným, podobným případům. Na konci studie se zkoumaný případ vřazuje do širších souvislostí. Může se srovnat s jinými případy, provádí se také posouzení validity výsledků (Hendl, 2005).

Případové studie se rozlišují podle sledovaného případu. V našem případě se jedná o *osobní případovou studii*. Jde o podrobný výzkum určitého aspektu u jedné osoby. Zkoumají se možné příčiny, determinanty, faktory, procesy a zkušenosti.

Kineziologický obsah pohybu vybraných svalů horní končetiny, trupu a dolní končetiny jsme sledovali formou primární analytické studie podložené pilotní případovou studií, která proběhla roku 2006 ve spolupráci se Süsssem a Kračmarem (výsledky uvádíme v příloze č. 1).

Předmětem porovnání byly dva způsoby softbalových hodů, dále pak hod oštěpem a medicinbalem. Vždy se tedy jednalo o hody vrchním obloukem. Podstatou analýzy bylo sledování elektrické aktivity vybraných svalů ramenního pletence, trupu a dolní končetiny při výše zmíněných hodech pomocí analýzy EMG, která byla doplněna o metodu kinematické analýzy (2D a 3D). Digitální videozáznam, který pak slouží k rozborům kinematických analýz 2D a 3D, byl synchronně pořízen při snímání EMG.

K analýze bylo použito porovnání “timingu“-nástupu a odeznění aktivace vybraných svalů horní končetiny, trupu a dolní končetiny ve spojitosti se synchronně přiřazeným záznamem a posouzení charakteru EMG křivky ve smyslu výskytu lokálních maxim, vzdálenosti nejvyšších vrcholů. Jednotlivé hody (stejných i různých druhů hodů) byly postupně korelovány mezi sebou, každý s každým a to vždy stejné svaly (tedy m. tensor fasciae latae sin s m. fasciae latae sin,... atd.) a vždy ve stejném měření. Jednotlivé úseky výsledků měření elektrického potenciálu svalů, které jsme navzájem korelovali, měly vždy jasně stanoven začátek - a to v okamžiku náprahu. Ten byl stanoven na základě kinematické analýzy (definice začátku sledování a popis kritických míst bude uveden v kapitole 8 „Výsledková část“). Na základě časového údaje z kinematické analýzy jsme určili interval části EMG křivky, jejíž hodnoty měření elektrického potenciálu vybraných svalů byly použity. Jednalo se o rozpětí od 120 do 230 naměřených hodnot elektrického potenciálu, které jsme korelovali.

Zaznamenaná EMG data byla převedena do počítače a upravena speciálním PC programem KaZe5 a dále byla zpracovávána pomocí programu Microsoft Office Excel. Kinematická analýza 3D byla prováděna v programu TEMA, kinematická analýza 2D v programu Dartfish, filmové materiály byly zpracovávány v programech Pinnacle a Premiere. Celý výzkum probíhal ve spolupráci s katedrou sportovních her, sportů v přírodě a laboratoří sportovní motoriky FTVS UK.

7.2 Metodologická poznámka

Elektromyografie je metodou používanou k objektivizaci svalových funkcí, názory na ni jsou však mnohdy sporné. *„Primárně je nutné se smířit s faktem, že neměříme svalovou sílu ani práci svalů. Měříme pouze elektrický potenciál, který jako fenomén existuje při svalové aktivaci a který tuto aktivaci nejvěrněji ilustruje na topicky přesně vymezeném místě svalů živého organismu. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalů“.* (Kračmar a kol., 2006)

Dle Kračmara (2006) je nutné si uvědomit zejména následující:

1. Kvantitativně můžeme srovnávat pouze výsledky měření na jedné osobě, a to bez přelepování elektrod a bez velké časové pauzy mezi měřeními (pocení, odlepení elektrody). Nevýhodou je minimální možnost zobecnění výsledků.
2. Při analýze pohybové aktivity je vhodné vybrat probanda s vysokou mírou koordinace pohybu a s pevně fixovaným hybným stereotypem.

3. Zapojení velkého počtu motorických jednotek způsobuje vzájemnou interferenci signálu, která deformuje křivku. Přibližně od zapojení 50% motorických jednotek nestoupá křivka dále lineárně, není možné poměrné posouzení svalové práce. Můžeme však konstatovat, zda se svalová práce u jednoho svalu zvětšila nebo zmenšila mezi dvěma různými činnostmi.
4. Poměrné posouzení svalové práce mezi dvěma různými svaly není možné. Do hry vstupuje různá vodivost kůže na různých místech těla, odlišná síla podkožního tuku, různá velikost motorických jednotek (např. okohybné svaly vs. m. gluteus maximus).
5. Lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho určitého místa svalu. Popisujeme-li aktivaci svalu, popisujeme vlastně aktivaci pouze takového místa svalu, kde jsou lokalizovány elektrody. Předpokládáme-li zřetězení svalových funkcí, pak při změně úhlu v kloubu se může posunout řetězec největšího zatížení v samotném svalu a znehodnotit tak výsledky měření. Expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce je východiskem pro lokalizaci elektrod. Je samozřejmě nutné simulovat pohyb co nejvěrněji – tvar pohybu i charakteristika práce svalů ve smyslu kontrakce koncentrická vs. excentrická.

7.3 Charakteristika sledovaného souboru

Vzhledem k charakteru výzkumu nebudeme pracovat s náhodným výběrem. Sledovaným souborem jsou hráčky týmu 1.ČSL žen a současně reprezentace ČR. Lze tedy říci, že pro výzkum jsme použili vrcholové hráčky softballu. Probandky disponovaly vysokou mírou koordinace a pevnou fixací pohybového stereotypu při hodů vrchním obloukem. Sledovali jsme hráčky ve věku 26 let (výška 168 cm, váha 60 kg) a 30 let (výška 165 cm, váha 63 kg), žádná z nich nebyla omezena zraněním ani jakoukoli jinou indispozicí. Obě probandky házejí pravou rukou.

7.4 Charakteristika použitých metod

Pro popis a analýzu vybraných hodů jsme použili dvě metody. K vnějšímu popisu pohybu jsme použili kinematickou analýzu (2D a 3D) a k popisu činnosti (aktivity) vybraných svalů povrchovou elektromyografií (EMG).

7.4.1 Kinematická analýza

Podrobný rozbor metod, které souvisejí s kinematickým vyšetřováním pohybu provedli ve své práci Janura (1996) a Janura a Zahálka (2004). Podstatou kinematografické

(ideografické) vyšetřovací metody je analýza pohybu důležitých bodů, vybraných segmentů, nebo celého těla na základě vyhodnocení filmového záznamu nebo videozáznamu.

Označením bodů na záznamu pohybové činnosti získáme jejich rovinné souřadnice, které slouží pro určení základních veličin, jako je dráha, úhel, rychlost, úhlová rychlost, ... (Janura, Zahálka, 2004). My jsme označili na záznamu takovýchto bodů 17 - levá a pravá - špička, pata, vnější kotník, koleno (laterální epikondil tibie), kyčel, rameno, loket, zápěstí a soft. míč/oštěp/medicinbal.

7.4.1.1 Charakteristika sledovaných proměnných v kinematické analýze (2D a 3D)

Sledované proměnné veličiny definujeme na základě kinematické analýzy uvedených pokusů. Níže uvedené proměnné jsou vždy sledovány v závislosti na čase a jsou vztahovány k daným segmentům těla (P – pravé a L – levé části těla). Pomocí následujících proměnných budeme hodnotit změny v jednotlivých popsanych kritických místech pohybu (nápřah, odhod, dokončení pohybu).

Definice proměnných:

1. **Výška L, P lokte** – určuje výšku příslušného segmentu těla od země v průběhu pohybu
2. **Výška L, P ramene** – určuje výšku příslušného segmentu těla od země v průběhu pohybu
3. **Výška L, P zápěstí** – určuje výšku příslušného segmentu těla od země v průběhu pohybu
4. **Výška soft.míče/oštěpu/medicinbalu** – určuje výšku příslušného náčiní od země v průběhu pohybu
5. **Délka výkroku** - určuje vzdálenost chodidel v okamžiku nápřahu, průběhu vlastního hodu a dokončení pohybu
6. **Úhel v P a L lokti** – úhel svírající segmenty *zápěstí – loket - rameno*, který charakterizuje pokrčení horních končetin v průběhu celého hodu
7. **Úhel v P a L rameni** – úhel svírající segmenty *zápěstí – rameno - kyčel*, který charakterizuje polohu paže v průběhu celého hodu
8. **Úhel v P a L kolenu** – úhel svírající segmenty *kyčel - koleno – kotník*, který charakterizuje pokrčení dolních končetin v průběhu celého hodu
9. **Úhel v P kyčli** – úhel svírající segmenty *rameno – kyčel – kotník*, který charakterizuje míru předklonu v okamžiku odhodu.

Pro sledování změn v provedení jednotlivých hodech jsme použili analýzu tří kritických míst v průběhu celého pohybu – nápřahu, odhodu a okamžiku dokončení pohybu (definované na začátku kapitoly 8).

Pro kinematický rozbor jsme použili program TEMA. Výběr hodů probíhal na základě subjektivního posouzení křivek EMG (které nebyly v saturaci), podle nichž byl vybrán vždy i příslušný videozáznam, který byl pořizován synchronně při měření EMG.

Každý hod se liší od ostatních v časové posloupnosti vykonávaných přípravných pohybů před a dokončovacích po odhodu. Bylo nutné proto stanovit jako výchozí polohu dobu -jednotné místo – my jsme zvolili vypuštění míče z ruky. Každý obrázek zaznamenaný na videokameře, při rozboru hodů označen pořadovým číslem. Začátek digitalizace tedy probíhal od vypuštění míče po zahájení hodu – okamžik nápřahu a to samé na druhou stranu od vypuštění míče až po dokončení pohybu.

Před tím, než jsme začali se samotným zadáváním segmentů těla, muselo dojít ke kalibraci prostoru pomocí „krychle“ o délce hrany 1 metr. Díky ní jsme získali souřadný systém, ke kterému se vztahují veškeré ostatní body pohybujících se segmentů těla v daném prostoru. Na každém vybraném snímku jsme definovali pomocí jednotlivých bodů vybrané segmenty těla – L špička nohy, L pata, L koleno (laterální epikondil tibie),.... Dále jsme postupovali stejným způsobem obrázků po obrázku, až do okamžiku, kdy byl definován celý pohyb hodu. Stejný postup digitalizace se opakoval se záznamem z dalších kamer.

Počítačový systém potom veškeré získané informace (digitalizace záznamu všech kamer a body kalibračních krychlí) zpracoval, spočítal nadefinované vzdálenosti a úhly jednotlivých segmentů a vytvořil rovinné grafy v osových soustavách xy, xz a yz dle potřeby. Po transformaci videozáznamu bylo možné sledovat jednotlivé segmenty, jejich pohyb, úhlové hodnoty v průběhu zaznamenaného pohybu, vzdálenosti, časy, rychlosti, a díky těmto hodnotám odhalovat mnohdy nepostřehnutelné chyby v technickém provedení.

Veškeré záznamy byly pořizeny 4 digitálními kamerami s frekvencí 25 obrázků za sekundu. Bylo potřeba nejméně dvou kamer, ale protože větší počet kamer dává možnost přesnější a podrobnější analýzy a definici všech bodů během celého pohybu, použili jsme proto kamery čtyři. I přesto v některých fázích byly naše sledované proměnné pro danou kameru zastíněny tělem probanda. Tyto části těla pak byly zadávány s přihlédnutím k subjektivnímu pohledu operátora. Tato odchylka se dá považovat za standardní u všech záběrů.

7.4.1.2 Technické specifikace videokamery

Při všech záznamech bylo použito celkem čtyř videokamer stejného typu s následujícími technickými parametry:

- digitální videokamera SONY Full HD 1080
- rozlišení: 4,0 mega pixely
- frekvence snímání obrázků: 25 obr/sec.

7.4.2 Elektromyografický záznam

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

Záznam el. potenciálu, který je prezentován graficky např. ve tvaru spojitých křivek, můžeme hodnotit hned několika následujícími způsoby.

Kvantifikace signálu je dána parametry:

- plocha pod křivkou usměrněné křivky,
- průměrná amplituda,
- vzdálenost nejvyšších vrcholů,
- celkový výkon EMG signálu,
- střední frekvence,
- průměrná frekvence.

Nelze říci, že hodnocení záznamu křivky EMG je omezeno pouze těmito vyjmenovanými parametry a že užití jednoho způsobu či druhého je správné a naopak. Dále lze záznam elektrického potenciálu hodnotit ještě různými jinými způsoby jako např. pomocí procent maximální volní kontrakce - %MVC (Shin et al, 2008; Rojas, 2009), Spearmanova korelačního koeficientu (You et al., 2005), středních hodnot – MVC (Suzuki et al, 2001) nebo analýzou rozptylu – ANOVA (Jayne a Lauder, 1993).

EMG je běžnou metodou záznamu pohybu, která měří účasti svalu v pohybu spolu s časovým aspektem jeho zapojení (Schmidt, 1991). Nejběžnější metodou, kterou použijeme i my, je záznam elektrické aktivity, spojený s kontrakcí určitých svalů v průběhu pohybové zátěže. Nejjednodušší způsob spočívá v připevnění elektrod na kůži pokrývající zapojené svaly, v náležitém zesílení signálu a záznamu na polygrafický rekordér pro následnou analýzu. Povrchová EMG v oblasti kineziologie vyšetřuje aktivaci svalů, koaktivaci svalových skupin v průběhu komplexního i selektovaného pohybu, vlivy zátěže na svalovou

funkci, může sledovat proces terapeutického procesu, jakož i efekt tréninkového zatížení (Rodová a kol., 2001).

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

Před vlastní tvorbou grafů jsme si převedli naměřená data na vlastní reálné hodnoty elektromagnetického napětí v jednotlivých svalech. Pro tento převod jsme použili následujícího vzorce:

$$(0 - 255) * 0,009741 * \text{např. } 0,001 = \text{reálné napětí ve svalu v daném bodě}$$

Interval hodnot, kterých mohou nabývat naměřená data.

Koeficient, kterým musíme násobit naměřená data. Byl vypočítán podílem hodnoty referenčního napětí diody, která je součástí přístroje, a maximálním možným rozsahem dat 255.

$$(V_{REF} = 2,484 \text{ [V]})$$

$$k = V_{REF} / 255$$

$$k = 0,009741 \text{ [V]}$$

Pomocí přepínače před vlastním měřením, ale i během něho, volíme citlivost tak, aby křivka nedosáhla saturace. Náš přístroj disponuje škálou takovéto citlivosti: 0,05 mV; 0,1 mV; 0,2 mV; 0,5 mV; 1mV a 2 mV.

7.4.2.1 Technické specifikace mobilního přístroje EMG

V experimentu bylo pro snímání elektrické aktivity svalů použito přenosného EMG zařízení KaZe05 (obr. č. 3), které bylo vyvinuto na FTVS UK v Praze panem Ing. Karlem Zelenkou. Jedná se o nezávislý mobilní EMG přístroj s doplňujícím vybavením, které tvoří náhradní zdroje s nabíječkou, se speciálně vytvořeným SW pro ukládání dat, přenosem dat do PC, grafickým zobrazením a zpracováním a přenosný PC pro ukládání a zpracování dat.

Mobilní EMG přístroj dokáže měřit EMG potenciály 7 svalů snímaných umístěnými elektrodami. Dále je opatřen jedním synchronizovaným kanálem pro synchronizaci videozáznamu a lokalizaci orientačních značek do záznamu se zvukovou signalizací pro probanda. Max. doba záznamu je 5 minut. Výsledek je přenesen do přenosného PC a EMG přístroj s plnou kapacitou paměti je během cca 2 min připraven k dalšímu měření.



Obr. č.3 – Ilustrační foto - Přenosné EMG zařízení KaZe05

- Charakteristiky měření: Doba měření v 6 nastavitelných stupních od 2,5 s do 327 s (tedy přibližně 5 min).
- Vzorkování: 200Hz, tj. 5 ms .
- Frekvence : 30 -1200 Hz při -3 dB pro každý kanál. Je zaznamenávána absolutní hodnota EMG signálu s integrací. Křivka (obálka jednotlivých vrcholů) je vyhlazena s časovou konstantou od 14 do 125 ms. Stupeň citlivosti je možno nastavovat v řadě od 50 do 2000 V.
- Napájení: 3 samostatné akumulátory NiMH.
- Rozměry přístroje s akumulátory: 185x140x42 mm.
- Hmotnost s akumulátory do 1,3 kg.

7.4.3 Metody hodnocení

Pro komparaci naměřených el. potenciálů ve vybraných svalech pomocí EMG jsme použili Pearsonův korelační koeficient a to jako míru lineární závislosti u dvou testovaných vektorů (matic). Jednotlivé hody ve stejném měření byly postupně korelovány mezi sebou, každý s každým, a to vždy stejné svaly, tedy např. m. tensor fasciae latae sin s m. fasciae latae sin, m. pectoralis major dx. s m. pectoralis major dx atd. K analýze vztahu elektrických potenciálů v jednotlivých svalech nebyla použita autokorelace, kroskorelace ani analýza rozptylu, které by se zde mohly nabízet. Vzhledem k faktu, že je vždy jasně stanoven začátek intervalu, byla zvolena tato jednoduchá metoda, tedy Pearsonův korelační koeficient, která v tomto případě ke zjištění závislosti dvou matic stačí. Korelační matice vznikly výpočtem korelace z naměřených hodnot el. potenciálů v jednotlivých svalech. Pro hodnocení korelačního koeficientu jsme rozhodli využít klasického škálování (Kovář, Blahuš, 1989), kdy korelační koeficient $ke(0;0,3)$ je označován jako vztah nízké závislosti, $ke(0,3;0,6)$ jako střední závislost a $ke(0,6;1)$ jako závislost vysoká.

7.5 Sledované svaly

Byly vyšetřovány níže uvedené svalové řetězce s těmito svaly (mimo m. tensor fasciae latae sin. všechny na pravé straně). Svaly, jejichž činnosti jsme sledovali a měřili, byly vybrány na základě jejich funkce, jak je uvádí Čihák (2001), Janda (1996), Javůrek (1986) a Véle (2006).

Skupinu sledovaných svalů při pilotní studii tvořily tyto svaly:

1. m. pectoralis major (pars sternocostalis),
2. m. obliquus abdominis externus,
3. m. tensor fasciae latae,
4. m. latissimus dorsi,
5. m. serratus anterior,
6. m. trapezius (pars transversa).

Skupinu sledovaných svalů při výzkumu tvořily tyto svaly:

1. m. obliquus abdominis externus,
2. m. serratus anterior,
3. m. deltoideus (pars ant. clavicularis),

4. m. deltoideus (pars med. acromialis),
5. m. pectoralis major (pars sternocostalis),
6. m. biceps brachii (cap. breve),
7. m. biceps brachii (cap. longum).
8. m. tensor fasciae latae,
9. m. gluteus maximus.

Vzhledem k omezení, které bylo dáno možnostmi přístroje, bylo pro každé měření vybráno 7 svalů z výše uvedených.

7.6 Charakteristika sledovaných svalů a jejich měření

Popis a charakteristika jednotlivých měřených svalů je uvedena dle Čiháka (2001) a Travella a Simonse (1983), lokalizace elektrod na obrázcích je ilustrována žlutými body. Umístění povrchových elektrod na těle probandek bylo zajištěno vždy stejnou osobou - fyzioterapeutkou, která již několik let spolupracuje na výzkumech zabývajících se povrchovou EMG. Nejprve jsme simulovali pohyb co nejvěrněji – tvar pohybu i charakteristiky práce svalů ve smyslu koncentrická vs. excentrická kontrakce. Lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho určitého místa svalu. Jak již bylo řečeno v kapitole 7.2 v metodologické poznámce, popisujeme-li aktivaci svalu, popisujeme vlastně aktivaci pouze toho místa svalu, kde jsou lokalizovány elektrody. Východiskem je tedy expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce pro lokalizaci elektrod.

7.6.1 Musculus obliquus abdominis externus

Zevní šikmý sval břišní je rozsáhlý plochý sval na povrchu boční stěny břišní; dopředu mediálně přechází v plochou šlachy – aponeurosis musculi obliqui externi; směr snopců svalu i aponeurosy jde shora dolů a dopředu (jako ruka do kapsy).

Začátek svalu

Osm zubů na osmi kaudálních žebrech.

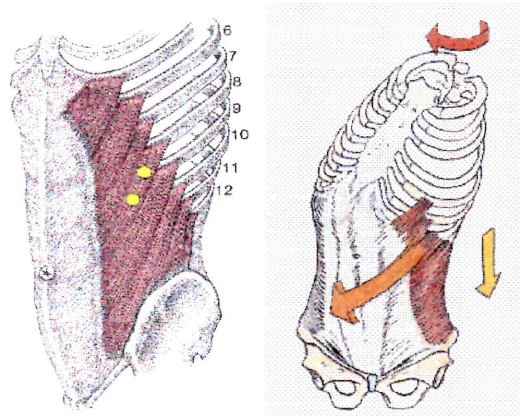
Úpon svalu

- a) Zadní a kaudální snopce na latium externum cristae iliacaе.
- b) Ostatní snopce přecházejí zevně od m. rectus abdominis v aponeurosis musculi obliqui externi, která tvoří povrch předního listu pochvy přímého svalu a upíná se do linea alba.

Funkce

- a) Při oboustranné kontrakci je tento sval synergista m. rectus abdominis.

- b) Při jednostranné kontrakci uklání páteř na stranu kontrahovaného svalu a rotuje páteř s hrudníkem na stranu protilehlou.
- c) Účastní se břišního lisu.



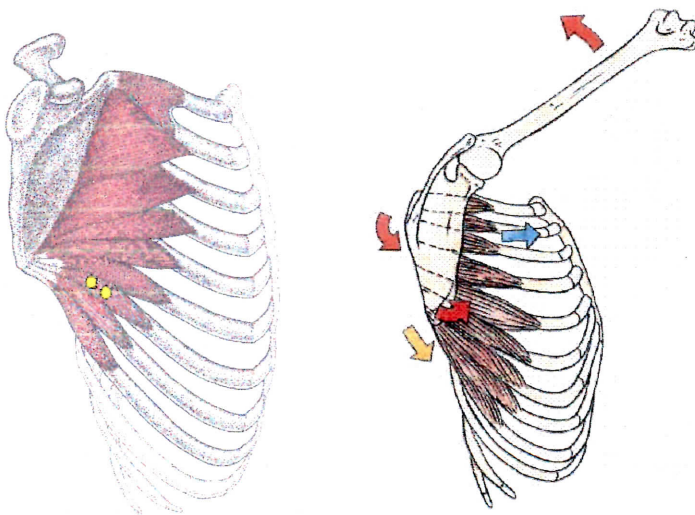
Obr. č. 4 a 5: Schéma a funkce m. obliquus abdominis externus
(Travell a Simons, 1983; Čihák, 2001,)

Inervace

5. – 11. interkostální nerv a n. subcostalis (Th 12).

