

**Univerzita Karlova v Praze**  
**Fakulta tělesné výchovy a sportu**  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6



**Školící pracoviště:** Katedra sportovních her  
**Školitel:** doc.PhDr. Jan Karger  
**Odborní konzultanti:** PhDr. Vladimír Süß, Ph.D.

**Autoreferát disertační práce v oboru kinantropologie**

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

**Autor:** Mgr. Petra Pravečková

Disertační práce byla zpracována v průběhu doktorského studia v letech 2005 – 2009.

Disertace představuje původní rukopis (95 stran a přílohy). S plným textem disertace je možné se seznámit v Ústřední tělovýchovné knihovně, Josef Martího 31, 162 52 Praha 6.

Datum konání obhajoby na pracovišti: .....

Oponenti: .....

.....

.....

Datum konání obhajoby: .....

Předseda komise pro obhajobu: .....

## 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. Vedle deskripce těchto hodů vrchním obloukem budeme chtít dokázat důležitost propojení 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 Pravečková, Süß, Kračmar (2006). SEMG umožňuje pomocí povrchových elektrod 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.

## 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).

## 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.

## 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

## Vědecká otázka

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

### 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)
- IV. Pomocí kinematické analýzy (2D a 3D) lze najít příčiny v rozdílném záznamu elektrického potenciálu vybraných svalů.

## Metodika práce

### 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 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.

Předmětem porovnání byly dva způsoby softballových 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 „timing“ - 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 ve výsledkové části. 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 800 do 1200 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

zpracovávají v programech Pinnacle a Premiere. Celý výzkum probíhal ve spolupráci s katedrou sportovních her, sportů v přírodě a laboratoří sportovní motoriky FTVS UK.

### **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 svalů 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 svalů. Popisujeme-li aktivaci svalů, popisujeme vlastně aktivaci pouze takového místa svalů, kde jsou lokalizovány elektrody. Předpokládáme-li zřetězení svalových funkcí, pak při změně úhlu v kloubu se může posunout řetězec největšího zatížení v samotném svalů 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.

### **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.

### **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).

- **Elektromyografický záznam**
- **Kinematická analýza (2D a 3D)**
- **Korelace**

## Sledované svaly

Byly vyšetřovány níže uvedené svalové řetězce s těmito svaly (mimo m. tensor fascia 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 Věle (2006).

Skupinu sledovaných svalů při pilotní studii tvořily tyto svaly:

1. m. pectoralis major (pars sternocostalis),
2. m. obliquus externus abdominis,
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 externus abdominis,
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.

## 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 poloha náprahu, odhod míče/oštěpu a dokončení hodu, které jsou blíže definovány v začátku výsledkové části.

## 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 (Věle, 2006).



Obr. č.1 : Kombinace kvalitativně – kvantitativního vyhodnocení dat

## 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. Po umístění povrchových elektrod jsme provedli kalibraci přístroje. Dále bylo vykonáno několik testovacích měření za účelem získání reliability výsledků měření. Poté následovalo vlastní měření.

Měření probíhalo 4x v areálu FTVS UK ve Vokovicích v Praze 6, na místním softbalovém hřišti a jednou v tělocvičně FTVS UK v Tróje. Podmínky, za kterých bylo prováděno měření, jsou považovány za běžné pro tuto sportovní disciplínu. Bylo použito softbalové vybavení, s kterými samotné hráčky hrají a je tedy schváleno ISF (International Softball Federation) a využíváno v 1. ČSL žen, kterou obě hráčky hrají. Na ploše, kde se odehrávalo měření, byly rozmístěny kamery pod příslušnými vhodnými úhly pro kinematickou analýzu (2D a 3D), prostor byl zkalibrován pomocí tzv. krychlí.

Celková doba měření se všemi přípravnými procedurami nepřesahovala 3h.

## 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 (technická omezení a zdravotní rizika).
- c) Počtem přenosných kanálů.

Jednotlivé hody byly měřeny v sériích od 2-5hodů, které probíhaly v rozmezí od 10 – 20s. Při hodech bylo dbáno, jak na techniku hodu, tak i na co možná nejvěrnější provedení k soutěžnímu. Pro kinematickou analýzu (2D a 3D) byly probandky natáčeny digitálními videokamerami se synchronizací záznamu s EMG přístrojem. Byl sledován nástup a odeznění aktivace jednotlivých svalů a jejich relativní zapojení do pohybu ve srovnání všech hodů. Snímaná aktivita EMG křivky mohla být vyladěná tak, aby byla rozprostřena dostatečně na ose 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, takže citlivost zaznamenaná ve výsledných grafech u jednotlivých svalů je stejná. Měření probíhalo na softbalovém hřišti, na povrchu, na který jsou hráčky zvyklé, za ideálního počasí (teplo a bezvětří). Jelikož přípravné období se odehrává v softballu v tělocvičně, tak i tento prostor nebyl pro prováděnou činnost neznámý (měření PEPRA3). Novou zkušeností pro hráčky bylo házení s EMG přístrojem, který má ale oproti jiným přístrojům zanedbatelnou hmotnost, a dle slov obou probandek jim v pohybu nepřekážel. 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%).

## Výsledková část

Při popisu způsobu provedení hodu a jeho komparace s na měřeným 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 Süsem (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. 2)

Obr. č. 2: První KM– nápřah



Obr. č. 3: Druhé KM - vypuštění



2. Druhé KM - **vypuštění** - stanovili jsme si ho jako okamžik, kdy míč / oštěp / medicinbal opustil ruku hráčky (obr. č. 3)
3. Třetí KM - **dokončení pohybu** – určili jsme jím poslední okamžik, kdy hráčka ještě pokračuje svou pravou rukou ve směru hodu(obr. č. 4)

