

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



**Analýza baseballového nadhozu**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**Doc. PhDr. Vladimír Süss, Ph.D.**

Vypracoval:

**Lukáš Josefus**

Praha, červenec 2013

## **Abstrakt**

**Název:** Analýza baseballového nadhozu

**Cíle práce:** popsat činnosti svalů v průběhu baseballového nadhozu z nadhazovacího kopce i bez, hodů jednoruč vrchním obloukem, čelního hodu a hodu bez použití levé paže v baseballu pomocí povrchové elektromyografie, porovnat baseballový nadhoz s ostatními druhy hodů

**Metody:** povrchová elektromyografie, analýza videozáznamu

**Výsledky:** na základě analýzy mohou tvrdit, že činnost svalů při baseballovém nadhozu je odlišná v aktivitě i intenzitě od ostatních druhů hodů

**Klíčová slova:** baseball, elektromyografie, baseballový nadhoz, hod jednoruč vrchním obloukem, čelní hod, hod bez použití levé paže,

## **Abstract**

**Title:** Analysis of baseball pitch

**Objectives:** describe the activity of muscles during the baseball pitch, regular throw, front throw and throw without using left arm in baseball by surface electromyography, compare the baseball pitch and other throw during a movement

**Methods:** surface electromyography, videorecord

**Results:** on the basis of analysis, i can assert, the activity of muscles during a baseball pitch is different in activity and also in intensity from other kinds of throw

**Keywords:** baseball, electromyography, baseball pitch, overhead throw, regular throw, front throw, throw without left arm

Rád bych poděkoval Doc. PhDr. Vladimíru Süssovi, Ph.D, za jeho cenné rady, které mi byly přínosem při zpracování této práce a hlavně mé rodině, která mě vždy podporovala v průběhu celého studia.

## **Čestné prohlášení**

*„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci zpracovával samostatně, a že jsem vyznačil  
prameny, z nichž jsem pro svou práci čerpal způsobem ve vědecké práci obvyklým.“*

V Praze, dne

.....

podpis

## Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:            Fakulta / katedra:            Datum vypůjčení:            Podpis:

---

## Obsah:

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b> .....	<b>3</b>
<b>2</b>	<b>TEORETICKÁ ČÁST</b> .....	<b>5</b>
2.1	CHARAKTERISTIKA BASEBALLU .....	5
2.1.1	<i>Zařazení baseballu (charakteristika)</i> .....	5
2.1.2	<i>Historie baseballu</i> .....	5
2.1.3	<i>Pravidla baseballu</i> .....	6
2.1.4	<i>Hřiště a základní vybavení</i> .....	6
2.1.5	<i>Tělesné zatížení v baseballu</i> .....	7
2.2	NADHOZ A HOD V BASEBALLU .....	7
2.2.1	<i>Charakteristika hodu</i> .....	7
2.2.2	<i>Jednotlivé druhy hodů</i> .....	8
2.2.3	<i>Technika hodu vrchním obloukem</i> .....	9
2.2.4	<i>Nadhoz</i> .....	11
2.2.5	<i>Druhy nadhozu</i> .....	12
2.2.6	<i>Nadhazovací kopec</i> .....	14
2.3	MECHANIKA NADHOZU .....	15
2.3.1	<i>Aspekty mechaniky</i> .....	15
2.3.2	<i>Změny rozsahu lokte u profesionálních nadhazovačů</i> .....	24
2.4	KINEZILOGIE .....	26
2.4.1	<i>Charakteristika kineziologie</i> .....	26
2.4.2	<i>Organizace pohybového systému</i> .....	27
2.4.3	<i>Charakteristika svalové tkáně</i> .....	27
2.4.4	<i>Kontrakce příčně pruhované svaloviny</i> .....	28
2.4.5	<i>Kineziologie hodu</i> .....	29
2.5	SVALY ZAPOJENÉ PŘI HODU .....	30
2.6	METODY VÝZKUMU HYBNÉ SOUSTAVY .....	34
2.7	EMG BASEBALLOVÉHO HODU .....	36
	<b>CÍLE A ÚKOLY</b> .....	<b>37</b>
2.8	CÍLE .....	37
2.9	ÚKOLY .....	37
<b>3</b>	<b>METODOLOGIE</b> .....	<b>38</b>
3.1	CHARAKTER VÝZKUMU .....	38

3.2	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉ OSOBY.....	38
3.3	METODY POUŽITÉ PRO ANALÝZU .....	38
3.4	CHARAKTERISTIKA POUŽITÉHO EMG PŘÍSTROJE.....	39
<b>4</b>	<b>INTERPRETACE VÝSLEDKŮ .....</b>	<b>40</b>
4.1	KRITICKÉ BODY A SVALOVÁ AKTIVITA.....	41
<b>5</b>	<b>DISKUZE .....</b>	<b>52</b>
<b>6</b>	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>55</b>

# 1 Úvod

Tato diplomová práce koncipována jako analýza, ve které se zabývám problematikou baseballového nadhozu, jeho fázemi a zapojení jednotlivých svalových skupin. Baseballový nadhoz je vykonáván nadhazovačem, který má své specifické postavení v týmu a to pouze v defenzivní části hry, ve které se snaží zabránit útočícím hráčům soupeřova týmu odpálit baseballový míč tím, že využívá veškerých schopností, dovedností a zkušeností.

Zvolené téma je mi velmi blízké. Nejen proto, že jsem baseball začal hrát již v útlém věku a má své pevné místo v celé mojí rodině, ale především díky tomu, že se posledních několik let věnuji výhradně zmíněné pozici nadhazovače. Tato defenzivní část hry mě zaujala svými požadavky na komplexní vybavenost sportovce, včetně velkých nároků na psychiku.

Baseballový nadhoz zahajuje každou rozehru a vše se od něj odvíjí. Tím se tedy staví do role nejdůležitější činnosti baseballové obrany. Jestliže se nedaří nadhazovači, zbytek týmu v defenzivě většinou nemá velké šance vykompenzovat nadhazovačův neúspěch, a to ani nadstandardním herním výkonem.

V této diplomové práci bych rád rozpracoval baseballový nadhoz po teoretické stránce, kde bych rád analyzoval celý průběh baseballového nadhozu a dále bych rád přistoupil k výzkumné části, kde bych rozebral jednotlivé aspekty ovlivňující nadhoz s přihlédnutím na zvolené vybavení. Zde se budu zabývat především aktivitou hybného aparátu, tím myslím, které druhy příčně- pruhované svaloviny se zapojují do vlastního nadhozu a v jakých konkrétních fázích hodu k tomu dochází. V další části práce bych rád probral některé metody výzkumu používané při zkoumání biomechaniky pohybu těla nadhazovače, které jsem uvedl ve výzkumné části práce.

Z vlastního zájmu o toto téma jsem vložil témata, týkajících se zranění nadhazovačů způsobenými přetěžováním jednotlivých segmentů těla házením. Zaměření této části se bude týkat především nejproblematičtějších partií nadhazovače, ramena a lokte házecké ruky, ve kterých dochází k nejčastějším úrazům.

Metody šetření, které jsem použil detailně popisují průběh jednotlivých hodů a nadhozů, které jsme s odborníky naměřili při házení mě a dalších měřených osob, konkrétně metody EMG analýzy. Ta zaznamenává akční potenciál jednotlivých svalů,

dále jsme použili záznam videokamery, který nám pomohl odhalit jednotlivé fáze nadhozů v časových úsecích. Pro srovnání jsme jako dopomoc zaznamenali i různé druhy průpravných cvičení v házení. A jako hlavní pomocné zařízení sloužil kopec pro nadhazovače, na kterém byly zaznamenány jednotlivé nadhozy. Tento kopec je nedílnou součástí nadhozu a je to právě to co odlišuje nadhoz od běžného hodu při hře. Nadhazovač hází z mírného kopce. Zde bych rád porovnal rozdíl v zapojení svalů a diferenci pohybu.

Celá práce navazuje na mnou vypracovanou bakalářskou práci, kde jsem se zabýval podobným tématem, též měření hodů a nadhozu s využitím metody EMG. Oproti zmíněnému měření pro práci uzavírající bakalářské studium, jsem měl k dispozici modernější a sofistikovanější EMG zařízení, které bylo schopno snímat aktivitu více svalových skupin. Nejednalo se pouze o přednosti, jakými jsou přesnější měření a jednoduchost ovládání, ale především velikost a lehkost. Tento EMG přístroj je mnohem menší a lehčí oproti staršímu modelu, který jsem měl možnost používat. Bylo tedy mnohem příjemnější a jednodušší soustředit se na daný úkol.

## **2 Teoretická část**

### **2.1 Charakteristika baseballu**

„Na poměrně velkém hřišti ve tvaru pravoúhlé kruhové výseče se snaží družstvo v útoku získat co nejvíce bodů, a to postupným ziskem čtyř met. Družstvo v obraně se jim v tom snaží zabránit vyřazením útočníků ze hry.“ (Táborský, 2007)

#### **2.1.1 Zařazení baseballu (charakteristika)**

Baseball spadá do kategorie pálkovacích sportovních her. Do této skupiny je zařazen na základě toho, že se při hře používá odpalovací náčiní. V této kategorii jsou též další sporty, jako třeba kriket, pasepalo, softball, aj. Podle dalšího druhu řazení je baseball řazen mezi kolektivní sportovní hry, je samozřejmě důležitá individuální kvalita osob v týmu, ale i souhra a porozumění mezi jednotlivými hráči. Jelikož se v baseballu pravidelně střídá obrana s útokem patří baseball mezi neinvazivní sportovní hry, obranný tým se nemůže situací dostat do útoku a obráceně. Jeden tým vždy brání a druhý útočí.

Repertoár herních činností není v baseballu zas až tak veliký, ale je třeba tyto dovednosti zvládnout perfektně, jelikož jde o čas (Suss, 2003). Základními dovednostmi jsou v útoku, odpalování a běh po metách, a házení a chytání míče v obraně.

Co se týče kondiční náročnosti v utkání, není v baseballu energetická spotřeba tak vysoká. Je to díky střídání činností s vysokou intenzitou během celkové hrací doby s nízkou intenzitou (Suss, 2003).

#### **2.1.2 Historie baseballu**

Baseball vznikl v USA z her, které byly dovezeny novými osídlenci z Anglie. Patřil mezi ně i kriket. Největším problémem oné doby, byl v počátku vzniku a rozlišnosti pravidel. Ta se lišila klub od klubu. Proto roku 1845 Alexander Cartwright sestavil standardizovaná pravidla, z nichž se některá zachovala do

dnešních dnů. První utkání podle nových pravidel se odehrálo v roce 1846. O 30 let později byla ustanovená Národní liga profesionálních baseballových klubů. Nedlouho na to byla založena konkurenční Americká liga. V současnosti tyto dvě ligy spolupracují a spadají do soutěže Major League Baseball (MLB), která se hraje na území USA a Kanady (Táborský, 2005). Finále této ligy se nazývá Světová série a hraje se na čtyři vítězné zápasy.

Baseball je po celosvětové stránce zaštitěn International Baseball Assotiation (IBA). Tato asociace sdružuje 113 národních federací a sídlí ve švýcarském Lausanne (Táborský, 2005). U nás je baseball řízen Českou Baseballovou Asociací (ČBA), která je členem ČUS.

### **2.1.3 Pravidla baseballu**

Baseball je hra mezi dvěma družstvy o devíti hráčích pod vedením trenéra, kdy se obě družstva střídají v útoku a v obraně (Official baseball rules, 2008). Hráči v útoku se snaží odpálit míč a oběhnout postupně všechny čtyři mety, tak aby nebyli “vyautováni” bránícími hráči. Družstvo v obraně se snaží zabránit oběhnutí met útočícího družstva “outem“, ten lze provést několika způsoby. Mezi základní outy patří chycení míče ze vzduchu po odpalu, “strikeout“ ( vyoutování pálkaře nadhazovačem tím, že pálkař neodpálí tři dobré nadhozy), zašlápnutím mety při nuceném postupu dřív, než na ní šlápne hráč útočícího družstva (Official baseball rules, 2008). Po třech úspěšných outech se družstva vymění, družstvo v obraně se přesune do útoku (s výjimkou nadhazovače, který má možnost využít v útoku suplujícího pálkaře). Celý tento jeden cyklus se nazývá směna. Utkání je složeno z devíti takových to směn během kterých se družstva v útoku snaží získat co nejvíce bodů a v obraně jich co nejméně soupeřům umožnit. Družstvo, které má na konci utkání více bodů vyhrává.

### **2.1.4 Hřiště a základní vybavení**

Hrací plocha má tvar pravoúhlé kruhové výseče, na jejímž vrcholu je umístěna domácí meta. Skládá se z pole, tvořeného vnitřním a vnějším polem a zázemím (Táborský, 2005). Vnitřní pole je tvořeno čtvercem s délkou strany 27,43m, kde v každém rohu je meta. Uprostřed tohoto čtverce je kopec pro nadhazovače. Hráči

v obraně pro lepší chytání míče používají rukavici, kterou mají na neházečí ruce. Další vybavení hráčů tvoří speciální obuv s hroty na spodní straně podrážky, které slouží k lepšímu pohybu po povrchu hřiště. Dále je zde speciální vybavení chráničů zadáka, které se skládá z chráničů holení, chrániče přední části těla, speciální vytvrzenou rukavici a ochranné masky na obličej. Útočící družstvo používá k odpálení míče pátku, která je dle soutěže buď dřevěná nebo kovová. Nejvyšší soutěže používají dřevěné pátky z důvodu bezpečnosti a atraktivity hry. Útočící hráči mají na hlavách ochranné helmy, které je chrání před tvrdým míčem a při kontaktních situacích ve hře.

### **2.1.5 Tělesné zatížení v baseballu**

Baseball je specifický tím, že se během hry střídá zatížení nízké intenzity s maximální intenzitou v krátkém časovém úseku. Proto je třeba, aby byli hráči vybaveni jak vytrvalostními, tak rychlostními schopnostmi. Tento popis ale není zcela přesný, jelikož každá pozice na hřišti má své specifika. Např. nadhazovač a zadák jsou povětšinou utkáni aktivně zapojeni, zatím co zbytek obrany vyčkává s minimálním pohybem. Ale i nadhazovač a zadák mají čas na odpočinek, během doby, kdy jejich družstvo útočí.

Vysoké zatížení v baseballu trvá většinou velice krátce a jeho intenzita je maximální. Energie nutná pro tuto činnost je z většiny hrazena takzvaným anaerobním laktátovým systémem ATP – CP. Energie je tedy čerpána z adenosintrifosfátu a kreatinfosfátu, toto energetické krytí vydrží po dobu 15 sekund (Dovalil a kol., 2009). Tato doba je pro baseball ve velké míře dostatečná s výjimkou některých mimořádných situací.

## **2.2 Nadhoz a hod v baseballu**

### **2.2.1 Charakteristika hodu**

Nadhoz i hod mají v celku stejný průběh pohybu s minimálními rozdíly. Patří mezi herní činnosti jednotlivce. Hlavní rozdíl v čem se odlišují je, že nadhozu nepředchází jiná situace, jako při běžném hodu.

Hodu předchází jiná činnost, jako např. chycení míče po příhozu od spoluhráče, nebo hodu po chyceném odpáleném míči. Podle těchto činností se také liší způsob následného hodu (Süss, 2003). Baseballové hřiště je poměrně velká plocha, která vyžaduje různé způsoby hodů míče. A to od podání míče hráči vedle vás po hod téměř přes celé hřiště. Je tedy třeba zvolit správný druh hodu.

Cílem není vždy hodit co nejrychleji, ale dopravit míč spoluhráči v co nejkratším čase. Např. na dlouhou vzdálenost není třeba házet míč obloukem s velkým převýšením, aby doletěl co nejdále, ale třeba jej hodit přímočaře s tím, že se cestou odrazí od země (Süss, 2003). Též ale záleží na přesnosti, míč je třeba dopravit na určité místo, ne jen určitým směrem. Dá se tedy např. využít zkrácení trasy míče, tím, že se do dráhy vloží další hráč, který míč chytne a dále hodí z kratší vzdálenosti a tedy i přesněji (toto se využívá i z jiných důvodů, které se ale netýkají této práce, tak je nebudu dále rozvádět).

Hod nevychází pouze z pohybu paže, ale z celého těla. Stejně tak, jako při švihnutí bičem, kdy energie nevychází pouze z konce, ale z celku, tak tomu je i při hodu. Energie vychází z nohou, posléze trupem a teprve v závěru je vedena rukou.

U nadhazovače jde ale ještě o mnoho více, samozřejmostí je dokonalé zvládnutí techniky. Zde navíc hraje velikou roli psychika. Nadhazovač je jediná pozice na hřišti, kde má hráč čas a klid si vše ujasnit, ostatní pozice, v co nejkratším čase, řeší konkrétní situace vycházející z nadhozu.