7.6.2 Musculus serratus anterior

Pilovitý sval přední je plochý sval jdoucí od žeber po zevní ploše hrudníku dozadu a mediálně, k mediálnímu okraji lopatky.



Obr. č. 6 a 7: Schéma a funkce m. stratus anterior (Čihák, 2001; Travell a Simons, 1983)

Začátek svalu

Devět zubů na 1. až 9. žebří; pět dolních zubů se po straně hrudníku střídá se začátky m. obliquus externus abdominis.

Úpon svalů

Mediální okraj lopatky, snopce od 4. žebra a dalších žebíř se zbíhají až na angulus inferior scapulae.

Funkce

Přidržíje lopatku k hrudníku a současně tahem za mediální okraj a zejména za dolní úhel vytáčí dolní úhel lopatky zevně.

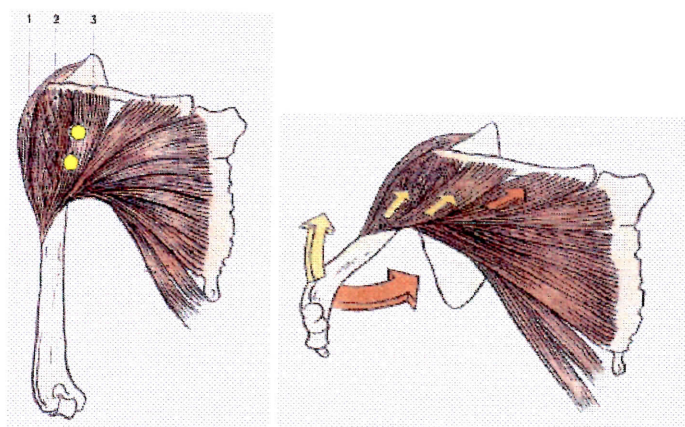
Lopatka tak svými pohyby doplňuje pohyby ramenního kloubu. Vytočení dolního úhlu lopatky zevně je podmínkou pro abdukci paže na horizontálu.

Při fixované lopatce sval pomáhá zdvíhat žebra (pomocný vdechový sval).

Inervace

N. thoracicus Pontus (z pars supraclavicularis plexus brachialis); kořenová inervace z C5 – C7.

7.6.3 Musculus deltoideus



Obr. č. 8 a 9: Schéma a funkce m. deltoideus (Čihák, 2001; Travell a Simons, 1983)

1- spinální část, 2- akromiální část, 3- klavikulární část

Sval deltový má název podle tvaru, kterým připomíná řecké velké písmeno delta. Má tvar části pláště kužele se základnou na spina scapulae, akromiu a na klavikule a s dolů obráceným vrcholem kužele, upnutým na humerus zevně, nad polovinou délky humeru. Od vnějšího okraje m. pectoralis major je deltový sval oddělen štěrbinou – trigonum deltoideopectorale.

Začátek svalů

Zevní dvě třetiny spina scapulae; acromion, zevní konec klavikuly.

Úpon svalů

Tuberositas deltoidea humeri.

Funkce se liší podle jednotlivých složek svalu; klavikulární část pomáhá při předpažení a udržuje v něm paži; sternokostální a abdominální části addukují paži a rotují ze zevní rotace dovnitř; abdukční činnost svalu se projeví i opačně – při fixované paži sval zdvihá hrudník (šplh) nebo při fixované paži zdvihá žebra a je tedy typickým pomocným dýchacím (vdechovým) svalem.

Inervace

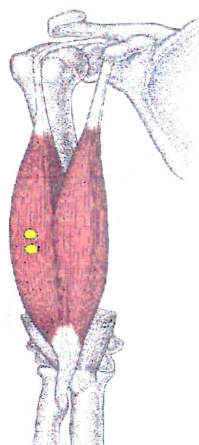
Nn. pectorales, lateralis et medialis, z pars supraclavicularis plexus brachialis.

7.6.5 Musculus biceps brachii

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

Začátek svalu

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



Caput breve – krátkou šlachou na proc. coracoideus (před začátkem m. coracobrachialis). Obě hlavy přecházejí bez zpeření ve vřetenovitá bříška, která se asi v polovině délky spojí ve společné bříško svalu.

Obr. č. 12: Schéma m. biceps brachii (Travell-Simons, 1983)

Úpon svalu

- a) Silnou hlavní šlachou na tuberositas radii.
- b) Plochou povrchovou šlachou – aponeurosis musculi bicipitis brachii (lacertus fibrosus) – na povrchovou předloketní fascii na ulnární straně (na společném začátku předních svalů předloktí). Prostřednictvím tohoto úponu se tah m. biceps přenáší i na ulnu.

Funkce

Sval je typicky dvoukloubový:

- a) V kloubu loketním (hlavní funkce) celý sval ohýbá a pupinuje (protože při flexi táhne tuberositas radii, pootočenou k ulně, na přední stranu).
- b) V kloubu ramenním (vedlejší funkce – uplatní se tu asi třetina síly svalu):

- dlouhá hlava pomáhá při abdukci (šlacha hlavy jde horem skrze kloub)
- krátká hlava pomáhá addukci ve ventrální flexi.

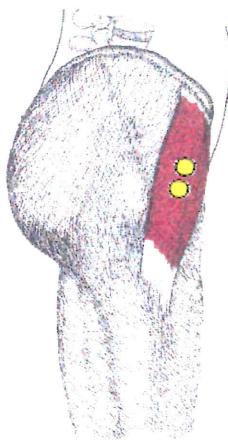
Napětí a pohyb bříška m. biceps proximálně jsou dobře hmatné v průběhu supinačního pohybu. Mezi hlavní úponovou šlachou svalu a tuberositas radii bývá bursa bicipitoradialis.

Inervace

N. musculocutaneus, kořenová inervace z C5 a C6.

7.6.6 Musculus tensor facie latae

Napínač stehenní povázky je nejventrálnější z gluteálních svalů.



Začátek svalu

Zevní plocha kosti kyčelní při spina iliaca anterior superior (dozadu až po tuberculum iliacum).

Úpon svalu

Svalové bříško dosahuje do konce horní čtvrtiny stehna, pak se upíná do *tractus iliotibialis* a jeho prostřednictvím až na zevní plochu laterálního kondylu tibie.

Obr. č. 13: Schéma m. tensor fasciae latae (Travell-Simons, 1983)

Funkce

Pomocný flexor, abduktor a vnitřní rotátor kyčelního kloubu. Prostřednictvím tractus iliotibialis se upíná na zevní plochu laterálního kondylu tibie *před osu flexe kolenního kloubu*; účastní se proto na závěrečné rotaci kolena a zabezpečuje extenzi kolena při stoji.

7.6.7 Musculus gluteus maximus

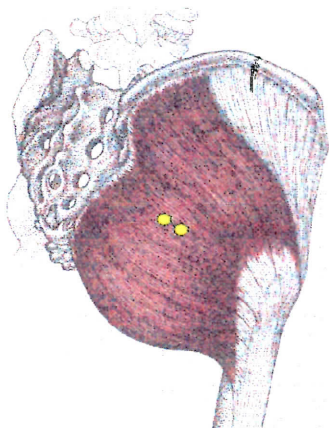
Velký sval hýžďový začíná zešíroka od zadní části lopaty kyčelní, od kosti křížové a od kostrče a jde na zadní a zevní stranu proximálního konce těla femuru.

Začátek svalu

Lopata kyčelní, dorsálně od linea glutea posterior; okraj kosti křížové a kostrče, lig. sacrotuberale a povrchový list thorakolumbální fascie .

Snopce jdou ve směru čáry spojující spina iliaca posterior superior s hrotem trochanter major (Farabeufova H čára). V této čáře je také foramen suprapiriforme a útvary z něho vystupující. Na rovnoběžné čáře asi o tři prsty dále kaudálně leží foramen infrapiriforme

a útvary z něho vystupující.



Úpon svalu

Zadní okraj velkého trochanteru a pod ním tuberositas glutea. Část snopců vzařuje do stehenní fascie a do tractus iliotibialis. Mezi trochanter major a úponem svalu je *bursa trochanterica musculi glutei maximi*, pod kůží v místě trochanteru je *bursa subcutanea trochanterica*.

Obr. č. 14: Schéma m. gluteus maximus (Travell-Simons, 1983)

Funkce

Zadní snopce svalu - extenze a zevní rotace kyčelního kloubu.

Přední snopce svalu - abdukce stehna.

Snopce s úponem na h.berositas glutea - addukce stehna.

Sval je velmi důležitým činitelem při udržování vzpřímené postavy, je hlavním extensorem kyčelního kloubu, např. při vstávání ze sedu do stoje, při chůzi do schodů atd. Při předklonu nese značnou část váhy trupu. Tahem za tractus iliotibialis pomáhá fixovat extensi kolena, nutnou pro udržení vzpřímeného stoje. Při stoji je svaelem kryto tuber ischiadicum, při flexi v kyčelním kloubu sval sklouzne z tuber laterálně.

Inervace

I N. gluteus inferior; kořenová inervace z (L4), L5 a S 1, (S2).

7.7 Výběr pohybu a kritických míst pro měření

Pro měření byl vybrán nejčastěji používaný způsob přihrávky jak v softballu, tak i v baseballu - hod vrchním obloukem (námi dále označován v měření jako normální hod). Ten jsme srovnávali s dalšími třemi různými hody, kterými byly: hod z čelního postavení (bez výkroku), hod oštěpem z místa a hod obouruč medicinbalem.

Při sledování jsme se zaměřili na 3 kritická místa, a to na polohu náprahu, odhod míče/oštěpu a dokončení hodu, které jsou blíže definovány v začátku kapitoly 8 ve výsledkové části.

7.8 Popis místa měření a použitého vybavení

Měření probíhalo 4x v areálu FTVS UK ve Vokovicích v Praze 6, na místním softballovém hřišti a 1x v tělocvičně FTVS UK v Tróje. Podmínky, za kterých bylo prováděno měření, jsou považovány za běžné pro tuto sportovní disciplínu. Bylo použito softballového vybavení, s kterými samotné hráčky hrají a je tedy schváleno ISF (International Softball Federation) a využíváno v 1. ČSL žen (nyní již Extraliga žen).

7.9 Stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů

Následující kombinace kvalitativně – kvantitativního posouzení se bude týkat průběhu EMG křivky. Při evaluaci křivky vycházíme z 10% hodnoty na ose y. Jako 100% je stanovena výška amplitudy tzv. maximálního relativního píku. Tímto postupem snižujeme chybu způsobenou zápisem EMG potenciálů a přítomného šumu, omezujeme i vliv stálého, snad posturálního, EMG potenciálu.

Na základě takto stanovených významných začátků a ukončení aktivace jsme schopni posoudit timing nástupu a odeznění aktivace mezi jednotlivými svaly. Z této skutečnosti plyne výhodnost použití povrchového EMG in vivo pouze při intraindividuálním sledování, tedy i při srovnávací analýze, kterou náš výzkum je (Véle, 2006).



Obr. č.15 : Kombinace kvalitativně – kvantitativního vyhodnocení dat

7.10 Popis techniky měření

Nejdříve jsme určili nejvhodnější místa na těle probanda pro aplikaci povrchových elektrod. Použili jsme při tom vyšetřovací postupy, při kterých jsme simulovali požadovaný pohyb a současně prováděli palpaci svalů. Povrchové elektrody byly aplikovány na probandky vždy stejnou fyzioterapeutkou. Po umístění povrchových elektrod jsme provedli

kalibraci přístroje. Dále bylo vykonáno několik testovacích měření za účelem získání reliability výsledků měření. Poté následovalo měření vlastní.

Na ploše, kde se odehrávalo měření, byly rozmístěny celkem čtyři kamery pod vhodnými úhly pro kinematickou analýzu (2D a 3D), byl zkalibrován prostor pomocí výše zmíněných krychlí.

Celková doba měření, se všemi přípravnými procedurami, nepřesahovala 3 hodiny.

7.11 Design výzkumu

Výzkum není experimentálního charakteru, jedná se o případovou studii. Při vyhodnocení výsledků měření je kladen důraz především na timing nástupu a odeznění EMG potenciálů sledovaných svalů. Vzhledem k řešenému problému je především zkoumána struktura růstu a klesání EMG signálu (pořadí zapojení jednotlivých svalů do pohybu). Sledování je intraindividuální.

Výběr svalových skupin byl omezen:

- a) Stanovením rozhodujících svalových skupin podílejících se na všech hodech.
- b) Nemožností invazního vyšetření hlubších svalových skupin jehlovými elektrodami (z důvodu technických omezení a zdravotních rizik).
- c) Počtem přenosných kanálů přístroje EMG

Jednotlivé hody byly měřeny v sériích od 2-5 hodů, které probíhaly v rozmezí od 10 do 20 s. Při hodech bylo dbáno, jak na techniku hodů, tak i na co možná nejvěrnější provedení k soutěžnímu. Pro kinematickou analýzu (2D a 3D) byly probandky natáčeny digitálními videokamerami se synchronizací záznamu EMG přístroje. Byl sledován nástup a odeznění aktivace jednotlivých svalů a jejich relativní zapojení do pohybu ve srovnání všech hodů. Snímaná aktivita EMG křivky mohla být vždy vyladěna tak, aby byla rozprostřena dostatečně na ose y a aby tak byly dostatečně čitelné změny aktivace. Citlivost jednotlivých kanálů byla postupně vyladěna od meze čitelnosti při minimalizované křivce až k hranicím saturace nábory EMG křivky (tzv. přebuzení zesilovače). Měření proběhlo se změnami citlivosti kanálů snímajících EMG potenciály. Ty jsou však ve výsledkové části přepočítány tak, že citlivost zaznamenaná ve výsledných grafech u jednotlivých svalů je stejná.

8 Výsledková část

Při popisu způsobu provedení hodů a jeho komparace s naměřeným el. potenciálem ve vybraných svalech pomocí EMG jsme vycházeli z principu kvalitativní analýzy pohybových dovedností (Knudson a Morisson, 1996) pomocí porovnání v kritických místech (KM) v pohybu. Tato kritická místa definujeme ve shodě se Susem (2006) následujícím způsobem:

1. První KM- **nápřah** – definovali jsme si ho u všech hodů jako okamžik, kdy hráčka dokročí levou - vykračující nohou na zem (obr. č. 16)

Obr. č. 16: První KM
– nápřah



Obr. č. 17: Druhé KM
– vypuštění



Obr. č. 18: Třetí kritické místo
– dokončení pohybu



2. Druhé KM - **vypuštění** - stanovili jsme si ho jako okamžik, kdy míč / oštěp / medicinbal opustil ruku hráčky (obr. č. 17)
3. Třetí KM - **dokončení pohybu** – určili jsme jím poslední okamžik, kdy hráčka ještě pokračuje svou pravou rukou ve směru hodů (obr. č. 18)

Při frekvenci kamer 25 Hz (25 snímků za sekundu, kdy 1 snímek = 0,04 s) jsou kritická místa určena s přesností $\frac{1}{2}$ snímku. Zvýšili jsme časovou rozlišitelnost, kdy jeden snímek byl rozdělen na dva půlsnímky a tak snímkovací norma byla dvojnásobná (50 snímků za sekundu, kdy nyní 1 snímek = 0,02 s). Jestliže přístroj EMG měl vzorkování 200 Hz (tedy 200 vzorků za sekundu, kdy 1 vzorek = 0,005 s), tak potom byla kritická místa definována s přesností 2 vzorků zaznamenaných tímto přístrojem EMG.

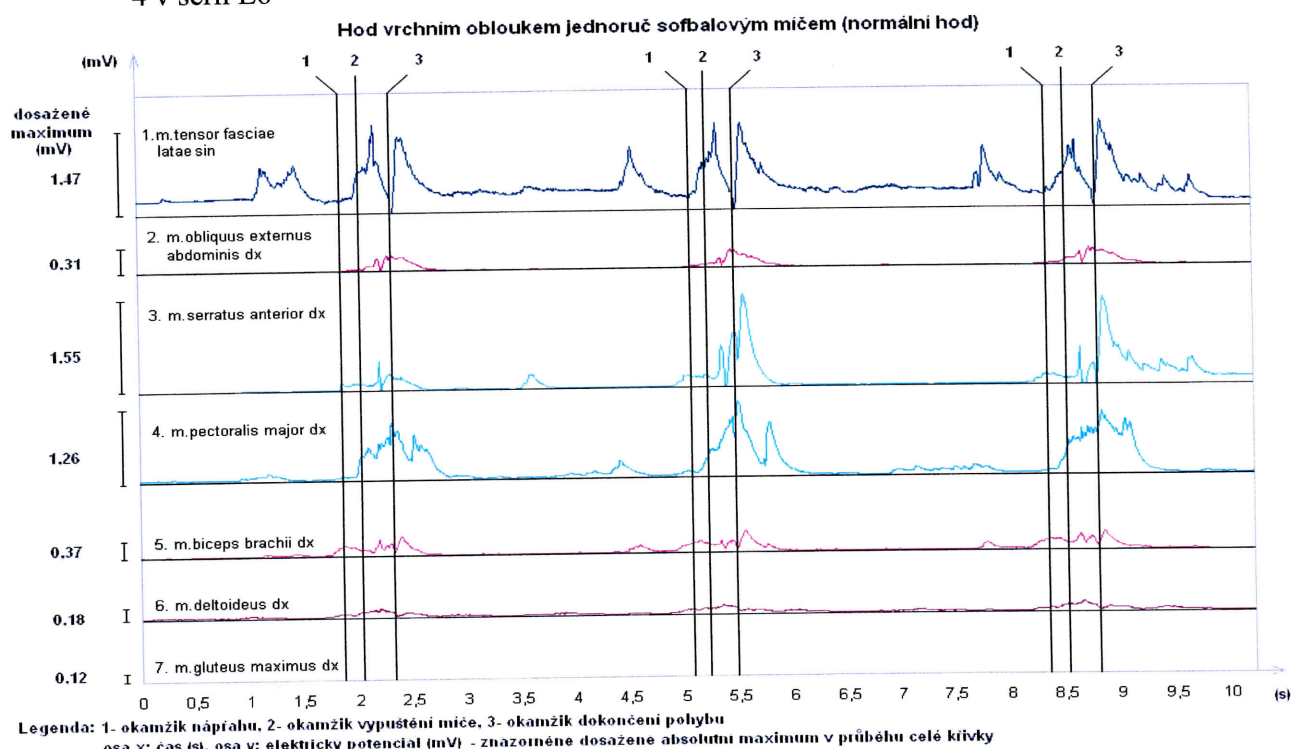
V první části kapitoly je uveden příklad naměřených grafů křivek EMG, pro celou sérii hodů prováděných a měřených za sebou. V jednotlivých sériích prováděli sledované osoby od 2 do 6 jednotlivých hodů v průběhu od 10 do 20 sekund. V grafech jsou postupně označena KM čísla 1, 2 a 3, respektive nápřah, vypuštění softbalového míče / oštěpu / medicinbalu a dokončení pohybu svislými čarami. V textu uvádíme pouze příklady jednotlivých měření reprezentující hody s různým náčiním a z důvodu přehlednosti a celkové

orientace byly další výsledky rozebíraných pokusů zařazeny do přílohy č. 2 - na přiložené DVD. Prezentace grafů křivek EMG i tabulek s naměřenými hodnotami z kinematických analýz jsou vybrány do textu náhodně.

8.1 Hod jednoruč vrchním obloukem softbalovým míčem – normální hod

V grafu č. 1 je ukázka výsledků EMG při měření tří hodů vrchním obloukem softbalovým míčem z měření, které bylo označeno jako PEPRA 4 v sérii E6.

Graf č. 1 : 3 normální hody vrchním obloukem jednoruč provedené za sebou z měření PEPRA 4 v sérii E6



V grafu č. 1 jsou zřetelně odděleny jednotlivé hody pomocí KM. Jedná se v podstatě o 7 grafů EMG zařazených do jednoho grafu, aby bylo názorně vidět průběh el. potenciálu jednotlivých vybraných svalů a jejich souvislost.

Pro názornost a spojitosti s pohybem jednotlivých segmentů těla v průběhu pohybu uvádíme na obr. č. 19 kinogram prvního ze tří hodů provedených v průběhu měření v PEPRA 4 v sérii E6. Snímky nejsou řazeny za sebou ve stejném časovém intervalu, protože by kinogram byl zbytečně dlouhý a tím i nepřehledný. V první části pohybu nedochází k rychlým změnám v postuře hráčky, proto jsme zvolili interval delší, než ve fázi hodu po dokončení náprahu.

Konkrétní časové intervaly jsou:

1. prvních 17 snímků je řazeno v časovém intervalu 0,08 s
2. snímky 18 – 24 jsou za sebou řazeny v intervalu 0,04s

3. a snímky 25 – 46 jsou za sebou řazeny v intervalu 0,02s

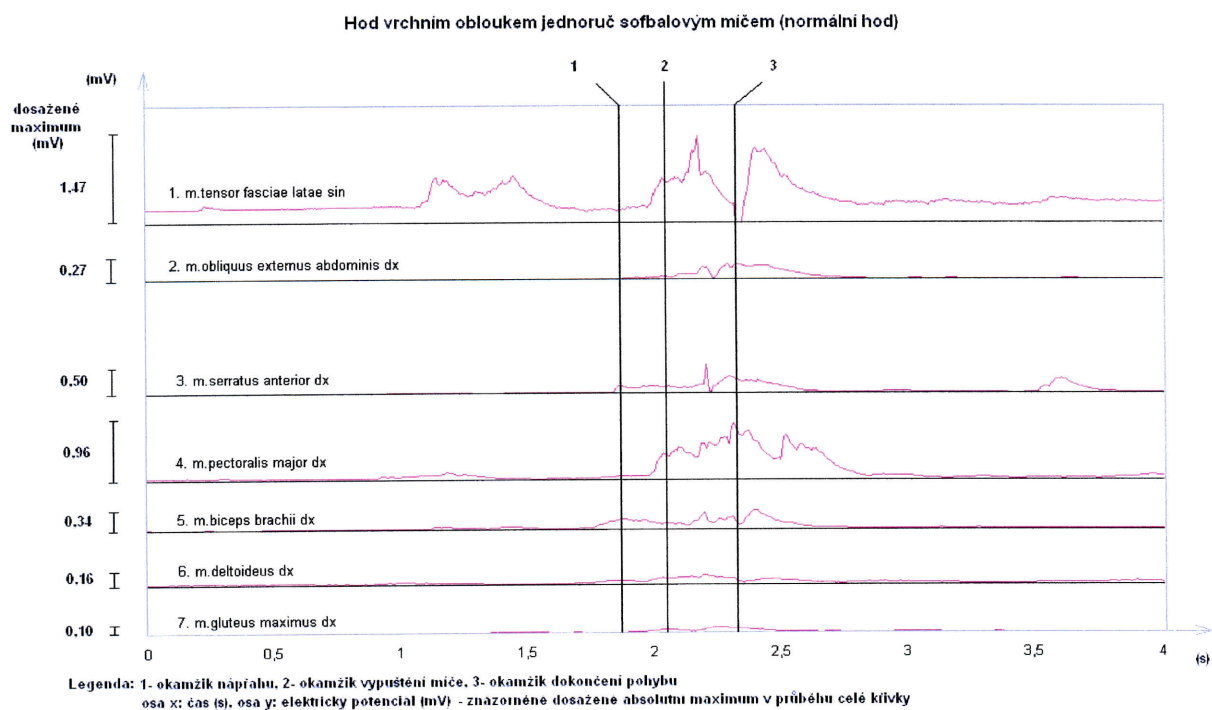
Kritická místa v tomto kinogramu jsou označena čísly snímků 21 (1.KM), 33 (2. KM) a číslem 46 je označeno 3. KM.