Obr. č. 4: Třetí kritické místo – dokončení pohybu

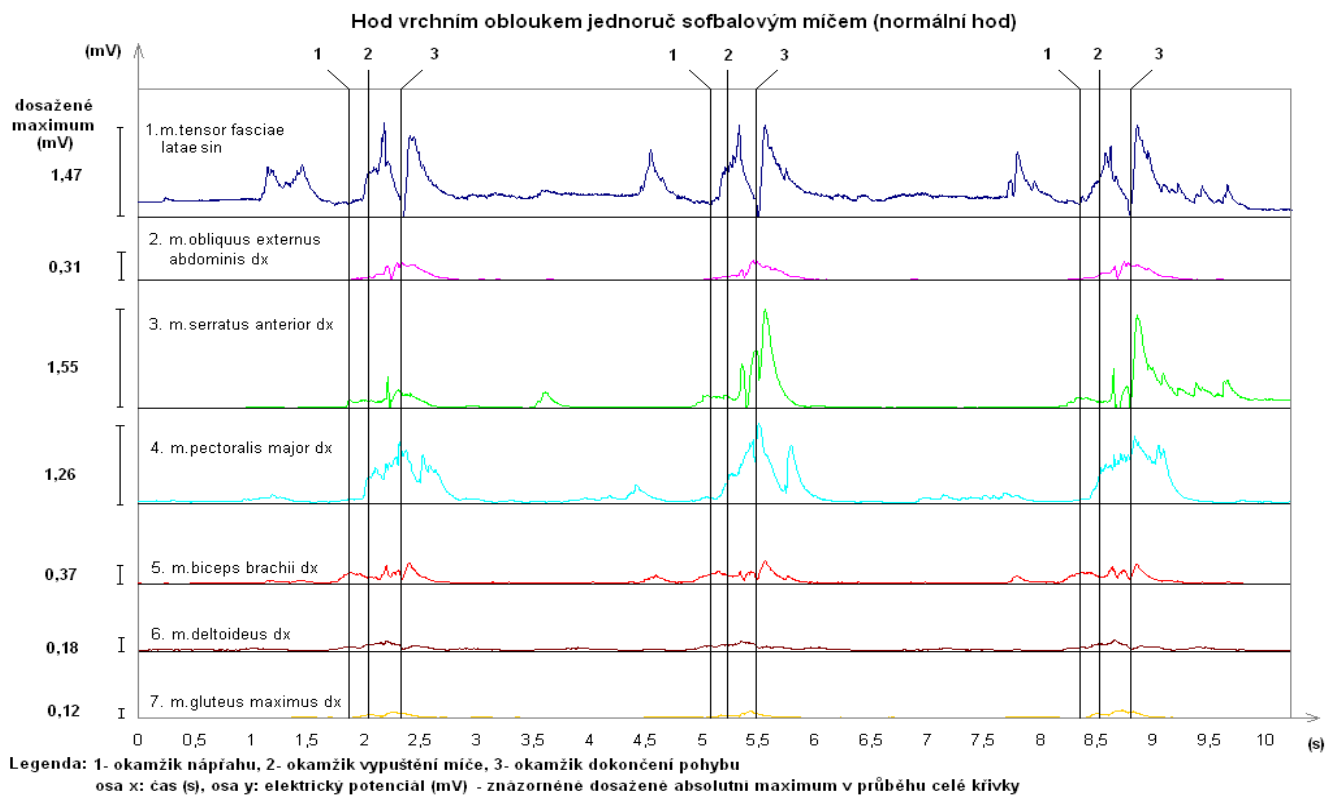


V první části kapitoly je uveden příklad naměřených grafů křivek EMG, pro celou sérii hodů prováděných a měřených za sebou. V jednotlivých sériích prováděli sledované osoby od 2 do 6-ti jednotlivých hodů v průběhu od 10 do 20 sekund. V grafech jsou postupně označena KM čísla 1, 2 a 3, respektive nápřah, 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 jsou další výsledky rozebíraných pokusů k nalezení v příloze č. 2 v disertační práci - na přiloženém DVD. Presentace grafů křivek EMG i tabulek s naměřenými hodnotami z kinematických analýz jsou vybrány do textu náhodně.

## 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. 5 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.

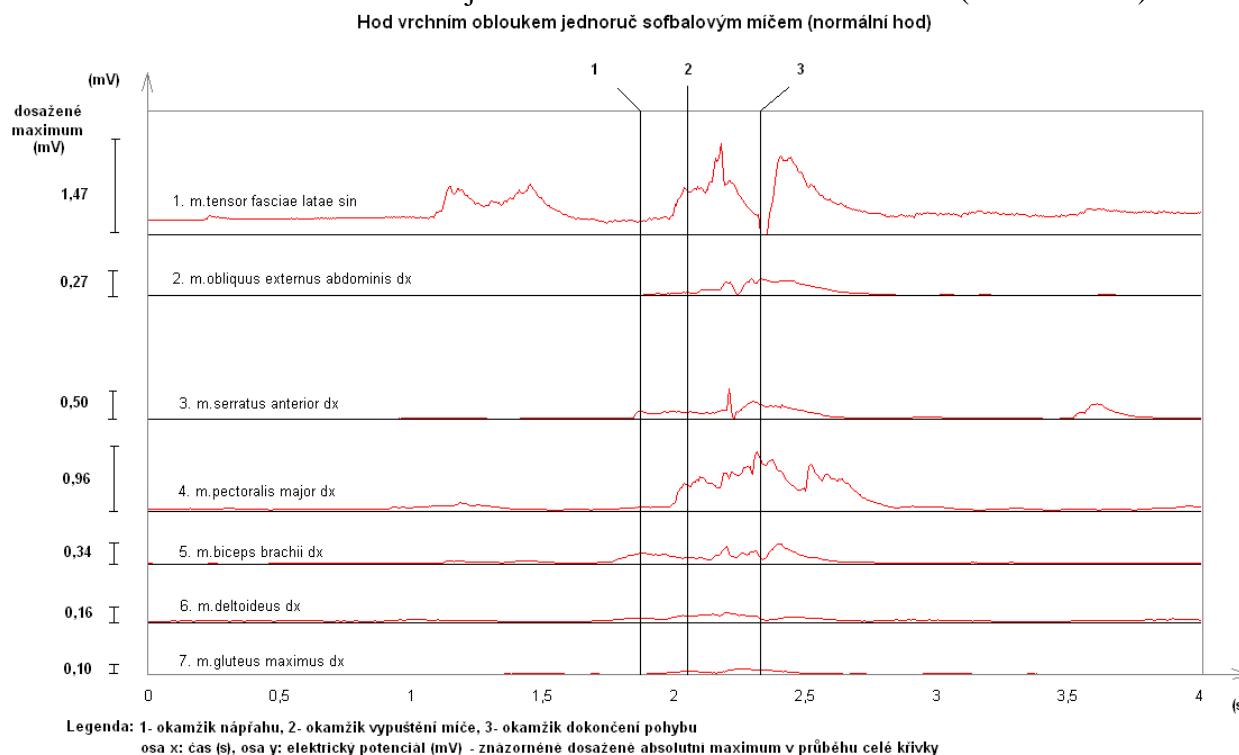


Obr. č. 5: Kinogram hodu softbalovým míčem (hod jednoruč vrchním obloukem)



Výsledky el. potenciálu vybraných svalů v průběhu tohoto prvního hodu měření PEPR4 4 série E6 uvádíme v grafu č. 2.

Graf č. 2: 1. hod vrchním obloukem jednoruč z měření PEPR4 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 ukazujeme v tabulkách 1 a– 1c. Výsledky kinematické analýzy v tabulce 1 a ukazují na stálost provedení jednotlivých hodů v kritickém místě 1 – náprahu. 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°, 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 4 v sérii E 6 (fáze výkrok a náprah)

Měření: PEPR4	hod	1. - Výkrok a náprah									
		č.	Pravá paže			Levá paže			Dolní končetiny		
			v. lokte [m]	v. ramene [m]	ú. v lokti [°]	v. ramene [m]	ú. v lokti [°]	ú. v rameni [°]	ú. v L koleni [°]	ú v P koleni [°]	d. výkroku [m]
Série: E6											
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	
<b>Popisné statistické charakteristiky pro celé měření PEPR4 4</b>											
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 <sub>max</sub>	1,26	1,29	50,10	1,34	176,00	60,90	160,80	138,20	1,08	
minimum	x <sub>min</sub>	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-pravé 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 PEPRA 4, 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 ukazují na poměrně *stabilní výsledky* (nízké směrodatné odchylky v jednotlivých proměnných) v sérii hodů. Nelze posuzovat jednotlivé výsledky proměnných veličin (věcně významný rozdíl ve výšce vypuštění míče), ale trendy, které jsou mezi jednotlivými hody. *Úhle v pravém lokti* jsou prakticky totožné, stejně jako *úhel v pravém i levém koleni*, tím věcně významný rozdíl ve výšce vypuštění lze vysvětlit spíše, že je závislý na větším předklonu těla, než na ostatních proměnných a to pouze v jednom z pokusů.