## **2.2.2 Jednotlivé druhy hodů**

### **Hod vrchním obloukem**

Hod, který se používá na delší vzdálenost, je to základní druh hodu, paže je nad úrovní ramene. Míč by neměl mít tendence zahýbat do stran, jelikož jeho rotace by měla být pouze zpětná.

### **Hod stranou**

Tento hod se používá ve vnitřním poli, kde nejsou délky vzdáleností příhozů moc dlouhé, a kde jde hlavně o co nejrychlejší zpracování míče a náhlé příhození. Z časového hlediska je průběh pohybu rychlejší, než hod horním obloukem. Míč by měl mít boční rotaci.

### **Hod spodním obloukem**

Způsob hodu, který se využívá v situacích, kde je třeba přihodit míč na velmi krátkou vzdálenost. Tím se myslí ne delší než cca 5 metrů. V těchto situacích by bylo z časového hlediska nevýhodné použít jiný hod. A také z důvodu rychlosti hodu. Míč hozený horním či bočním obloukem na takto krátkou vzdálenost by byl velice těžce chytatelný. Míč by měl mít horní rotaci.

### **Hod v kleku**

Tento druh hodu je spjat s hodem ve vnitřním poli na středně dlouhou vzdálenost. Využívá se ve chvílích, kdy polař chytá míč u země. Hod v kleku pomáhá zkrátit čas v horizontálním pohybu při přesunu ze podřepu do stoje. Hod je ve směs totožný s hodem vrchním obloukem s rozdílem spodních končetin, kde hráč není na chodidlech, ale klečí na pravém kolenu. Tento druh využívají převážně hráči se silnější, tedy rychlejší paží. Míč by měl mít stejnou rotaci jako u hodu vrchním obloukem, tedy zpětnou.

### **Hod pod rukou**

Druh hodu, který se využívá při chytání míče v pohybu a následném odhození na krátkou vzdálenost, a to při hodu na cca 5 metrů. Hod pod rukou není tak přesný, jelikož u něho nemáme srovnané tělo do směru hodu, za to je velmi účinný po časově-ekonomické stránce. U tohoto typu hodu tolik nezáleží na rotaci míče, jelikož na takto krátkou vzdálenost je rotace zanedbatelná, jde hlavně o rychlé provedení.

### **Backhand flip**

Tento druh hodu je využíván ve stejných situacích jako hod pod rukou s rozdílem směru hodu. Zatímco při hodu pod rukou hráč hází směrem doleva, v tomto případě hází směrem doprava. Rotace míče je též zanedbatelná jako u hodu pod rukou.

### **2.2.3 Technika hodu vrchním obloukem**

Hod vrchním obloukem je nejčastěji používaný způsob hodu. Veškeré ostatní druhy hodů z něj vycházejí. Cílem této dovednosti je hod na delší vzdálenost, kdy je

třeba udržet hlavně směr, jelikož nesprávná výška hodu může být zachráněna chytajícím spoluhráčem (Süss, 2003).

Rozdělení fází podle Süsse (2003). Tyto fáze jsou ve směs stejné jak pro nadhoz, tak pro samotný hod. Tři základní fáze:

### **1. Fáze – Výkrok a nápřah**

Výkrok začíná po chycení míče přenesením hmotnosti těla na pravou nohu se současným uchopením míče nacházejícího se v rukavici. Poté hráč vykročí levou nohou směrem ke spoluhráči. Obě spojené ruce pokračují v pohybu směrem k pravému rameni, kde se rozdělí. Pravá paže pokračuje do zapažení pokrčmo tak, aby zůstala ohnuta v lokti téměř v pravém úhlu a ruka s míčem směřovala k opačnému směru než je směr hodu. Levá paže vykonává protipohyb do předpažení, rukavicí ukazuje na cíl hodu. Kontrolní bod: loket pravé paže v nápřahu je výš než pravé rameno.

### **2. Fáze – Švih paže (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. V prvním okamžiku zahájení švihového pohybu je paže vedena loktem vpřed a později pokračuje švihem předloktí vpřed na úrovni hlavy. Celý pohyb pravé paže je zakončen těsně před vypuštěním míče maximálním švihem zápěstí. Levá paže vykonává protipohyb, který slouží jednak k udržení rovnováhy během pohybu, ale také jako impuls k rotaci trupu. Paže při švihu je vedena těsně kolem hlavy. Rotace míče po vypuštění je zpětná.

### **3. Fáze – Dokončení hodu**

Po vypuštění míče pokračuje paže v pohybu vpřed a dolů. Pohyb se zastavuje u levého kolene. Boky, trup a ramena dokončují rotační pohyb pomalým brzděním. Pohyb po hodu není okamžitě zastaven, pravá ruka jej dokončí u levého kolene.



Obr. 1 Hod jednoruč vrchním obloukem

#### **2.2.4 Nadhoz**

Nadhoz lze provádět dvojím způsobem a to buď z čelního postavení, nebo z bočního postavení. Čelní postavení je možné používat pouze v případech, kdy běžci na metách nemají možnost “ukrást“ následující metu. Toto postavení se využívá v případech, kdy není nadhazovač v časové tísní pohybu. V případech, kdy jsou běžci na metách se využívá boční postavení, které je z časového hlediska kratší. Je velké množství nadhazovačů, kteří čelní postavení vůbec nepoužívají.

Nadhoz je dělen do čtyř základních fází, které jsou v případě použití čelního postavení obohaceny o další dvě pozice. V této části si popíšeme jednotlivé fáze pohybu (na pravorukém nadhazovači). Fáze nadhozu:

##### **1. Úkrok vzad**

Nadhazovač udělá mírný krok vzad za nadhazovací metu přední nohou na kterou přenesse váhu.

##### **2. Přesunutí pravé nohy**

Nadhazovač mírným krokem přesune pravou nohu před nadhazovací metu a pootočí ji o 90° špičkou vpravo.

##### **3. Zastavení pohybu**

V tuto chvíli se pohyb z čelního i bočního postavení sjednocuje, ruka s míčem je stále v rukavici, hlava je rovně a kouká se směrem na zadáka (každý nadhazovač má své stereotypy, v případě že má běžce na metách je dobré je obměňovat), záda

nadhazovače jsou též v rovině a koleno levé nohy je vytaženo k hrudi, s tím, že spodní část nohy je uvolněná, nadhazovač v této pozici musí být zcela přirozený a stabilní.

#### **4. Výkrok, nápřah paží**

Z balanční pozice nadhazovač provádí dlouhý výkrok levou nohou směrem k domácí metě, ruce se rozdělují a pohybují se směrem od sebe do upažení, házečí ruka se dostává do pozice nápřahu, kdy loket je na úrovni ramene, výkrok a nápřah se dostávají do pozice současně, pohled nadhazovače a rukavice směřují směrem k zadákovi.

#### **5. Samotný hod – (švihová fáze)**

Nadhazovač je v této fázi připraven doručit míč zadákovi, pohyb této fáze začíná rotací boků směrem k cíli hodu, přenáší házečí ruku směrem vpřed, kde odhodí míč, ruka s rukavicí je dynamicky přitažena k levé straně těla, čím navyšuje energii v pohybu, celé tělo nadhazovače směřuje směrem k zadákovi.

#### **6. Došvih**

Nadhazovač již odhodil míč, v této fázi předchází případnému zranění, tím že nezastavuje dynamický pohyb, ale pokračuje v něm až do konce, hlava se sklápí směrem dolů směrem k levému kolenu, pravá noha se dostává nad horizont těla, záda jsou ohnutá, po ukončení celého tohoto pohybu se hlava rychle zvedá a sleduje zadáka či pálkaře a připravuje se na chycení míče odpáleným pálkařem.

### **2.2.5 Druhy nadhozu**

Nadhazovač v baseballu používá různé druhy nadhozů, aby překvapil pálkaře soupeřícího družstva. Nadhazovač ve vyšších soutěžích musí zvládat minimálně tři nadhozy, které musí být schopen dopravit do rukavice zadáka. Přesnost je nejdůležitějším činitelem úspěchu. Nadhazovač může ovládat celou řadu nejzajímavějších nadhozů, ale v případě že je nemá pod kontrolou, jsou mu zbytečné. Zvolené nadhozy jsou součástí strategie nadhazovače, naštěstí tento úkol volby je přenechán zadákovi, který dostává příkazy od trenéra či volí nadhozy sám. V této části práce stručně popíši základní druhy nadhozů.

### Fastball (rychlý nadhoz)

Tento nadhoz je základním nadhozem všech nadhazovačů a každý nadhazovač jej musí mít zcela pod kontrolou. Existuje několik druhů držení fastballu např. držení přes dva švy, přes čtyři švy. Nejdůležitější je umístění nadhozů. Ale i přes to, že se tu bavíme o rychlém nadhozu, není rychlost ta nejpodstatnější vlastnost. Důležitý je i let míče a jeho průběh, i fastball by měl lehce měnit trajektorii během letu. Další důležitou věcí je umět pracovat s rychlostí nadhozu, někdy je třeba trochu zvolnit a naopak přidat na síle (McFarland, 1985).



Obr.2 Nejčastěji používaný druh držení fastballu (použito z [www.thecompletepitcher.com/pitching\\_grips.htm](http://www.thecompletepitcher.com/pitching_grips.htm))

### Change-up (pomalý nadhoz)

Tři důležité zásady k házení change-upu a to bez ohledu, který ze způsobu držení míče jste si zvolili. První z těchto zásad je házet pomalý nadhoz vždy do spodní části strike- zóny. Druhá zásada říká, že change-up má být cca o 20km/h pomalejší než fastball. Jestliže je change-up moc rychlý pálkař je na tento nadhoz načasovaný jako na fastball a neplní to plánovaný záměr. A třetí zásadou upozorňuje na problém čtení nadhazovače pálkařem. Pohyb nadhazovače musí být stejný jako u pohybu při hodu fastballu. (McFarland, 1985).



Obr. 3 Jeden z mnoha druhů držení change-upu (použito z [www.thecompletepitcher.com/pitching\\_grips.htm](http://www.thecompletepitcher.com/pitching_grips.htm))

### **Breaking ball, slider (točený nadhoz)**

Tato skupina nadhozů je dělena na dva základní druhy podle držení a způsobu hodu míče. Prvním druhem nadhozu je curveball a tím druhým je slider. Breaking ball může být používán a házen mnoha způsoby v závislosti na kontrole, rychlosti a způsobu zatočení nadhozu. Nadhazovač musí mít na paměti čtyři zásady, kdy házet breaking ball. První zásadou je, že velikost zatočení a místo dopadu musí jít ruku v ruce. U menšího zatočení je důležitější místo určení dopadu a naopak u většího zatočení míče se místo dopadu stává méně podstatným. Další zásada říká, že nadhoz hozený k pasu a výše obvykle bývá trefený tvrději jestliže pálkař odhaduje, že daný nadhoz je fastball. Další zásada říká, že je tento nadhoz nejefektivnější házet na vzdálenější stranu mety od pálkaře a to na dolní část strike- zóny, v případě že pálkař očekává fastball. Poslední zásadou je, že breakingball nemusí být hozen do strike-zóny, aby byl efektivní. Pálkař tento nadhoz často chybně švihne či si ho splete s fastballem (McFarland, 1985).



Obr. 4 Způsob držení curveballu (použito z [www.thecompletepitcher.com/pitching\\_grips.htm](http://www.thecompletepitcher.com/pitching_grips.htm))

### **2.2.6 Nadhazovací kopec**

Pozice nadhazovače je specifická činnost ne jen tím, že zahajuje hru, ale též prostorem na kterém se nadhazovač pohybuje. Baseballové hřiště je tvořeno rovinou s výjimkou středu vnitřního pole, na kterém se nachází nadhazovací kopec. Nadhazovač je jediný hráč na hřišti, který využívá převýšení terénu.

Nadhazovací kopec směřuje k domácí metě a má přesně stanovené rozměry. Tvoří ho kruh o průměru 550cm se středem 18m vzdáleného od domácí mety. Na vrcholu je umístěna nadhazovací meta o konstantních rozměrech. Na délku má tato meta 60cm a na šířku 15cm, s tím že je vysoká 2,54cm. Kolem mety je plošina o rozměrech 0,16m před metou, 0,45m na každé straně a 0,55m za metou. Nadhazovač z této mety vykračuje k metě domácí a při tom klesá v poměru 0,154m na 2,54m do dálky (Official baseball rules, 2008).

Nadhazovací kopec se v baseballu začal využívat z důvodu prevence zranění, hlavně přetěžování dolních končetin. Hod z kopce je mnohem přirozenější. Pravděpodobnost úrazu se snižuje.

## **2.3 Mechanika nadhozu**

### **2.3.1 Aspekty mechaniky**

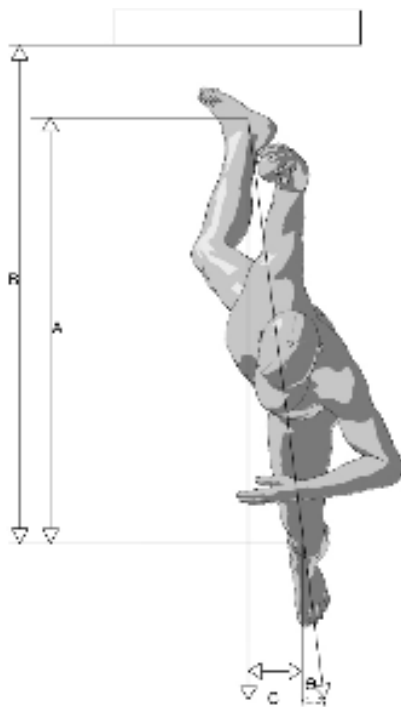
Pohyb nadhozu a jeho správnost závisí na mnoha aspektech. Každý nadhazovač má jiný styl, ale v určitých bodech se shodují. Veškeré pohyby, které nadhazovač vykoná ovlivňují pohyby následné. Některé pohyby přímo vedou ke zranění a je potřeba jim předcházet.

Ve studii zabývající se pohybem nadhazovače, kde bylo zaznamenáno 3328 hodů vykonané 100 nadhazovači během 7 zápasů univerzitní ligy, bylo sledováno jak si nadhazovači počínají a jakým způsobem hází, když se aktivně snaží outovat pálkaře (Barret, Burton, 2002). V této studii jsou důkladně rozebrané hlavní aspekty ovlivňující výkon nadhazovače.

### **Pozice chodidel a kontakt s podložkou**

Fleising (1994) zdokumentoval průměr délky došlapu výkrokové nohy, který činil 87% tělesné výšky nadhazovače. Tento výkrok byl směřován přímo k domácí metě s odchylkou 10cm na obě strany od postavené stojné nohy. Výkroková noha směřovala spíše více ke straně házečí ruky a to v uhlu 10-15° od zmíněné čáry.

Nadhazovači, kteří se vychylovali v pohybu výkroku od této normy a otevřeného postavení chodidla, zaznamenali zvýšené poškození ramene. Každým dalším centimetrem ve vychýlení od směru, působilo 3N v přetížení ramene ve ventrálním směru (Whiteley, 2007). Matsen (1991) věří, že tento extrémní rozsah pohybu v rameni narušuje strukturu vazů. Díky zvýšené ventrální síle, během nápřahu v pohybu nadhozu, může dojít patologickým následkům vazů a nestabilitě ramene.



Obr.5 Úhel chodidla v okamžiku kontaktu nohy výkroku kroku. Vzdálenost "A" se měří délkou od středu zadního kotníku do středu předního kotníku. Vzdálenost "B" měří vzdálenost od předního okraje nadhazovací mety do centra předního kotníku. Vzdálenost "C" měří posunutí středu vedení kotníku od čáry od středu zadního kotníku až do středu domácí mety. Kladné hodnoty bytí na neházení ruce, nebo "otevřené" strany v našem ukazují kladnou hodnotu. Úhel Theta ( $\Theta$ ) měří úhel uzavření mezi podélnou osou přední nohy a paralelní linií jdoucí od středu zadního kotníku do středu nadhazování mety. V tomto případě Theta je přibližně  $9^\circ$  směrem do "otevřené" strany. Ve Fleisigově (1994) disertační práci byli normativní hodnoty pro každou z těchto proměnných dány takto: A: 75% výšky,  $\pm$  SD: 4%, B:  $87\% \pm 5\%$ , C:  $0,4 \text{ cm} \pm 8,3 \text{ cm}$ ; Theta:  $15^\circ \pm 10^\circ$ .