Obr. č. 19: Kinogram hodu softbalovým míčem



Výsledky el. potenciálu vybraných svalů v průběhu tohoto prvního hodu měření PEPRA 4 série E6 uvádíme v grafu č. 2.

Graf č. 2: 1. hod vrchním obloukem jednoruč z měření PEPRA 4 v sérii E6 (normální hod)



Stejně jako v souhrnném grafu (č. 1) je na vertikální ose uveden čas [s] provedení hodu a na svislé ose jsou znázorněny výsledky el. potenciálu [mV] pro jednotlivá měření.

Pro popis průběhu pohybu jsme využili 2D kinematickou analýzu, jejíž výsledky jsou uvedeny v tabulkách 1 a – 1 c. Výsledky kinematické analýzy v tabulce 1 a ukazují na stálost provedení jednotlivých hodů v kritickém místě 1 – náprah. Všechny výsledky proměnných s výjimkou *výšky pravého lokte a pravého a levého ramene* ukazují na stabilitu provedení. Variační rozpětí měřených úhlů v jednotlivých segmentech těla je menší než tolerance 10° (výpočet přes tangentu z podílu TV normy a snímaného prostoru v délce 2 m), kterou v podobných případech uvádí Süss (2006). *Výška pravého a levého ramene* byla měřena pouze pro srovnání s *výškou pravého lokte* a výsledky ukazují na stejný vztah ve všech sledovaných pokusech. *Pravé i levé rameno* je vždy výš než *loket pravé házející paže*.

Tabulka č. 1 a: Výsledky kinematické analýzy 2D při měření PEPR4 v sérii E 6 (fáze výkrok a náprah)

Měření: PEPRA 4	hod	1. - Výkrok a náprah								
		č.	Pravá paže			Levá paže			Dolní končetiny	
Série: E6		v. lokte	v. ramene	ú. v lokti	v. ramene	ú. v lokti	ú. v rameni	ú. v L koleni	ú v P koleni	d. výkroku
		[m]	[m]	[°]	[m]	[°]	[°]	[°]	[°]	[m]
Normální hod	1	1,20	1,21	46,70	1,28	166,80	52,20	157,00	134,70	1,00
Normální hod	2	1,20	1,26	45,30	1,33	175,60	54,30	155,00	135,90	0,99
Normální hod	3	1,22	1,28	44,10	1,33	171,60	52,40	157,30	136,40	1,00
Normální hod	4	1,26	1,29	45,20	1,34	172,90	56,60	155,40	138,20	1,08
Popisné statistické charakteristiky pro celé měření PEPR4										
arit.průměr	x	1,20	1,25	45,79	1,30	172,30	55,03	157,15	136,44	0,99
směr.odchylka	s	0,03	0,03	1,97	0,03	3,27	2,62	1,94	1,15	0,04
variační rozpětí	R	0,09	0,08	7,10	0,08	9,20	8,70	6,00	3,50	0,14
maximum	x _{max}	1,26	1,29	50,10	1,34	176,00	60,90	160,80	138,20	1,08
minimum	x _{min}	1,17	1,21	43,00	1,26	166,80	52,20	154,80	134,70	0,94

Legenda: v. – výška příslušného segmentu těla od země (uváděna v metrech)
 ú. v lokti – úhel svírající segmenty zápěstí-loket-rameno
 ú. v rameni – úhel svírající segmenty zápěstí-rameno-kyčel
 ú. v L koleni – úhel svírající segmenty levá kyčel-levé koleno-levý kotník
 ú. v P koleni – úhel svírající segmenty pravá kyčel-pravé koleno-pravý kotník
 d. výkroku – délka výkroku

Popisné statistické charakteristiky (arit. průměr, směr. odchylka, variační rozpětí, maximum a minimum) jsou charakteristikami, které se vztahují k celému měření PEPR4, kde n = 32. Nízké směrodatné odchylky v měřených proměnných ukazují také na *homogenitu výsledků* a tím i na *stálost* měření v tomto KM 1.

Výsledky měření kinematických veličin v kritickém místě 2 (vypuštění míče) v tabulce 1 b taktéž ukazují na poměrně *stabilní výsledky* (nízké směrodatné odchylky v jednotlivých

proměnných) v sérii hodů. Nelze posuzovat jednotlivé výsledky proměnných veličin (včetně významný rozdíl ve výšce vypuštění míče), ale trendy, které jsou mezi jednotlivými hody.

Úhly v pravém lokti jsou prakticky totožné, stejně jako tomu je u úhlů v pravém i levém kolenu. Včetně významný rozdíl ve výšce vypuštění lze vysvětlit tím, že je závislý na větším předklonu těla, než na ostatních proměnných a to pouze v jednom případě.

Tabulka č. 1 b : Výsledky kinematické analýzy 2D při měření PEPRA 4 v sérii E6
(fáze vypuštění míče)

Měření: PEPRA 4		2. - Vypuštění míče					
		Pravá paže					
Série: E6	Hod	v. lokte	v. míče	v. ramene	v. zápěstí	ú. v lokti	ú. v rameni
	č.	[m]	[m]	[m]	[m]	[°]	[°]
Normální hod	1	1,45	1,81	1,29	1,71	178,7	135,4
Normální hod	2	1,45	1,83	1,28	1,73	177,8	138,5
Normální hod	3	1,47	1,89	1,34	1,68	176,7	136,8
Normální hod	4	1,47	1,85	1,3	1,73	176,2	139,4
Popisné statistické charakteristiky pro celé měření PEPRA 4							
arit.průměr	x	1,48	1,83	1,31	1,71	176,69	132,99
směr.odchylka	s	0,03	0,05	0,02	0,02	0,98	4,98
variační rozpětí	R	0,09	0,16	0,06	0,06	3,2	13,4
maximum	x_{max}	1,54	1,89	1,34	1,74	178,7	139,4
minimum	x_{min}	1,45	1,73	1,28	1,68	175,5	126
		Levá paže			Dojní končetiny		
	Hod č.	v. ramene	ú. v lokti	ú. v rameni	ú v L koleni	ú v P koleni	d. výkroku
		[m]	[°]	[°]	[°]	[°]	[m]
	1	1,21	72,6	23,8	167,6	138,2	0,92
	2	1,23	77,9	28,4	167,7	143,1	0,94
	3	1,26	75,3	25,3	167,6	145,2	0,94
	4	1,22	80,5	26,9	165,5	144,8	0,99
Popisné statistické charakteristiky pro celé měření PEPRA 4							
x		1,23	76,26	27,06	166,7	141,23	0,91
s		0,02	4,07	1,94	1,77	4,88	0,04
R		0,06	13,3	5,9	5,4	12,6	0,15
x_{max}		1,26	81,2	29,7	167,8	145,2	0,99
x_{min}		1,2	67,9	23,8	162,4	132,6	0,84

Legenda: v. – výška příslušného segmentu těla/míče od země
 ú. v lokti – úhel svírající segmenty zápěstí-loket-rameno
 ú. v rameni – úhel svírající segmenty zápěstí-rameno-kyčel
 ú. v L koleni – úhel svírající segmenty levá kyčel-levé koleno-levý kotník
 ú. v P koleni – úhel svírající segmenty pravá kyčel-pravé koleno-pravé kotník
 d. výkroku – délka výkroku
 ú. v P kyčli – rameno-kyčel-kotník

Popisné statistické charakteristiky (aritm. průměr, směr. odchylka, variační rozpětí, maximum a minimum) jsou charakteristikami, které se vtaňují k celému měření PEPRA4, kde $n = 32$

Výsledky kinematických proměnných při dokončení pohybu (KM 3) uváděné v tabulce 1 c ukazují, že hráčka ve sledovaných veličinách dosahuje stabilních výsledků (nízké směrodatné odchylky), tedy poloha charakterizující konec provedení dovednosti je stabilní.

Tabulka č.1 c: Výsledky kinematické analýzy 2D při měření PEPRA 4 v sérii E6 (fáze dokončení pohybu)

Měření: PEPRA 4	3. - Dokončení pohybu				
	Dolní končetiny				
Série E6	v. P zápěstí	ú v L koleni	ú v P Koleni	d. výkroku	v. P kotníku
Hod č.	[m]	[°]	[°]	[m]	[m]
1	0,93	163,10	171,40	0,75	0,19
2	0,95	166,00	171,50	0,81	0,17
3	0,93	167,60	174,40	0,80	0,17
4	0,96	168,10	172,60	0,82	0,20
Popisné statistické charakteristiky pro celé měření PEPRA 4					
x	0,93	165,66	173,66	0,78	0,18
s	0,02	1,78	1,65	0,03	0,01
R	0,06	5,00	5,20	0,08	0,03
x_{max}	0,96	168,10	176,60	0,82	0,20
x_{min}	0,90	163,10	171,40	0,74	0,17

Legenda: v. – výška příslušného segmentu těla/míče od země
 ú. v L koleni – úhel svírající segmenty levá kyčel-levé koleno-levý kotník
 ú. v P koleni - úhel svírající segmenty pravá kyčel-pravé koleno-pravé kotník
 d. výkroku – délka výkroku

Popisné statistické charakteristiky (aritm. průměr, směr. odchylka, variační rozpětí, maximum a minimum) jsou charakteristikami, které se vtaňují k celému měření PEPRA 4, kde $n = 32$.

V měření PEPRA 4 sérii E6 byly provedeny za sebou 3 hody vrchním obloukem jednoruč softballovým míčem. Jednotlivé hody byly postupně korelovány mezi sebou, každý s každým a to vždy stejné svaly, tedy *m. tensor fasciae latae* s *m. fasciae latae* s... atd. Jednotlivé výsledky měření elektrického potenciálu svalů, které jsme navzájem korelovali, měly vždy jasně stanoven začátek, a to v KM 1 – náprah. Výsledky korelační analýzy ukazujeme v tabulce 1 d, kde v této tabulce je uveden pouze příklad a významnost rozdílů korelací v jednotlivých případech rozebíráme dále v diskusi.

Tabulka č. 1 d : Korelační matice měření PEPRA 4 série E6

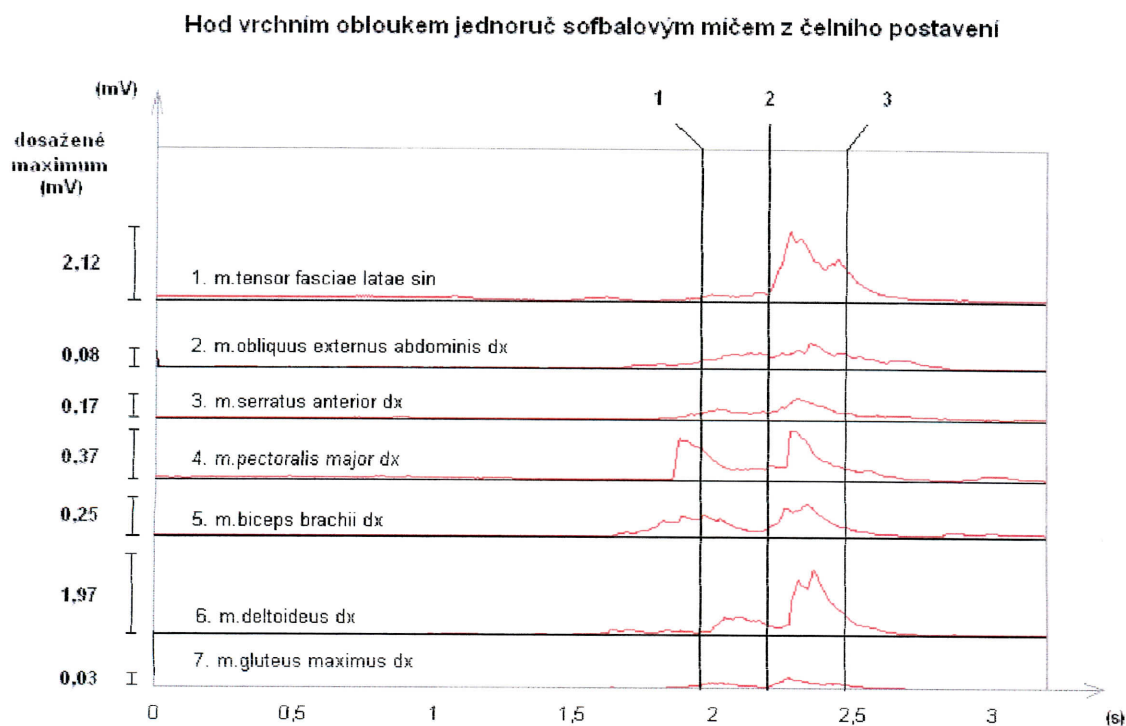
Svaly / jednotlivé hody	1 x 2	2 x 3	3 x 1
1. m.tensor fasciae latae sin.	0,108	0,754	0,169
2. m.obliquus abdominis externus dx.	0,947	0,791	0,820
3. m.serratus anterior	0,020	0,683	0,249
4. m.pectoralis major dx.	0,786	0,680	0,780
5. m.biceps brachii dx.	0,683	0,613	0,403
6. m.deltoideus anterior dx.	0,723	0,547	0,825
7. m.gluteus maximus dx.	0,661	0,900	0,650

Legenda: 1 x 2 znamená korelace prvního a druhého pokusu, obdobně 2 x 3 a 3 x 1

8.2 Hod vrchním obloukem jednoruč softballovým míčem z čelního postavení

Následující výsledky jsou ukázkou analýzy 1. hodu vrchním obloukem jednoruč softballovým míčem z čelního postavení z měření PEPRA 5 v sérii E33. Nejprve uvádíme v grafu č. 3 výsledky el. potenciálu pomocí EMG.

Graf č. 3: Průběh el. potenciálu v 1. hodu vrchním obloukem jednoruč z měření PEPRA 5 v sérii E33 (hod z čelního postavení)



Legenda: 1- okamžik nářahu, 2- okamžik vypuštění míče, 3- okamžik dokončení pohybu
osa x: čas (s), osa y: elektrický potenciál (mV) - znázorněné dosažené absolutní maximum v průběhu celé křivky

Výsledky měření PEPRA 5 byly zpracovány pomocí 3D kinematické analýzy (tabulky 2 a – 2 c) a korelační maticí jednotlivých výsledků měření elektrického potenciálu svalů (tabulka 2 d).

Při srovnání výsledků z normálního hodu (tabulka 1 a) s výsledky kinematické analýzy hodu v čelním postavení v KM 1 (2 a) dosahovala hráčka věcně významných vyšších hodnot ve *výšce lokte i ramen* při hodu z čelního postavení, což je způsobeno tím, že hráčka nevykračuje. Při čelním hodu se ukazuje opačný trend tj., *loket pravé paže* je výš, než *pravé i levé rameno* (opačně než u hodu s výkrokem)

Tabulka č. 2 a: Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPRA 5, 1. hod série E33 (KM1 – nápřah)

Měření	1. - Výkrok a nápřah									
PEPRA 5	hod	Pravá paže			Levá paže			Dolní končetiny		
Série E33	č.	v. lokte	v. ramene	ú. v lokti	v. ramene	ú. v lokti	ú. v rameni	ú. v L koleni	ú. v P koleni	d. výkroku
		[m]	[m]	[°]	[m]	[°]	[°]	[°]	[°]	[m]
čelní hod	1	1,35	1,33	43,60	1,33	34,80	39,00	151,90	135,80	0,00

Výsledky měření kinematických veličin v kritickém místě 2 (vypuštění míče) v tabulce 2 b při hodu z čelního postavení opět při porovnání s výsledky naměřených kinematických veličin při normálním hodu dosahují *věcně významných vyšších hodnot ve výšce levého i pravého lokte a ramene*. Opět se ukazuje, že *loket pravé paže* je výš, než *pravé i levé rameno* (opačně než u hodu s výkrokem)

Úhel v pravém i levém lokti nabývá věcně významných nižších hodnot než v případě normálního hodu. Stejně je tomu i v případě *úhlů v pravém i levém koleni*.

Tabulka č. 2 b: Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPRA 5, 1. hod série E33 (KM2 – vypuštění)

hod	2. - Vypuštění míče												
č.	Pravá paže					Levá paže				Dolní končetiny			
	v. lokte	v. míče	v. ramene	v. zápěstí	ú. v lokti	ú. v rameni	v. ramene	ú. v lokti	ú. v rameni	ú. v L koleni	ú. v P koleni	d. výkroku	ú. v P kyčli
	[m]	[m]	[m]	[m]	[°]	[°]		[°]	[°]	[°]	[°]	[m]	[°]
E33-1	1,53	1,89	1,41	1,73	157,60	117,20	1,32	36,50	17,70	154,60	154,70	0,00	165,20

Výsledky kinematických proměnných při dokončení pohybu (KM 3) uváděné v tabulce 2 c ukazují, že hráčka ve sledovaných veličinách dosahuje podobných výsledků jako při hodu s výkrokem. Výjimku tvoří *úhel v pravém koleni*, který při hodu z čelního postavení dosahuje věcně signifikantně nižší hodnoty.

Tabulka č. 2 c: Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPRA 5, 1. hod
série E33 (KM3 –dokončení pohybu)

hod	3. - Dokončení pohybu				
č.	Dolní končetiny				
	v. P zápěstí	ú v L koleni	ú v P Koleni	d. výkroku	v. P kotníku
	[m]	[°]	[°]	[m]	[m]
E33-1	0,94	160,90	152,10	0,00	P: 0,10

Legenda: v. – výška příslušného segmentu těla/míče od země
 ú. v lokti – úhel svírající segmenty zápěstí-loket-rameno
 ú. v rameni – úhel svírající segmenty zápěstí-rameno-kyčel
 ú. v L koleni – úhel svírající segmenty levá kyčel-levé koleno-levý kotník
 ú. v P koleni - úhel svírající segmenty pravá kyčel-pravé koleno-pravé kotník
 d. výkroku – délka výkroku
 ú. v P kyčli – rameno-kyčel-kotník

V měření PEPRA 5 sérii E33 byly provedeny za sebou 4 hody vrchním obloukem jednoruč softbalovým míčem. Jednotlivé hody byly postupně korelovány mezi sebou (tabulka 2 d), každý s každým a to vždy stejné svaly, tedy m. *tensor fasciae latae sin s m. fasciae latae sin,...* atd. Jednotlivé výsledky měření elektrického potenciálu svalů, které jsme navzájem korelovali, měly vždy jasně stanoven začátek, a to v okamžiku výkroku a náprahu. V této tabulce je uveden pouze příklad a významnost rozdílů korelací v jednotlivých případech rozebíráme dále v diskusi.

Tabulka č. 2 d: Korelační matice měření PEPRA 5 série E33

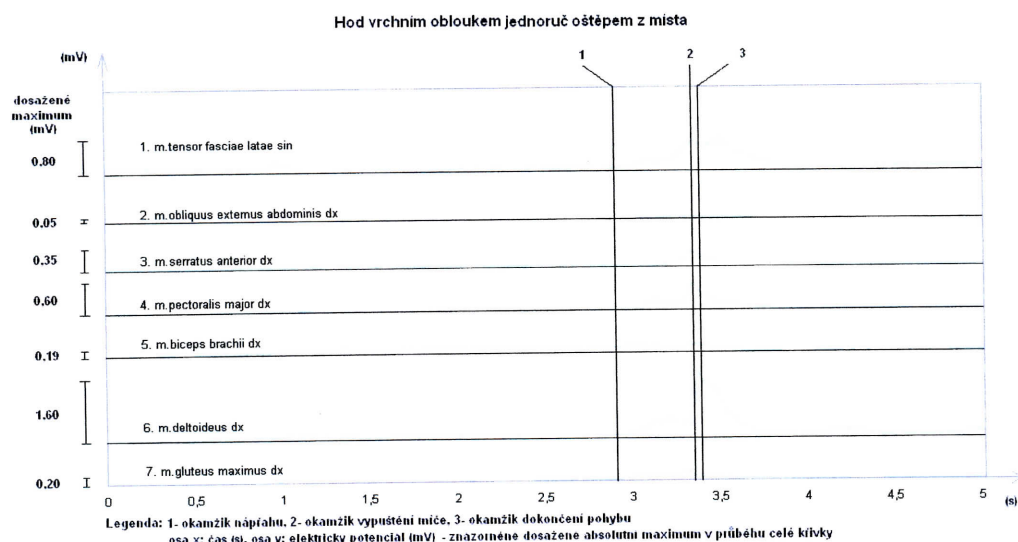
	Svaly / jednotlivé hody	1 x 2	1 x 3	1 x 4	2 x 3	2 x 4	3 x 4
1	m.tensor fasciae latae sin.	0,978	0,648	0,670	0,670	0,670	0,670
2	m.obliquus abdominis externus dx.	0,901	0,886	0,957	0,957	0,957	0,957
3	m.serratus anterior	0,886	0,666	0,808	0,808	0,808	0,808
4	m.pectoralis major dx.	0,956	0,947	0,962	0,962	0,962	0,962
5	m.biceps brachii dx.	0,814	0,830	0,644	0,644	0,644	0,644
6	m.deltoideus anterior dx.	0,956	0,957	0,967	0,967	0,967	0,967
7.	m.gluteus maximus dx.	0,824	0,370	0,630	0,630	0,630	0,630

8.3 Hody jednoruč vrchním obloukem oštěpem a obouruč vrchním obloukem s medicinbalem

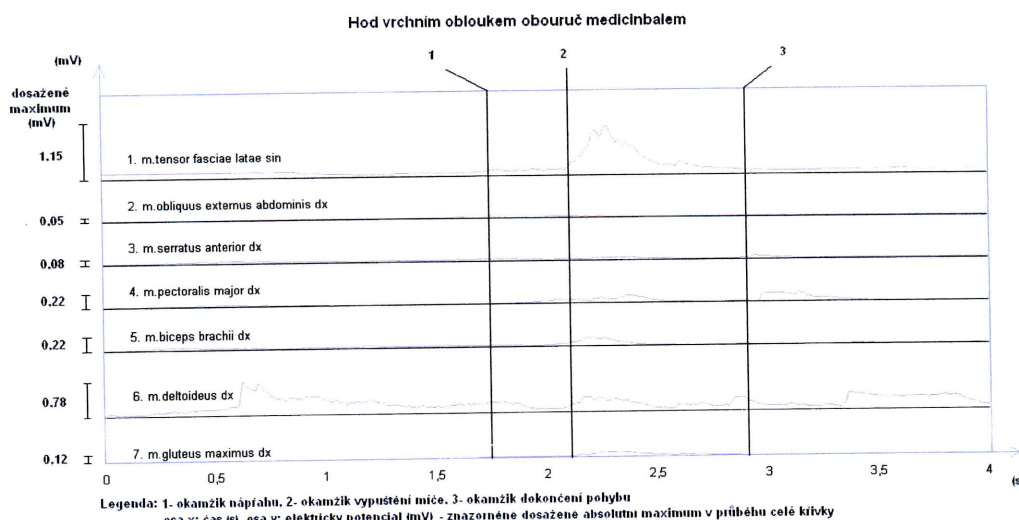
Pro srovnání hodu softbalovým míčem s podobnou dovedností jsme vybrali hod oštěpem a hod obouruč vrchním obloukem s medicinbalem. Měření byla prováděna v sérii měření PEPRA 5 s totožným nalepením elektrod pro EMG analýzu, aby bylo umožněno toto

V grafu č.4 jsou uvedeny výsledky EMG analýzy hodu oštěpem a v grafu č.5 jsou výsledky EMG hodu obouruč s medicinbalem.