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			Dolní končetiny		
		v. ramene	ú. v lokti	ú. v rameni	ú v L koleni	ú v P koleni	d. výkroku
Hod č.		[m]	[°]	[°]	[°]	[°]	[m]
1		1,21	72,6	23,8	167,6	133,2	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 vztahují 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 <sub>max</sub>	0,96	168,10	176,60	0,82	0,20
x <sub>min</sub>	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 vztahují 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 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 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 PEPRÁ 4 série E6

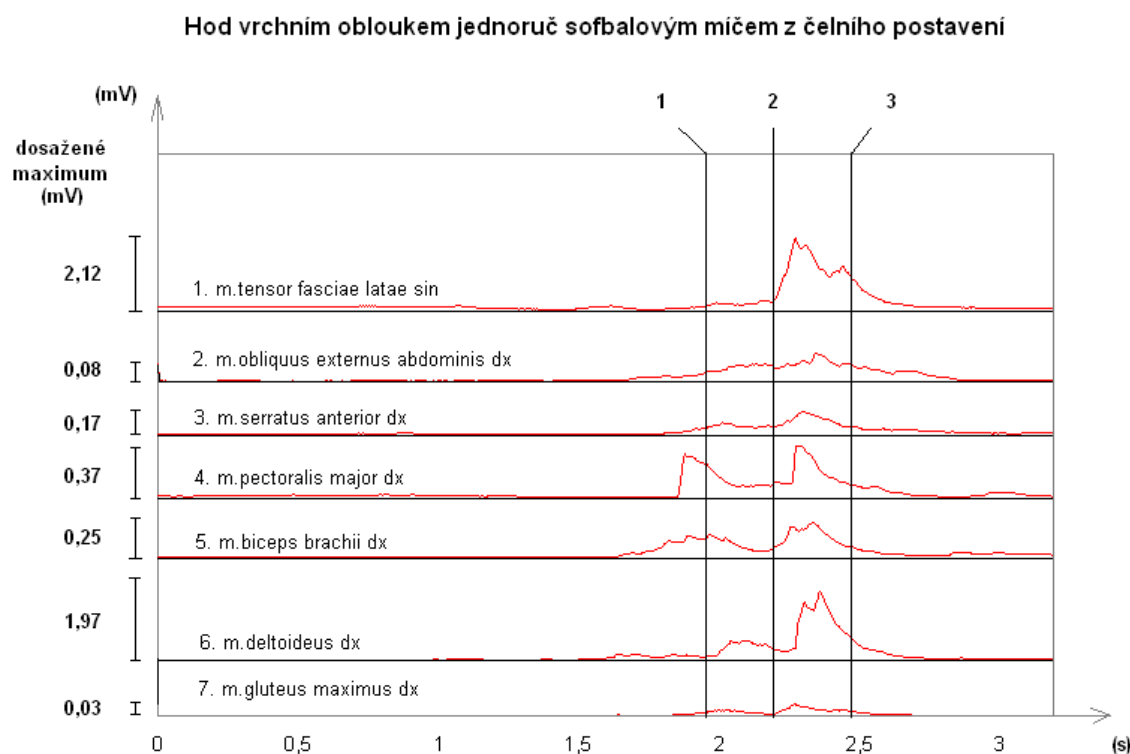
	<b>Svaly / jednotlivé hody</b>	<b>1 x 2</b>	<b>2 x 3</b>	<b>3 x 1</b>
<b>1.</b>	m.tensor fasciae latae sin.	0,108	0,754	0,169
<b>2.</b>	m.obliquus externus abdominis dx.	0,947	0,791	0,820
<b>3.</b>	m.serratus anterior	0,020	0,683	0,249
<b>4.</b>	m.pectoralis major dx.	0,786	0,680	0,780
<b>5.</b>	m.biceps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

### 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 PEPRÁ 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 PEPRÁ 5 v sérii E33 (hod z čelního postavení)



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

Výsledky měření PEPRÁ 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 PEPPRA 5, 1. hod série E33 (KM1 – náprah)

Měření	1. - Výkrok a náprah									
PEPPRA 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 KM 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 PEPPRA 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. 2c: Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPPRA 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 PEPPRA 5 série 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

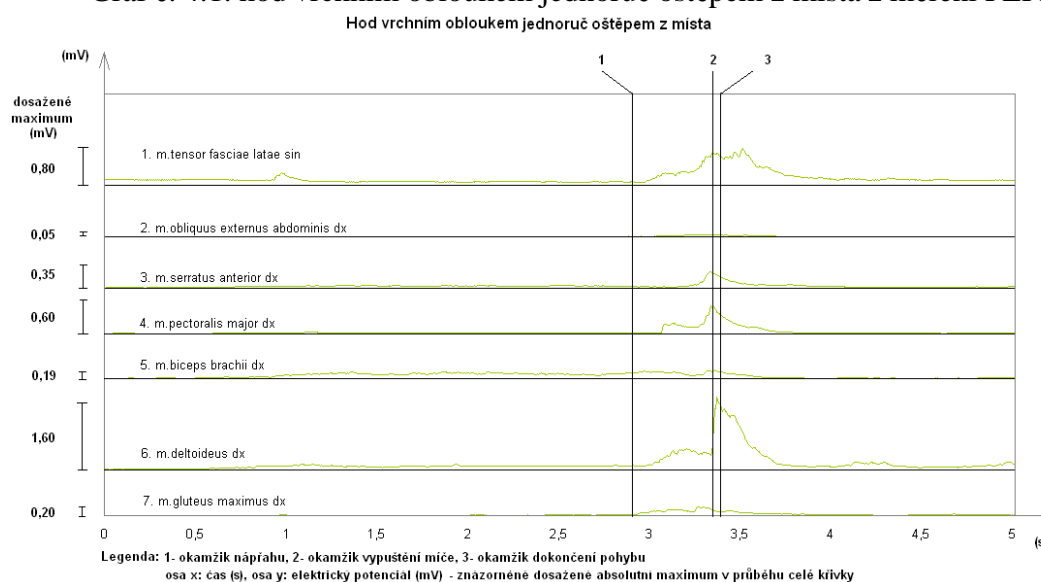
	<b>Svaly / jednotlivé hody</b>	<b>1 x 2</b>	<b>1 x 3</b>	<b>1 x 4</b>	<b>2 x 3</b>	<b>2 x 4</b>	<b>3 x 4</b>
<b>1</b>	m.tensor fasciae latae sin.	0,978	0,648	0,670	0,670	0,670	0,670
<b>2</b>	m.obliquus externus abdominis dx.	0,901	0,886	0,957	0,957	0,957	0,957
<b>3</b>	m.serratus anterior	0,886	0,666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