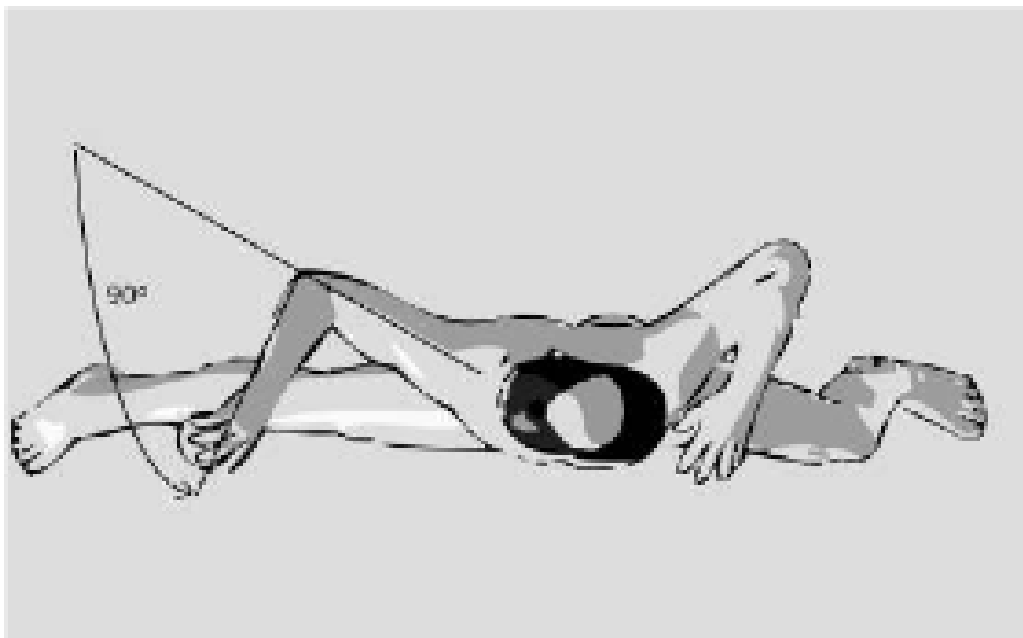
## Flexe lokte

Fleisig navrhl, že zvýšená flexe v ramenním kloubu má za následek napnutí a zrychlení fáze, zapříčiněno zvýšením kinetiky, ale jeho výzkum nepřinesl jasné závěry (Fleisig a Escamilla, 1996). Zdá se, že tento návrh je alespoň částečně založena na obecně zastávaném názoru mezi trenéry nadhazovačů, že "správná" mechanika je spojena s udržováním flexe lokte menším než  $90^\circ$  v místě došlapu výkrokové nohy (obr. 6). (Werner a kol., 2001).

Ve studii Wernerova skupina (Werner a kol., 2002) provedla postupnou regresní analýzu s loketními valgusy jako závislou proměnnou. Nadměrné zátěž valgusu v lokti při házení je považován za primární příčinu přetížení valgusu.

Werner (Werner et al., 2002) poukázal na 4 nezávisle proměnné, které byly schopny vysvětlit více než 97% rozptylu v loketním valgusu, ventrální flexe kolene v bodě maximální natažení valgusu. Napětí špičkového valgusu v lokti dochází pozdě v napínací fáze a čísla ukazují, velmi brzké zrychlování hodu, u těch, kteří se

vyznačovali větším množstvím loketní flexe v tomto bodě hodů, tak byly spojeni s nižším maximem napětí valgusu v lokti při hodě (Werner et al., 2002).



Obr.6 Znárodnění loketní flexe v okamžiku kontaktu výkrokové nohy. Běžně trenéři nadhozu tvrdí, že loket rameno zůstává méně než v 90° flexi (tj. "rovnější") během hodů, ale výsledky několika šetření ukazují, že to může být nové posouzení s ohledem na snížení stresových sil ramen a loktů, kde se zobrazuje větší množství flexe lokte.

### **Rotace ruky**

Vyšetřování načasování, rozsahu a trvání rotace paže jsou prokazatelně související s výkonem a kinetikou. Je třeba připomenout, že výše ramene při otáčení je obvykle odvozena od funkce loketní kosti, pažní kosti a trupu. Obyčejně se toto otáčení (axiální rotace humeru ve srovnání s trupem) nazývá "rameno rotace", nicméně součástí této celkové ramenní rotace, která se vyskytuje v glenohumerálním, skapulothorakickém, akromioklavikulárním a sternoklavikulárním spojení jen tušit. V souladu s tím se pro účely tohoto dokumentu, bude tento pohyb označovat "rameno rotace".

### **Brzká zevní rotace**

Fleisig u původního zkoumání zjistil průměrný rozsah rotace ramene okolo  $53^{\circ} \pm 26^{\circ}$  v místě kontaktu došlapu výkrokové nohy (obr. 7). Ti, kteří se vyznačovali větší výší ramene při zevní rotaci v kontaktu došlapu výkrokové nohy zaznamenávali

také zvýšenou rychlostí v rameni a lokti, a též ve změně polohy stopy došlapu výkrokové nohy (Fleisig, 1994).

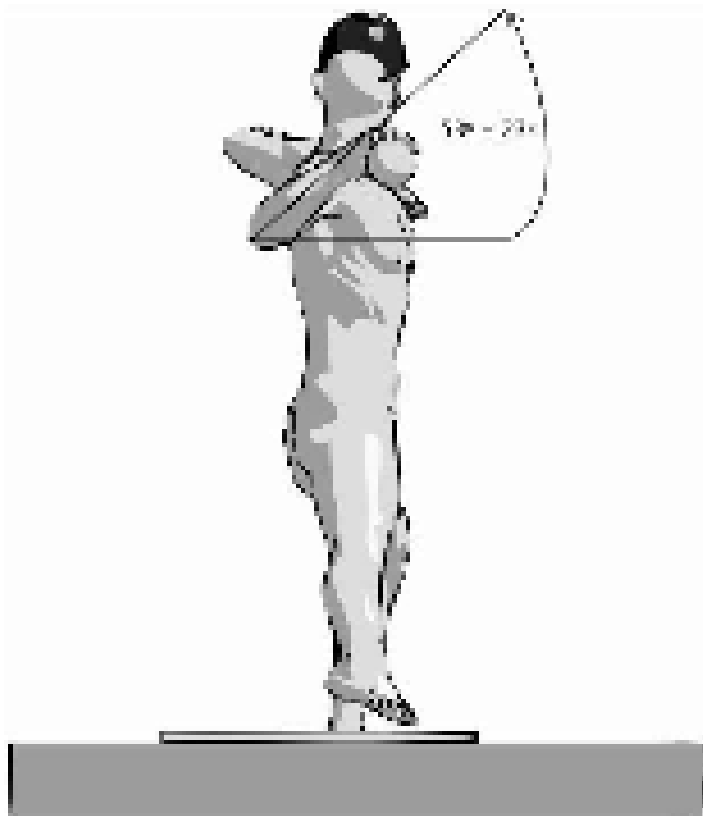
Bylo prokázáno, že výše ramene při rotaci paže je spojována se zvýšením ramene během fáze zvedání paže s hodnotami s hodnotami rovnajícím se  $1.3N/^\circ$  při otáčení ramene. Celková přední síla ramene v natahovací fázi ramena byla 350N, a zvýšení řekněme  $40^\circ$  by mohlo být spojeno se zvýšením 52N nebo téměř 15%.

Escamilla a kol. (2002) hodnotili kinetiku, kinematiku a časové hodnoty 11 amerických a 8 korejských zdravých profesionálních nadhazovačů při studiích „fastballu“ včetně zevní rotace. Ko-Rean podotýká, že je kinetika nadhazovačů zhruba o 10% rychlosti hodu nižší ve srovnáním s americkými nadhazovači ( $37,1 \pm 1,9 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  vs  $34,9 \pm 1,0 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ ). Na rozdíl od zjištění Fleisiga (1994), kde je jedna z proměnných spojována se sníženou rychlostí v rameni a lokti byl nárůst ve výši ramene v zevní rotaci zaznamenána při kontaktu výkrokové nohy.

### **Pozdní zevní rotace**

Snížení množství zevní rotace v rameni při kontaktu výkrokové nohy (delší než standardní zaznamenaný pokus ve skupině měření) vykazala Fleisig (1994), že jsou spojeny se zvýšením maximální podélné tlakové síly podél humeru během natahovací fáze a to v síle  $1,5 \text{ N}/^\circ$ . Průměrná maximální tlaková síla podél kosti pažní je 590N, při úhlu  $40^\circ$  a může být spojena se zvýšením síly 60N nebo více než 10% z celkové tlakové síly během fáze natažení. Fleising tvrdil, že zvýšení podélné komprese v této fázi by mohla být spojena s kompresí / rotačním poraněním glenoidálního labra, a též v možné poškození menisků na koleni při zátěži v kombinaci s rotací.

Snížení ramene zevní rotace v kontaktu výkrokové nohy byla spojena se snížením kinetiky a napětí v lokti (Fleisig 1994).



Obr.7 Zevní rotace paže při kontakt chodidla výkrokové nohy. Při zkoumání Fleisig (1994), byla noha vnější rotace zjištěno, že je  $53^{\circ} \pm 26^{\circ}$ . Nárůst ve výši zobrazené zevní rotaci v tomto bodě v hodu cyklu se nazývá "včasně vnější rotace" a bylo prokázáno, že je spojován se zvýšeným stresovým síly jak na rameno a loket, zatímco snížení zevní rotace se nazývá "pozdní zevní rotace" a bylo prokázáno, že je spojován se zvýšeným stresových sil v lokti, ale snížení potenciálně škodlivých sil v lokti.

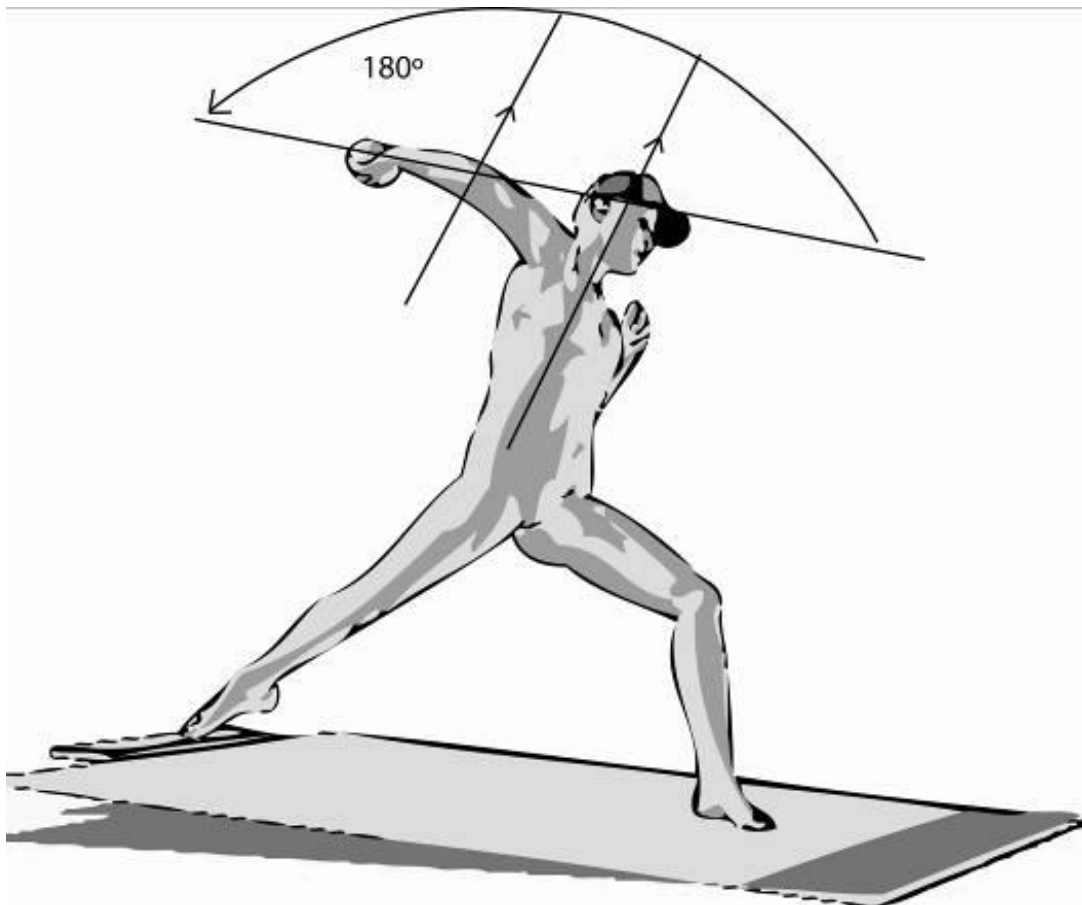
### **Celková vnější rotace v rameni**

Velmi vysoké hodnoty až  $210^{\circ}$  (Werner a kol., 1993), jsou uvedeny v celkové výši zevní rotace ramene zobrazené během házení (obr. 8). Feltner a Dapena (1986), a Kreighbaum a Barthels (1985) předpokládali, že zevní rotace ramene zobrazena během házení se simultárním EMG záznamem aktivity horizontálních adduktorů a vnitřních rotátorů byla způsobena zpožděním inercií předloktí jako proximální částí otáčení směrem kontralaterálním (vytáčení paže do strany). To není překvapující, dále neexistuje žádný vztah mezi velikostí vnějšího rozsahu otáčení na rameno v horizontální abdukci a addukci ramene při vnějším otáčení na dovednost házení nebo rychlost (Clements a kol., 2001).

Zvětšený rozsah zevní rotace v pohybu paže je spojen se zvýšením rychlosti hodu, což bylo původně popsáno Atwaterem (1979), který zkoumal rozsahy pohybu a rychlosti hodu skupiny univerzitních nadhazovačů.

Baseballoví hráči jsou důkazem, zvětšeného rozsahu zevní rotace jejich dominantní paže, a snížení rozsahu vnitřní rotace v klidovém stavu (Donatelli a kol.,

2000; Ellenbecker a kol., 2002). U těch, kteří přišli o rozsah ve vnitřní rotaci a jejich zevní rotace je větší, tak je ve větší míře náchylnější na riziko následného zranění labra v ramenním kloubu (Burkhart a kol., 2003c).



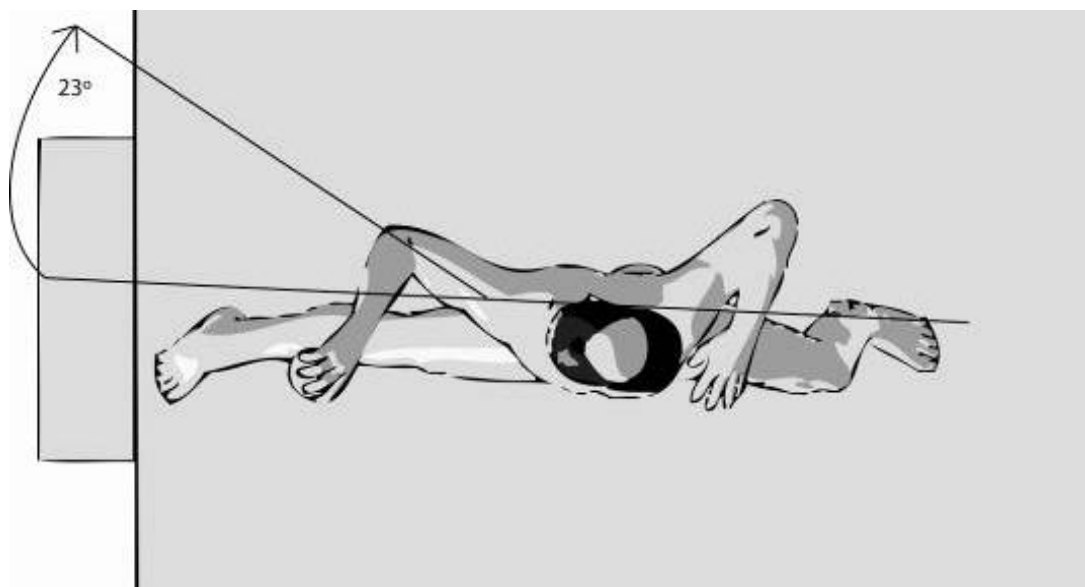
Obr.8 Zobrazení maximální zevní rotace. Maximální rozsah pro zevní rotaci paže při nadhazování byl zaznamenán více než  $210^\circ$ , a běžně jsou uvedeny hodnoty okolo  $180^\circ$ . Klinické vyšetření daného pasivního rotačního rozsahu pohybu nároků, které mají být provedeny při hodů.

### **Horizontální addukce**

Publikovaná data ukazují, že maximální horizontální addukce nadhazovače je rovna  $14^\circ \pm 7^\circ$  (Fleisig, 1994). Trenéři nadhazovačů často posuzují nadměrnou horizontální addukci ramene jako mechanickou poruchu, někdy označenou jako "vedena loktem" (Fleisig 1994). Maximální horizontální addukce rozsahu loketní mediální síly během natahovací fáze ramene je rovna síle  $2,4 \text{ N}/^\circ$ . Vzhledem k tomu, že ve studii Fleisiga, je celková výše mediální síly v lokti během napnutí paže  $270\text{N}$ , což představuje nárůst o  $7^\circ$  horizontální addukce. To by mohlo být spojeno s  $18\text{N}$  nebo  $7\%$  nárůstem této síly.