Graf č. 4:1. hod vrchním obloukem jednoruč oštěpem z místa z měření PEPRA 5 v sérii E38



Graf č. 5 :1. hod vrchním obloukem obouruč medicinbalem z měření PEPRA 5 v sérii E43



Výsledky kinematických analýz (3D) obou typů hodů uvádíme souhrnně v tabulkách 3 a – 3 C.

Tabulka č. 3 a: Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPRA 5, 1. hod série E38 a E43 (KM 1)

Měření	1. - Výkrok a nápřah									
PEPRA 5	hod	Pravá paže			Levá paže			Dolní končetiny		
Série,	č.	v. lokte	v. ramene	ú. v lokti	v. ramene	ú. v lokti	ú. v rameni	ú. v L koleni	ú. v P koleni	d. výkroku
		[m]	[m]	[°]	[m]	[°]	[°]	[°]	[°]	[m]
oštěp E38	1	1,05	1,16	133,10	1,32	162,80	77,00	142,50	128,30	0,82
medicinbal E43	1	1,44	1,23	72,60	1,24	61,10	157,00	103,10	101,10	0,09

Výsledky kinematické analýzy v tabulce č. 3 a v porovnání s hodnotami kinematické analýzy z normálního hodu ukazují na významné rozdíly ve výšce levého i pravého lokte jak u hodu oštěpem, tak medicinbalem. I další výsledky proměnných (úhel v P lokti, úhel v L rameni) obou hodů ukazují na věcně signifikantní odlišnosti v provedení celého pohybu. Variační rozpětí měřených úhlů a délek v ostatních jednotlivých segmentech těla je menší než tolerance 10° nebo 10 cm, kterou v podobných případech uvádí Süß (2006). U hodu oštěpem je pravé i levé rameno vždy výš než loket pravé (házející) paže (jako u normálního hodu), u hodu medicinbalem je tomu naopak jako v případě hodu čelního.

Tabulka č. 3 b: Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPRA 5, 1. hod série E38 a E43 (KM 2)

hod	2. - Vypuštění míče												
č.	Pravá paže					Levá paže				Dolní končetiny			
	v. lokte	v. míče	v. ramene	v. zápěstí	ú. v lokti	ú. v rameni	v. ramene	ú. v lokti	ú. v rameni	ú. v L koleni	ú. v P koleni	d. výkroku	ú. v P kyčli
	[m]	[m]	[m]	[m]	[°]	[°]		[°]	[°]	[°]	[°]	[m]	[°]
E38-1	1,56	1,88	1,45	1,78	127,60	120,50	1,30	106,00	25,30	164,00	137,30	0,76	156,60
E43-1	1,70	2,16	1,50	1,94	141,50	167,90	1,47	145,80	162,20	161,40	155,90	0,09	171,80

Výsledky kinematické analýzy v tabulce č. 3 b v porovnání s hodnotami kinematické analýzy z normálního hodu ukazují na významné rozdíly ve výšce pravého ramene a úhlu v levém lokti, kdy u hodu oštěpem nabývá vyšších hodnot. Dalším rozdílným výsledkem je proměnná – délka výkroku a úhel v pravém lokti – při hodu oštěpem nabývají menších hodnot. Variační rozpětí měřených úhlů a délek v ostatních jednotlivých segmentech těla je menší než tolerance 10° nebo 10 cm, kterou v podobných případech uvádí Süß (2006). Jinak obecně hod obouřuč medicinbalem nabývá věcně signifikantně vyšších hodnot než normální hod téměř ve všech sledovaných proměnných. Vysvětlujeme si to velkou odlišností provedení pohybu samotného.

Tabulka č. 3 c: Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPRA 5, 1. hod série E38 a E43 (KM3)

hod	3. - Dokončení pohybu				
č.	Dolní končetiny				
	v. P zápěstí	ú v L koleni	ú v P Koleni	d. výkroku	v. P kotníku
	[m]	[°]	[°]	[m]	[m]
E38-1	1,36	170,30	160,40	0,66	0,18
E43-1	0,91	170,50	158,70	0,11	P: 0,10

Legenda: v. – výška příslušného segmentu těla/míče od země
 ú. v lokti – úhel svírající segmenty zápěstí-loket-rameno
 ú. v rameni – úhel svírající segmenty zápěstí-rameno-kyčel
 ú. v L koleni – úhel svírající segmenty levá kyčel-levé koleno-levý kotník
 ú. v P koleni – úhel svírající segmenty pravá kyčel-pravé koleno-pravé kotník
 d. výkroku – délka výkroku
 ú. v P kyčli – rameno-kyčel-kotník

Výsledky kinematických proměnných při dokončení pohybu (KM 3) uváděné v tabulce 3 c s porovnáním hodnot normálního hodu ukazují na významné rozdílnosti ve výšce pravého zápěstí, které při dokončení pohybu je u hodu oštěpem výrazně výše než u hodu normálního. Nemůžeme si nevšimnout významného rozdílu v délce výkroku ve srovnání hod medicinbalem a normální hod, které vyplývá z odlišnosti provádění pohybu samotného.

V měření PEPRA 5 sérii E38 byly provedeny za sebou 3 hody vrchním obloukem jednoruč oštěpem z místa a v sérii E43 byly provedeny za sebou 3 hody vrchním obloukem obouruč medicinbalem. Jednotlivé hody byly postupně korelovány mezi sebou, každý s každým a to vždy stejné svaly, tedy *m. tensor fasciae latae sin s m. fasciae latae sin, ...* atd. Jednotlivé výsledky měření elektrického potenciálu svalů, které jsme navzájem korelovali, měly vždy jasně stanoven začátek - a to v okamžiku výkroku a náprahu. Výsledky korelační analýzy jsou uvedeny v tabulkách 3 d a 3 e

Tabulka č. 3 d: Korelační matice měření PEPRA 5 série E38 – hod oštěpem

	Svaly / jednotlivé hody	1 x 2	1 x 3	2 x 3
1	m.tensor fasciae latae sin.	0,890	0,954	0,907
2	m.obliquus abdominis externus dx.	0,803	0,828	0,961
3	m.serratus anterior	0,177	0,124	0,101
4	m.pectoralis major dx.	0,980	0,720	0,743
5	m.biceps brachii dx.	0,445	0,250	0,638
6	m.deltoideus anterior dx.	0,917	0,177	0,396
7.	m.gluteus maximus dx.	0,675	0,773	0,852

Tabulka č.3 e :Korelační matice měření PEPRÁ 5 série E43 hod medicinbalem

	Svaly / jednotlivé hody	1 x 2	1 x 3	2 x 3
1.	m.tensor fasciae latae sin.	0,918	0,871	0,685
2.	m.obliquus abdominis externus dx.	0,808	0,715	0,745
3.	m.serratus anterior	0,601	0,468	0,603
4.	m.pectoralis major dx.	0,395	0,183	0,342
5.	m.biceps brachii dx.	0,173	0,152	0,432
6.	m.deltoideus anterior dx.	0,051	0,385	0,607
7.	m.gluteus maximus dx.	0,949	0,922	0,919

9 Diskuse výsledků

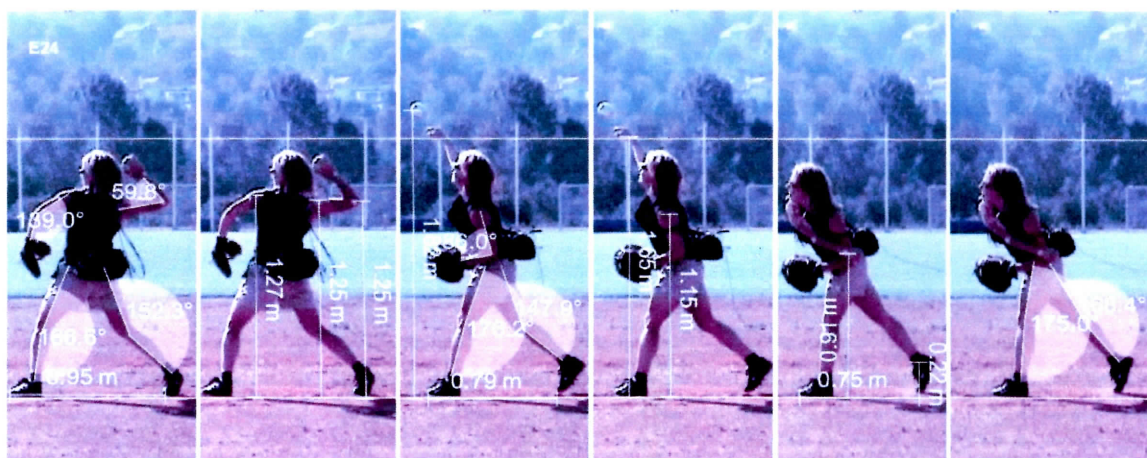
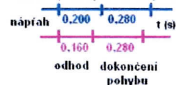
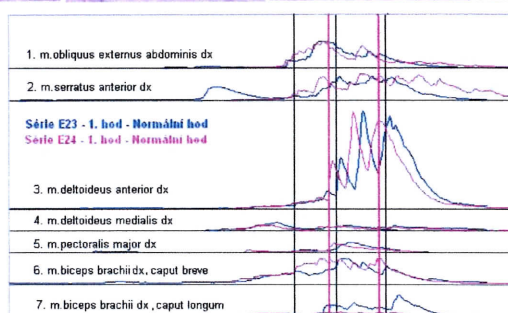
Cílem diskuse je zhodnotit a porovnat naměřené výsledky u jednotlivých hodů. A to jak mezi hody stejného typu, tak i mezi hody různými. Vždy však ve stejném měření, (intraindividuálně). Ke komparaci budeme používat korelaci jednotlivých výsledků měření elektrického potenciálu vybraných svalů, porovnávat timing absolutních maxim jednotlivých svalů, velikosti úhlů a vzdáleností jednotlivých segmentů těla v kritických místech pohybu získaných z metod kinematické analýzy 2D a 3D. Avšak z hlediska relativního načasování se budeme snažit o komparaci všech výsledků naměřených studií, které jsme uskutečnili v letech 2005 – 2007, a to jak intraindividuálně, tak i interindividuálně.

Novou zkušeností pro hráčky bylo házení s EMG přístrojem, který má ale oproti jiným přístrojům zanedbatelnou hmotnost. Dle slov obou probandek jim v pohybu nepřekážel a při srovnání provedení hodů „s i bez“ přístroje nebyly zaznamenány žádné odlišnosti v provedení hodů. Jelikož se jednalo o velmi zkušené dlouholeté hráčky (reprezentantky ČR), jejich pohybové dovednosti byly na velmi vysoké úrovni a rozptyl jejich hodů velmi malý (úspěšnost zasažení daného cíle 95%).

Výsledky budou diskutovány po jednotlivých složkách, tedy po jednotlivých měření PEPRA 2 – 5 a EVRY, kde jsme nejdříve porovnávali vybrané hody stejného typu (normální, čelní) pak i vzájemně různé typy hodů (normální, čelní, oštěpem, medicinbalem). Zajímaly nás již zmíněné charakteristiky:

- 1 Timing svalových řetězců při stejných i různých hodech (nástup a odeznění svalové aktivity).
- 2 Korelace naměřených elektrických potenciálů ve vybraných svalech a to v intervalu „nápřah“ – „dokončení pohybu“; jednotlivé hodnoty el. potenciálů ze stejného měření jsou postupně korelovány mezi sebou, každý s každým a to vždy stejné svaly; je vždy jasně stanoven začátek intervalu, kterým je 1. kritické místo – nápřah.
Hodnota korelačního koeficientu (k) nabývá téměř celé možné škály hodnot, a to od 0,111 do 0,976. Pracujeme se 115 – 235 párovými hodnotami, kdy výpočet korelačního koeficientu má 113 – 233 stupňů volnosti. Dle tabelárních kritických hodnot (Kubánková, Hendl, 1985) na zvolené hladině významnosti – 0,05 můžeme všechny korelační koeficienty považovat za významné.
- 3 Porovnání dosažených absolutních maxim naměřených el. potenciálů v průběhu intervalu od nápřahu po dokončení pohybu.
- 4 V poslední řadě kinematická analýza 2D a 3D, kterou bychom chtěli objasnit případné rozdíly v záznamu elektrického potenciálu vybraných svalů.

Diskuse k měření PEPR2 Srovnání dvou normálních hodů



Graf č. 6: Srovnání křivek záznamu EMG normálních hodů E23 a E24 v měření PEPR2 doplněné o snímky kritických míst (náprah, odhod, dokončení pohybu) s hodnotami získaných pomocí kinematické analýzy 2D

V uvedeném srovnání jsme se zabývali průběhem křivek EMG 1.hodu v sérii E23 a E24. A to vždy od fáze náprahu přes fázi vypuštění míče až po fázi dokončení pohybu. Celkový čas od okamžiku náprahu po dokončení pohybu byl v rozpětí 0,440 - 0,480 s.

Korelace hodnot el. napětí jednotlivých svalů ve zmíněném intervalu je uvedena spolu s dosaženými maximálními hodnotami el. napětí v následující tabulce.

	normální hod vs. normální hod (E23 x E24)	korelace E23 x E24	maxima E23 [mV]	maxima E24 [mV]
1.	m.obliquus abdominis externus dx.	0,584	0,124	1,242
2.	m.serratus anterior dx	0,545	0,112	1,242
3.	m. deltoideus anterior dx	0,571	4,520	4,461
4.	m. deltoideus medialis dx	0,534	0,263	0,234
5.	m. pectoralis major dx	0,604	0,497	0,456
6.	m.biceps brachii dx, caput breve	0,215	1,242	1,242
7.	m.biceps brachii dx, caput longum	0,669	0,658	0,229

Tabulka č. 4: Korelace hodnot el.potenciálů 1. hodů E23 a E24 a maximální hodnoty el. napětí (mV) v jednotlivých svalech během těchto hodů od náprahu po dokončení pohybu

Oba svaly dosahují svých absolutních maxim ve stejném pořadí:

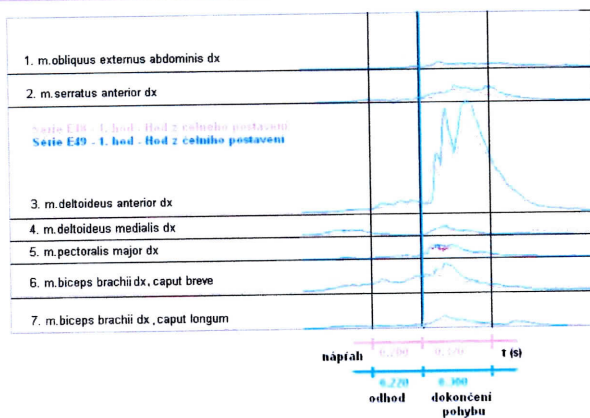
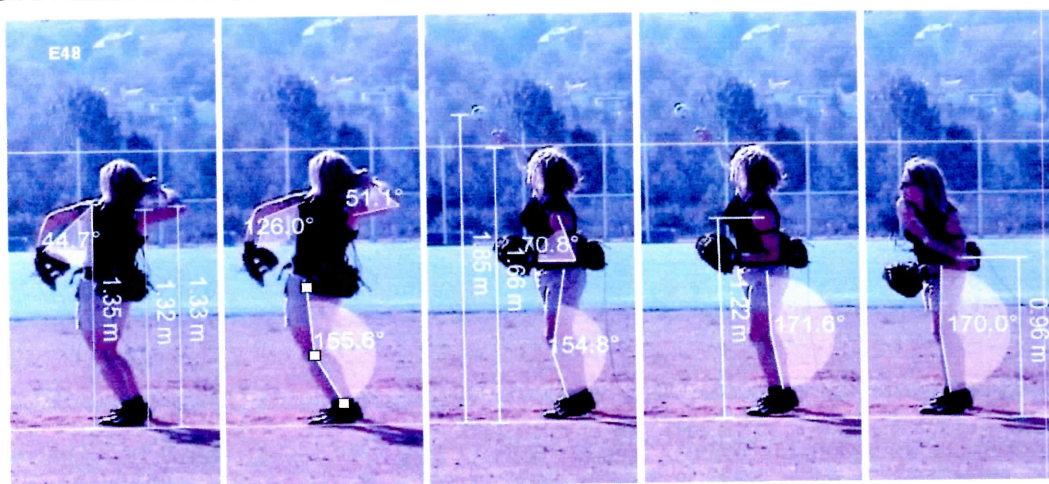
E23 a E24: 1-6-7-4-5-3-2

Na výše znázorněném grafu je patrné, že na první pohled je zapojení svalových skupin během hodů podobné. Nástup aktivity svalů je téměř ve stejný čas, avšak ne zcela. Jak je patrné z hodnot korelačních koeficientů příslušných křivek, vztah jednotlivých svalů můžeme nazvat jako přímo *středně závislý*. Až na *m. biceps brachii, caput breve* ($k=0,215$) se pohybuje korelační rozpětí ostatních svalů od 0,534 – 0,669. Je potřeba EMG křivky zkoumat podrobněji, jelikož obě provedení hodů se realizují ve velice krátkém časovém úseku a jejich relativní načasování je shodné. Oba pohyby neprobíhají stejně dlouho a i když pořadí zapojení svalů je stejné, tak si ale můžeme povšimnout jistých rozdílů v timingu a v síle zapojení. Dosažená absolutního maxima (vrcholy zapojení) dosahují téměř stejné intenzity, ale ne ve stejný okamžik. Výjimku tvoří *m. biceps brachii, caput longum*, u kterého je rozdíl dosaženého absolutního maxima větší.

Z hlediska kinematické analýzy 2D *nejsou zaznamenány významné rozdíly* jak ve velikosti úhlů, tak i vzdáleností segmentů ve všech kritických místech pohybu (viz příloha č.2, tabulky č.1a, b, c Výsledky kinematické analýzy 2D při měření PEPR 2). U hodu série E23 je *nástup později* a celkově je v delší provedení, zatímco hod v sérii E24 je kratší a jeho aktivace začíná *dříve*. **Tedy hlavní vzájemná odlišnost těchto dvojic křivek je v nástupu aktivace, kterou vysvětlujeme rozdílnou intenzitou provedení pohybu a tedy i jeho dobou trvání.** Můžeme jinak říci, že **relativní načasování** u obou hodů v různých sériích je

stejně.

Srovnání dvou čelních hodů



Graf č. 7: Srovnání záznamu křivek EMG hodů z čelního postavení E48 a E29 v měření PEPR 2 doplněné o snímky kritických míst (náprah, odhod, dokončení pohybu) s hodnotami získaných pomocí kinematické analýzy 2D

V dalším porovnání jsme se zabývali průběhem křivek EMG 1.hodu v sérii E48 a E49, opět od fáze náprahu až po fázi dokončení pohybu. Celkový čas od okamžiku náprahu po

dokončení pohybu byl ve stejném rozpětí, a to 0,520 s. Korelace hodnot el. potenciálů jednotlivých svalů ve zmíněném intervalu je uvedena spolu s dosaženými maximálními hodnotami el. napětí v následující tabulce.