### Hody jednoruč vrchním obloukem oštěpem a obouř vrchním obloukem s medicinbalem

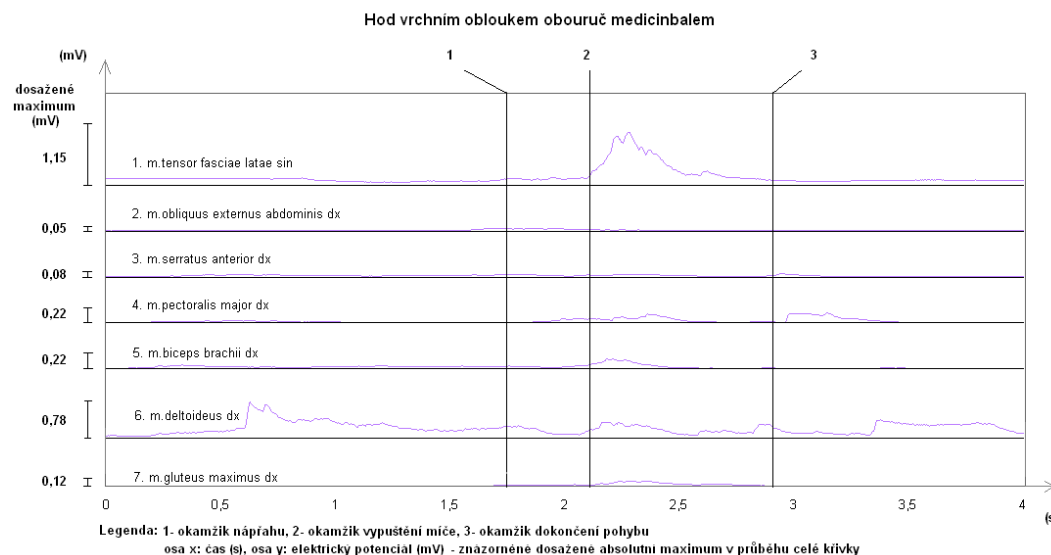
Pro srovnání hodu softbalovým míčem s podobnou dovedností jsme vybrali hod oštěpem a hod obouř vrchním obloukem s medicinbalem. Měření byla prováděna v sérii měření PEPRA 5 s totožným nalepením elektrod pro EMG analýzu, aby bylo umožněno toto srovnání. Stejně jako v předešlých ukázkách se jedná o náhodně vybrané pokusy a všechny výsledky jsou uvedeny v disertační práci příloze č. 2 – na příloženém DVD.

V grafu č.4 jsou uvedeny výsledky EMG analýzy hodu oštěpem a v grafu č.5 jsou výsledky EMG hodu obouř 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 obouř 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 obouruč 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 nevděkovat významného rozdílu v délce výkroku ve srovnání hod medicinbalem a norm.hod, které vyplývá z odlišnosti provádění pohybu samotného.

## **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.

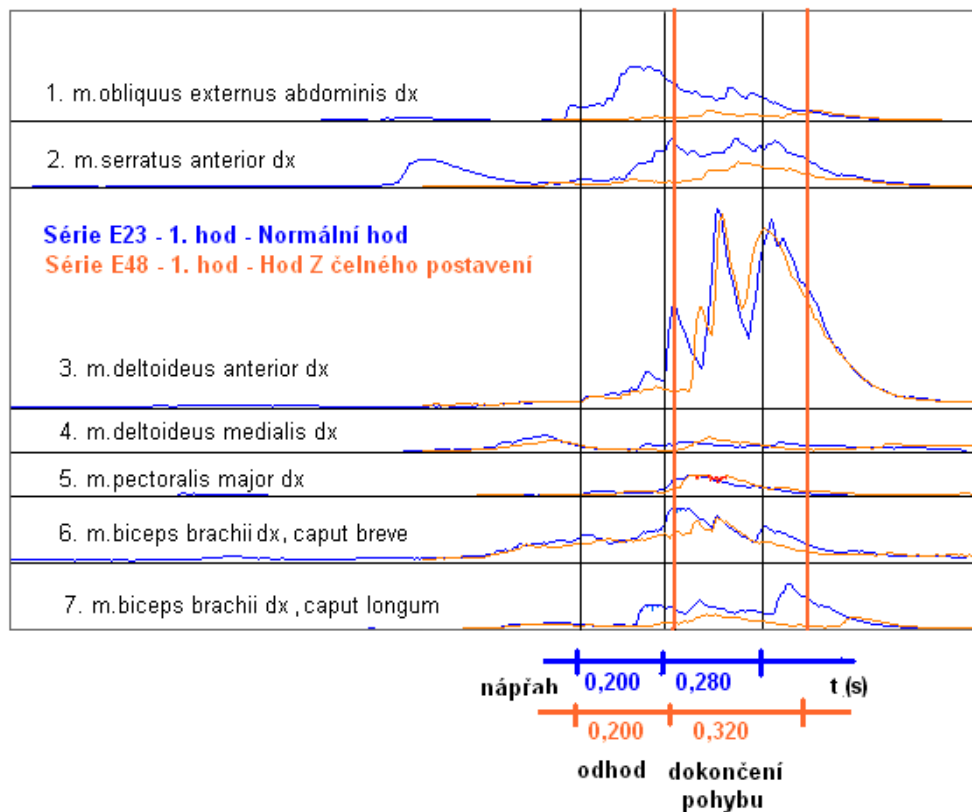
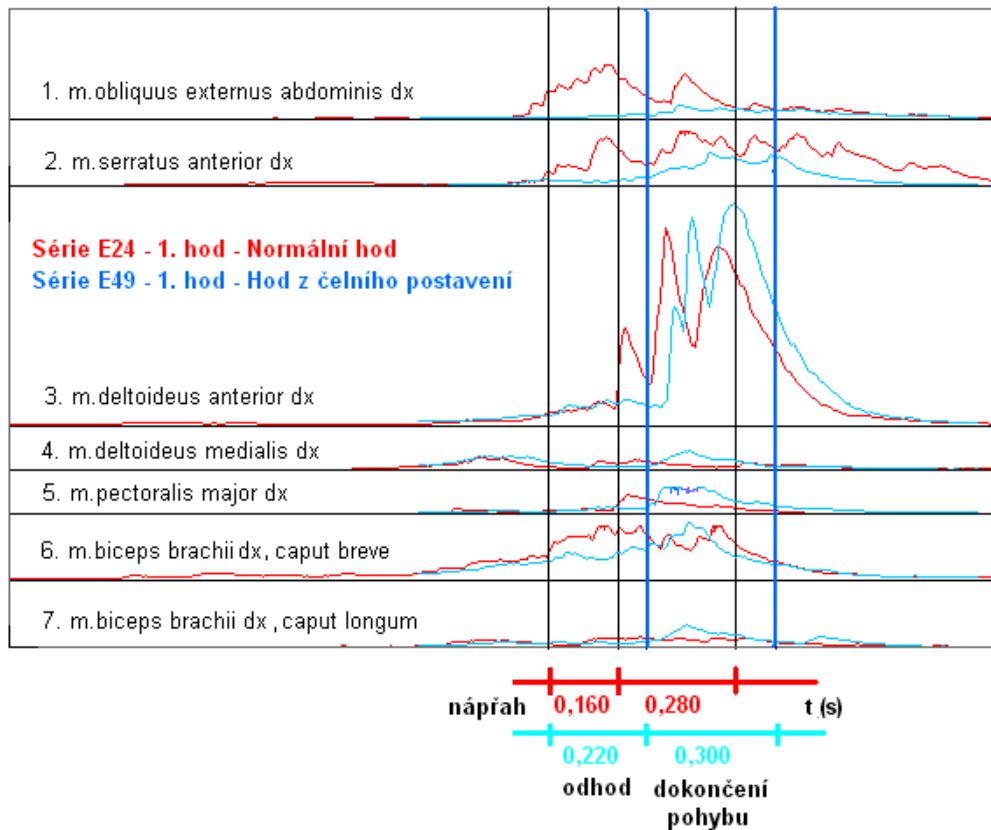
Výsledky budou diskutovány po jednotlivých složkách, tedy po jednotlivých měření PEPR 2 – 5 a EVRY, kde jsme nejdříve porovnávali vybrané hody stejného typu (normální, čelní) pak i vzájemně různé typy hodů (normální, čelní, oštěpem, medicinbalem). Zajímali nás již zmíněné charakteristiky:

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;
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 PEPR 2**

Z hlediska kinematické analýzy 2D nejsou zaznamenány v měření PEPR 2 u stejných hodů, tedy u srovnání hodů z čelního postavení a normálních hodů (postavení diagonální) významné rozdíly jak ve velikosti úhlů, tak i vzdáleností segmentů v kritických místech pohybu. Hodnoty korelačních koeficientů dvojic normálních hodů dosahují hodnot, z kterých je možné označit vztah jednotlivých svalů jako středně závislý. U hodů z čelního postavení dokonce jako vztah vysoce závislý. Tedy hlavní vzájemná odlišnost dvojic křivek normálního hodu je v nástupu aktivace, kterou vysvětlujeme rozdílnou intenzitou provedení pohybu a tedy i jeho dobou trvání. U hodů z čelního postavení je intenzita provedení pohybu tedy velmi podobná. Můžeme jinak říci, že relativní načasování u obou hodů stejného typu v různých sériích je stejné

## Srovnání dvou čelních hodů s dvěma normálními



Graf č. 6: Srovnání křivek EMG hodů z čelního postavení a hodů normálních v měření PEPRA2

V porovnání jsme se zabývali průběhem záznamu křivek EMG hodů různého druhu - normálního hodu a hodu z čelního postavení (od fáze nápráhu až po fázi dokončení pohybu). Celkový čas od

okamžiku náprahu 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 [mV]	korelace E24xE49 [mV]
1.	m.obliquus externus abdominis 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.pectorealis 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. 4: Korelace el. potenciálů dvojice prvních hodů v sériích E23 vs. E48 a E24 vs E49 v jednotlivých svalech v intervalu od náprahu 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, normální hody vždy 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 disert. práce příloha č. 2, tabulky č.1a, b, c: Výsledky kinematické analýzy 2D při měření PEPRA 2). **Tedy, při celkovém srovnání jsme zaznamenali větší odlišnosti jak v timingu dosažení 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 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 hodů horní končetinou (pro dokonalý odhod bychom mohli spekulovat o vytvoření postfinálního PF v oblasti zápěstí pro odhodovou finalizaci pohybového vzoru hodů 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 fázickou 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 hodů 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

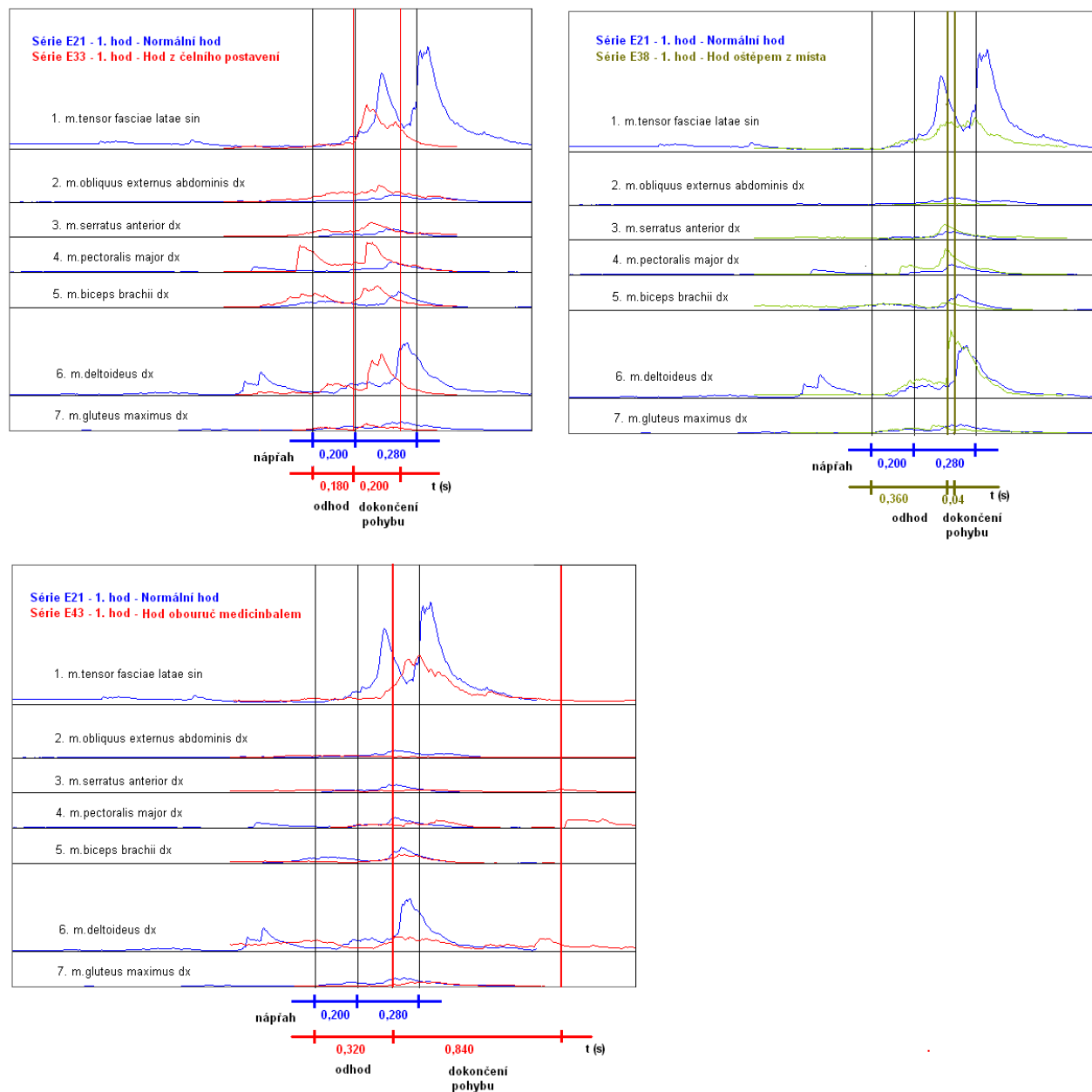
Měření PEPRA3 se jako jediné konalo v prostorách tělocvičny. Jelikož velká část přípravného období se koná právě zde, považovali jsme toto prostředí za vhodné pro měření.