## Horizontální abdukce

Escamilla a kol. (2002) ve zkoumání rozdílů mezi skupinou amerických a korejských nadhazovačů zjistili vyšší rychlost amerických nadhazovačů díky nárůstu výši horizontální abdukci v kontaktu výkrokové nohy ( $23 \pm 12^\circ$  vs  $14 \pm 9^\circ$ , Obr. 9)



Obr.9 Maximální horizontální abdukce ruky při nadhozu

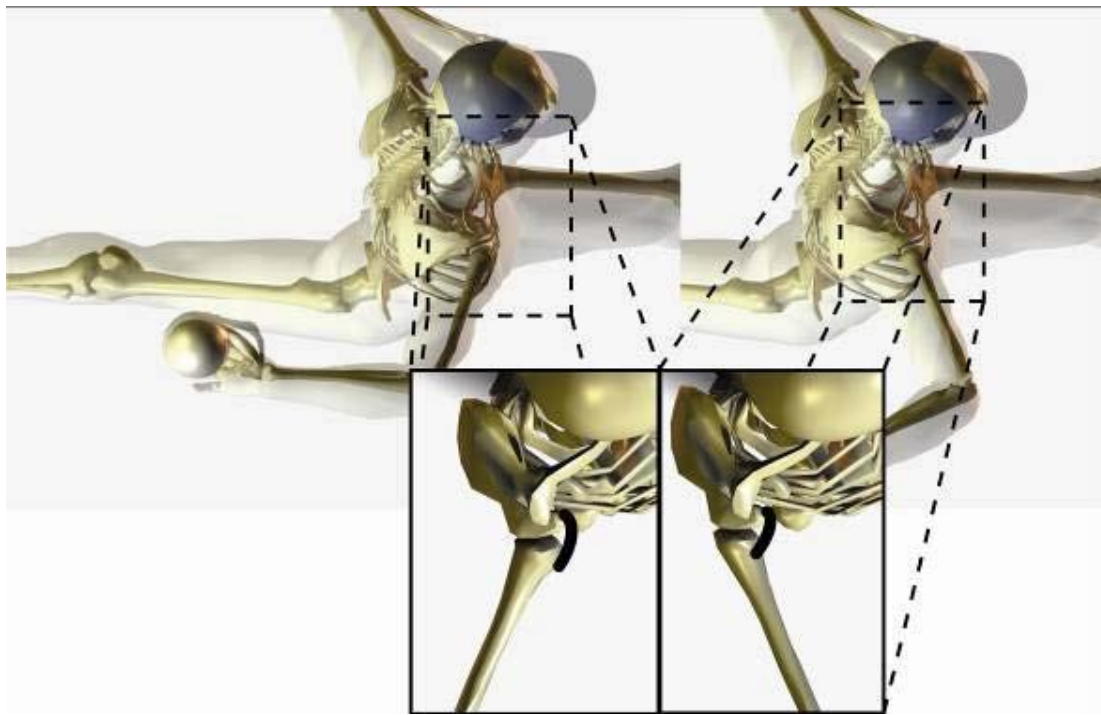
## Načasování horizontální abdukce paže a vnější rotace

Je vidět, že při napnutí paží a následném zrychlení, se rameno pohybuje od horizontální abdukce do addukce a před extrémní externí rotací na vnitřní straně s extrémní externí rotací je při současné horizontální addukci ramene (obr. 9). Klinicky je obvykle vidět, že zevní rotace má dispozici do  $90^\circ$  abdukce ramene v klidovém stavu a snížila se zvýšenou ramenní horizontální abdukcí. Není přirozené, že by se bolest ramene mohla objevovat u jedinců, kteří "nechávají" svou ruku příliš dlouho v horizontální abdukci a v zevní rotaci ve fázi natahovací.

## Abdukce paže

Atwater první navrhnul, že velikost abdukce paže má vliv na vypouštění a došlap (Atwater, 1979). To se teprve nedávno částečně zpochybnilo Matsuoem, který analyzoval skupinu 2 nadhazovačů, kteří házejí tzv. ponorku (Matsuo a kol., 2000). Matsuo zjistil, že úhel paže  $75^\circ$  ve fázi zrychlení ramene, a že tento styl házení byl spojen se zvýšenou maximální silou předního ramene ve srovnání s ramenem

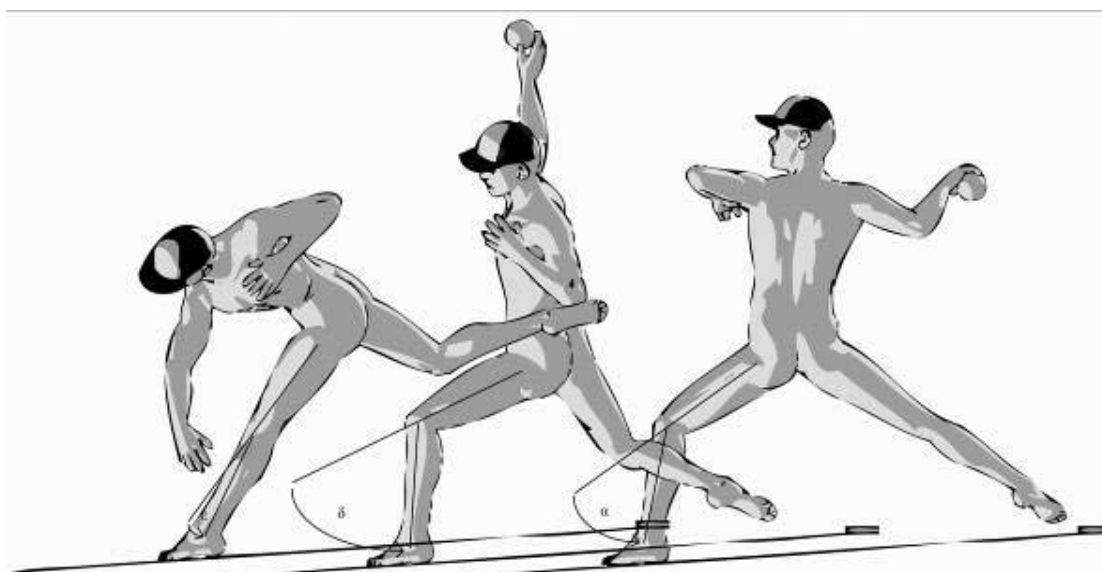
nadhazovačů, kteří háží  $\frac{3}{4}$  stylem (Matsuo a kol., 2000). Ponorkový styl, zaznamenává větší přetížení ramene než,  $\frac{3}{4}$  styl nadhazování, který je méně stresující pro rameno. (viz obrázek 10).



Obr.10 Porovnání gleno-humerální zevní rotace v horizontální abdukci a addukce horizontální. Obrázek vlevo zobrazuje účinek provedení ramenní zevní rotace během napínací fáze, zatímco paže je "vlevo" v horizontální abdukci rané napínací fáze. Obrázek na pravé straně by měl být citlivější na menší zeslabení přední kapsulární struktury prostřednictvím provádění této zevní rotace v rovině lopatky, a tedy ve vodorovné poloze, únos spolu s požadovanou gleno-humerální zevní rotací.

### **Pohyb vedoucího kolene**

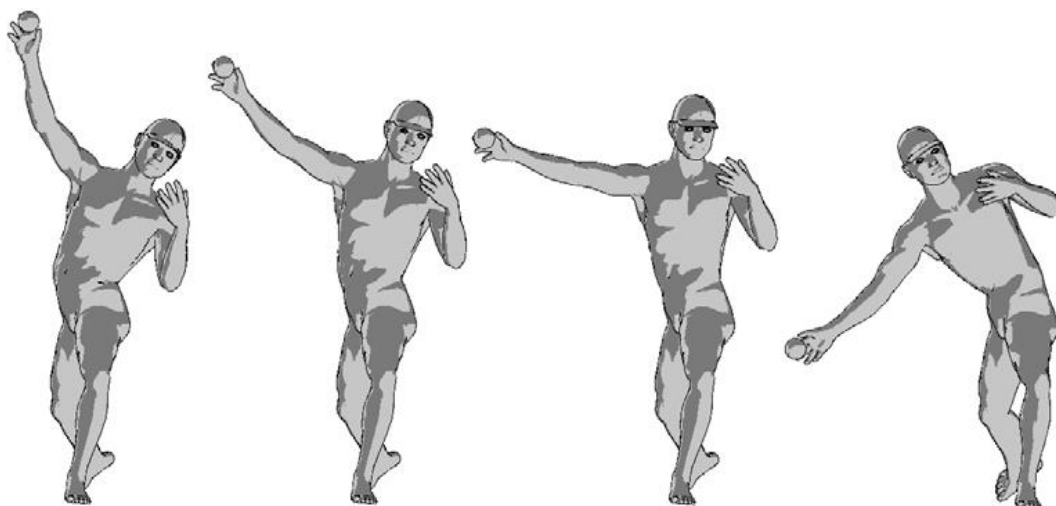
V místě kontaktu výkrokové nohy je vedoucí koleno v různého rozsahu flexe, koleno se ohýbá a následně se propne, jak je vidět na obrázku (obr. 11). Matsuo (2001) popsal dříve zkoumané vysoké a nízké rychlosti skupiny nadhazovačů. Vyšší rychlost se vyskytovala u skupiny s pomaleji ohýbaným kolenem při došlapu a následně s vyšší mírou propnutí v koleni. Trenéři nadhazovačů popisují občas tento jev jako "zpevnění přední strany". Ti, kteří umožní jejich "noze, aby byla pružnější" (tím, že jejich vedoucí koleno se pohybuje směrem k větší flexi během výkrokové fáze) nedosáhnou jejich nejvyššího potenciálu rychlosti při hodu. V souladu s těmito zjištěními, Escamilla a kol. (2002), doporučují k snížení rozsahu ohnutí kolene při uvolnění ( $37 \pm 14^\circ$  na  $48 \pm 16^\circ$ ). V důsledku těchto doporučených změn americká skupina nadhazovačů zaznamenala nárůst rychlosti ve srovnání s jejich korejskými protějšky.



Obr.11 Pozice při pohybu kolene u nadhazování. Významné změny jsou vidět ve výši flexe kolen z hlediska výkroku nohy. Vedoucí koleno může zvýšit, snížit, nebo zůstat beze změny, pokud jde o flexi. Rychlost extenze prokazuje, že je spojena se zvýšením rychlosti míže (Matsuo a kol, 2001).

### Pohyb trupu a pánve

Zdá se, že není žádná přísně daná definice, že nadhazovači jsou klasifikováni jen z hlediska jejich stupně úhlu předloktí, z vertikálního směru a rozsahu trupu boční flexe. Ti, kteří zaznamenali významnou boční flexi trupu na straně házečí paže a současně vertikálně orientované předloktí, v době vzpažení budou označováni jako "overhand" (přes hlavu) nadhazovači. V případě, že tento nadhazovač by měl trup ve vertikální poloze a předloktí téměř vodorovné při uvolnění pak je nazývaný "sidearm" (boční) nadhazovač. Většina nadhazovačů používá mechaniku někde mezi těmito dvěma extrémy s trupem nakloněným mírně směrem kontralaterálním (na stranu házečí ruky), boční a předloktí mezi extrémem vertikálním a horizontálním. Tento styl se nazývá "tříčtvrteční" házení. Nejméně častým stylem nadhozu je "ponorka". Při tomto druhu nadhozu se trup nadhazovače nakloní směrem k házečí paži, kde se vytáčí ke straně a míč je házen od spodu nahoru. (Viz Obrázek 12 na vysvětlení těchto pojmů).



Obr.12 Znárodnění stylů nadhozu. Nadhazovací styly jsou nazvány podle úhlu sklonu trupu a vytočení předloktí paže. Vlevo obrázek ukazuje nadhazovače, který má svůj trup nakloněný kontralaterálně a téměř svísele postavené předloktí. Tento styl házení se nazývá "overhand". Třetí obrázek ukazuje nadhazovače, který stojí vzpřímeně s téměř horizontálně umístěným předloktím, toto se nazývá "sidearm" házení. Druhý obrázek ukazuje nadhazovače s pouze malým kontralaterálním vychýlením trupu a předloktí se sklonem mezi extrémami uvedených dříve, toto se nazývá "tříčtvrteční" házení. Nejvíce vpravo obrázek ukazuje nadhazovače s ipsilaterálním postavením trupu a postavením ruky níže než u prvních tří snímků, to se nazývá "ponorka" házení.

### 2.3.2 Změny rozsahu lokte u profesionálních nadhazovačů

Lékaři, kteří se zabývají péčí o hráče baseballu, zaznamenávali řadu loketních změn pohybu (ROM). Objektivní údaje o rozsahu těchto změn jsou jen vzácně zdokumentovány. Kromě toho veškeré faktory týkající se rozsahu ROM rozdílů nebyly prokázány. Tyto faktory jsou ovlivněny věkem, délkou trvání sportovní kariéry, množstvím odházených směn a historií chirurgických zákroků lokte.

King a kol. v roce 1969 vytvořili studii hodnotící profesionální nadhazovače, ve které přezkoumali fyzické změny spojené s nadhozem. Autoři uvádí, že více než 50% z nadhazovačů prokázali pevnou flexi v lokti. Domnívali se, že kontraktury se týkaly věku. V jejich studii nebyly údaje předloženy s výší ztráty extenze v lokti nebo přímé souvislosti týkající se věku hráčů.

Brown a kol., v roce 1988 vytvořili studii, která zahrnovala 18 nadhazovačů, u kterých byla bodována ramena a lokty. A ramen byla sledována ROM vnitřní a vnější rotace izokinetické síly. Autoři prokázali ztrátu 6° extenze v lokti ve srovnání s nedominantním ramenem, ztrátu 4° flexe lokte a ztrátu 5° loketní supinace. Žádné údaje o nadhazovačské historii a jejím vztahu k ROM rozdílům nebyly dány.

Statisticky významný rozdíl mezi dominantními a nedominantními stranami těla byly v extenzi v lokti (dominantní byla snížena o  $7,9^\circ \pm 7,4^\circ$ ,  $p < 0,0001$ ), flexe

(dominantní byla snížena o  $5,5^\circ \pm 7,8^\circ$ ,  $p = 0,0003$ ), a celková flexe rozšíření oblouku (dominantní byla snížena o  $13,3^\circ \pm 13,7^\circ$ ,  $p < 0,0001$ ). Žádná významná diference mezi stranami nebyla u supinace a pronace zjištěna. Více nadhazovačů postihla ztráta extenze v lokti než jakýkoli jiný ROM rozdíl (29 z 33,88%). Pouze 4 nadhazovači neprokázali ztrátu v natažení a pouze 1 prokázal nárůst v prodloužení ruky ve srovnání s nedominantní končetinou ( $3^\circ$ ). Jedenáct nadhazovačů nevykazovalo ztrátu v ohybu ramene dominantní ruky (11 z 33,33%). Pět nadhazovačů se zvýšila flexe ve srovnání s nedominantní končetinou. Supinace a pronace měření byla mnohem pestřejší. Osmnáct naměřených nadhazovačů neukázalo žádnou ztrátu nebo zisk supinace v porovnání s nedominantní končetinou. Deset nadhazovačů prokázalo zvýšení supinace v rozmezí od  $1^\circ$  až  $7^\circ$ . Osmnáct nadhazovačů neprokázalo žádnou ztrátu nebo zisk pronace u dominantní končetiny. Z těchto 18 nadhazovačů, jich 13 prokázalo zisk pronace s řadou  $1^\circ$  až  $16^\circ$ .

Z 18 nadhazovačů bylo 14 praváků a 4 leváci. Průměrný věk nadhazovačů byl  $29,6 \pm 3,9$  let (rozmezí 23,6 - 40,1 let). Průměrný počet let v profesionálním baseballu byl  $8,6 \pm 3,7$  let (rozmezí 3 - 19 let). Průměrný počet směn v profesionálním baseballu byl  $942 \frac{2}{3} \pm 565 \frac{1}{3}$  (rozmezí 180 - 2567  $\frac{2}{3}$ ).

## 2.4 Kineziologie

### 2.4.1 Charakteristika kineziologie

Kineziologie patří mezi vědní obory zabývající se pohybem. Kineziologie též řeší otázku pohybu živých objektů, který přiřazuje schopnost řídit pohyb účelově, vzhledem k vlastním potřebám a stavu vnějšího prostředí (Véle, 2005).