	čelní hod vs. čelní hod (E48 x E49)	korelace E48 x E49	maxima E48 [mV]	maxima E49 [mV]
1.	m.obliquus abdominis externus dx.	0,725	0,215	0,248
2.	m.serratus anterior dx	0,740	0,544	0,638
3.	m. deltoideus anterior dx	0,680	3,756	4,286
4.	m. deltoideus medialis dx	0,750	0,266	0,358
5.	m.pectorealis major dx	0,700	0,421	0,497
6.	m.biceps brachii dx, caput breve	0,820	1,095	1,101
7.	m.biceps brachii dx, caput longum	0,805	0,329	0,424

Tabulka č. 5: Korelace hodnot el.potenciálů 1. hodu E48 a E49 a maximální hodnoty el. napětí (mV) v jednotlivých svalectech během těchto hodů od náprahu po dokončení pohybu

Oba svaly dosahují svých absolutních maxim v odlišném pořadí, a to:

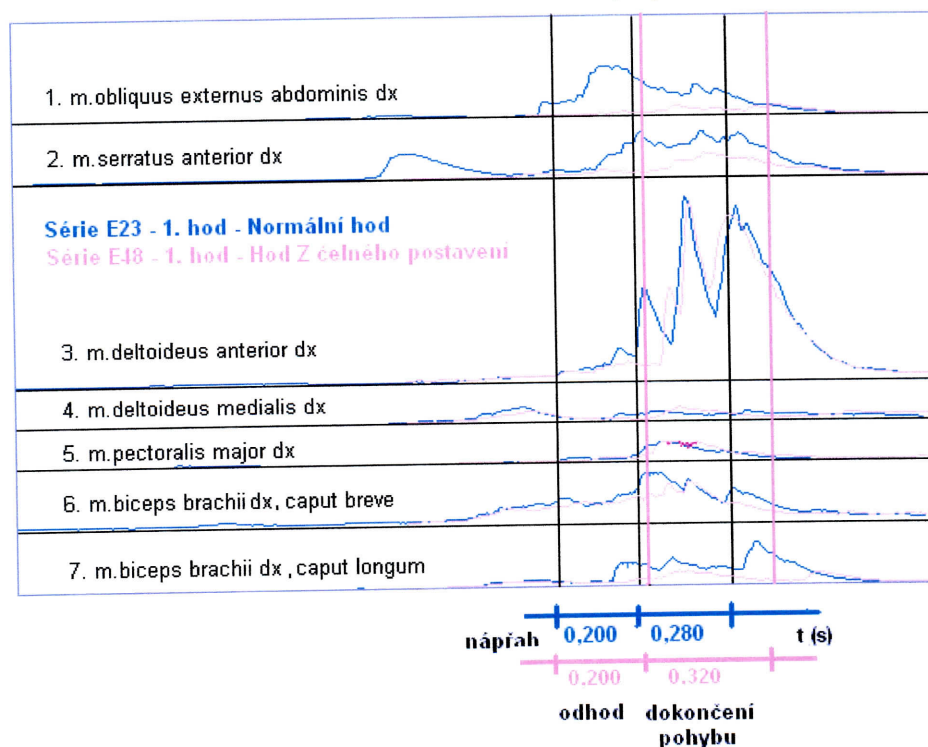
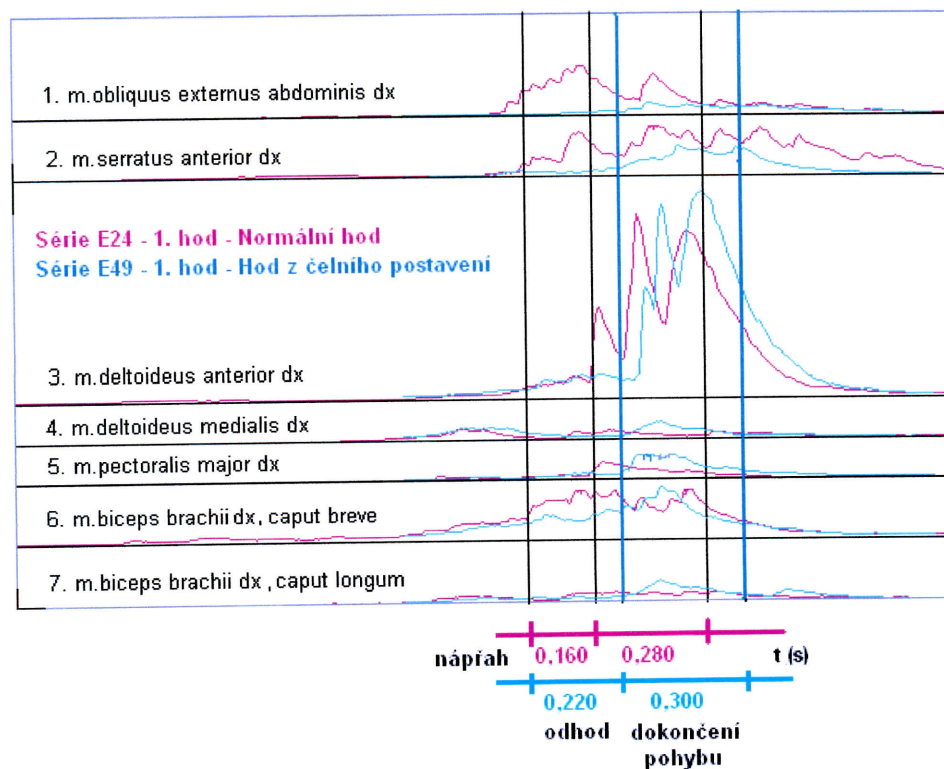
E48: 1-7-4-3-5-6-2

E49: 1-7-4-5-6-2-3

Z grafu křivek EMG je patrné, že zapojení svalových skupin během hodů je téměř stejné. Nástup aktivity svalů je téměř ve stejný čas, avšak ne zcela. Jak je patrné z hodnot korelačních koeficientů příslušných křivek, vztah všech dvojic jednotlivých svalů můžeme nazvat jako přímo *vysoce závislý*, jelikož se pohybuje korelační koeficient v rozpětí od 0,680 – 0,820. Oba pohyby probíhají stejně dlouho, i když okamžik vypuštění míče není stejný. Síla zapojení je také téměř stejná. Absolutní maxima (vrcholy zapojení) dosahují téměř stejných hodnot, i v poměrně shodný okamžik, až na *m. deltoideus anterior*, jehož absolutní max. pík je u hodu série E48 až druhým lokálním píkem v úseku „odhod – dokončení pohybu“, zatímco při hodu série E49 je absolutní maximální peak až třetím lokálním píkem ve zmiňovaném úseku. Proto hody mají jiné pořadí absolutních maxim.

Z hlediska kinematické analýzy 2D *nejdou* opět zaznamenány větší rozdíly jak ve velikosti úhlů, tak i vzdáleností segmentů ve všech kritických místech pohybu (viz příloha č. 2, tabulky č.1a, b, c Výsledky kinematické analýzy 2D při měření PEPR 2). **Tedy, při srovnání jsme nezaznamenali větší odlišnosti, relativní načasování** obou hodů v různých sériích je **stejně a intenzita provedení pohybu tedy velmi podobná.**

Srovnání dvou čelních hodů s dvěma normálními



Graf č. 8: Srovnání záznamu křivek EMG hodů z čelního postavení a hodů normálních v měření PEPR 2 doplněné o snímky kritických míst (nápřah, odhod, dokončení pohybu) s hodnotami získaných pomocí kinematické analýzy 2D

V dalším porovnání jsme se zabývali průběhem záznamu křivek EMG hodů různého druhu - normálního hodu a hodu z čelního postavení (od fáze nápřahu až po fázi dokončení pohybu). Celkový čas od okamžiku nápřahu po dokončení pohybu se podstatně lišil, i obě kritická místa, odhod a dokončení pohybu, byla časově jiná. Korelace hodnot el. potenciálů jednotlivých svalů ve zmíněném intervalu je uvedena v následující tabulce.

	normální hod. vs. čelní hod (E23 x E48 a E24 x E49)	korelace E23xE48	korelace E24xE49
1.	m.obliquus abdominis externus dx.	0,246	0,321
2.	m.serratus anterior dx	0,438	0,579
3.	m. deltoideus anterior dx	0,710	0,704
4.	m. deltoideus medialis dx	0,359	0,320
5.	m.pectorelis major dx	0,457	0,296
6.	m.biceps brachii dx, caput breve	0,585	0,356
7.	m.biceps brachii dx, caput longum	0,254	0,237

Tabulka č. 6: Korelace el. potenciálů dvojice prvních hodů v sériích E23 vs. E48 a E24 vs E49 v jednotlivých svalech v intervalu od nápřahu po dokončení pohybu

Oba svaly vždy dosahují svých absolutních maxim v jiném pořadí:

E23: 1-6-7-4-5-3-2

E48: 1-7-4-3-5-6-2

E24: 1-6-7-4-5-3-2

E49: 1-7-4-5-6-2-3

Již z grafu křivek EMG je patrné, že zapojení svalových skupin během hodů se liší. Nástup aktivity svalů není ve stejný čas, vždy normální hody začínají svoji aktivitu dříve než hody z čelního postavení. Jak je patrné z hodnot korelačních koeficientů příslušných křivek, vztah všech dvojic jednotlivých svalů musíme hodnotit hned několika způsoby - u 4 dvojic jako *mírně závislý*, u 8 dvojic přímo *středně závislý*, jelikož se pohybuje korelační koeficient v rozpětí od 0,237 – 0,585. Výjimku tvoří dvojice *m. deltoideus anterior*, která má *vysokou míru závislosti* ($k=0,710$, $k=0,704$).

Z hlediska kinematické analýzy 2D jsou zaznamenány rozdíly jak ve velikosti úhlů, tak i vzdáleností segmentů ve všech kritických místech pohybu (viz příloha č. 2, tabulky č. 1 a, b, c: Výsledky kinematické analýzy 2D při měření PEPRA 2). **Tedy, při celkovém srovnání jsme zaznamenali větší odlišnosti jak v timingu dosažení maximálních piků, tak i v**

relativním načasování obou různých hodů (i když u určitých dvojic svalů se podobá). Vysvětlujeme to odlišnou délkou provedení pohybu a odlišností provedení pohybu samotného (což dokazují tabelární hodnoty kinematické analýzy 2D naměřené ve všech třech kritických místech) a dále viz níže uvedený kineziologický rozbor.

Podobnost zapojení měřených svalů při porovnání hodu z diagonálního a čelního postavení (normální a čelní hod) vypovídá o fixovaném stereotypu hodu probandky. Dokáže vytvořit velmi podobný pohybový vzor v oblasti pletence ramenního i při zcela odlišných poměrech v „sousedním regionu“ pohybové soustavy. Rozhodujícím rozdílem v pohybových vzorech obou druhů hodů je zásadní snížení aktivace svalu *m. obliquus abdominis externus* při čelním hodu. Podle EMG grafů vidíme, že na tuto skutečnost zareagoval pouze sval *m. biceps brachii, caput longum*, který při čelním hodu výrazně snížil svoji aktivitu. Lze si to vysvětlit rozdílným postavením trupu v okamžiku náprahu, kdy při diagonálním hodu (normální hod) je osa spojující ramenní klouby ve výrazné torzi proti ose pletence pánevního, proti smyslu torze trupu při vlastním hodu. Dlouhá hlava *m. biceps brachii* jako dvoukloubový sval tak zajišťuje přenos síly z puncta fixa na hrudníku, tak i vlastní flexi v loketním kloubu. Krátká hlava tohoto pažního svalu vykazuje v obou druzích hodů podobnou aktivitu, která není ovlivněna změnou aktivace *m. obliquus abdominis externus*. Z toho vyplývá, že zapojení krátké hlavy do systému zřetězení svalových funkcí na ventrální straně trupu při udělení zrychlení předmětu horní končetinou je méně výrazné než zapojení dlouhé hlavy tohoto svalu.

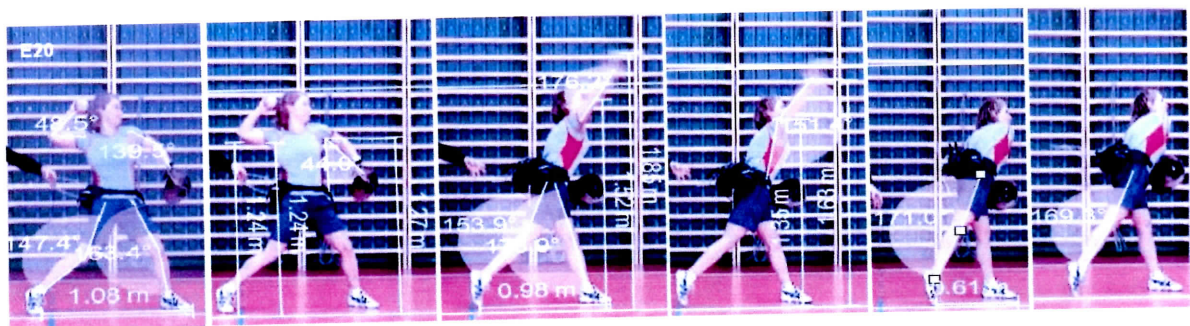
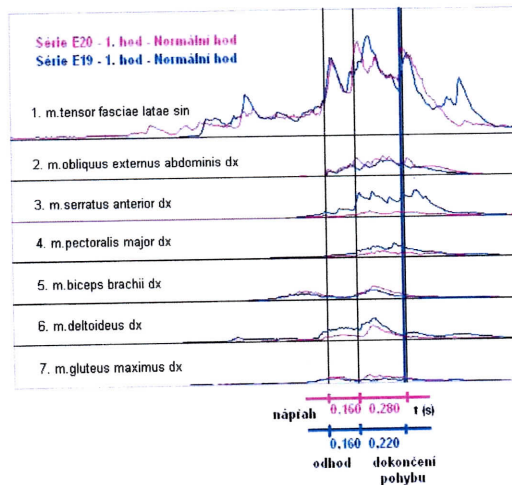
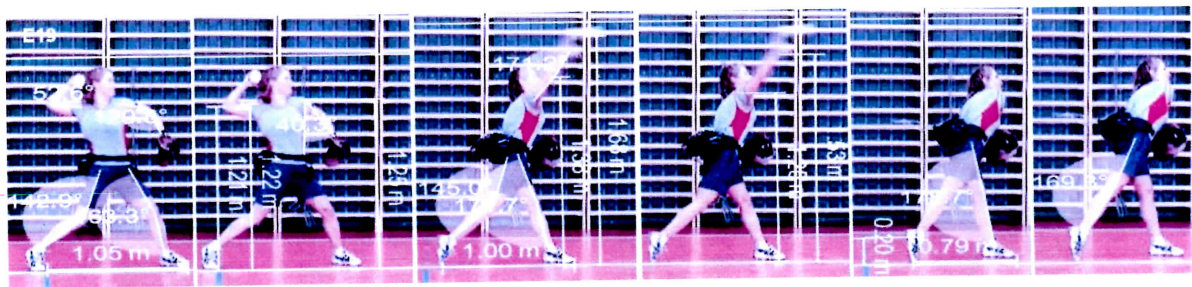
Zapojení *m. obliquus abdominis externus* je ovlivněno postavením pánve v okamžiku odhodu. Stanovení místa opory (puncta fixa - PF) pro práci svalů je mírně problematické. Z pohledu fyzikálního se PF nachází v místě styku chodidel s podložkou. Pro diagonální hod (normální hod) se k tomuto PF vztahuje nejprve pohyb pánve. V odhodovém postavení stabilizovaná pánev pak vytváří nové PF pro torzní práci trupu. Po provedené torzní práci trupu se PF přesouvá až do oblasti horní části hrudníku a ramenního plexu, kde je vytvořeno finální PF pro dokončení hodu horní končetinou (pro dokonalý odhod bychom mohli spekulovat o vytvoření postfinálního PF v oblasti zápěstí pro odhodovou finalizaci pohybového vzoru hodu akrální částí - rukou). Je tak vytvářena jakási pohybová vlna, kde původní pohybující se část pohybové soustavy - corpus mobile se stává místem opory (PF) a corpus mobile se přesouvá výše.

Místo opory pro fázičnou práci svalů udělujících zrychlení míči se při čelním postavení startuje z oblasti pánve. Nedochozí tak zřejmě k dokonalému diagonálnímu zřetězení svalových funkcí místa úchopu míče na akru prvé horní končetiny až k fibule na

kontralaterální straně. Čelním postojem je zamezeno první funkční vazbě mezi punctum fixum na chodidlech a corpus mobile na pánvi. Pánev tak tvoří první fázi opory jako punctum fixum a corpus mobile je již v první fázi na horním trupu a ramenním plexu. Vzhledem k vyřazení mohutných svalových skupin dolních končetin z vlny postupného střídání funkcí corpus mobile - punctum fixum a jejich omezení na pouhou funkci stabilizační a opornou jsou samozřejmě absolutní parametry čelního hodu neporovnatelné s hodem diagonálním (normálním), využívajícím přirozeného uspořádání svalové soustavy evolučně utvářené ve formě kvadrupedálního lokomočního zkříženého vzoru.

Stabilitu stereotypu pohybu probandky při udělení zrychlení míči můžeme odvodit i z toho, že při testových hodech není potřeba přizpůsobovat pohyb významně se měnícím aktuálním podmínkám vnitřního a zevního prostředí, jako je tomu při vlastním utkání v softbalu.

Diskuse k měření PEPRA3 Srovnání dvou normálních hodů

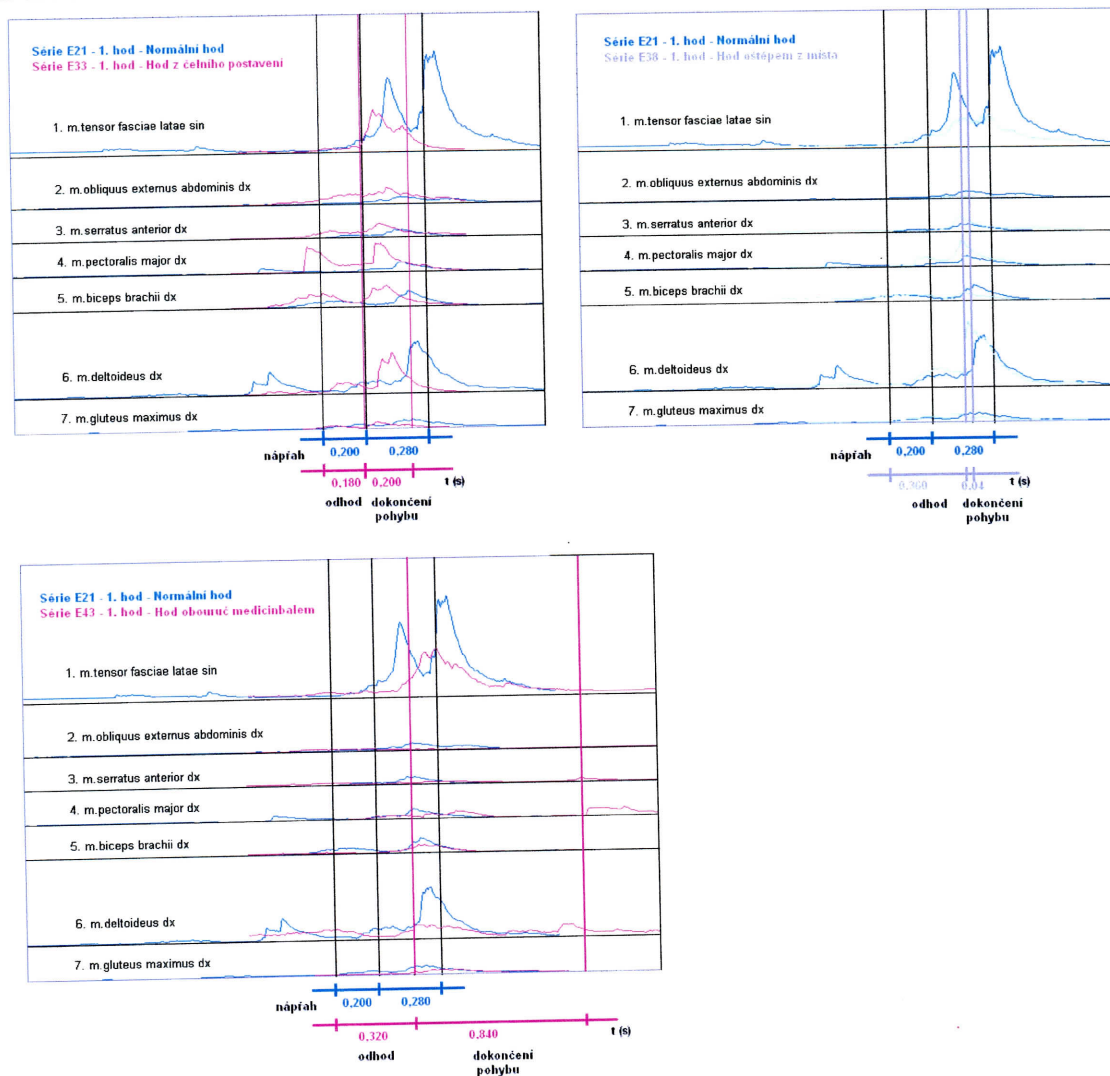


Graf č. 9: Srovnání záznamů křivek EMG normálních hodů - E19 a E20 v měření PEPRA 3 doplněné o snímky kritických míst (nápráh, odhod, dokončení pohybu)s hodnotami získaných pomocí kinematické analýzy 2D

Měření PEPRA3 se jako jediné konalo v prostorách tělocvičny. Jelikož velká část přípravného období se koná právě zde, považovali jsme toto prostředí za vhodné pro měření. Zabývali jsme se průběhem záznamu křivek EMG 1.hodu v sérii E19 a E20, opět od fáze náprahu přes fázi vypuštění míče až po fázi dokončení pohybu. Celkový čas od okamžiku náprahu po dokončení pohybu byl v rozpětí 0,380 -0,440 s. Korelace hodnot el. potenciálů jednotlivých svalů ve zmíněném intervalu je uvedena spolu s dosaženými maximálními

Diskuse k měření PEPRAS

Srovnání dvojic normálního hodu s hodem z čelního postavení, oštěpem z místa a hodem obouruč medicinbalem



Grafy č. 10: Srovnání záznamů křivek EMG normálního hodu E21 s hodem z čelního postavení E33, s hodem oštěpem z místa E38 a s hodem obouruč medicinbalem E43 v měření PEPRAS s označením všech 3 kritických míst (náprahem, odhodem, dokončením pohybu)

V měření PEPRAS jsme se zaměřili na srovnávání hodů různého typu, dokonce i různým způsobem.

V prvním srovnání se budeme zabývat normálním hodem, který postupně porovnáme s hodem z čelního postavení, s hodem oštěpem z místa a hodem obouruč medicinbalem. Začneme s diskusí normálního hodu a hodu čelního z postavení. Celkový čas od okamžiku

okamžiku náprahu po dokončení pohybu se poměrně lišil (0,380 – 0,480), hlavně kritické místo – dokončení pohybu – bylo časově jinde.

Korelace hodnot el. potenciálů jednotlivých svalů ve zmíněném intervalu je uvedena v následující tabulce.

	korelace E21 vs. E33, E21 vs. E38, E21 vs. E43	normální hod vs. čelní hod	normální hod vs. hod oštěpem	normální hod vs. hod medicinbalem
1.	m.tensor fasciae latae sin.	0,783	0,464	0,732
2.	m.obliquus abdominis externus dx.	0,801	0,897	0,296
3.	m.serratus anterior	0,867	0,546	0,368
4.	m.pectoralis major dx.	0,546	0,652	0,417
5.	m.biceps brachii dx.	0,518	0,277	0,765
6.	m.deltoideus anterior dx.	0,688	0,700	0,547
7.	m.gluteus maximus dx.	0,330	0,676	0,298

Tabulka č. 8: Korelace hodnot el. potenciálů dvojice prvních hodů v sériích E21 vs. E33, E21 vs. E38 a E21 vs. E43 v jednotlivých svalech během hodů od náprahu po dokončení pohybu

Svaly dosahují svých absolutních maxim v následujících pořadí:

E21: 2-7-3-4-5-6-1

E33: 1-7-4-3-5-6-2

Již z grafu křivek EMG je patrné, že zapojení svalových skupin během hodů se liší. Nástup aktivity svalů není ve stejný čas, vždy normální hod začíná svoji aktivitu později než hod z čelního postavení. Jak je patrné z hodnot korelačních koeficientů příslušných hodnot el. potenciálů vztah všech dvojic jednotlivých svalů musíme hodnotit opět několika způsoby – u 4 dvojic jako *vysoce závislý*, u 3 dvojic přímo *středně závislý*, jelikož se pohybuje korelační koeficient v rozpětí od 0,330 – 0,867. Nízkou hodnotu u *m. gluteus maximus* ($k=0,330$) lze vysvětlit funkcí tohoto svalu a pomocí rozdílného provedení pohybu u těchto různých hodů.

Z hlediska kinematické analýzy 3D jsou zaznamenány rozdíly jak ve velikosti úhlů, tak i vzdáleností segmentů ve všech kritických místech pohybu (viz výsledková část tabulky č.2a, b, c a příloha č.2, tabulky č. 5a, b, c Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPRA 5). **Tedy při celkovém srovnání jsme zaznamenali větší odlišnosti jak v timingu dosažení absolutních maximálních píků, tak i v relativním načasování obou různých hodů (i když u určitých dvojic svalů se podobá). Vysvětlujeme to odlišnou délkou provedení pohybu a odlišností provedení pohybu samotného (což dokazují tabelární hodnoty kinematické analýzy 3D naměřené ve všech třech kritických místech). Kineziologický rozbor viz níže.**

Při čelním odhodovém postavení (čelním hodu) významně snižuje svoji aktivaci sval *m. tensor fasciae latae sin* na kontralaterální straně vzhledem k odhodové paži. Tato výrazná změna zapojení svalu je pravděpodobně způsobena výhodnějšími podmínkami v postavení těla pro diagonální zřetězení svalových funkcí v souvislostech formulace *puncta fixa* i *puncta mobile* zmíněnými v předchozím rozboru. Diagonální zřetězení svalových funkcí při normálního hodu, vycházející z kvadrupedálního lokomočního vzoru, je zřejmě příčinou větší efektivity práce svalů, zúčastněných na provedení hodu. Větší efektivita se projevuje nižší aktivací *m. obliquus abdominis externus dx*, *m. serratus anterior dx*, *m. pectoralis major dx*, *m. biceps brachii*. Signifikantně větší plocha pod EMG křivkou svalu *m. tensor fasciae latae sin* poukazuje na větší mechanickou práci tohoto svalu při normálním hodu. Mohutný druhý vrchol aktivace svalu souvisí s účastí dolních končetin jak uvádí i Véle (2006) a především se stabilizací pánve, tedy s transformací funkce pánve z *corpus mobile* na *punctum fixum* pro oblast trupu. Je zajímavé, že zapojení tohoto kontralaterálního svalu dolní končetiny není doprovázeno vyšší aktivací *m. obliquus externus abdominis dx*. Horší mechanické podmínky (kratší dráha působení síly paže na urychlovaný předmět) i podmínky kineziologické (absence diagonálního postavení) u čelního hodu vyžadují vyšší aktivaci fázického svalu *m. biceps brachii dx*, *caput longum* a dokonce výrazně vyšší aktivaci svalu *m. pectoralis major dx*. Vyšší aktivace těchto svalů odpovídají zřejmě na horší pracovní podmínky pro celý svalový řetězec na ventrální straně trupu. Ten musí kompenzovat nevýhodnou výchozí polohu celé pohybové soustavy zvýšeným úsilím.