Zapojení svalových skupin během hodů je opět podobné. Nástup aktivity svalů je téměř ve stejný čas. Vztah jednotlivých svalů můžeme nazvat jako *středně*, v některých případech až *vysoce závislý*. Hodnoty korelačních koeficientů příslušných dvojic svalů se pohybují od 0,511 – 0,882. Oba pohyby neprobíhají stejně dlouho a i když pořadí zapojení svalů je stejné, tak si ale můžeme povšimnout jistých rozdílů v síle zapojení jednotlivých svalů, především u dvojice *m. serratus anterior a m. pectoralis major*. Ostatní dvojice dosažených absolutních maxim (vrcholy zapojení) mají téměř stejné hodnoty. Můžeme hovořit i hodně podobném nebo dokonce stejném okamžiku dosažení. Výjimku tvoří *m. serratus anterior a m. tensor fasciae latae*, u kterého je rozdíl dosaženého absolutního maxima v jiných okamžicích.

Z hlediska kinematické analýzy 2D *nejsou* zaznamenány významné rozdíly jak ve velikosti úhlů, tak i vzdáleností segmentů ve všech kritických místech pohybu (viz disert.práce příloha č. 2, tabulky č.2a, b, c: Výsledky kinematické analýzy 2D při měření PEPRA 3). Svaly v obou sériích pracují téměř synchronně. **Tedy hlavní vzájemná odlišnost těchto dvojic křivek je v rozdílné době trvání a i v intenzitě provedení pohybu. Relativní načasování obou hodů v různých sériích je stejné..**

## Diskuse k měření PEPRAS

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



Grafy č. 7: Srovnání 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

V měření PEPRAS 5 jsme se zaměřili na srovnávání hodů různého typu, dokonce i různým náčiním. 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 nápráhu 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 externus abdominis 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. 5: Korelace hodnot el. potenciálů dvojice prvních hodů v sériích E21 vs. E33, E21 vs. E38 a E21 vs. E43 v jednotlivých svalích 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 disert.práce 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 externus abdominis 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. Nevýhodnou výchozí polohu celé pohybové soustavy musejí kompenzovat zvýšeným úsilím.

*M. obliquus externus abdominis 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.3a, b, c a disert.práce příloha č.2, tabulky č. 5a, b, c: Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPR 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 nenalzáme. Velmi zajímavým zjištěním je absence aktivace *m. obliquus externus abdominis 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 hodu oštěpem je způsobena tvarem náčiní – oštěpu. Absence aktivace by mohla naznačovat vysokou míru diferenciacce svalových funkcí probandky. Je více než pravděpodobné, že torze trupu proti smyslu hodin je zajištěna kontralaterálním, neměřeným *m. obliquus externus abdominis sin*. Tento je funkčně zřetězen s homolaterálním *m. obliquus internus abdominis dx* (Kračmar, 2002), který tak bude zřejmě výrazně aktivován. *M. obliquus externus abdominis dx* tak nalzáme bez aktivace, zatímco *m. obliquus internus abdominis 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 smyslu extenze – flexe – extenze.

Posledním srovnáním *normálního hodu 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**

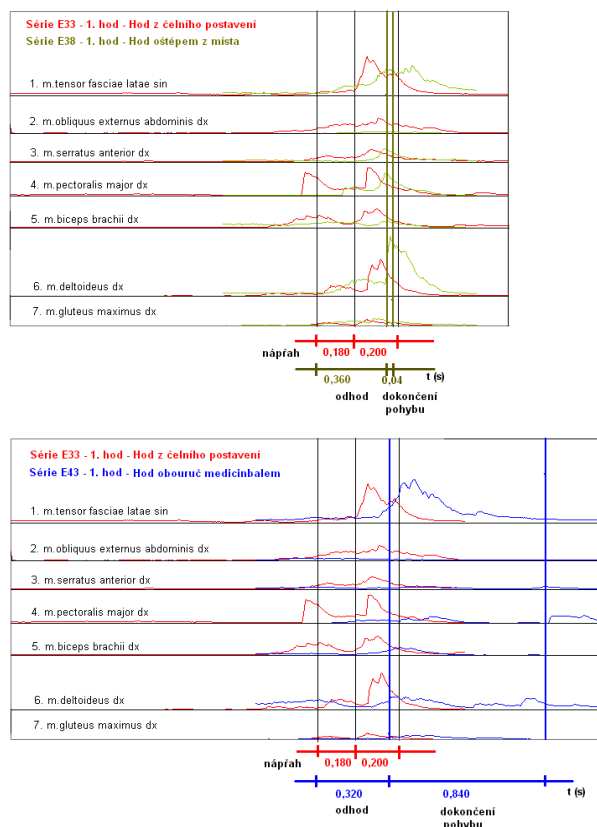
Již z grafu křivek EMG je patrné, že zapojení svalových skupin během hodů se liší. Nástup aktivity svalů není ve stejný čas, část svalů začíná svoji aktivitu dříve u normálního hodu, část později než hod z čelního postavení. Jak je patrné z hodnot korelačních koeficientů příslušných el. potenciálů, vztahy 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 externus abdominis* ( $k= 0,296$ ) 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 disert.práce příloha č. 2, tabulky č. 5a, b, c: Výsledky kinematické analýzy 3D při měření PEPR 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 hodů z čelního postavení s hodem oštěpem z místa a hodem obouruč medicinbalem



Grafy č. 8: Srovnání křivek EMG hodů z čelního postavení E33 s hodem oštěpem z místa E38 a s hodem obouruč medicinbalem E43 v měření PEPRAS

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 externus abdominis 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. 6: Korelace el. potenciálů dvojice prvních hodů v sériích E33 vs. E38 a E33 vs. E43 v jednotlivých svaích 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 externus abdominis*) 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. 7: 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 PEPR 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.