Kineziologie pracuje se dvěma základními pojmy, které jsou děleny na klid a pohyb.

Klid je stav, kdy se živočich nepohybuje z místa na místo, ani nemění svůj tvar. Není tedy pod vlivem žádné vnitřní či vnější síly. Trvalý vznik klidu je výrazem zániku života. Prolongovaný (delší) klid je vždy nebezpečný (Véle, 2005). Na pohyb živočichů působí stejné zákonitosti jako na neživé objekty, ale navíc se zde objevují záměrně účelové pohyby. Pohyby vznikají jako reakce na podněty z vnitřního či vnějšího prostředí (Véle, 2005).

Kineziologie čerpá z mnoha vědních oborů, kterými jsou hlavně: funkční anatomie, která popisuje strukturální předpoklady pro funkci systému a také popisuje funkce jednotlivých svalů, kloubů nebo celých funkčních skupin. Biomechanika se oproti tomu zabývá obecným pohybem živočichů a zkoumá na nich zákony mechaniky. Pro kineziologii jsou důležité poznatky z kinematiky a kinetiky. Kinematika se zabývá podrobným popisem jednotlivých poloh těla a to jak v klidu, tak při pohybu. Kinetika popisuje dynamické předpoklady pohybu a zkoumá vznik a působení sil, pákový přenos síly, vztah síly a břemene, skládání sil, působení sil Newtonových zákonů, výpočet momentu síly, točivý moment síly a jejich účinky. Zabývá se dynamikou pohybu a její praxí. Neurofyziologie řeší řídicí činnost centrální nervové soustavy, přenos a zpracování vzruchů v centrální nervové soustavě. Též se ale zabývá jinými fyziologickými pochody motoriky (Véle, 2005).

## 2.4.2 Organizace pohybového systému

Pohybový systém lze podle Véleho (1997) rozdělit do několika dílčích podsystémů:

1. **Systém podpůrný** je tvořen skeletem, klouby, vazivem, funguje na mechanické bázi
2. **Systém výkonový** je tvořen svalstvem, které je převodníkem chemické energie na mechanickou sílu
3. **Systém řídicí** je tvořen nervovým aparátem, který zprostředkovává řízení pohybové funkce
4. **Systém zásobovací** má na starost přesun potřebných látek, infrastrukturu

Jelikož tato práce je zaměřena na určitou část celkového pohybového systému a to hlavně na systém výkonový, budu se dále zabírat pouze touto problematikou.

## 2.4.3 Charakteristika svalové tkáně

Kontraktibilita je vlastnost živé hmoty, která je spojena se stažlivostí. Veškeré tyto buňky svou stažlivostí generují sílu. Svalovina plní u živočichů mnoho funkcí, mění tvar orgánů i celého těla, umožňuje pohyb, účastní se přijímání potravy, dýchání a rozmnožování a podílí se na realizaci komunikačních funkcí (Dylevský, 2009).

Lidské tělo je tvořeno třemi základními druhy svaloviny. Prvním z těchto druhů je **hladká svalovina**. Ta je charakteristická svým nepřetržitým pomalým provozem. Tvoří svalové vrstvy ve stěnách dutých orgánů (cév). Je ale také roztroušena ve vazivu kůže, v pouzdru sleziny, v duhovce a v řasnatém tělísku oka. Základní stavební jednotkou hladké svaloviny je svalová buňka (myocyt). Tyto buňky jsou u sebe velmi těsně a tedy dobře reagují na podráždění. Myofibrily jsou drobná smrštitelná vlákna v cytoplazmě, paralelně orientovaná s dlouhou osou buňky. Skládají se z obvyklých kontraktilních bílkovin – aktinu a myozinu (Dylevský, 2009).

Dalším druhem svaloviny je **srdeční svalovina**, jelikož není náplní této práce, probereme jí velmi stručně a povrchově. Srdeční svalovina je základem srdeční stěny. Stavební a funkční jednotkou srdeční svaloviny jsou cylindrické buňky srdečního svalu (myokardocyty), ty jsou velmi těsně propojeny do funkčního synticia

vytvářejícího prostorové sítě. V cytoplazmě jsou opět myofibrily. Stejně jako ostatní druhy svaloviny i srdeční obsahuje aktin a myozin s obdobným kontrakčním mechanismem. Převodní srdeční systém je specializovaná část myokardu, která vede vzruchy. Srdeční svalovina má vlastní inervační systém a autonomní inervace řízené sympatikem a parasympatikem) (Dylevský, 2009).

Posledním druhem svaloviny a pro nás z pohledu této práce zajímavým je **příčně pruhovaná svalovina**, která je základní tkání kosterního svalstva. Tato svalovina tvoří hybnou, motorickou složku systému. Lidské tělo obsahuje přibližně 450 svalů, které představují zhruba 45% látkové výměny celého organismu. Příčně pruhované svaly jsou inervovány mozgovými a míšními nervy. Tyto svaly nejsou schopny se sami řídit a proto je třeba nervového impulzu (Dylevský, 2009). Jelikož je pro tuto práci příčně pruhovaná svalovina prioritní, probereme si její stavbu detailněji.

Stavba příčně pruhovaného svalu je tvořena svalovými vlákny, které jsou mnohoaderného charakteru s průměrem 40 – 100  $\mu\text{m}$ . vlákna jsou dlouhá průměrně 1 – 40 mm, ale v krejčovském svalu byla nalezena vlákna dlouhá až 30cm. Tato vlákna jsou válcovitého tvaru s kónickými konci. Ve většině svalů běží vlákno od začátku svalu až k úponu, kde je ukotveno na kost. Svaly jsou na povrchu kryté membránou (sarkolemou), která je svou strukturou podobná buněčné membráně. V cytoplazmě, sarkoplazmě jsou kromě desítek jader a dalších buněčných organel uložena podélně orientovaná vlákna (myofibrily). Myofibrily jsou obklopeny podélně i příčně početnými systémy endoplazmatického (sarkoplazmatického) retikula. Na myofibrilách se střídají světlé a tmavé úseky. Tmavé, anizotropní úseky se střídají se světlými izotropními úseky. Tyto úseky jsou odděleny tenkou ploténkou (telofragmou) (Dylevský, 2009).

#### 2.4.4 Kontrakce příčně pruhované svaloviny

Kontrakci svalu, přesněji řečeno sarkomer, ze kterých se sval skládá, realizují dvě bílkoviny. První bílkovinou je **myozin**, molekuly myozinu mají charakteristický tvar tvořený kulovitou hlavou, s ohebným krkem a tyčinkovitým tělem. Prostřednictvím hlavy reaguje myozin s druhou bílkovinou- aktinem. Myozin tvoří základ A úseků myofibril, tím se myslí A úseky sarkomer. Druhou bílkovinou je **aktin**. Aktin je oproti myozinu tvořen tenčími a početnějšími vlákny v poměru 4:1 až 6:1 vůči myozinu. Vlákna aktinu jsou zakotvena v Z liniích sarkomer. Vlákna aktinu

jsou složená ze dvou spirálně stočených makromolekul, která zasahují mezi tlustá myozinová vlákna. Pomocí těchto dvou bílkovin se sval zkracuje a generuje tah. To napomáhá pohybu. Dále jsou zde dvě další bílkoviny, které napomáhají svalů v pružnosti. Těmito bílkoviny jsou **tinin** a **nebulin** (Dylevský, 2009).

K aktivaci je ale třeba více než jen bílkoviny. Aktivita je vyvolána vzruchy vedenými z nervové soustavy, látkou **neuritem**. Vzruchy probíhají nervovými vlákny a provádějí depolarizaci buněčné membrány svalového vlákna. Akční potenciál spouští proces kontrakce motorické jednotky, doba trvání kontrakce závisí na typu motoneuronu zásobujícího svalová vlákna. Tónické motoneurony jsou charakteristické delším trváním stahu, zatímco fyzické mají kratší dobu stahu (Véle, 2006).

#### 2.4.5 Kineziologie hodů

Hod probíhá zrychlením pohyblivého předmětu horní končetinou. Existují různé formy hodů, vrhů, odpálení apod. Též můžeme házet jednoruč či obouruč (Véle, 2006). Na hodu se ale nepodílí pouze horní končetina. Do hodu se zapojují jednotlivé části celého těla, jako nohy a trup. Hod pouze paží by nebyl tak efektivní, jako při zapojení zbylých částí těla.

Hod se dělí na dvě fáze: fáze přípravná, ve které se jedná o nápřah a fáze výkonová, která se týká samotného hodu. Hod probíhá ve třech základních typech, určených podle pohybu paže. Prvním typem je vrchní vzdor. Při něm převládá rotace ramenního kloubu. V přípravné fázi, tedy při nápřahu, je paže v abdukci a zevní rotaci. Ve druhé fázi a to výkonové, rotuje paže mediálně a přechází do vertikální 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. Druhým typem hodu je spodní vzdor, který je charakterizován emendovanou paží při pohybu dopředu ze spodu nahoru. Pohyb vychází z hyperextenze (ze zapažení) a paže směřuje spodním obloukem k vertikální flexi. Pánev a páteř se chovají obdobně jako v předchozím případě. A třetím druhem hodu je stranový vzdor, ve kterém je hlavním mechanismem mediální rotace pánve na druhé straně vzhledem ke kyčli. Paže vychází z abdukce a pohybuje se vpřed spíše v horizontální rovině. Páteř rovněž rotuje a uklání se směrem k aktivní horní končetině. Rozsah pohybu se zvětší horizontální

flexí v rameni. Paže je buď v lehké semiflexi v lokti, nebo i extenzi podle potřeby (Véle, 2006).

## **2.5 Svaly zapojené při hodu**

V této části práce si popíšeme základní svaly, které se podílejí na vykonání pohybu hodu. Při jakémkoli pohybu zapojujeme velké množství svalů, ale jen některé jsou nezbytně nutné pro konkrétní činnost. Vyzdvihnu zde svaly, které jsou součástí řetězce svalů návazně zapojených při hodu. Těmito svaly jsou: musculus biceps brachii, musculus triceps brachii, musculus pectoralis major, musculus trapezius, musculus obliquus externus abdominis, musculus serratus anterior, musculus tensor fasciae latae.

Tyto vybrané svaly byly součástí praktické části měření a posléze byla na nich zaznamenána jejich aktivita při různých hodech. Teoretický popis jednotlivých svalů je podle Anatomie 1 od Čiháka (2008) a podle Soustavné anatomie člověka I. od Borovského a kol. (1972).

Žlutá a modrá kolečka v obrázcích svalů znázorňují místa, kde byly připevněny elektrody EMG přístroje.

## Musculus biceps brachii (dvojhlavý sval pažní)

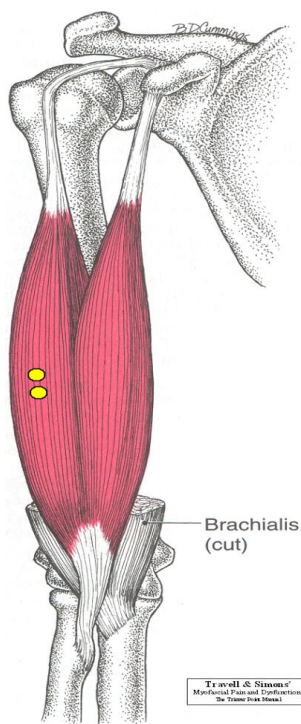
### Popis

Vyskytuje se na přední straně paže a jeho stah je tam dobře hmatný. Sval začíná dvěma hlavami, caput longum a caput breve, na lopatce v blízkosti ramenního kloubu. Caput breve začíná silnou a poměrně dlouhou šlachou na processus coracoideus scapulae. Caput longum začíná dlouhou šlachou na tuberculum supraglenoidale. V distální polovině paže obě hlavy splývají a vytváří sval jednotný. Ten přechází ve šlachu, která je připevněna ke kosti vřetenní přesněji na tuberositas radii.

Úpony svalu – hlavní šlachou se upíná na tuberositas radii, povrchovou šlachou se upíná na aponeurosis muscui bicipitis brachii. Prostřednictvím tohoto úponu se tah m. biceps přenáší i na ulnu.

### Funkce

Sval je typicky dvoukloubový. V kloubu loketním se celý sval ohýbá a spinuje. V kloubu ramenním dlouhá hlava pomáhá při abdukci a krátká hlava pomáhá addukci a ventrální flexi.



Obr. 13 musculus biceps brachii (Travell a Simons, 1999)

## Musculus triceps brachii (trojhlavý sval pažní)

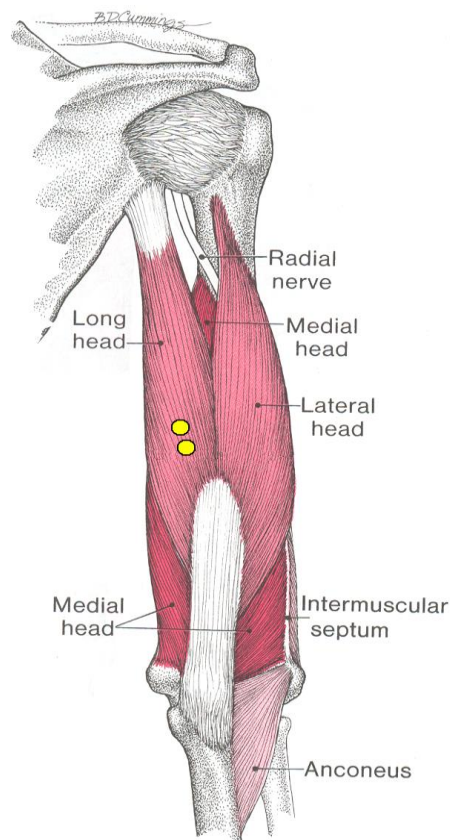
### Popis

Tento sval je jediný sval na paži, který je zadní. Má tři hlavy, caput longum (začíná na lopatce pod kloubní jamkou), caput laterale (začíná na kosti pažní na zadní straně humeru, proximálně od sulcus nervi radialis), caput mediale (začínají na kosti pažní, na zadní straně humeru, distálně od sulcus nervi radialis).

Caput longum ohraničuje s m. teres minor, m. teres major a s kostí pažní foramen omotricipale a foramen humerotricipitale. Všechny tři hlavy se spojují v rozsáhlé úponové šlaše, která je při nataženém lokti patrná a hmatatelná jako vkleslé pole nad olecranem a upíná se na olecranon.

### Funkce

Všechny tři hlavy svalu jsou mohutným extensorem loketního kloubu. Caput longum pomáhá dorsální flexi a addukci v ramenním kloubu.



Obr. 14 musculus triceps brachii (Travell a Simons, 1999)

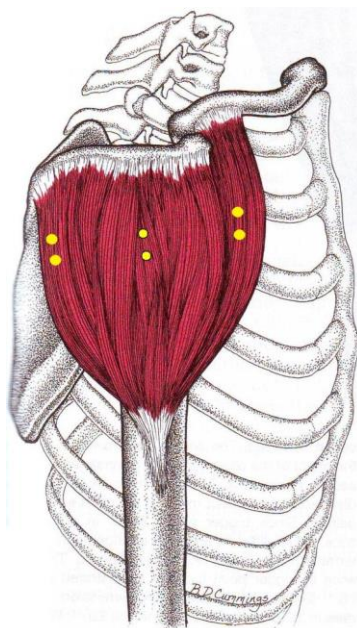
## Musculus deltoideus (deltový sval)

### Popis

Tento plochý sval má trojúhelníkový obrys. Tvarem připomíná řecké písmeno delta, od čehož dostalo svůj název. Je stočen tak, že má vzhled poloviční nálevky, jejíž široký konec navazuje na pletenec horní končetiny, kdežto vrchol spojuje s pažní kostí. Do konkavity této nálevky je vložen kloub ramenní a podmiňuje tak vyklenutí svalu. Na konvexní stranu naléhá kůže krajiny ramenní. Snopce tohoto svalu se začínají na pletenci horní končetiny v rozsahu inserce svalu trapézového, tj. od předního okraje laterální třetiny kosti klíční, od laterálního okraje nadpažku a od dolního okraje hřebene lopatkového (spina scapulae). Snopce se od svého začátku paprscitě sbíhají směrem k inserci, snopce části akromiální jdou přímo distálně, snopce části klavikulární a spinální distolaterálně. Inserují na tuberositas deltoidea humeri pomocí šlachy, která se začíná tvořit na hluboké straně svalu.

### Funkce

Celý sval vyvolává abdukci v kloubu ramenním, při čemž jako vlastní abduktor se uplatňuje část akromiální, kdežto části klavikulární a spinální zamezují odchýlení paže směrem ventrálním nebo dorsálním. Část klavikulární sama o sobě má podobnou funkci jako m. pectoralis major, část spinální jako m. teres major a m. latissimus dorsi.