M. obliquus abdominis externus dx, vykazující nižší svalovou aktivitu v diagonálním postavení takto zřejmě reaguje na svoje protažení, kdy optimálně protažený sval má prostřednictvím gama systému nastaven nižší práh dráždivosti. Funkce svalu probíhá efektivněji, jak dokazuje srovnání EMG záznamu na grafech č. 12 a č.13. v příloze č.2

Tendenci vyššího úsilí svalů pletence ramenního nesdílí z měřených svalů především sval *m. deltoideus, pars medialis dx*, který není součástí fázického svalového řetězce vytvářejícího impuls síly. Při hodu z diagonálního postavení (normální hod) nacházíme míru jeho zapojení na relativně vyšší úrovni vzhledem k ostatním měřeným svalům, což může být vyvoláno potřebou zajistit podmínky pro velkou intenzitu práce celého funkčního řetězce. Jeho funkce je především stabilizační, pomáhá udržovat hlavici humeru v kloubní jamce.

Jako další porovnáme normální hod s hodem oštěpem z místa. Celkový čas od okamžiku náprahu po dokončení pohybu se významně lišil (0,364 – 0,480), i kritická místa pohybu byla časově jinde.

Oba svaly přesto dosahují svých absolutních maxim ve stejném pořadí:

E21: 2-7-3-4-5-6-1

E38: 2-7-3-4-5-6-1

Z grafu křivek EMG je patrné, že zapojení svalových skupin během hodů je podobné. Nástup aktivity svalů je téměř ve stejný čas, jsou to vždy hody oštěpem z místa, které začínají svoji aktivitu dříve než normální hody. Jak je vidět z hodnot korelačních koeficientů příslušných el. potenciálů, vztahy všech dvojic jednotlivých svalů dosahují poměrně vysokých hodnot - u 4 dvojic jako *vysoce závislý* ($k=0,652 - 0,897$), u 2 dvojic přímo *středně závislý* ($k=0,464, k=0,546$) a u jedné jako *mírně závislý* ($k=0,277$). Nízkou hodnotu u *m. biceps brachii* ($k=0,277$) lze vysvětlit pomocí kinematické analýzy a také logicky rozdílným směrem hodu, který předurčuje odlišné polohy těla v kritických místech hodu.

Z hlediska kinematické analýzy 3D jsou zaznamenány rozdíly v určitých segmentech těla jak ve velikosti úhlů, tak i jejich vzdáleností ve všech kritických místech pohybu (viz výsledková část tabulky č.3 a, b, c a příloha č.2, tabulky č. 5a, b, c Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPRA 5). **Tedy, při celkovém srovnání jsme nezaznamenali významnější odlišnosti jak v timingu dosažení maximálních píků, tak i v relativním načasování obou různých hodů. Odlišnost ve vztahu m. biceps brachii vysvětlujeme diferencí provedení pohybu samotného – směr hodu (což dokazují tabelární hodnoty kinematické analýzy 3D naměřené ve všech třech kritických místech) i odlišného úchopu a náčiní samotného.**

Zapojení svalu *m. tensor fasciae latae sin* je zajímavé lokalizací maxima své aktivace až do fáze po odhodu oštěpu. Z toho usuzujeme na stabilizační funkci pánve. Výrazný diagonální charakter práce je ilustrován mohutným stabilizačním působením svalu *m. deltoideus dx, pars medialis*. Je možné, že na základě míry aktivace tohoto svalu by bylo možno obecně určit, nakolik je při udělení zrychlení předmětu horní končetinou obsažen princip diagonálního zřetězení svalových funkcí. *M. serratus anterior dx* svým maximem mírně předbíhá maximum svalu *m. pectoralis major dx*, Při normálním hodu míčem v okamžiku aktivace rozhodujícího svalu pro hod *m. pectoralis major dx* se objevuje výrazný lokální pokles aktivace *m. tensor fasciae latae sin*. Tento fenomén u hodu oštěpem nenalézáme.

Velmi zajímavým zjištěním je absence aktivace *m. obliquus abdominis externus dx*. Může souviset s méně výrazným torzním pohybem probandky při odhodu oštěpu. Pohybový stereotyp normálního hodu míčem je v jejím provedení na špičkové úrovni, hod oštěpem však

není její specializací. Je pravděpodobné, že odchylka od optimálního provedení hodů oštěpem je způsobena tvarem náčiní – oštěpu. Absence aktivace by mohla naznačovat vysokou míru diferenciace svalových funkcí probandky. Je více než pravděpodobné, že torze trupu proti směru hodin je zajištěna kontralaterálním, neměřeným *m. obliquus abdominis externus sin.* Tento je funkčně zřetěžen s homolaterálním *m. obliquus abdominis internus dx* (Kračmar, 2002), který tak bude zřejmě výrazně aktivován. *M. obliquus abdominis externus dx* tak nalézáme bez aktivace, zatímco *m. obliquus abdominis internus dx*. můžeme předpokládat ve stavu vysoké aktivace.

Relativně nižší aktivace svalu *m. biceps brachii dx, caput longum* při hodů oštěpem než při normálním hodů míčem souvisí s menším pohybem v lokti pravé horní končetiny ve směru extenze – flexe – extenze.

Posledním srovnáním normálního hodů je s hodem obouruč medicinbalem. Celkový čas od okamžiku náprahu po dokončení pohybu se opět poměrně lišil (0,480 – 1,160), kritická místa se nacházela časově jinde.

Svaly dosahují svých absolutních maxim v následujících pořadí:

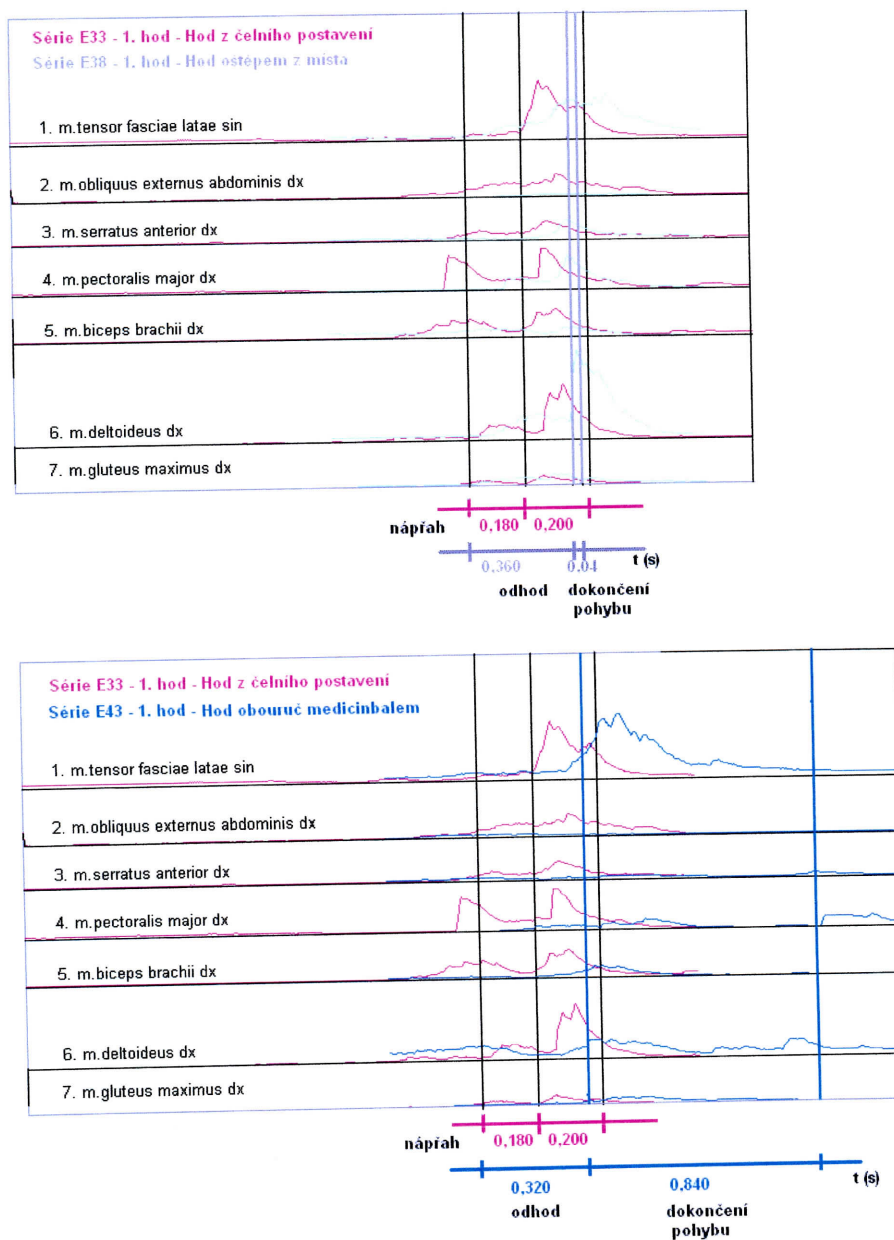
E21: 2-7-3-4-5-6-1

E43: 6-3-5-1-7-4-2

Již z grafu křivek EMG je patrné, že zapojení svalových skupin během hodů se liší. Nástup aktivity svalů není ve stejný čas, část svalů začíná svoji aktivitu dříve u normálního hodů, část později než hod z čelního postavení. Jak je patrné z hodnot korelačních koeficientů příslušných el. potenciálů, vztahy všech dvojic jednotlivých svalů musíme hodnotit opět několika způsoby - u 2 dvojic jako *vysoce závislý*, u 3 dvojic přímo *středně závislý*, jelikož se pohybuje korelační koeficient v rozpětí od 0,368 – 0,765. Nízkou hodnotu u *m. gluteus maximus* ($k=0,298$) a *m. obliquus abdominis externus* ($k=0,296$) lze vysvětlit funkcí těchto svalů a rozdílným provedením pohybu u těchto různých hodů.

Z hlediska kinematické analýzy 3D jsou zaznamenány rozdíly jak ve velikosti úhlů, tak i vzdáleností segmentů ve všech kritických místech pohybu (viz výsledková část tabulky č. 3a, b, c a příloha č. 2, tabulky č. 5a, b, c Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPRA 5). **Tedy, při celkovém srovnání jsme zaznamenali významné odlišnosti jak v timingu dosažení maximálních píků, tak i v relativním načasování obou různých hodů. Vysvětlujeme to odlišnou délkou provedení pohybu a odlišností provedení pohybu samotného (což dokazují tabelární hodnoty kinematické analýzy 3D naměřené ve všech třech kritických místech).**

Srovnání dvojic hodu z čelního postavení s hodem oštěpem z místa a hodem obouruč medicinbalem



Grafy č. 11: Srovnání záznamů křivek EMG hodu z čelního postavení E33 s hodem oštěpem z místa E38 a s hodem obouruč medicinbalem E43 v měření PEPR 5 s označením všech 3 kritických míst (nápřahem, odhodem, dokončením pohybu)

V druhém srovnání se budeme zabývat hodem z čelního postavení, který postupně porovnáme s hodem obouruč medicinbalem a hodem oštěpem z místa. Nejdříve začneme

diskutovat hod z čelního postavení a hod oštěpem z místa. Celkový čas od okamžiku náprahu po dokončení pohybu se lišil jen velmi málo (0,364 – 0,380), ale kritická místa – hlavně okamžik odhodu – se časově neshodovala. Korelace hodnot el. potenciálů jednotlivých svalů ve zmíněném intervalu je uvedena v následující tabulce.

	korelace E33 vs. E38 E33 vs. E43	čelní hod vs. hod oštěpem	čelní hod vs. hod medicinbalem
1.	m.tensor fasciae latae sin.	0,586	0,307
2.	m.obliquus abdominis externus dx.	0,725	0,703
3.	m.serratus anterior	0,321	0,421
4.	m.pectoralis major dx.	0,008	0,211
5.	m.biceps brachii dx.	0,508	0,503
6.	m.deltoideus anterior dx.	0,269	0,383
7.	m.gluteus maximus dx.	0,113	0,027

Tabulka č. 9: Korelace el. potenciálů dvojice prvních hodů v sériích E33 vs. E38 a E33 vs. E43 v jednotlivých svalech během hodů od náprahu po dokončení pohybu

Svaly dosahují svých absolutních maxim v následujících pořadí:

E33: 1-7-4-3-5-6-2

E38: 2-7-3-4-5-6-1

Již z grafu křivek EMG je patrné, že zapojení svalových skupin během hodů se liší. Nástup aktivity svalů není ve stejný čas, hod z čelního postavení začíná vždy svoji aktivitu dříve než hod oštěpem a všech svých absolutních maxim dosahuje také dříve. Jak je patrné z hodnot korelačních koeficientů příslušných el. potenciálů, vztahy všech dvojic jednotlivých svalů musíme hodnotit hned několika způsoby - u 3 dvojic jako *středně závislý* (0,321-0,586), u 1 dvojice (*m. obliquus abdominis externus*) přímo *vysoce závislý* ($k=0,725$). U ostatních svalů – *m. deltoideus anterior* ($k=0,269$), *m. gluteus maximus* ($k=0,113$) hovoříme o vztahu *mírné závislosti*. Dokonce u *m. pectoralis major* musíme zauvažovat o *nezávislosti*, jelikož hodnota korelačního koeficientu je 0,008. Raději jsme ještě přezkoumali ještě kratší interval a to od okamžiku náprahu do odhodu. Získali jsme následující hodnoty korelačních koeficientů.

	korelace E33 vs E38	čelní hod vs. hod oštěpem
3.	m.serratus anterior	0,521
4.	m.pectoralis major dx.	0,111
6.	m.deltoideus anterior dx.	0,391
7.	m.gluteus maximus dx.	0,121

Tabulka č. 10: Korelace el. potenciálů prvního hodu v sérii E33 vs. E38 v jednotlivých svalech během hodu od náprahu do vypuštění míče/oštěpu

Všechny hodnoty korelačních koeficientů se zvýšily. Nízkou hodnotu u *m. gluteus maximus* lze vysvětlit funkcí tohoto svalu, kterou u těchto rozdílných pohybů vykonává. K objasnění hodnot *m. pectoralis major* použijeme kinematickou analýzu 3D, která poukazuje na významné rozdíly.

Z hlediska kinematické analýzy 3D jsou zaznamenány rozdíly jak ve velikosti úhlů, tak i vzdáleností segmentů ve všech kritických místech pohybu (viz výsledková část tabulky 2- 3a, b,c: Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPRA 5). **Tedy, při celkovém srovnání jsme zaznamenali významnější odlišnosti jak v timingu dosažení maximálních píků, tak i v relativním načasování obou různých hodů. Nevysvětlujeme to ani tak odlišností délky provedení celého pohybu jako významnou diferencí jednotlivých úseků kritických míst a samozřejmě odlišností provedení pohybu samotného (což dokazují tabelární hodnoty kinematické analýzy 3D naměřené ve všech třech kritických místech).**

Jako další porovnáme hod z čelního postavení s hodem obouruč medicinbalem. Celkový čas od okamžiku náprahu po dokončení pohybu se významně lišil (0,380 – 1,160), i kritická místa pohybu byla časově hodně vzdálena.

Svaly dosahují svých absolutních maxim v následujících pořadí:

E33: 1-7-4-3-5-6-2

E43: 6-3-5-1-7-4-2

Grafy záznamů křivek EMG napovídají, že zapojení svalových skupin během hodů se významně liší. Nástup aktivity svalů je různý, většina svalů u hodu z čelního postavení zahajuje svoji aktivitu dříve než svaly při hodu obouruč medicinbalem. Hodnoty korelačních koeficientů příslušných el. potenciálů jsou definovány hned několika vztahy - *m. obliquus externus abdominis* je přímo *vysoce závislý* ($k=0,703$), další 4 dvojice jako *středně závislé* (0,307-0,503). *M. pectoralis major* ($k=0,211$) je ve vztahu *mírné závislosti*, u *m. gluteus maximus major* musíme zauvažovat o *nezávislosti*, jelikož hodnota korelačního koeficientu je 0,027. Opět jsme ještě přezkoumali kratší interval a to od náprahu do odhodu. Získali jsme následující zajímavé hodnoty korelačních koeficientů.

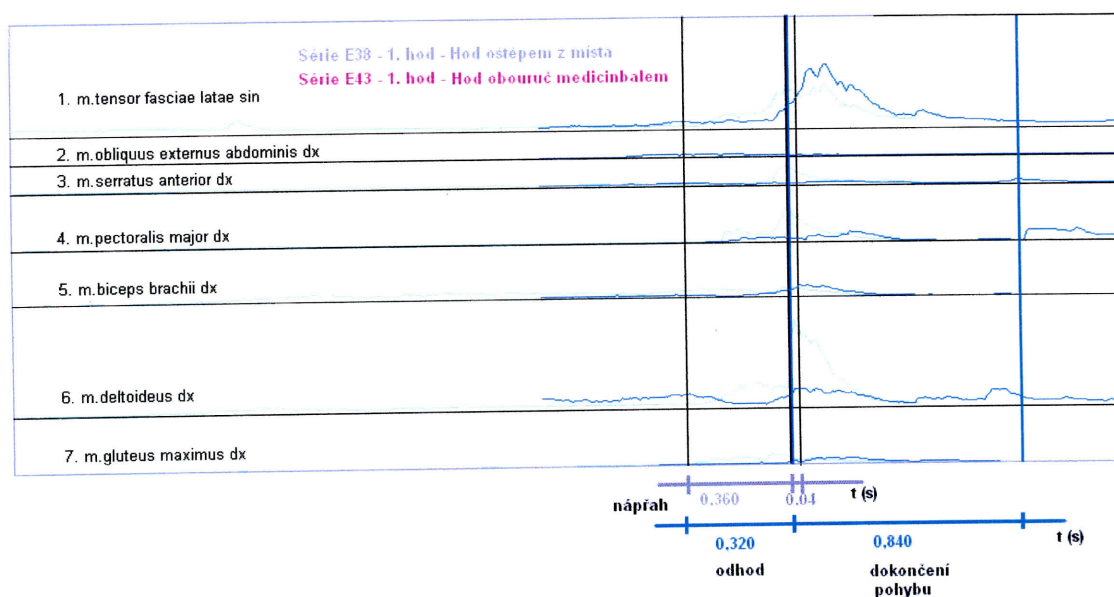
	korelace E33 x E43	hod medicinbalem vs. hod z čelního postavení
1.	m.tensor fasciae latae sin.	0,480
4.	m.pectoralis major dx.	0,362
7.	m.gluteus maximus dx.	0,817

Tabulka č. 11: Korelace el. potenciálů 1. hodu v sérii E33 vs. E43 v jednotlivých svalech během hodu od náprahu po vypuštění míče/medicinbalu

Opět se ukázalo, že po zkrácení zkoumaného intervalu se všechny hodnoty korelačních koeficientů zvýšily. Nižší hodnotu u *m. pectoralis* lze vysvětlit kinematickou analýzou 3D, která poukazuje na významné rozdíly.

Z hlediska kinematické analýzy 3D jsou zaznamenány rozdíly jak ve velikosti úhlů, tak i vzdáleností segmentů ve všech kritických místech pohybu (viz výsledková část tabulky 2- 3a, b,c: Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPR 5). Tedy, při celkovém srovnání jsme zaznamenali opět odlišnosti jak v timingu dosažení absolutních maximálních píků, tak i v relativním načasování obou různých hodů. Vysvětlujeme to jak velkou odlišností délky provedení celého pohybu tak i velkou diferencí jednotlivých úseků kritických míst a samozřejmě odlišností provedení pohybu samotného (opět dokázáno tabelárními hodnotami kinematické analýzy 3D naměřené ve všech třech kritických místech).

Srovnání hodu oštěpem z místa s hodem obouruč medicinbalem



Graf č. 12: Srovnání záznamu křivek EMG hodu oštěpem z místa E38 s hodem obouruč medicinbalem E43 v měření PEPR 5 s označením všech 3 kritických míst (náprahem, odhodem, dokončením pohybu)

Jako poslední porovnáme hod oštěpem z místa s hodem obouruč medicinbalem. Celkový čas od okamžiku náprahu po dokončení pohybu se velmi lišil (0,364 – 1,160), kritická místa pohybu byla časově hodně vzdálena především v okamžiku dokončení pohybu.

Korelace hodnot el. potenciálů jednotlivých svalů ve zmíněném intervalu je uvedena v následující tabulce.

	korelace E38 vs. E43	hod oštěpem vs. hod medicinbalem
1.	m.tensor fasciae latae sin.	0,872
2.	m.obliquus abdominis externus dx.	0,341
3.	m.serratus anterior	0,347
4.	m.pectoralis major dx.	0,538
5.	m.biceps brachii dx.	0,623
6.	m.deltoideus anterior dx.	0,488
7.	m.gluteus maximus dx.	0,090

Tabulka č. 12: Korelace hodnot el. potenciálů dvojice prvních hodů v sériích E38 vs. E43 v jednotlivých svalech během hodů od nápřahu do dokončení pohybu
Svaly dosahují svých absolutních maxim v následujících pořadí:

E38: 2-7-3-4-5-6-1

E43: 6-3-5-1-7-4-2

Podle záznamu křivek grafů EMG lze usuzovat, že zapojení svalových skupin během hodů se částečně liší, částečně podobá. Nástup aktivity svalů je sice různý, hod oštěpem ve většině případů svoji aktivitu zahajuje dříve než hod obouruč medicinbalem. Hodnoty korelačních koeficientů příslušných hodnot el. napětí však nabývají zajímavých hodnot. Definujeme hned několik vztahů – dvojice *m. tensor fasciae latae* a dvojice *m. biceps brachii* jsou ve vztahu *vyšoké závislosti* (resp. $k=0,872$, $k=0,623$), dále pak 4 dvojice svalů v *závislosti střední* (0,341 – 0,538). Jen u *m. gluteus maximus major* musíme zauvažovat o téměř *nezávislosti*, jelikož hodnota korelačního koeficientu je 0,090. Opět ještě přezkoumáme kratší interval a to od nápřahu do odhodu, jelikož úsek odhodu a dokončení pohybu je velice různorodý. Získali jsme následující zajímavé hodnoty korelačních koeficientů.

	korelace E38 vs. E43	hod oštěpem vs. hod medicinbalem
2.	m.obliquus abdominis externus dx.	0,841
7.	m.gluteus maximus dx.	0,420

Tabulka č. 13: Korelace hodnot potenciálů dvojice prvních hodů v sériích E38 vs. E43 v jednotlivých svalech během hodů od nápřahu do vypuštění míče/oštěpu
 Opět jako v předchozích případech se ukázalo, že po zkrácení zkoumaného intervalu na nápřah – odhod, se všechny hodnoty korelačních koeficientů zvýšily. Nižší hodnotu u *m. serratus anterior* lze vysvětlit kinematickou analýzou 3D.