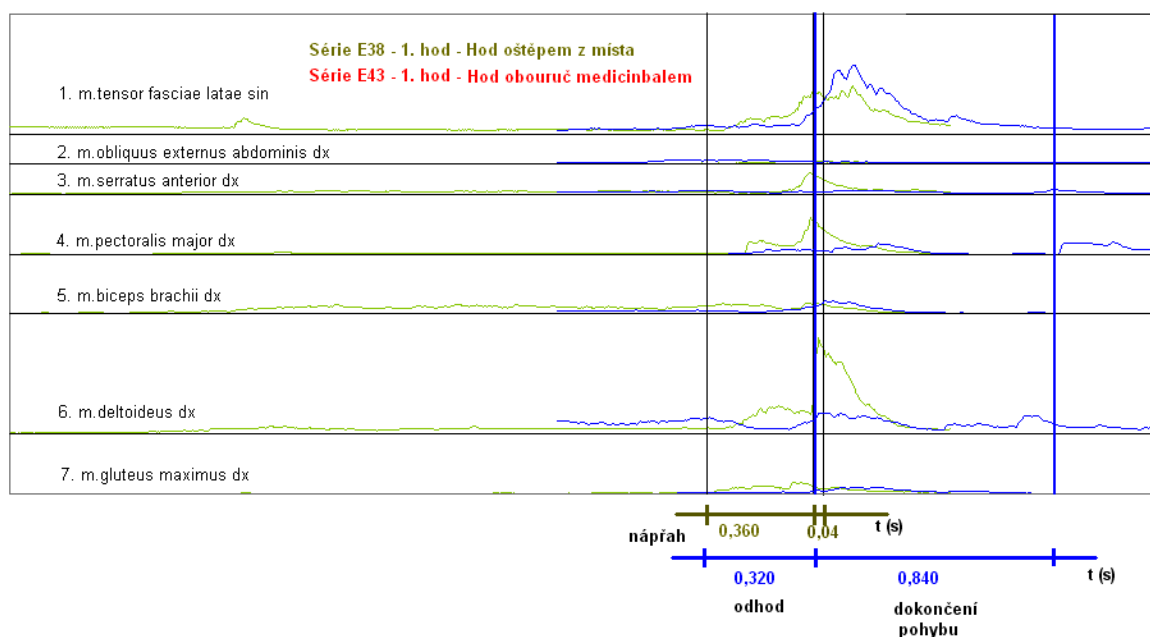
	korelace E33 x E43	hod medicinbalem vs. hod z čelního postavení
1.	m.tensor fasciae latae sin.	0,480
4.	m.pectoralis major dx.	0,362
7.	m.gluteus maximus dx.	0,817

Tabulka č. 8: Korelace el. potenciálů 1. hodů v sérii E33 vs. E43 v jednotlivých svalech během hodů od nápřahu 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 PEPRA 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. 9: Srovnání křivek EMG hodu oštěpem z místa E38 s hodem obouruč medicinbalem E43 v měření PEPRAS

Jako poslední porovnáme *hod oštěpem z místa s hodem obouruč medicinbalem*. Celkový čas od okamžiku nápřahu 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 externus abdominis 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. 9: Korelace hodnot el. potenciálů dvojice prvních hodů v sériích E38 vs. E43 v jednotlivých svaích 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 facie latae* a dvojice *m. biceps brachii* jsou ve vztahu *vysoké 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 externus abdominis dx.	0,841
7.	m.gluteus maximus dx.	0,420

Tabulka č. 10: 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 PEPRÁ 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 nápřah – 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 pokraj skupiny hodů legitimní. Absence diagonálního principu balistického hodu způsobuje vymizení aktivace *m. obliquus externus abdominis 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 jako doprovodnou regulační akci antagonistického charakteru proti extenzi zajišťované především neměřeným svalem *m. triceps brachii dx, caput longum*.

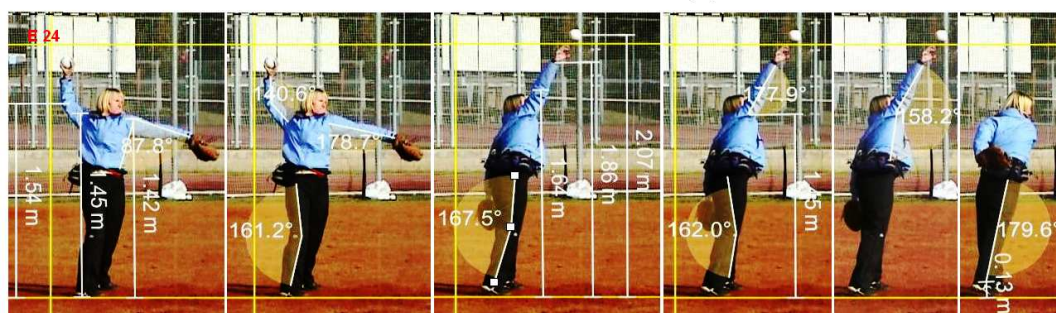
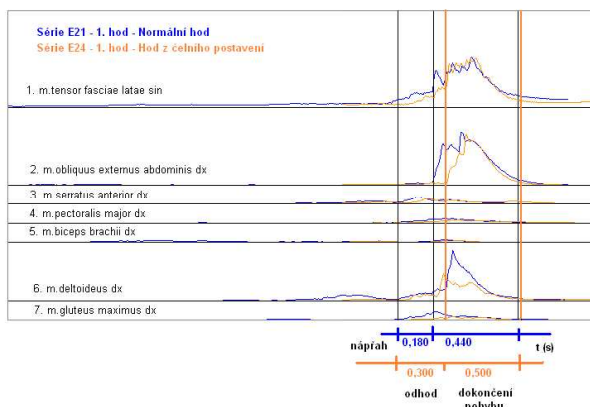
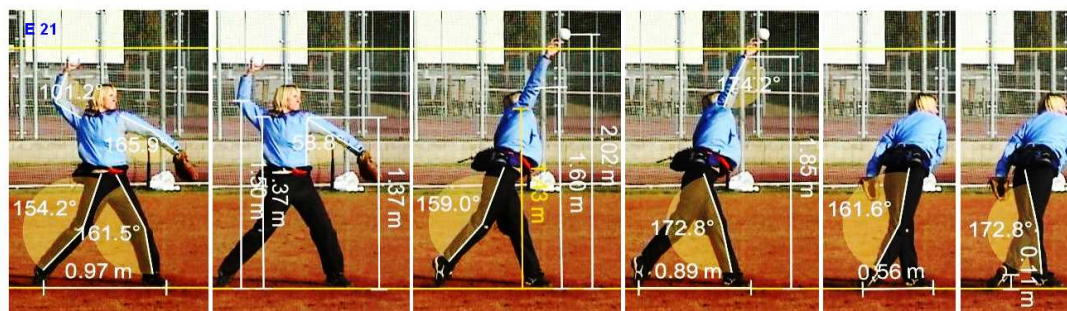
## Diskuse k měření EVRY

V měření s názvem EVRY byl zvolen jiný proband než doposud. Hodnoty korelačních koeficientů u svalů při normálním hodu se pohybují vysoko, a to od 0,609 do 0,957, což lze označit vztahem jako za vysokou závislost. Oba pohyby probíhají stejně dlouho a kritická místa se téměř shodují. Z hlediska kinematické analýzy 2D nejsou zaznamenány významnější rozdíly ve velikosti úhlů i vzdáleností segmentů v kritických místech pohybu (viz disert.práce příloha č.2 tabulka č. 10,11,12: Výsledky kinematické analýzy 2D při měření EVRY), relativní načasování normálních hodů v různých sériích je stejné.

Zapojení svalových skupin u hodů z čelního postavení 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 externus abdominis ( $k=0,990$ ) 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 nejsou opět zaznamenány téměř žádné rozdíly jak ve velikosti úhlů, tak i vzdáleností segmentů v kritických místech pohybu (viz disert.práce příloha č.2 tabulka č. 10,11,12: 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. 10: Srovnání křivek EMG normálního hodu E21 a hodu z čelního postavení E24 v měření EVRY doplněné o snímky kritických míst (náprah, odhod, dokončení pohybu)

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.