Obr. 15 musculus deltoideus (Travell a Simons, 1999)

## 2.6 Metody výzkumu hybné soustavy

Základem je studie, která se snaží pochopit jakým způsobem jsou vykonávané pohyby a to především studií svalové koordinace. Ting a McKay (2007) říkají, že je zejména potřeba pochopit, jakým způsobem jsou svaly koordinovány při nepravidelných motorických úkonech. pro nás je ale spíše důležité zkoumat naučený konkrétní pohyb a porovnat ho s jinými vzorky.

Svalová koordinace je definována jako "rozdělení svalů v bříšku svalu nebo použití síly mezi jednotlivými svaly produkující danou momentální zapojenou kombinaci" (Prilutsky, 2000), a tak mohou být studovány na základě elektromyografické (EMG) síly vzorky jednotlivých svalů. Do této doby bylo navrženo mnoho modelovacích přístupů pro odhad svalové síly. Bohužel, vzhledem k nedostatku experimentální metodiky pro odhad svalové síly, nemohou být tyto modely ověřené (Erdemir a kol., 2007). Proto k dnešnímu dni je svalová koordinace studována především z povrchové aktivity EMG z důvodu své neschopnosti měřit hluboké svaly. EMG především souvisí s nervovými výstupy z míchy a tudíž i počtu aktivovaných motorických jednotek a jejich vybíjení. Nicméně, výklad povrchové EMG komplikuje mnoho dalších faktorů, které ovlivňují signál (Farina a kol., 2004a) a malé rozpory o některých metodách zpracování (např. amplituda normalizace a stanovení počátku a konce činnosti). Proto, to vyvolává pochybnosti o platnosti informací získaných jak z úrovně aktivity, tak aktivace časování.

Elektromyografie (EMG) je rozvíjející se experimentální technika, která zaznamenává elektrický potenciál. Elektrický potenciál je zachycován a veden přes membránu z příčně pruhovaného svalstva. Kineziologické EMG může být popisováno jako studie neurosvalové aktivity, která zahrnuje i aktivitu posturálních svalů, funkční pohyblivost a výkonnostní kondici (Konrad, 2005).

Elektromyografie se používá pro účely neurologické diagnostiky, ale také pro účely klinické kineziologie, kde se jedná hlavně o znázornění sekvenčních pohybových úkonů a diagnostiku funkčního zapojování jednotlivých svalů. Elektromyografie se dá použít ve spojení s kinematografií, kde se dobře zaznamenává a porovnává průběh svalové aktivity v pohybu (Véle, 2005).

Metody výzkumu elektromyografie jsou rozděleny do tří typů, podle typu měření. Těmito třemi typy jsou analytická, jehlová a polyelektromyografie. Elektromyografická metoda analytická a jehlová snímá elektrický potenciál pouze

jednoho svalu. EMG snímá aktivitu z povrchu těla elektrodami umístěnými na kůži v místě sledovaného svalu či modifikace injekční jehly se zabudovanými elektrickými drátky, která je zabodnuta přímo do svalu. Druhá zmíněná metoda nám na rozdíl od první rozeznává akční potenciál jednotlivých motorických jednotek. Akční potenciál trvá pouhých několik milisekund, z tohoto důvodu nelze používat přímý zápis na papír jako je tomu např. u EKG (Véle, 2005).

Polyelektromyografie je metoda, která zkoumá aktivitu více svalů najednou. Tato metoda dokáže zkoumat čtyři, osm či šestnáct svalů. Zde se nepoužívá jehlových metod, jelikož nejde o přesný tvar akčních potenciálů, jako spíš o aktivitu zaznamenanou v časovém úseku. Tato metoda nám umožňuje analyzovat skupinu svalů v různých kombinacích pohybů (Véle, 2005). Tato metoda byla zvolena do praktické části této práce, jelikož nám jde právě o aktivitu jednotlivých svalů v průběhu pohybu.

EMG je spojeno s aktivitou svalu, která závisí na motorických jednotkách. To celé závisí na aktivním pohybu. Sval, který je v klidu, by neměl vyvíjet žádnou aktivitu. Při pohybu se aktivují jednotlivé motorické jednotky, které se projeví na EMG asynchronně v lineární závislosti na úsilí vynaloženém pohybem. Adrian-Brockův zákon vysvětluje tento jev viditelný na EMG. Motorické jednotky mají vlastní rytmus výbojů a jejich pohyb je asynchronní. Asynchronní aktivita nevyvíjí maximální sílu, ale je charakterizována plynulým vývojem síly. Je-li za potřebí vyvinout nadměrnou sílu v určité chvíli, je využita časová stimulace, kdy motorické jednotky vyvíjejí větší aktivitu, než obvykle, která je doprovázena stoupající únavou (Véle, 1997).

EMG vypovídá o velikosti svalové aktivity v závislosti na čase a o posloupnosti v zapojování jednotlivých svalů ve smyslu mezisvalové koordinace. V žádném případě však nelze zaměňovat hodnoty svalových amplitud v  $\mu\text{V}$  za jednotky síly, které charakterizují mechanické změny v průběhu pohybu konkrétního tělesného segmentu. Vztah těchto dvou funkcí není lineární (Křištofič, Valouchová, 2005).

## 2.7 EMG baseballového hodu

Povrchové EMG elektrody, které jsou používány, nezpůsobují bolest nebo omezená pohyby měřeného nadhazovače. Šířka pásma amplitudy O je dostačující pro potřebný záznam (v našem případě vždy deseti hodů).

Důvodem pro použití EMG ke studii svalové aktivity během pohybu při nadhozu a pohybu při házení je poskytnout lepší pochopení svalového zapojení během těchto pohybů ramen. Pohyby v podobě tahu a tlaku nám v izokinetické síle daly základ pro měření napětí. Následovalo měření hodů, tedy dynamického pohybu. Dva různé typy pohybů nám daly možnost analyzovat vliv rychlosti na svalovou činnost.

Gowan a kol. a Kelly a kol. definovány ve svém výzkumu dvě skupiny svalů. Infraspinatus, supraspinatus, tři části deltového svalu, které jsou definovány jako stabilizátory. Subscapularis, pectoralis major, latissimus dorsi a triceps brachii jsou definovány jako urychlovače. Na základě jejich studie tato definice může být použita nejen pro hody, ale též by mohla být použita pro tažení, tlačení a zdvih. Významné rozdíly by se mohly ukázat mezi těmito dvěma skupinami na vnitřní a vnější části svalu deltového, též supraspinatu a infraspinatu. Koordinace ve svalových kontrakcích hraje významnou roli při stabilizaci ramenního kloubu a úloha svalů uvedených výše, je vyšší u rekreačních sportovců během tažení, tlačení a zdvihu, než u profesionálních nadhazovačů.

Na základě těchto výsledků by bylo možné určit maximální svalovou aktivitu, která je výrazně vyšší v průběhu dynamického pohybu, tedy při hodu horem, než v izokinetickém pohybu. Vrchol svalové aktivity je závislý na účinnosti, na rychlosti a na úrovni propriorecepce svalů.

Další parametr pro vlastnosti svalové činnosti je čas šíře pohybu cyklu. To lze dobře pozorovat v průběhu rychlého hodu. To naznačuje, že různé neuro-svalové kontroly a propriorecepce nadhazovačů způsobují různé svalové koordinace při házení.

## **Cíle a úkoly**

### **2.8 Cíle**

Práce je zaměřena na analýzu jednotlivých druhů házení v baseballu. Zkoumána je činnost a aktivita vybraných svalů zapojených do pohybu různých typů hodů, kterými jsou baseballový nadhoz z nadhazovacího kopce, nadhoz ze země, hod vrchním obloukem (dále už pouze klasický hod), hod bez použití levé paže a čelní hod. Veškeré tyto druhy hodů jsou následně zkoumány a porovnány. Měření je založené na použití přístroje povrchové polyelektromyografie. Cílem je vyhodnocení aktivity jednotlivých svalů během těchto typů hodu s časovým záznamem, který nám přesně řekne, kdy a jak se jaký sval podílel na pohybu a které druhy hodů jsou náročnější na svalovou aktivitu. Záznam pohybu jednotlivých druhů hodu je vždy zprůměrován z deseti pokusů.

### **2.9 Úkoly**

- Sestavení nadhazovacího kopce určeného pro použití ve vnitřních prostorách
- Výběr řady měřených svalů
- Výběr vhodného vybavení pro záznam pohybu – Videokamera, EMG přístroj
- Vyhodnocení videozáznamu pomocí Dartfish programu
- Zpracování dat EMG přístroje
- Porovnání záznamů jednotlivých druhů hodu
- Interpretace výsledků

## **3 Metodologie**

### **3.1 Charakter výzkumu**

Jedná se o případovou studii popisného charakteru, s využitím povrchové elektromyografie a jednoduché kinematické analýzy. Předmětem popisu byl baseballový nadhoz a jeho komparace s jinými druhy hodů, kterými byli hod jednoruč vrchním obloukem, nadhoz bez použití kopce, hod bez použití levé ruky a čelní hod.

### **3.2 Charakteristika sledované osoby**

Sledovanou osobou byl 22 letý hráč baseballu, který trénuje cca. od 10 let. V současné době se věnuje postu nadhazovače a chytáče v družstvu hrající druhou nejvyšší soutěž v ČR, tedy Českomoravskou ligu.

Je vysoký 178 cm a váží 80 kg. V době měření byl zcela zdrav a v poměrně dobré kondici.

### **3.3 Metody použité pro analýzu**

Základní metodou pro popis vnějšího pohybu byla dvourozměrná kinematická analýza. Pokusy jednotlivých pohybů hodů byly zaznamenány videokamerou značky SONY HDV – handycam 1080, se snímací frekvencí 25 obrázků za sekundu při rozlišení čtyři megapixely. Záznam z videokamery byl sestřihán a vyhodnocen pomocí počítačového programu Dartfish, který je určen pro analýzu pohybových dovedností a umožňuje dvojrozměrnou kinematickou analýzu.

Záznam činnosti jednotlivých vybraných svalů byl proveden polyelektromyografickou metodou. Touto metodou jsme zaznamenávali aktivitu sedmi vybraných svalů. Jednotlivé svaly i metoda záznamu jsou vysvětleny již dříve v teoretické části této práce. Pro měření jsme měli k dispozici lehký EMG přístroj, který se dal upevnit na tělo do bederní části a téměř vůbec neomezoval pohyb (pohyb nesměl být prováděn zcela na plno z důvodu odpadávání snímacích elektrod upevněných na kůži nad místy sledované aktivity jednotlivých svalů). EMG

přístrojem jsme zaznamenávaly vždy několik opakovaných hodů po dobu zhruba 30 sekund. Vybavení použité pro měření bylo obohaceno o další nutné doplňky. Těmi byly přenosný PC, nabíjecí zařízení, software pro přenos, uložení, zpracování a následné grafické zobrazení dat. EMG přístroj používal jeden kanál pro synchronizaci záznamu z videokamery s časovými údaji. EMG přístroj byl nastaven na snímání určitého časového úseku, který byl ohlášen po spuštění automatickým akustickým signálem na začátku a na konci měřeného úseku.

Veškeré zmíněné vybavení bylo zapůjčeno z Fakulty tělesné výchovy a sportu na Karlově univerzitě.

### **3.4 Charakteristika použitého EMG přístroje**

- Nezávislý mobilní EMG přístroj.
- Použití přístroje: upravený pro přenos na těle probanda během pohybové činnosti s měřením elektrických potenciálů svalů pomocí elektrod. Následné přenesení dat do přenosného PC.
- Charakteristika: přístroj má 26 měřících kanálů z toho je šestnáct uzpůsobeno na měření EMG
- Výrobce: Mega Electronics Ltd
- Display LCD (240 x 160 bodů)
- Rozlišení: 14 bitů
- CMRR Typ: 110 dB
- Kanály: 4 – 16
- EMG typu Raw / Zprůměrovaný / Měření True-RMS / Integrovaný
- Vzorkovací frekvence 100 / 250 / 1000 / 2000 / 10000 Hz
- Frekvence pásma EMG: 8 - 500 Hz, 15 - 500 Hz
- Konektory: USB, WLAN
- Paměť: CF cart 256 MB standard (optional upto 2 GB)
- Napájení: 4 x 1,5 V (AA/LR6 typ) nabíjecí baterie
- Rozměry: 181 x 85 x 35 mm
- Váha: 344 g
- Aktivace izolovaného spouští ( in / out )
- Povrchové elektrody, snímače (koncentrické, jedno vlákno)

## 4 Interpretace výsledků

Tato část práce je zaměřena na vyhodnocení dat získaných z měření baseballového nadhozu z nadhazovacího kopce, baseballového nadhozu ze země, hodu jednoruč vrchním obloukem (dále jen Klasický hod), čelního hodu a hodu bez použité levé ruky. Jako základ poslouží grafické znázornění aktivity jednotlivých svalů zapojených při pohybu jednotlivých druhů hodu. Následné grafy ukazují časový průběh elektrického potenciálu na vybraných svalech. Měřenými svaly jsou m. deltoideus, m. biceps brachii a m. triceps brachii. Grafy jednotlivých druhů hodů jsou vytvořeny na základě deseti opakovaných pokusů určitého druhu hodu a následně zprůměrovány.

Záznamy jednotlivých druhů hodu mají samozřejmě jiný časový průběh a z tohoto důvodu byly převedeny v procentech do stejné škály, aby byly navzájem porovnatelné.

Ačkoliv porovnáваме jednotlivé druhy hodů mezi sebou, vycházíme primárně z komparace baseballového nadhozu vůči ostatním druhům. Předpokládaný rozdíl činí hod z nakloněné roviny, kterým je nadhazovací kopec.

Každý druh hodu je rozdělen do určitých fází, které jsou v grafech značeny černými svislými čarami. Fáze u jednotlivých druhů hodů mají různý počet. Některé druhy vynechávají určité fáze. Je tomu tak např. u čelního hodu, kde jsou chodidla v neměnné pozici. Abychom mohli jednotlivé fáze porovnávat, omezíme se pouze na tři základní fáze, kterými jsou výkrok a nápřah, švih paže, dokončení hodu (u čelního hodu tvoří první fázi pouze nápřah).

Ačkoliv se se stále jedná o hody, jsou v jednotlivých druzích patrné markantní rozdíly. Svalová aktivita je u jednotlivých druhů proměnlivá jak v čase, tak i co se velikosti síly zapojení týče. Jak už jsem dříve zmínil, délka procesu jednotlivých druhů hodů byla kalibrována použitím procent a převedena na stejnou časovou délku. Časová kalibrace je zaznamenána a vysvětlena v následující tabulce.

## 4.1 Kritické body a svalová aktivita

	1	2	3	4	5
Kritické body	Klasický hod	Hod bez použití levé paže	Čelní hod	Nadhoz ze země	Nadhoz z kopce
	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]
1	0	0	0	0	0
2	38	36	1	29	12
3	72	66	2	80	73
4	74	71	2	80	73
5	81	80	3	87	81
6	100	100	100	100	100

Obr.16 Tabulka časových hodnot (v procentech) kritických míst v průběhu jednotlivých hodů

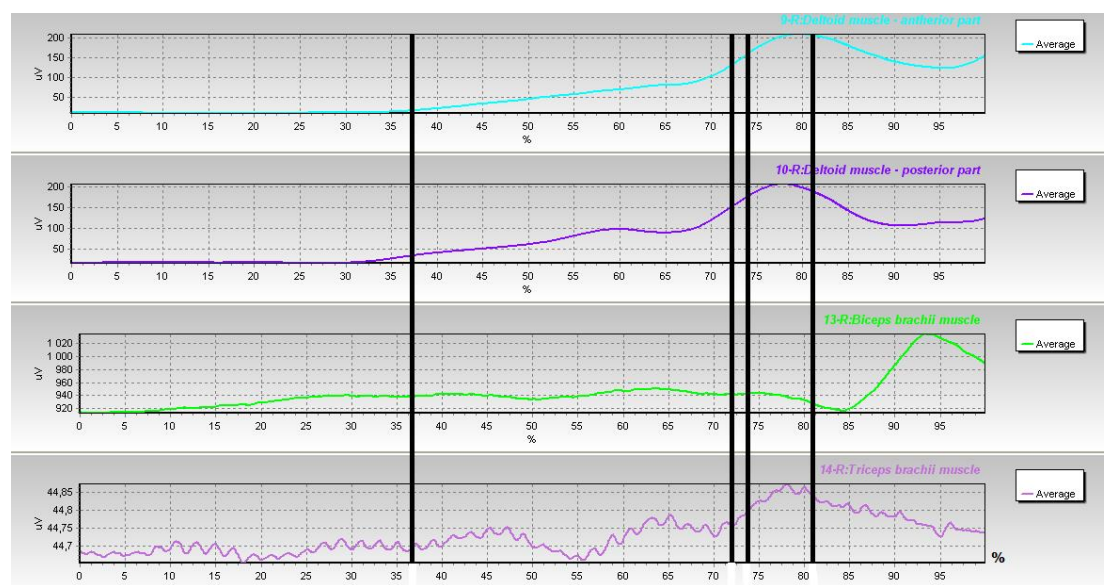
Tato tabulka je ukazuje procentuální rozdělení záznamů měření jednotlivých druhů hodů. Tabulka je používá procentuální rozdělení z důvodu různorodé délky jednotlivých měření. Poloha jednotlivých kritických míst je v grafech označena svislou čarou. Kritické místa byly posouzena na základě videozáznamu a posléze vyhodnocena v programu Dardfish.