Z hlediska kinematické analýzy 3D jsou zaznamenány menší rozdíly jak ve velikosti úhlů, tak i vzdáleností segmentů ve všech kritických místech pohybu (viz výsledková část

tabulky 2- 3a, b,c: Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPR 5). Tedy při celkovém srovnání jsme zaznamenali opět odlišnosti jak v timingu dosažení absolutních maximálních píků, tak i v relativním načasování obou různých hodů. Vysvětlujeme to jak velkou odlišností délky provedení celého pohybu tak i významnou diferencí jednotlivých úseků kritických míst a samozřejmě odlišností provedení pohybu samotného (opět dokázáno tabelárními hodnotami kinematické analýzy 3D naměřené ve všech třech kritických místech). Ovšem musíme poznamenat, jestliže zkoumaný úsek zkrátíme na interval náprah – odhod, docházíme ke zjištění, že korelační hodnoty dvojic svalů se zvýší a dosahují střední až vysoké závislosti.

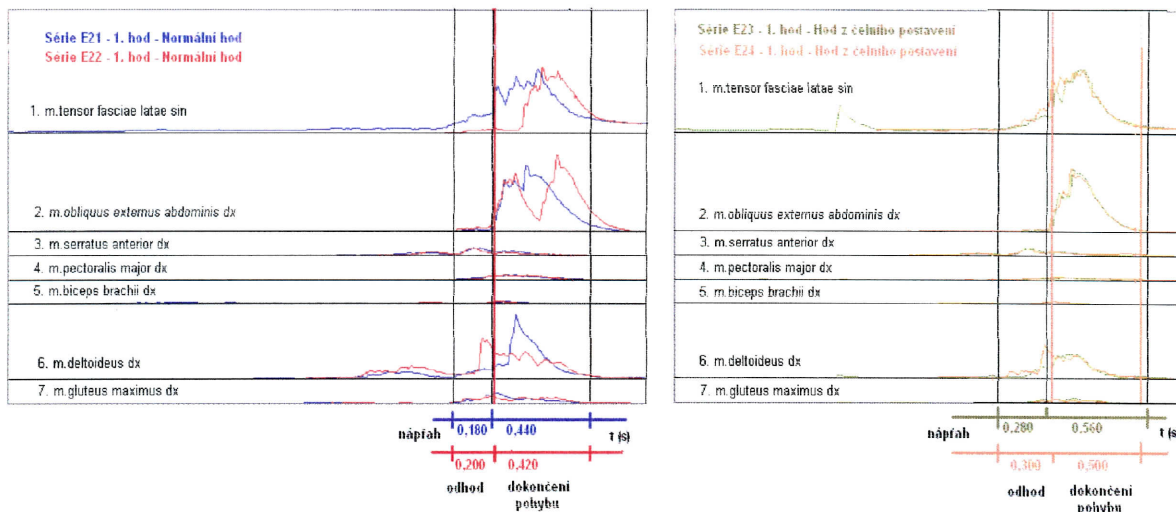
Zapojení svalu *m. tensor fasciae latae* sin koresponduje nejvíce tvarem průběhu EMG křivky s hodem oštěpu. Lokální maximum EMG křivky spadá do fáze hodu, kdy dolní končetiny spolu s pánví tvoří již punctum fixum, projevuje se zde funkce stabilizační. Do té doby mizivá aktivace ukazuje na funkci corpus mobile, pánev se pohybovala vpřed. Nediagonální charakter práce, udělující impuls pro balistický let míče, je příčinou minimálního EMG signálu (sval není zapojen přímo do akce ve smyslu pohybu pánve vpřed corpus mobile). Aktivace svalu *m. deltoideus, pars medialis dx* je rozložena rovnoměrněji do fáze odhodu. Stabilizace humeru v ramenním kloubu neklade výraznější nároky na tento sval. Tato skutečnost napovídá, že u hodu obouruč se jedná o výrazně koordinačně odlišný pohyb než při hodu jednoruč. Díky určité „nepřirozenosti“ tohoto úkonu je obecné zařazení hodu obouruč na pokraji skupiny hodů legitimní. Absence diagonálního principu balistického hodu způsobuje vymizení aktivace *m. obliquus abdominis externus dx*. Zpevnění trupu ve směru předozadním zřejmě zajišťuje především neměřený *m. rectus abdominis, m. iliopsoas, m. rectus femoris, diaphragma a m. transversus abdominis*. Je velice zajímavé, že se tohoto procesu šikmé břišní struktury neúčastní.

Rozhodující odlišností od cílového charakteru pohybu (normální, případně i čelní hod) je ale absence aktivace svalu *m. serratus anterior dx*. Není zde totiž nutno posouvat lopatku po hrudníku směrem ventrálním v průběhu hodu jako u hodu jednoruč, ba naopak by byla stabilita lopatky jakožto aktuálního puncta fixa narušena, ramenní kloub, unášený lopatkou směrem ventrálním by činil pohyb nefunkční a tudíž zbytečný. Lze předpokládat, že aktivaci tohoto svalu bychom našli u začátečníků.

Aktivaci *m. biceps brachii dx, caput longum* můžeme považovat spíše e jako doprovodnou regulační akci antagonistického charakteru proti extenzi zajišťované především neměřeným svalem *m. triceps brachii dx, caput longum*.

Diskuse k měření EVRY

Srovnání dvojic dvou normálních hodů a dvou hodů z čelního postavení



Grafy č. 13: Srovnání záznamů křivek EMG normálních hodů E21 a E22 a hodů z čelního postavení E23 a E243 v měření EVRY s označením všech 3 kritických míst (nápřahem, odhodem, dokončením pohybu)

Pro měření s názvem EVRY byl zvolen jiný proband než doposud.

Nejdříve se budeme zabývat průběhem křivek EMG normálního hodu v sérii E21 a E22, opět od fáze nápřahu přes fázi vypuštění míče až po fázi dokončení pohybu. Celkový čas od okamžiku nápřahu po dokončení pohybu byl v ve stejném rozpětí 0,620 s. Korelace hodnot el. potenciálů jednotlivých svalů ve zmíněném intervalu je uvedena spolu s dosaženými maximálními hodnotami el. napětí v následující tabulce.

	normální hod. vs. normální hod (E21 vs. E22)	korelace E21 vs E22	maxima E21 [mV]	maxima E22 [mV]
1.	m.tensor fasciae latae sin.	0,285	2,611	2,708
2.	m.obliquus abdominis externus dx.	0,294	2,747	3,176
3.	m.serratus anterior	0,919	0,343	0,325
4.	m.pectoralis major dx.	0,616	0,241	0,231
5.	m.biceps brachii dx.	0,957	0,135	0,152
6.	m.deltoideus anterior dx.	0,429	2,601	1,666
7.	m.gluteus maximus dx.	0,609	0,443	0,297

Tabulka č. 14: Korelace hodnot el.potenciálů 1. hodu E21 a E22 a maximální hodnoty el. napětí (mV) v jednotlivých svaích během těchto hodů od nápřahu do dokončení pohybu

Svaly dosahují svých absolutních maxim v tomto pořadí:

E21: 3-7-5-4-6-2-1

E22: 3-6-7-5-4-1-2

Z grafu je patrné, že na první pohled je zapojení svalových skupin během hodů odlišné. Nástup aktivity svalů ve stejný čas zaznamenáváme u *m. serratus anterior*, *m. pectoralis major*, *m. biceps brachii* a *m. gluteus maximus*. Hodnoty korelačních koeficientů u těchto svalů se pohybují vysoko, a to od 0,609 do 0,957, což lze označit vztahem jako za *vysokou závislost*. Ostatní vztahy jednotlivých svalů můžeme nazvat jako *mírně závislémi* (*m. tensor facie latae*, $k=0,285$ a *m. obliquus abdominis externus*, $k=0,294$), kromě dvojice *m. deltoideus anterior*, který hodnotíme vztahem závislosti *střední* ($k=0,429$). Jestliže však interval náprah – dokončení pohybu zkrátíme na interval náprah – odhod, hodnoty korelace všech svalů s mírnou a střední závislostí vyskočí na korelační koeficienty 0,727 – 0,828, což značí *vysokou závislost* (viz tabulka č. 15)

	normální hod. vs. normální hod (E21 vs. E22)	korelace E21 vs E22
1.	<i>m.tensor fasciae latae sin.</i>	0,785
2.	<i>m.obliquus abdominis externus dx.</i>	0,835
6.	<i>m.deltoideus anterior dx.</i>	0,727
7.	<i>m.gluteus maximus dx.</i>	0,828

Tabulka č. 15: Korelace hodnot el. napětí při 1. hodů série E21 a E22 v podezřelých svalecth od náprahu po vypuštění míče

Tento fakt lze vysvětlit, že po vypuštění míče, tedy při dokončování pohybu dochází k odlišné práci svalů, která může být způsobena *vnějšími faktory*, jakým může být např. nerovnost povrchu a které jsme nebrali v úvahu. Oba pohyby probíhají sice stejně dlouho a kritická místa se téměř shodují, přesto zapojení svalů se liší. *M. tensor facie latae*, *m. obliquus abdominis externus* a *m. deltoideus* mají sice podobný tvar křivky, avšak hod v sérii E21 nastupuje svou aktivitu u zmíněných svalů významně dříve než hod v sérii E 22.

Z hlediska kinematické analýzy 2D *nejso* zaznamenány významnější rozdíly ve velikosti úhlů i vzdáleností segmentů v kritických místech pohybu (viz příloha č.2, tabulky č. 4a, b, c Výsledky kinematické analýzy 2D při měření EVRY). **Tedy hlavní vzájemná odlišnost těchto dvojic křivek je v rozdílném nástupu m. tensor facie latae, m. obliquus abdominis externus a m. deltoideus. Přestože dvojice svalů dosahují absolutních maxim**

v jiném pořadí, relativní načasování obou hodů v různých sériích je stejné.

Dále se budeme zabývat průběhem záznamu křivek EMG hodu z čelního postavení v sérii E23 a E24. Celkový čas od okamžiku nápřahu po dokončení pohybu byl v rozpětí 0,800 – 0,820 s. Korelace hodnot el. potenciálů jednotlivých svalů ve zmíněném intervalu je uvedena spolu s dosaženými maximálními hodnotami el. napětí v následující tabulce.

	čelní hod x čelní hod (E23 vs. E24)	korelace E23 vs.E24	maxima E23 [mV]	maxima E24 [mV]
1.	m.tensor fasciae latae sin.	0,957	2,630	2,572
2.	m.obliquus abdominis externus dx.	0,990	2,591	2,611
3.	m.serratus anterior	0,886	0,314	0,290
4.	m.pectoralis major dx.	0,897	0,117	0,158
5.	m.biceps brachii dx.	0,987	0,124	0,128
6.	m.deltoideus anterior dx.	0,812	0,994	1,373
7.	m.gluteus maximus dx.	0,951	0,219	0,166

Tabulka č. 16: Korelace hodnot el.potenciálů 1. hodu v sérii E23 a E24 a maximální hodnoty el. napětí (mV) v jednotlivých svalech během těchto hodů od nápřahu po dokončení pohybu

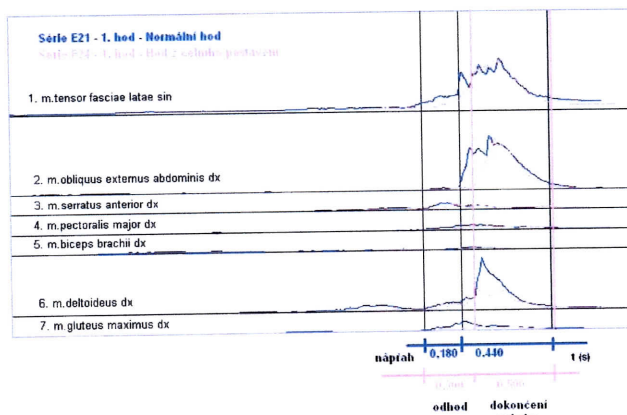
Oba svaly dosahují svých absolutních maxim ve stejném pořadí:

E21 a E22: 3-6-5-4-7-2-1

Z grafu je patrné, že na první pohled je zapojení svalových skupin je téměř shodné, o čemž svědčí také vysoké hodnoty korelačních koeficientů, které se pohybují od 0,812 – 0,990, což lze označit jako za *vysokou závislost*. Dokonce u dvojic *m. obliquus abdominis externus* ($k=0,990$) a *m. biceps brachii* ($k=0,987$) korelace dosahuje téměř *absolutní funkční závislosti*. Oba pohyby probíhají skoro stejně dlouho a kritická místa se téměř shodují. Absolutní maxima jsou naměřena téměř ve stejný okamžik a jejich hodnoty jsou podobné.

Z hlediska kinematické analýzy 2D *nejdou* zaznamenány téměř žádné rozdíly jak ve velikosti úhlů, tak i vzdáleností segmentů ve všech kritických místech pohybu (viz příloha č. 2, tabulky č. 4a, b, c Výsledky kinematické analýzy 2D při měření EVRY). **Nenašli jsme žádnou významnou vzájemnou odlišnost. Relativní načasování obou hodů v různých sériích je stejné.**

Srovnání dvou čelních hodů s dvěma normálními



Graf č. 14: Srovnání záznamů křivek EMG normálního hodu E21 a hodu z čelního postavení E24 v měření EVRY doplněné o snímky kritických míst (náprah, odhod, dokončení pohybu) s hodnotami získaných pomocí kinematické analýzy 2D

V posledním porovnání měření EVRY jsme se zabývali průběhem záznamu křivek EMG hodů různého druhu - normálního hodu a hodu z čelního postavení. Celkový čas od okamžiku náprahu po dokončení pohybu se podstatně lišil (0,620 – 0,800), i obě kritická místa – odhod a dokončení pohybu – byla časově jinde.

(lokte) a menším protlačáním pánve vpřed na straně odhodové paže oproti první probandce.

Ovlivnění koordinace hodů diagonálním (normální hod) a čelním postavením bylo celkově nižší než u první probandky. Sval *m. tensor fasciae latae sin* vykazuje velmi podobný průběh aktivace v průběhu obou hodů. Lze si vysvětlit menší torzí pravé strany pánve proti chodu hodin oproti první probandce, kde tento pohyb je výraznější, až do hyperextenze v pravém kyčelním kloubu. Zatímco u popisovaného diagonálního hodu (normálního hodu) nedochází ani k úplné prosté extenzi. Na tuto skutečnost navazuje i podobná aktivace při obou hodech u svalu *m. obliquus abdominis externus dx*, mnohem více podobnější než mezi oběma hody první probandky.

Větší pohybový rozsah, jakoby větší délka celého provedení hodu, daná odlišnou specifickou funkcí každé hráčky ve hře, ovlivnila vzájemnou polohu maxim svalů *m. serratus anterior dx* a *m. pectoralis major dx*. Zde první sval lokalizuje svoje maximum do začátku hodu, aby pak byl svalem *m. pectoralis major dx* vystřídán, zatímco u první probandky probíhají současně. Z kineziologického hlediska je předřazení aktivace *m. serratus anterior dx* výhodnější. Lopatka je tažena ventrálně vpřed po hrudním koši, aby odhodová vlna pokračovala akcí *m. pectoralis major dx*. Provedení s vyšší polohou paže (lokte) se tak jeví jako výhodnější. U první probandky zřejmě nedochází k optimálnímu posunutí lopatky ventrálně po hrudním koši, společný tonus ukazuje spíše na stabilizaci lopatky prostřednictvím *m. serratus anterior dx*. Zde nalézáme obdobný fenomén jako u první probandky - snížení aktivace fázických svalů, podílejících se v rámci řetězce na ventrální straně trupu při odhodu v normálním hodu oproti čelnímu hodu. A opět zvýšení aktivace svalu *m. deltoideus, pars medialis dx*, který opět stabilizuje ramenní kloub v jamce při výraznějším provedení pohybu při normálním hodu. Se svalem *m. pectoralis major dx* synchronizovaná aktivace svalu *m. biceps brachii dx, caput longum* pravděpodobně antagonisticky odpovídá na průběh akce *m. triceps brachii dx, caput longum*.

Celkově lze říci, že u druhé probandky došlo k menší míře změn mezi dvěma druhy hodu než u první probandky. Má oproti první probandce výhodnější průběh pohybu paže a horní části trupu – sval *m. obliquus abdominis externus dx*, trup se dostává do výraznější torze oproti pánvi než u první probandky. Naproti tomu je horší situace v oblasti pánve, kde *m. obliquus abdominis externus dx* nevykazuje výraznou odlišnost aktivace při změně postavení chodidel. Znamená to, že potenciál zřetězení svalových funkcí do diagonály využívá lépe první probandka. První probandka pracuje lépe pánví, druhá probandka pak pletencem ramenním.

10 Závěr

Po vyhodnocení činnosti vybraných svalů při hodech vrchním obloukem – normálního hodu, hodu z čelního postavení, hodu oštěpem z místa a autového hodu medicinbalem a po srovnání jejich EMG záznamů jsem došla k následujícím závěrům:

1. Z pohledu intraindividuálního je relativní načasování u skupiny hodů s „vrchním vzorcem“ jednoho typu hodu invariantní.
2. Relativní načasování provedení dvou různých hodů vrchním obloukem je z hlediska intraindividuálního porovnání rozdílné. Výjimku tvoří dvojice normálního hodu a hodu oštěpem z místa, které mají relativní načasování stejné. U všech ostatních hodů různého druhu jsme zaznamenali relativní načasování rozdílné.
3. Z hlediska intraindividuálního pozorování je u stejného typu hodů vrchním obloukem relativní načasování invariantní i v longitudální studii (2005-2007).
4. Technika hodů měřených hráčů je stabilní. Jejich pohybové vzorce na velmi vysoké úrovni.
5. Zajímavým poznatkem je, že hody z čelního postavení dosahují při srovnání o hodně vyšší korelační závislosti než jakékoli hody s výkrokem. Můžeme tedy usuzovat, že čím méně segmentů těla člověk při pohybu zapojí, tím je jeho pohybový vzorec stálejší.
6. Stejně relativní načasování normálního hodu a hodu oštěpem z místa poukazuje na vhodnost kombinace obou hodů pro zpestření přípravy jak oštěpařské tak softballové. Nehrozí zde nebezpečí narušení pohybového stereotypu sportovce.

Domníváme se, že terénní EMG sledování nás může přiblížit k větší objektivizaci a konkretizaci nejen hodu vrchním obloukem ale i obecně pojmu koordinace lidského pohybu in vivo. Pro tréninkovou praxi nebude EMG pravděpodobně dostupnou metodikou pro běžné analýzy pohybu, ale výsledky výzkumů mohou ovlivnit metodiku nácviku i celkový proces pohybového učení v tréninku sportovce. Výsledkem měření je „koordinační mapa“ neboli kineziologický obsah pohybu, který umožní odborníkům jiný pohled na konkrétní dovednost a tím i může přinést nové přístupy do praxe.

Tato práce ukázala možnosti dalšího přístupu k hodnocení herní dovednosti – hod

jednoruč vrchním obloukem, ale pro zobecnění výsledků je nutné pokračovat ve výzkumu dalšími studii.

Poznámka:

Tato práce vznikla s podporou výzkumných záměrů Univerzity Karlovy, fakulty tělesné výchovy a sportu „Aktivní životní styl v biosociálním kontextu“, identifikační kód-0021620864.

11 Seznam použité literatury

1. BARLETT, R. M. *Sport biomechanics: Reducing Injury and Improving Performance*. New York : E & FN Spon, 1999.
2. CLARYS, J. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 2000. 43(10), pp.1750-1762.
3. ČELIKOVSKÝ, S. *Antropomotorika*. Praha : SPN, 1977.
4. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 2. vyd. Praha : Grada Publishing, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
5. DELAVIER, F. *Strength training anatomy*. Paris : Éditions Vigot, 2001.
6. DE LUCA, C. J. The use of Surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle and Nerve*, 1993, no. 16, pp. 210-216.
7. DE LUCA, C. J. The use of Surface Electromyography in Biomechanics. *The international Society for Biomechanics* [on-line], 2003. Dostupné www: <http://www.delsys.com/>
8. DOBRÝ, L., SEMIGINOVSKÝ, B. *Sportovní hry : Výkon a trénink*. Praha : Olympia, 1988.
9. DOVALIL, J. a kol. *Výkon a trénink ve sportu*. Praha : Olympia, 2002, 336 s.
10. DUFEK, J. *Electromyografie*. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-208-6.
11. HENDL, J. *Kvalitativní výzkum: základní metody a aplikace*. Praha : Portál, 2005, 408 s. ISBN 80-7367-040-2.
12. HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromusculární facilitace*. Praha : Univerzita Karlova, 2007. ISBN 978-80-246-1294-2.
13. HUGHES, M. D., BARLETT, R. M. The use of performance indicators in performance analysis. *J. Sports Science*, 2002, year 20, Vol. 5, pp. 739–754. ISSN 0264-0414.
14. JANDA, V. *Funkční svalový test*. Praha : Grada Publishing, 1996. ISBN 80-7169-208-5.
15. JANURA, M., ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1.vyd. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2004, 209 s.
16. JAVŮREK, J. *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. Praha : SPN Praha, 1986.
17. JAYNE, B. C., LAUDER, G. V. Red and white muscle activity and kinematics of the escape response of bluegill sunfish during swimming. *Jouranal Comparative Physiology A*, 1993, vol. 173, pp. 495 -508. Dostupné na www.: http://webcentral.uc.edu/eProf/media/attachment/eprofmediafile_168.pdf.