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

	normální hod. vs. čelní hod (E21 vs. E24)	korelace E21 vs. E24
1.	m.tensor fasciae latae sin.	0,648
2.	m.obliquus externus abdominis dx.	0,454
3.	m.serratus anterior	0,347

4.	m.pectoralis major dx.	0,298
5.	m.biceps brachii dx.	0,611
6.	m.deltoideus anterior dx.	0,838
7.	m.gluteus maximus dx.	0,169

Tabulka č. 11: Korelace hodnot el. potenciálů 1. hodu v sériích E21 a E24 v jednotlivých svalech od náprahu po dokončení pohybu

**Oba svaly vždy dosahují svých absolutních maxim v jiném pořadí:**

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

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

Nástup aktivity svalů není u všech dvojic ve stejný čas, vždy začínají svoji aktivitu dříve svaly při normálním hodu než svaly při hodu z čelního postavení. Jak je patrné z hodnot korelačních koeficientů příslušných el. potenciálů, vztahy všech dvojic jednotlivých svalů musíme hodnotit hned několika způsoby – u *m. pectoralis major* ( $k=0,298$ ) a *m. gluteus maximus* ( $k=0,169$ ) můžeme mluvit o *nízké závislosti*, u *m. obliquus externus abdominis* ( $k=0,454$ ), *m. serratus anterior* ( $k=0,347$ ) o *střední závislosti* a konečně u *m.tensor fasciae latae* ( $k=0,648$ ), *m. biceps brachii* ( $k=0,611$ ) a *m. deltoideus anterior* ( $k=0,838$ ) o *závislosti vysoké*.

Z hlediska kinematické analýzy 2D jsou zaznamenány rozdíly jak ve velikosti úhlů, tak i vzdáleností segmentů ve všech kritických místech pohybu (viz disert.práce příloha č.2, tabulky č. 4a, b, c: Výsledky kinematické analýzy 2D při měření EVRY). **Tedy, při celkovém srovnání jsme zaznamenali odlišnosti jak v timingu dosažení maximálních píků, tak i v relativním načasování obou různých hodů (i když u určitých dvojic svalů se podobá). Vysvětlujeme to velmi odlišnou délkou provedení pohybu a odlišností provedení pohybu samotného (což dokazují tabelární hodnoty kinematické analýzy 2D naměřené ve všech třech kritických místech).**

Jedná se o probandku vyznačující se jiným stereotypem hodu než měla první probandka a který vyplývá z její odlišné funkce ve hře. Hod se vyznačuje vyšším vedením paže (lokte) a menším protlačení pánve vpřed na straně odhodové paže oproti první probandce.

Ovlivnění koordinace hodu 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 směru 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 externus abdominis dx*, mnohem více podobnější než mezi oběma hody první probandky.

Větší pohybový rozsah, jakoby větší délka celého provedení hodu, daná odlišnou specifickou funkcí odlišného postu 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 externus abdominis dx*, trup se dostává do výraznější torze oproti pánvi než u první probandky. Naproti tomu je horší situace v oblasti pánve, kde *m. obliquus externus abdominis 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.

## 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 *stejně*. U všech ostatních hodů *různého druhu* jsme zaznamenaly 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. Pomocí kinematické analýzy (2D a 3D) *lze najít příčiny* v rozdílném záznamu elektrického potenciálu vybraných svalů.
5. *Technika* hodů měřených hráčů je *stabilní*. Jejich pohybové vzorce na velmi vysoké úrovni.
6. 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*.
7. 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 „koordináční 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.



## Seznam použité literatury

1. BARLETT, RM. *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 neuromuskulární facilitace*. Praha : Univerzita Karlova v Praze, 2007. ISBN 978-80-246-1294-2.
13. HUGHES, MD., BARLETT, RM. 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](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 elctromyography. *The Interdisciplinary Journal of Rehabilitation*. [on-line], January 2002. Dostupné na www.: <<http://www.rehabpub.com/lrehab/12002/5.asp>>.
20. KARAS, V., OTÁHAL, S., SUŠANKA, P. *Biomechanika tělesných cvičení*. Prague: 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. KREIGHBAUM E., BARTHEL, KM. *Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement*. 3rd ed., New York: Macmillan, 1990, 749 p., ISBN 0-0236631-03.
26. KRAČMAR, B. Pohybové vzorce reflexní lokomoce ve sportovní pohybové činnosti. In: *Sborník XII. konference společnosti rehabilitační a fyzikální medicíny*. Jáchymov, 2001.
27. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha : Triton, 2002. ISBN 80-7254-282-3.
28. KROBOT, A., MÍKOVÁ, M., BASTLOVÁ, P. Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 2004, č. 2, s. 88-94.
29. LINC, R., DOUBKOVÁ, A. *Anatomie hybnosti*. 2.vyd. Jinočany : H&H, 1993.
30. 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>>
31. 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>>
32. RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č.4, s. 173 – 177.
33. 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>>
34. SEDLISKÁ, V. *Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zátáčení na carvingových lyžích a porovnání s jejich aktivitou při volné bipedální chůzi*. Diplomová práce. Praha : Univerzita Karlova, FTVS, 2007.
35. SCHMIDT, R., CRAIG, W. *Motor learning and performance. From principles to practice*. Champaign : Human Kinetics, 1991, 301 p. ISBN 0-87322-308-X .
36. 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>>
37. SÜSS, V. *Význam indikátorů herního výkonu pro řízení tréninkového procesu*. Vědecká monografie Praha: Karolinum, 2006,173 s.ISBN 80-246-1162-7.
38. SÜSS, V., *Softball v hodinách tělesné výchovy na škole*. Praha : Czech Softball Association, 1995.

39. SÜSS, V., *Softball a baseball*. Praha : Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0658-X.
40. SÜSS, V., ZAHÁLKA, F. Diagnostika herních dovedností jako součást kvalitativní analýzy. In *Pedagogická kinantropologie '98*. Sborník z vědeckého semináře. Praha, 1999. s. 83 – 85.
41. SÜSS, V., PRAVEČKOVÁ, P., KRAČMAR, B., Příklad využití povrchové elektromyografie pro evaluaci hodů v softballu. In. *HOLIENKA, M., MACŮRA, P. (Ed) Zborník vedeckých prác katedry hier FTVŠ Bratislava č. 6* Bratislava : FTVŠ UK 2006, s. 91-97.
42. ŠIMON, J. A KOL. *Atletické vrby*. 1. vyd. Praha : Olympia, 2004, 236 s. ISBN 80-7033-815-6.
43. ŠVEHLA, P. *Kineziologická analýza činnosti vybraných svalových skupin při hodu vrchním a spodním obloukem v softballu*. Diplomová práce. Praha : Univerzita Karlova, FTVS, 2008.
44. TRAVELL, J., G., SIMONS, S., D., G. *Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual*. Baltimore : Williams and Wilkins, 1999.
45. TROJAN, S. A KOL. *Lékařská fyziologie*. 4.vyd. Praha : Grada Publishing, 2003, 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
46. VAŘEKA, I. Posturální stabilita, řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehab. a fyz. lék.*, 2002, 9, s. 122 – 129. ISSN 1211 – 2658.
47. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha : Karolinum, 1995.
48. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha : Grada Publishing, 1997.
49. VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha : Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
50. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha : Grada, 1995. ISBN 80-7169-044-X.
51. 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)

## 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