Grafy mají názvy s čísly označující typ hodu (viz tabulka). 1 zaznamenává klasický hod, 2 hod bez použití levé paže, 3 čelní hod, 4 nadhoz ze země a 5 nadhoz z kopce.





## Klasický hod (hod jednoruč vrchní obloukem)



Obr. 17 Sekvence fotek klasického hodu



Obr. 18 Graf zaznamenávající průběh svalové aktivity u klasického hodu

	M. deltoideus - anterior
	M. deltoideus - posterior
	M. biceps brachii
	M. triceps brachii

### Musculus deltoideus

Graf znázorňující průběh svalové aktivity svalů Musculus deltoideus anterior a Musculus deltoideus posterior lze vypožorovat, že elektrický potenciál narůstá pozvolna v náprahové fázi a následně ještě výrazněji roste ve švihové fázi. Jak lze vyčíst z grafu, následně aktivita u obou částí deltového svalu lehce upadá a ustálí se na polovině maxima. Průběh posterioru i anterioru deltového svalu je velmi shodný s nepatrným rozdílem v náprahové fázi, kde je svalový potenciál m. deltoideu

anterior vyšší než je tomu tak u druhé části svalu. Hodnota maximální aktivity nastává při odhodu míče, kde pak zvolna klesá při došvihů paže.

### **Musculus biceps brachii**

Z grafu znázorňující průběh svalové aktivity svalu Musculus biceps brachii při hodu jednoruč vřním obloukem zjišťujeme, že je zde nepatrný elektrický potenciál po celou dobu nářahové fáze, který ve švihové fázi klesne k nulovým hodnotám a následně rapidně naroste až při odhodu míče. Největší aktivitu vyvine sval těsně po odhodu míče, kde je ruka v prodloužení. Po odhození míče nastává uvolnění svalu a klesá tedy i jeho aktivita.

### **Musculus triceps brachii**

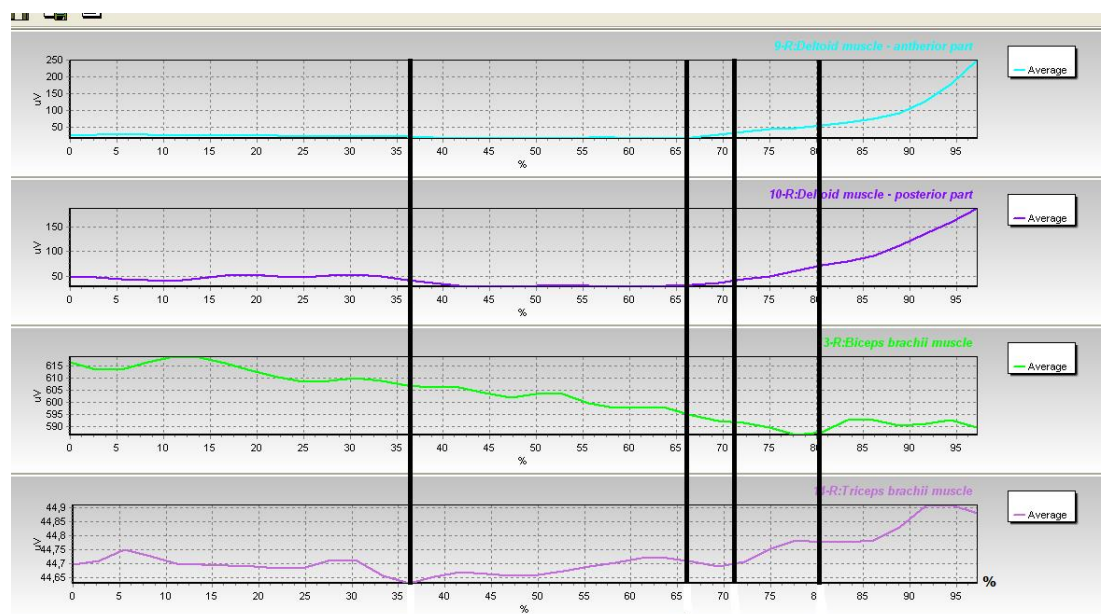
Na grafu znázorňujícího průběh svalové aktivity svalu Musculus triceps brachii lze vypořovat, že elektrický potenciál je proměnlivý. V nářahové fázi nabývá polovičních hodnot svého maxima. Ve švihové fázi se dostává k maximálním hodnotám a následně v odhodové fázi pozvolna klesá.

Jelikož se jedná o klasický hod, svalový potenciál měřených svalů by měl být nejvíce směrodatný z důvodu toho, že měřený subjekt by měl mít tento pohyb přirozeně naučený a zafixovaný. Je zde vidět i největší návaznost jednotlivých přechodů mezi fázemi.





## Hod bez použití levé paže



Obr. 19 Sekvence fotek hodu bez použití levé paže



Obr 20. Graf zaznamenávající průběh svalové aktivity hodu bez použití levé paže

	M. deltoideus - anterior
	M. deltoideus - posterior
	M. biceps brachii
	M. triceps brachii

### Musculus deltoideus

Z grafů znázorňujícího průběh svalové aktivity svalů Musculus deltoideus anterior a Musculus deltoideus posterior lze vyzorovat, že elektrický potenciál se pohybuje u nulových hodnot až do fáze švihové, kde elektrický potenciál nabírá vysokých hodnot a vrcholí při vypouštění míče z ruky.

Průběh jednotlivých částí deltového svalu je v tomto případě velmi shodný. M. posterior nabývá o něco vyšší hodnoty v přípravné fázi. Následně se obě křivky začnou sjednocovat.

### **Musculus biceps brachii**

Průběh svalové aktivity svalu Musculus biceps brachii při hodu jednoruč vrtním obloukem zaznamenaném v grafu zjišťujeme, že jeho elektrický potenciál po celou dobu pohybu klesá.

Svalová aktivita v základním postavení nabývá nezvykle vysokých, až maximálních hodnot s tím, že v náprahové fázi klesá k polovičním hodnotám svého maxima. Následně ve švihové fázi se už blíží nulovým hodnotám. Svalový potenciál nepatrně vzroste v odhodové fázi a po vypuštění míče z ruky opět klesne k minimu.

Tento trend připisuji nestandardnímu druhu hodu, který vyžaduje větší důraz na koordinaci a ovládání těla. Házecí paže nemá oporovou kompenzaci v pohybu těla a musí tedy uzpůsobit (pozměnit) celý pohyb ruky.

### **Musculus triceps brachii**

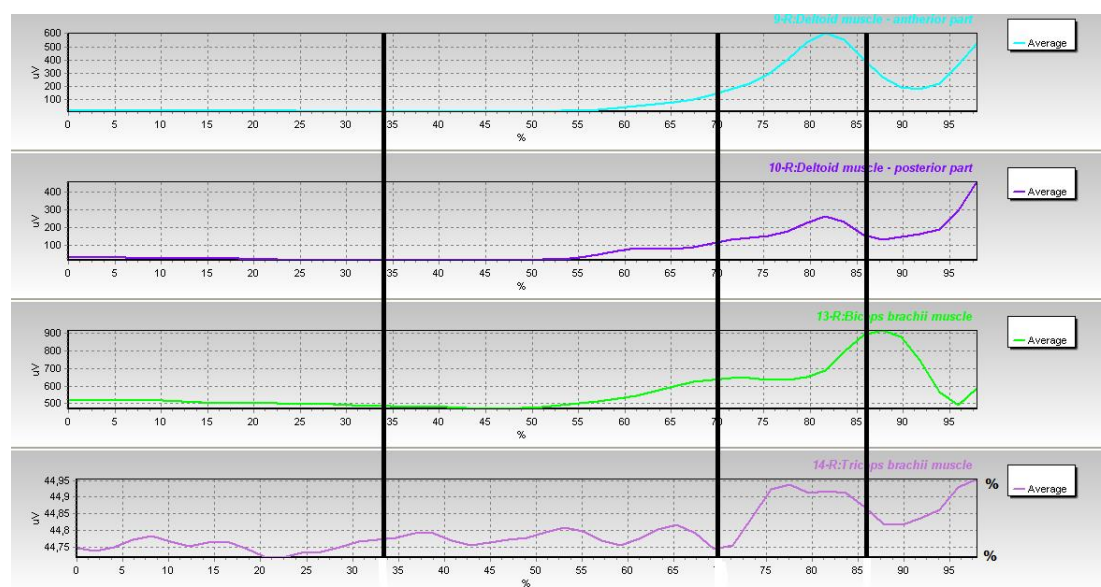
Graf znázorňující průběh svalové aktivity svalu Musculus triceps brachii lze vyzorovat, že elektrický potenciál je opět proměnlivý, jakož tomu bylo u předchozího druhohodu. V náprahové fázi nabývá čtvrtinových hodnot svého maxima. Až ke konci švihové fáze začíná elektrický potenciál narůstat a ve fázi odhodu se dostává k maximálním hodnotám, kdy nejvyšší hodnoty dosahuje při vypouštění míče z ruky.

Zde je dobře zachyceno antagonistické chování svalů m. biceps brachii a m. triceps brachii. Svalová aktivita dříve zmíněného svalu po celou dobu pohybu klesá, zatímco u druhého svalu, je tomu naopak.

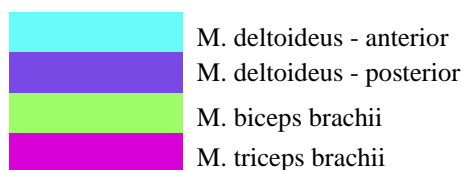
## Čelní hod



Obr. 21 Sekvence fotek zaznamenávající čelní hod



Obr. 22 Graf zaznamenávající průběh svalové aktivity čelního hodu



### Musculus deltoideus

Graf, který znázorňuje průběh svalové aktivity svalů Musculus deltoideus anterior a Musculus deltoideus posterior lze vypočítat, že elektrický potenciál je v prvních fázích hodu, tedy základní fázi a náprahu prakticky nulový narůstá až v náprahové fázi hodu. U m. deltoideus posterior nastává svalová aktivace o něco

dříve a následně se ustálí s nárůstem ve švihové fázi. Následně hodnoty klesají a nabývají maximálních hodnot v odhodové fázi, především při vypouštění míče z ruky. M. deltoideus anterior nabývá již maximální hodnoty ve fázi švihové, po té jeho svalová aktivita prudce upadá a opět roste k maximu v odhodové fázi.

Obě křivky mají velmi podobný průběh s tím rozdílem, že u m. deltoideus anterior jsou znatelnější rozdíly, tedy křivka více kolísá, předemší ve fázi švihové a odhodové.

### **Musculus biceps brachii**

Záznam v podobě grafu, který ukazuje průběh svalové aktivity svalu Musculus biceps brachii při čelním hodů zjišťujeme, že jeho elektrický potenciál je v přípravné fázi roven nule a nabývá na vyšších hodnotách až ke konci náprahové fáze, kde se ustálí na polovině svého maxima. Další vlnu nárůstu zaznamenává ke konci švihové fáze a následně se dostává do svého maxima. Po této fázi svalový potenciál prudce klesá a opět decentně roste při vypouštění míče z ruky.

### **Musculus triceps brachii**

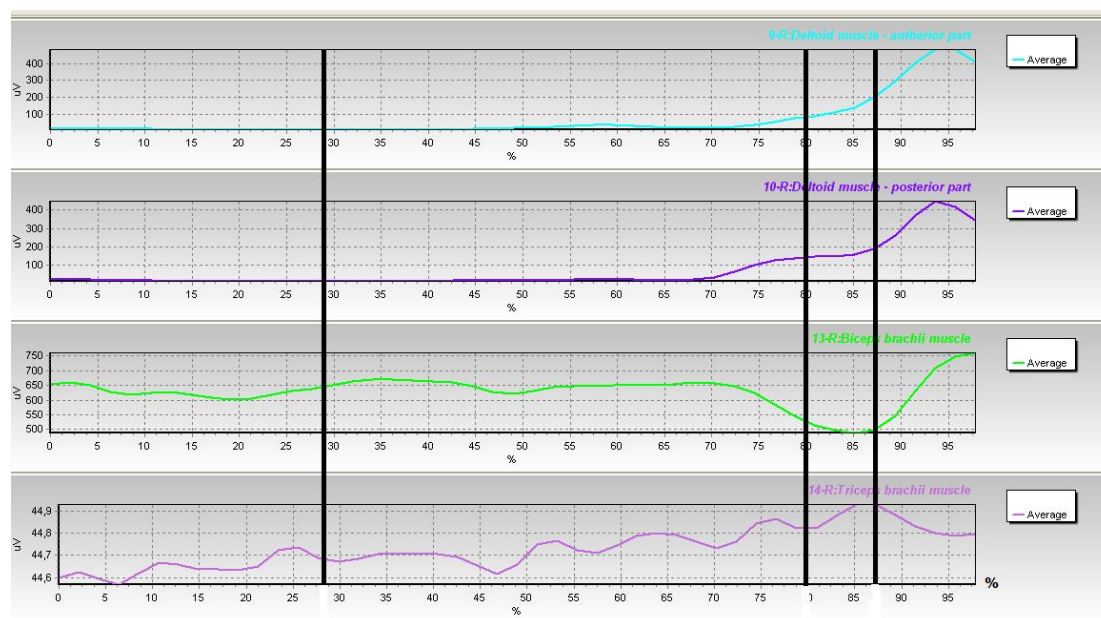
Z grafu znázorňujícího průběh svalové aktivity svalu Musculus triceps brachii lze vyzorovat, že elektrický potenciál je proměnlivý jakož je tomu i u ostatních druhů hodů. Aktivita svalu kolísá v minimálních hodnotách již od začátku pohybu. V těchto minimálních hodnotách setrvává až do náprahové fáze, kde elektrický potenciál ve svalu prudce vzrůstá. Na konci švihové fáze aktivita klesá k polovičním hodnotám maxima a následně opět nabývá maximálních hodnot v odhodové fázi, konkrétně při vy pouštění míče z ruky.

Při porovnání svalů antagonistického charakteru, konkrétně m. biceps brachii a m. triceps brachii, lze z grafu vyčíst, že jejich aktivita v tomto případě vykazuje závislost, kde převládá střídavé zapojení svalů způsobeno právě antagonistickým zapojením svalů.





## Nadhoz ze země



Obr. 23 Sekvence fotek zaznamenávající nadhoz ze země



Obr. 24 Graf zaznamenávající průběh svalové aktivity nadhozu ze země

	M. deltoideus - anterior
	M. deltoideus - posterior
	M. biceps brachii
	M. triceps brachii

### Musculus deltoideus

Z průběhu svalové aktivity svalů Musculus deltoideus anterior a Musculus deltoideus posterior, zaznamenaných na grafu výše, lze vypočítat, že elektrický potenciál narůstá až v náprahové fázi hodů s tím, že u m. deltoideus posterior nastává svalová aktivace o něco dříve a následně se ustálí. Na začátku švihové fáze je dorovnána aktivita svalu druhou částí m. deltoideu tedy anteriorem a ve švihové fázi

je dokonce překonána. V této fázi mají oba svaly shodný průběh s tím, m deltoideus anterior opisuje druhý sval s lehce vyššími hodnotami. Průběh aktivity obou svalů je velmi podobný.

V porovnání s křivkou aktivity, která zaznamenává svalový potenciál nadhozu z kopce je zajímavý rozdíl v aktivitě při náprahu. Při nadhozu z kopce je aktivita v náprahové fázi mnohem vyšší, než je tomu u nadhozu bez kopce, kde je prakticky nulová.

### **Musculus biceps brachii**

Graf znázorňující průběh svalové aktivity svalu Musculus biceps brachii při nadhozu bez použití nadhazovacího kopce zjišťujeme, že jeho elektrický potenciál je poměrně konstantní po celou dobu od základního postavení s tím že začne klesat v náprahové fázi hodů a ve švihové fázi se dostává až k nové hodnotě. Náhle jeho hodnota prudce vzrůstá v odhodové fázi. Tento trend neodpovídá žádnému z ostatních měření a není ani podobný měření, které jsem uskutečnil na bakalářském studiu. Připisuji to, buď špatnému snímání (hodnoty jsou opravdu velmi nestandardní, především v prvotních fázích pohybu hodů), nebo nezvyku provádět nadhoz z roviny a tedy měřený objekt byl lehce nepřirozený, což ovlivnilo výsledek. Po švihové fázi se vše vrací k normálu, kde největší aktivitu vyvine sval těsně po odhodu míče, kde je ruka v prodloužení. Po odhození míče nastává uvolnění svalu a klesá tedy i jeho aktivita.