18. KADAŇKA, Z., BEDNAŘÍK, J., VOHÁŇKA, S. *Praktická elektromyografie*. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1994. ISBN 80-7013-181-0.
19. KASMAN, G. Using surface electromyography. *The Interdisciplinary Journal of Rehabilitation*. [on-line], January 2002. Dostupné na [www.:](http://www.rehabpub.com/ltrehab/12002/5.asp) <<http://www.rehabpub.com/ltrehab/12002/5.asp>>.
20. KARAS, V., OTÁHAL, S., SUŠANKA, P. *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha : SPN, 1990, 180 s. ISBN 80-04-20554-2.
21. KELLER, O. *Obecná elektromyografie*. Praha : Triton, 1999. ISBN 80-7254-047-5.
22. KNUDSON, D. V., MORRISON, C. S. *Qualitative Analysis of Human Movement*. Champaign : Human Kinetics, 1997, 250 s. ISBN 0-88011-523-8.
23. KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2006, č. 4, s. 155-170.
24. KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, Vol. 4, s. 152 – 164.
25. KOVÁŘ, R., BLAHUŠ, P. *Aplikace vybraných statistických metod v antropomotorice*. Skriptum. Praha : UK, 1989.
26. KREIGHBAUM E., BARTHELS, KM. *Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement*. 3rd ed., New York : Macmillan, 1990, 749 p. ISBN 0-0236631-03.
27. KRAČMAR, B. Pohybové vzorce reflexní lokomoce ve sportovní pohybové činnosti. In: *Sborník XII. konference společnosti rehabilitační a fyzikální medicíny*. Jáchymov, 2001.
28. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha : Triton, 2002. ISBN 80-7254-282-3.
29. KROBOT, A., MÍKOVÁ, M., BASTLOVÁ, P. Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2004, č. 2, s. 88-94.
30. KUBÁNKOVÁ, V., HENDL, J. *Statistika pro zdravotníky*. Avicenum, 1985.
31. LINC, R., DOUBKOVÁ, A. *Anatomie hybnosti*. 2.vyd. Jinočany : HŠH, 1993.
32. MASATAKA, S. et al. Relationship between cocontraction, movement kinematics and phasic muscle activity in single-joint arm movement. *Experimental Brain Research*, 2001, vol.140, pp.171-181. Dostupné na [www.:](http://www.psych.mcgill.ca/labs/mcl/pdf/ebr2001.pdf) <http://www.psych.mcgill.ca/labs/mcl/pdf/ebr2001.pdf>

33. NOVOTNÝ, P. O. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky* [on-line], 2003 [cit. 11.11.2007]. Dostupné na www. : <http://www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2003-11-20/rtf/P4-009%20-%20Novotny4p-e.rtf>
34. RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č.4, s. 173 – 177.
35. ROJAS, IL. Biceps activity during windmill softball pitching. *The American Journal of Sports Medicine*. 2009, vol. 37, n. 3, pp. 558-565. Dostupné na www. : <http://ajs.sagepub.com/content/37/3/558.full>
36. SEDLISKÁ, V. *Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zatáčení na carvingových lyžích a porovnání s jejich aktivitou při volné bipedální chůzi*. Diplomová práce. Praha : Univerzita Karlova, FTVS, 2007.
37. SCHMIDT, R., CRAIG, W. *Motor learning and performance. From principles to practice*. Champaign : Human Kinetics, 1991, 301 p. ISBN 0-87322-308-X .
38. SHIH, S.-W. et al, *An Electromyographic Analysis of Windmill Softball Pitch*. [on-line], 2008 [cit. 5.5.2009]. Dostupné na www. : <http://w4.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/viewFile/1961/1829>
39. SÜSS, V. *Význam indikátorů herního výkonu pro řízení tréninkového procesu*. Praha : Karolinum, 2006, 173 s. ISBN 80-246-1162-7.
40. SÜSS, V., *Softball v hodinách tělesné výchovy na škole*. Praha : Czech Softball Association, 1995.
41. SÜSS, V., *Softball a baseball*. Praha : Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0658-X.
42. SÜSS, V., ZAHÁLKA, F. Diagnostika herních dovedností jako součást kvalitativní analýzy. In *Pedagogická kinantropologie ' 98*. Sborník z vědeckého semináře. Praha, 1999. s. 83 – 85.
43. SÜSS, V., PRAVEČKOVÁ, P., KRAČMAR, B. Příklad využití povrchové elektromyografie pro evaluaci hodů v softballu. In. HOLIENKA, M., MAČURA, P. (Ed.) *Zborník vedeckých prác katedry hier FTVŠ Bratislava č. 6*. Bratislava : FTVŠ UK, 2006, s. 91-97.
44. ŠIMON, J. a kol. *Atletické vrhy*. 1. vyd. Praha : Olympia, 2004, 236 s. ISBN 80-7033-815-6.

45. ŠVEHLA, P. *Kineziologická analýza činnosti vybraných svalových skupin při hodů vrchním a spodním obloukem v softballu*. Diplomová práce. Praha : Univerzita Karlova, FTVS, 2008.
46. TRAVELL, J. G., SIMONS, S. D., G. *Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual*. Baltimore : Williams and Wilkins, 1999.
47. TROJAN, S. a kol. *Lékařská fyziologie*. 4.vyd. Praha : Grada Publishing, 2003, 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
48. VAŘEKA, I. Posturální stabilita, řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehab. a fyz. Lék.*, 2002, č. 9, s. 122 – 129. ISSN 1211 – 2658.
49. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha : Karolinum, 1995.
50. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha : Grada Publishing, 1997.
51. VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha : Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
52. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha : Grada, 1995. ISBN 80-7169-044-X.
53. YOU, H. et al. An ergonomic evaluation of manual Cleco plier designs: Effects of rubber grip, spring recoil, and worksurface angle. *Applied Ergonomics*, 2005, vol. 36, pp. 575-583. Dostupné na [www](http://center.postech.ac.kr/03_publication/IJ/05_ClecoPliers.pdf). :
<http://center.postech.ac.kr/03_publication/IJ/05_ClecoPliers.pdf>

12 Přílohy

Příloha 1

V této příloze uvádíme pilotní studii, která předcházela celý tento výzkum.

Jedná se o kasuistickou studii popisného charakteru, která byla provedena jako pilotní studie k výzkumu relativního načasování pohybu v hodech vrchním obloukem.

Pro nácvik hodu vrchním obloukem je doporučována metodická řada, v níž jsou zastoupeny dva typy hodu. Jsou to: hod bez výkroku z čelného postoje a hod vrchním obloukem s výkrokem levou nohou (pro praváka). Z pohledu vnější struktury těchto hodů jsou oba hody podobné, liší se pouze činností nohou. Práce horní poloviny těla je z tohoto pohledu totožná (Süss, 1995). Otázkou je, zda vnitřní struktura této činnosti horní poloviny těla je u obou hodů stejná.

Cílem je ukázat na rozdíly ve vnitřní struktuře dvou hodů vrchním obloukem, které jsou zařazeny do metodické řady nácviku softballové přihrávky.

Popis hodu vrchním obloukem z bočního postavení – normální postavení

Nápřah

Míč uchopíme tak, že ukazováček a prostředníček položíme na míč kolmo přes švy, prsteníček a malík se opírají o míč ze strany a palec umístíme pod míč naproti prvním dvěma prstům. Děti nebo hráči s malou rukou mohou použít k úchopu přes švy tři nebo všechny čtyři prsty. Takový úchop nám umožní kontrolu míče a správný pohyb zápěstí. Loket odtáhneme od těla a natáhneme paži dozadu s loktem ohnutým vzhůru a zápěstím ohnutým maximálně dozadu. Současně natočíme boky a ramena rovnoběžně se směrem hodu. Váha je na pravé noze (u praváka). Levou ruku natáhneme dopředu malíkovou hranou směrem nahoru, ukážeme do směru hodu a levou nohou vykročíme k cíli hodu.

Vlastní hod

Odrazem pravé nohy začnou boky a ramena rotovat zpět do polohy směrem k cíli. Pohyb ramen vede dopředu loket, který nyní směřuje k cíli a vede ruku k závěrečné fázi. Potom švihneme předloktím dopředu (natáhneme paži) a současně maximální silou švihneme zápěstím. Míč vypouštíme přes konečky prstů. Při hodu vrchním obloukem by měly prsty umístěné přes švy dodat míči zpětnou rotaci, která umožňuje delší a příjemnější let míče na cíl.

Dokončení hodu

Po vypuštění míče z ruky se pohyb paže nezastaví, ale pokračuje dolů šikmo před tělem. V zápětí dokročíme pravou nohou. Toto dokončení pohybu je velice důležité, protože

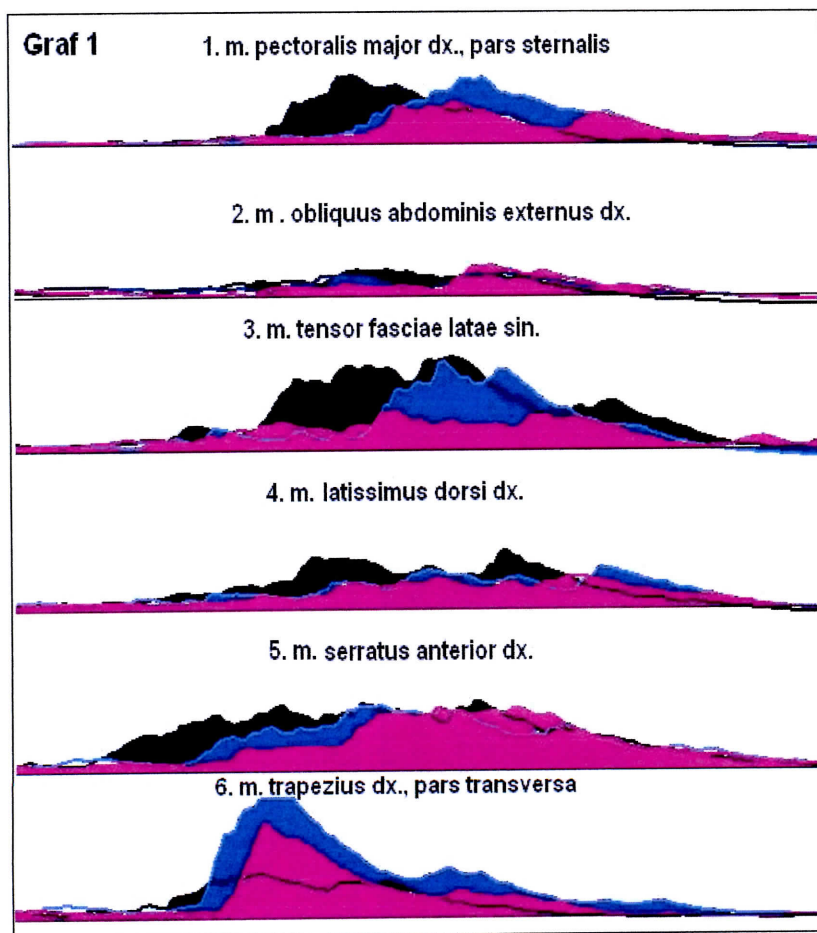
umožňuje maximální využití síly paže a rotace těla v okamžiku vypuštění míče. Kdybychom zastavili pohyb při vypuštění míče z ruky, zpomalování pohybu by začalo o něco dříve a míč by nebyl vypuštěn na vrcholu všech sil, které na něj působí. Správné dokončení pohybu je také důležitou ochranou před zraněním.

Popis hodu vrchním obloukem z čelního postavení bez použití nohou

Všechny fáze hodu jsou totožné s „normálním hodem“ vyjma postavení a aktivní práce nohou. Jsme ve stoji rozkročném, nohy jsou zhruba na šířku ramen a kolmo na směr hodu. Paže a trup provádí stejný pohyb jako u hodu horním obloukem.

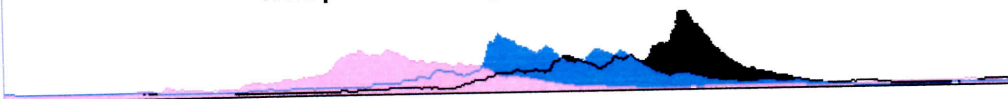
Výsledky a diskuse studie

Na grafu 1 ukazujeme průběh aktivace sledovaných svalů u hodů z bočního postavení (s výkrokem). Pro ukázkou byly vybrány 3 pokusy na kterých se ukazuje, že relativní načasování zapojení svalových skupin je u této hráčky invariantní.



obr.č.1: HOD Z ČELNIHO POSTAVENÍ
3 stejné hody

1. m. pectoralis major dx., pars sternalis



2. m. obliquus abdominis externus dx.



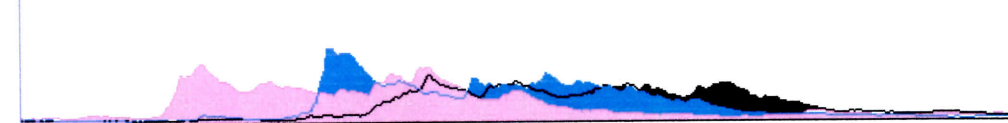
3. m. tensor fasciae latae sin.



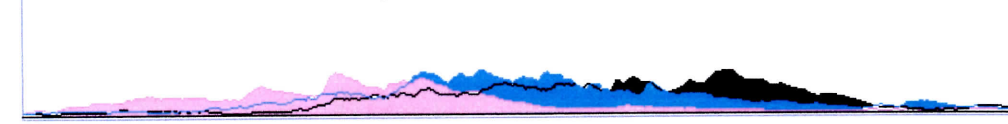
4. m. latissimus dorsi dx.

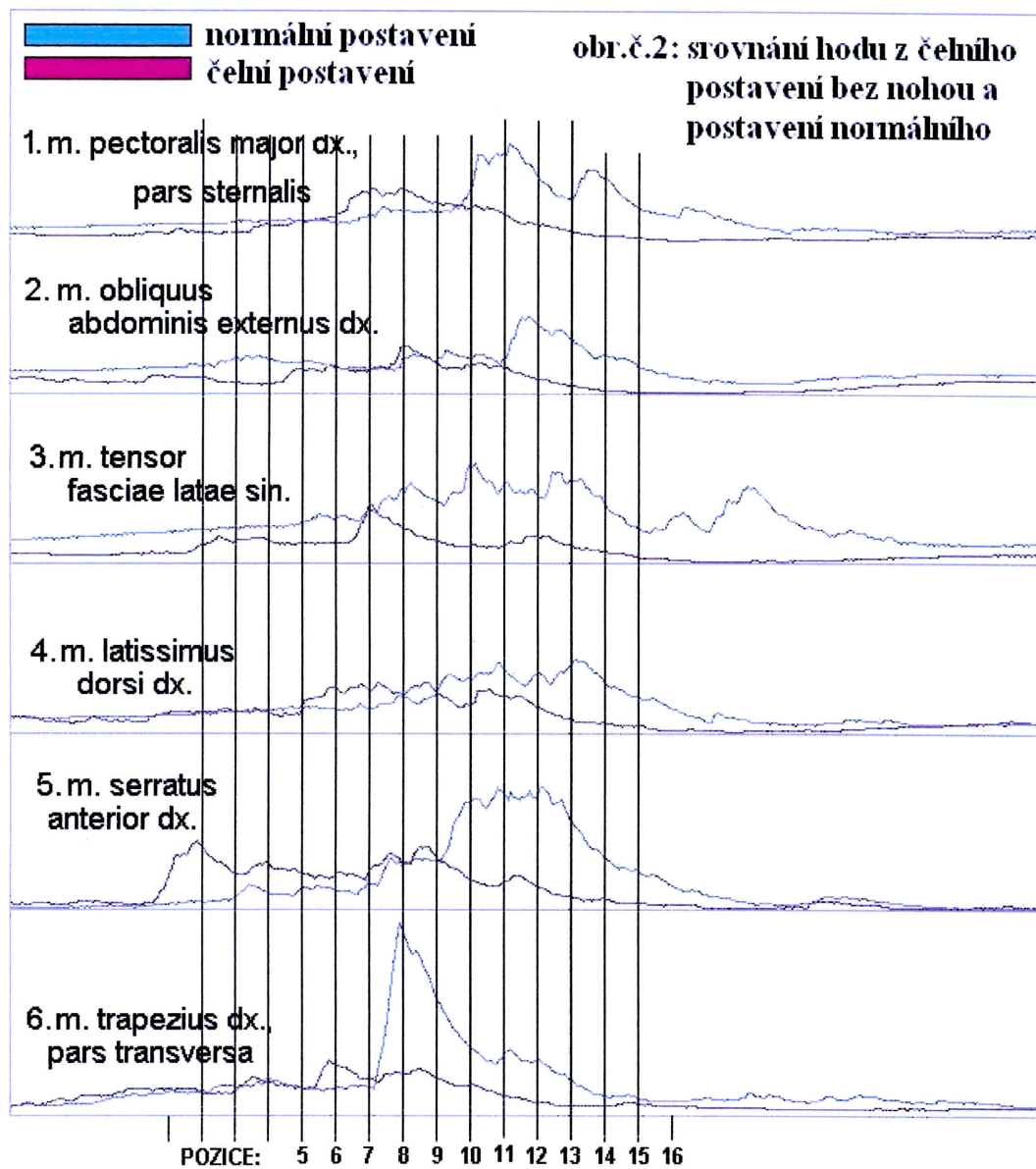


5. m. serratus anterior dx.



6. m. trapezius dx., pars transversa

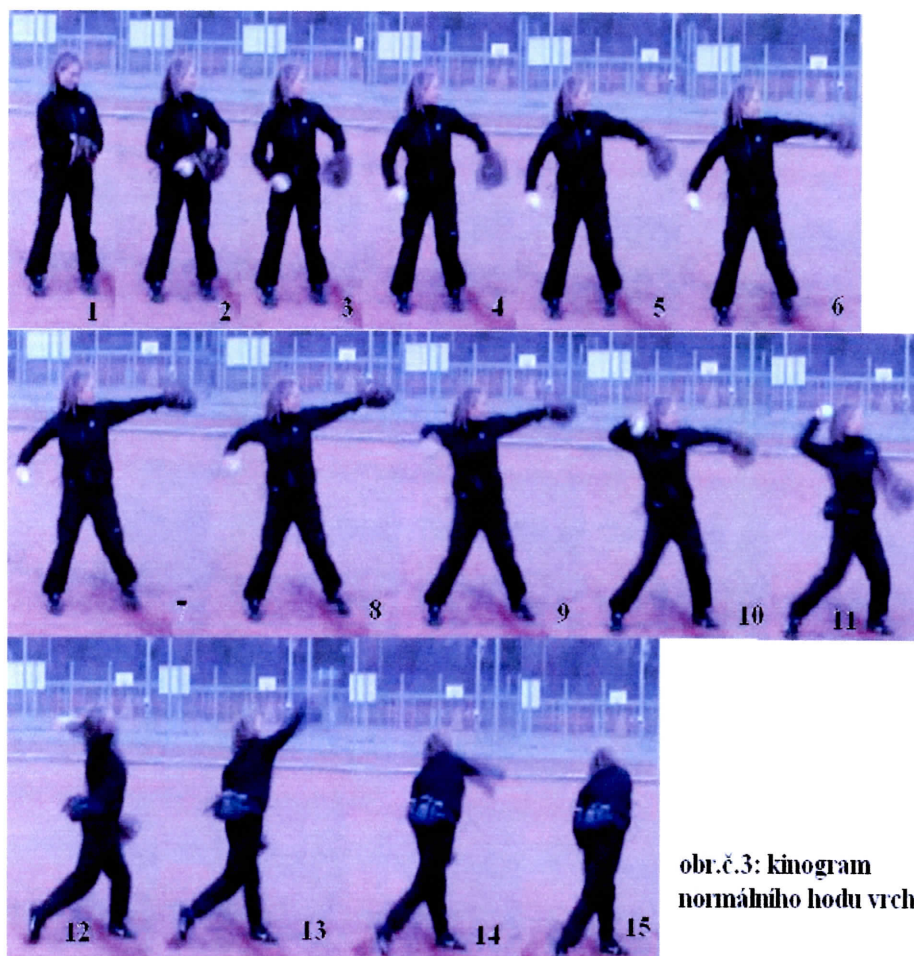




Kineziologie hodu z bočního postavení (s výkrokem)

M. trapezius svým výrazným vrcholem před vlastním hodem – pozice 7 – 9 , dále jen (7-9) addukuje lopatku pro nápřah. Postupně (9-10) přenechává svoji aktivaci ve prospěch *m. serratus anterior*, který abdukuje lopatku dopředu ke svým úponům na žebrech. Ramenní kloub se tak dostává ze zadního, nápřahového postavení (8) do předního, odhodového (po10). Nacházíme postupné předávání mezi těmito dvěma svaly, ovlivňující postavení lopatky pro centraci ramenního kloubu. *M. serratus anterior* udržuje toto přední abdukové postavení po celou dobu odhodu (10-14).

Ještě před tímto procesem reciproční funkce obou svalů nalézáme (od 7) zapojení kontralaterálního (zde levého) *m. tensor fasciae latae*, které přetrvává až do konce odhodu.



obr.č.3: kinogram
normálního hodu vrchním obloukem

Znamená to tedy, že oblast, kterou sval reprezentuje, tzn., oblast pánve a stehna přední DK, má časově primární úlohu při odhodu. Lze předpokládat diagonální uspořádání a zřetězení funkce levého *m. tensor fasciae latae* s pravým *m. latissimus dorsi* (muselo by být precizováno zjištěním timingu zapojení jejich neměřených protějšků). *M. latissimus dorsi* s mírným zpožděním kopíruje průběh aktivace kontralaterálního *m. tensor fasciae latae*. Lze předpokládat jeho addukující funkci, kdy nedovolí pohyb házející paže obloukem vpravo daleko od trupu.

V okamžiku, kdy je opuštěna funkce addukce lopatky středním *m. trapezius*, výrazně vstupuje do hry šikmý řetězec na přední straně trupu, zde reprezentovaný *m. obliquus abdominis externus*, v předpokládané funkční jednotce s kontralaterálním (tj. levým) *m. obliquus abdominis internus*. Tento přední řetězec dostává trup do torze vůči pánvi proti

směru hodin a ve spolupráci se zřetěženými svaly na pánvi a stehně levé strany, pak do rotace ve směru hodin vůči postavení nohou. Vazba tohoto řetězce na *m. tensor fascia latae* může být ilustrována jedním z vrcholů aktivace (před 13).

Znamenalo by to tedy, že *m. tensor fasciae latae* prokazuje svoji vazbu se zadním záběrovým řetězcem (od *m. latissimus dorsi*) – je vůči němu v předstihu, tak se šikmým předním řetězcem, za kterým se opožďuje. Aktivita obou řetězců tak směřuje k fibule levé DK.

Při porovnání s odhodem v čelním postavení (bez užití nohou)

Lze se domnívat, že *m. latissimus dorsi* bude hrát rozhodující úlohu pro koordinační uspořádání pohybu při hodu. Při čelním postavení ke směru hodu je jeho funkce logicky omezena a navazující řetězce se tak nemohou zapojovat v žádoucím timingu. Jinými slovy – je narušeno optimální diagonální působení záběrových svalů. Proto je část odhodové práce přesunuta na *m. serratus anterior* (již od 1).

Závěr

Výsledky pilotní studie ukazují na oprávněnost volby metody SEMG pro popis zapojení svalového řetězce v hodu jednoruč vrchem. Ukazuje se na uvedeném příkladu, že touto metodou je možné najít další rozdíly v provedení v hodu. Pro zobecnění výsledků je nutné provést další měření na větším množství probandů a doplnit povrchovou elektromyografií o kinematickou analýzu (2D, 3D).