### **Musculus triceps brachii**

Z grafu znázorňujícího průběh svalové aktivity svalu Musculus triceps brachii lze vyzorovat, že elektrický potenciál je proměnlivý s tím, že stále stoupá vzhůru až do fáze odhodu, kde pozvolna klesá. Shodně je tak tomu i u klasického hodů i nadhozu z kopce.

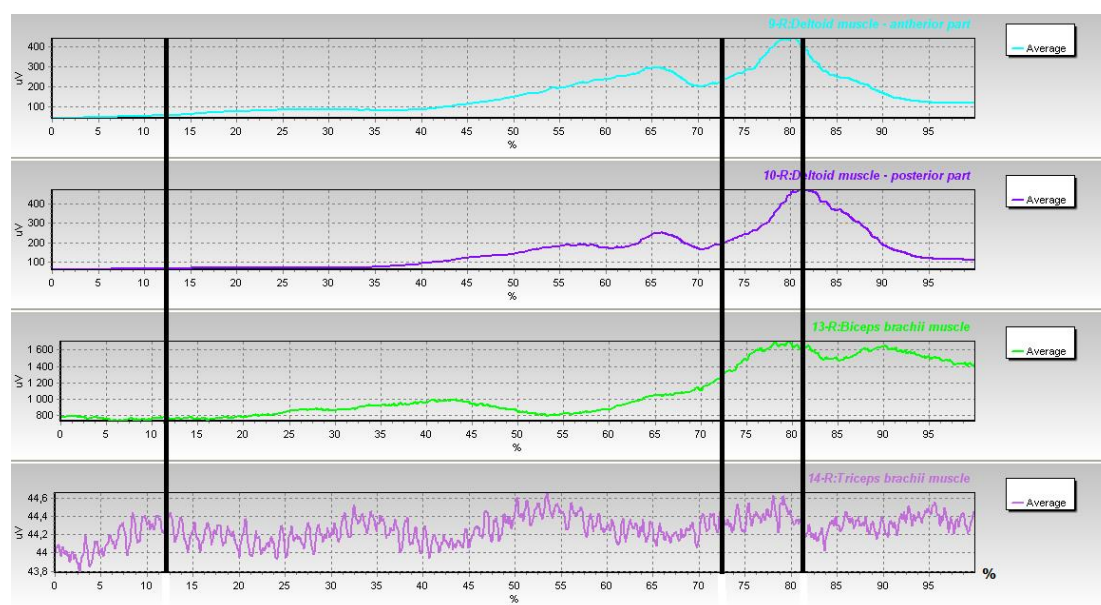
Těž se dá vyčíst ze záznamu v podobě grafu, že po zahájení švihové fáze, je aktivita poměrně konstantní. Hodnota maximální aktivity nastává těsně po odhodu míče.

O odhodové fázi je patrná propojenost m. bicepsu brachii a m. tricepsu brachii, kde aktivita bicepsu klesne a antagonistický triceps nabývá na své síle.





## Nadhoz z kopce



Obr. 25 Sekvence fotek zaznamenávající pohyb nadhozu z kopce



Obr. 26 Graf zaznamenávající průběh svalové aktivity v pohybu nadhozu z kopce

	M. deltoideus - anterior
	M. deltoideus - posterior
	M. biceps brachii
	M. triceps brachii

## Musculus deltoideus

Grafy, které znázorňují průběh svalové aktivity svalů Musculus deltoideus anterior a Musculus deltoideus posterior lze vypožorovat, že elektrický potenciál narůstá ve dvou fázích. Aktivita svalu je zaznamenána již ke konci fáze náprahu a to z důvodu prudké rotace paže přes zapažení vzhůru. Posléze elektrický potenciál ve svalu lehce klesá. Další úsek aktivity svalu je zaznamenám chvíli po zahájení

švihové fáze, kdy prudce roste jeho elektrický potenciál, jak lze vyčíst z grafu. Hodnota maximální aktivity nastává při odhodu míče, kde pak prudce klesá při došvihů paže.

Aktivita jednotlivých částí deltového svalu je nepatrně odlišná ve fázi nápřahu, kdy svalová aktivita m. deltoideus anterior roste a pak prudce klesne, zatím co aktivita m. deltoideus posterior kolísá a následně také klesá ne tak výrazně, jako je tomu u dříve zmíněného svalu.

### **Musculus biceps brachii**

Z průběh svalové aktivity svalu Musculus biceps brachii při nadhozu zjišťujeme, že jeho elektrický potenciál rapidně naroste až při samotném hodu, tedy ve švihové fázi. Největší aktivitu vyvine sval těsně po odhodu míče, kde je ruka v prodloužení. Po odhození míče nastává uvolnění svalu a klesá tedy i jeho aktivita.

### **Musculus triceps brachii**

Záznam v podobě grafu znázorňujícího průběh svalové aktivity svalu Musculus triceps brachii lze vyzorovat, že elektrický potenciál je proměnlivý. Shodně je tak tomu i u klasického hodu. Co se svalů paže týče, tak se triceps brachii zapojuje při hodu dříve, než-li biceps brachii. Aktivita svalu je zaznamenána již ve fázi nápřahu a to z důvodu prudkého upažení s loktem směřujícím vzhůru. Posléze elektrický potenciál ve svalu lehce klesá. Další úsek aktivity svalu je zaznamenám chvíli po zahájení švihové fáze, kdy prudce roste jeho elektrický potenciál, jak lze vyčíst z grafu. Hodnota maximální aktivity nastává těsně po odhodu míče, kde pak pozvolna klesá při došvihů paže.

Při porovnání m. biceps brachii a m. triceps brachii je zřejmé, že aktivita dříve zmíněného svalu je v prvních úsecích výrazně nižší a následně rapidně roste v nápřahové fázi, zatím co aktivita m. triceps brachii je po celou dobu pohybu dosti proměnlivá a to i ve fázi, kdy m. biceps brachii zaznamenává svou největší aktivitu. Ve švihové fázi dochází ke koaktivaci svalů, tedy oba svaly se podílejí výraznou mírou na průběhu tohoto pohybu. Nejedná se tedy o typickou antagonistickou funkci. Vysvětlení by bylo možné za použití videozáznamu, který by ukázal jak a kdy se mění úhel v lokti.

## 5 Diskuze

V této práci jsem se zabýval sledováním a následným porovnáváním určitých druhů hodů v baseballu. Některé ze skupiny měřených druhů hodů nejsou standardně používány v běžném baseballovém prostředí. Zmíněné druhy byly aplikované pouze pro zkoumání a porovnávání ( např. hod bez použití levé paže) mezi sebou a zároveň se na nich dají pozorovat změny v zapojování svalů při hodech.

Základem měření byl baseballový nadhoz, který byl zkoumán a porovnávám s ostatními druhy hodů. Baseballový nadhoz je specifický nejen svým pohybem, ale též tím, že je prováděn na naklopené rovině

Povrchová elektromyografie mi pomohla prozkoumat, jak se svaly a do jaké míry na hod podílejí. Měřenými svaly byly musculus deltoideus anterior, musculus deltoideus posterior, musculus biceps brachii a musculus triceps brachii. Tyto svaly jsem pomocí EMG podrobil důkladnému měření.

Při pozorování aktivity jednotlivých svalů v průběhu baseballového nadhozu z nadhazovacího kopce i bez, klasického hodu, čelního hodu a hodu bez použití levé paže jsem došel k těmto závěrům:

Předpoklad byl, že jelikož se jedná stále o hod jednoruč vrchním obloukem, tak EMG bude vykazovat srovnatelné hodnoty. Ukázalo se, že tomu tak úplně není. Nepatrné rozdíly v pohybu či technice hodu silně ovlivňují zapojení jednotlivých svalů. Z toho vyplývá, že je důležitější na správné provedení a to nejen ze zdravotních důvodů, ale i z důvodů samotného výkonu.

Ačkoliv hlavním tématem této práce je nadhoz a srovnání s jinými druhy hodů, tak v tuto chvíli musíme vycházet z klasického hodu, který je základním druhem hodu a ze kterého všechny ostatní druhy vycházejí. Nejprve bych tedy rád zmínil poznatky společné pro všechna měření. Výsledné křivky grafů elektromyografických záznamů ukazují určitý trend opakující se u všech měření. Křivka zaznamenávající elektrický potenciál v musculus triceps brachii vykazuje velmi proměnlivou aktivitu již od začátku hodu. U většiny ostatních měřených svalech elektrický potenciál spíše nabývá na intenzitě, tedy přechází od nulových hodnot k maximu a klesá v poslední fázi hodu.

Musculus deltoideus anterior a musculus deltoideus posterior vykazují podobnou aktivitu s tím, že je zde u všech druhů hodů patrný trend. Svalová aktivita je v prvotních fázích nulová a roste až ve fázi švihové. Maximálních hodnot dosahuje ve fázi odhodu, tedy při vypouštění míče z ruky. Pouze u nadhozu z nadhazovacího kopce svalová aktivita roste již ve fázi náprahu, kde nabývá zhruba polovičních hodnot maxima. Následně křivka nepatrně klesá a roste opět až ve švihové fázi. Aktivita obou těchto deltových svalů roste ve stejném čase, křivky se ve směs opisují s tím, že musculus deltoideus anterior z pravidla zaznamenává nepatrně vyšší hodnoty než musculus deltoideus posterior. Nejvíce odlišné křivky deltových svalů, zejména u musculus deltoideus anterior, byly zaznamenány u čelního hodů, kdy je svalová aktivita nejvyšší na začátku švihové fáze, následně klesá a roste opět až v odhodové fázi. Tento fakt připisuji nestandardnímu postavení těla, kdy měřený subjekt musí při náprahu vyvinout větší svalovou intenzitu.

Musculus biceps brachii vykazoval ze všech měřených svalů největší rozdíly mezi jednotlivými druhy hodů. Pouze u některých druhů hodů se vyskytovala podobnost v posledních fázích hodů. Nejvíce odlišnou křivku hodů vykazovala křivka hodů bez použití levé paže. Tato křivka byla svou aktivitou zcela odlišná od ostatních. Zmíněná křivka nabývala maximálních hodnot v prvotních fázích pohybu měřeného subjektu a následně lineárně klesala až do konce švihové fáze, poté stoupla na čtvrtinovou hodnotu svého maxima v odhodové fázi a následně opět klesla při samotném vypouštění míče z ruky. Ve většině měřených druhů hodů aktivita přípravné fáze vykazovala hodnoty blízké se nule s tím, že aktivita rostla až v průběhu náprahové fáze ( u každého druhu hodů v jiném časovém úseku). Za zmínku ještě stojí graf zaznamenávající hod ze země, který v přípravné, náprahové fázi vykazuje stejnou hodnotu rovnou polovině maxima. Křivka klesá ke konci náprahové fáze a ve švihové fázi je dokonce rovna nulové hodnotě. Následně v odhodové fázi svalová aktivita rapidně roste a dosahuje svého maxima v samotném vypouštění míče z ruky.

Jak jsem již dříve zmínil, musculus triceps brachii vykazoval v průběhu všech měření nejvíce aktivity. Svalový potenciál zmíněného svalu stále kolísal nahoru a dolů. Je tedy zřejmé, že se podílí na celkovém pohybu hodů a to u veškerých druhů hodů a to ve všech fázích. Na začátku pohybu, tedy přípravné a náprahové fáze, vykazoval přibližně poloviční hodnoty svého maxima. Svalová aktivita s dalšími fázemi rostla vzhůru. Vysokých až maximálních hodnot dosahovala svalová aktivita již ve švihové fázi, na začátku odhodové fáze mírně klesla a následně opět vzrostla do

maximálních hodnot. Nejvíce odlišné výsledky měření v tomto případě zaznamenal nadhoz z kopce, který po celou dobu pohybu vykazoval velmi vysoké hodnoty.

Intenzita svalové aktivity je u všech svalů odlišná. Nejvyšší aktivitu zaznamenal biceps brachii a to konkrétně u nadhozu z kopce, kde vykazoval dvojnásobně vysoké hodnoty, než byla jeho maximální aktivita u ostatních druhů hodů. Hodnota elektrického potenciálu bicepsu brachii při nadhozu z kopce byla rovna 1600  $\mu\text{V}$ . Oproti tomu nejnižší maximální hodnota svalové aktivity byla zaznamenána u musculus triceps brachii, která zhruba 50  $\mu\text{V}$ . Za zmínku stojí fakt, že triceps brachii dosahoval tohoto maxima ve všech druhů hodů bez rozdílu. Je tedy patrné, že aktivita tohoto svalu není zcela závislá na pohybových odlišnostech.

Rád bych ještě detailněji rozebral baseballový nadhoz a porovnal ho s ostatními druhy hodů. Baseballový nadhoz vykazuje poměrně odlišné hodnoty od ostatních měřených druhů hodů. Jeho hodnoty se nejvíce blížily hodnotám klasického hodu s tím, že oproti klasickému hodu hodnoty měřených svalů byly dvojnásobně vyšší (s výjimkou musculus triceps brachii, kde se hodnoty všech měření byly srovnatelné a velmi nízké). Za zmínku stojí fakt, že nadhoz se země oproti nadhozu z kopce zaměstnává musculus biceps brachii po celou dobu hodu. To ale nemění nic na faktu, že maximum elektrického napětí naměřeného při nadhozu z kopce v musculus biceps brachii bylo více jak dvojnásobně vyšší, než tomu bylo u nadhozu ze země. Hodnoty ostatních měřených svalů byly srovnatelné se zbytkem testovaných druhů hodů. Úhel nadhozu zapříčiněný nadhazovačským kopcem měl tedy vliv především na musculus biceps brachii.

## 6 Závěr

Tato diplomová práce potvrdila rozdíly v zapojení svalů v jednotlivých druzích hodů. Rozdíly byly patrné u všech měření a to v různém rozsahu. Největší odlišnosti zaznamenal nadhoz z kopce díky své odlišnosti zapříčiněnou naklopenou rovinou.

Ostatní druhy hodů byly velmi podobné s nepatrnými rozdíly. Základ je ale u všech druhů hodů stejný. Veškeré druhy hodů, včetně nadhozu z kopce, vycházejí z hodu jednoruč vrchním obloukem.

## Literatura:

- Gowan, A.D., Jobe, F.W., Tibone, J.E., Perry, J., Moynes, D.R. (1987) A comparative electromyographic analysis of the shoulder during pitching, *Am. J. Sports Med.* 15, 586–590.
- Atwater, A.E. (1979) Biomechanics of overarm throwing movements and of throwing injuries. *Exercise & Sport Sciences Reviews* 7, 43-85.
- Kelly, B.T., Backus, S.I., R.D. Warren, Williams, R.J. (2002) Electromyographic analysis and phase definition of the overhead football throw, *Am. J. Sports Med.* 30, 837–847.
- Barrett, D.D., and Burton, A.W. (2002) Throwing patterns used by collegiate baseball players in actual games. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 73, 19-27.
- Borovanský, L. a kol. (1972) *Soustavná anatomie člověka díl I.* Praha : 583 s.
- Brown, L.P., Niehues, S.L., Harrah, A., Yavorsky, P., Hirshman, H.P. (1988) Upper extremity range of motion and isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators in major league baseball players. *Am J Sports Med.* 16, 577-585.
- Burkhart, S.S., Morgan, C.D., Kibler, W.B. (2003) The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology. Part II: evaluation and treatment of SLAP lesions in throwers. *Arthroscopy* 19, 531-539.
- Clements, A.S., Ginn, K.A. and Henley, E.C. (2001) Comparison of upper limb musculoskeletal function and throwing performance in adolescent baseball players and matched controls. *Physical Therapy in Sport Journal* 2, 4-14.
- (2008) Commissioner of baseball. *Official rules of MLB.* Chicago : TRIUMPH, 224 s. ISBN 978-1-60078-106-3.
- Čihák, R. (2008) *Anatomie I.* Praha: Grada, 516 s. ISBN 80-7169-970-5.
- Donatelli, R., Ellenbecker, T.S., Ekedahl, S.R., Wilkes, J.S., Kocher, K., Adam, J., (2000) Assessment of shoulder strength in professional baseball pitchers. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 30, 544-551.

- Dovalil, J. a kol. (2009) *Výkon a trénink ve sportu*. Praha : Olympia, 336 s. ISBN 978-80-7376-130-1.
- Dylevský, I. (2009) *Funkční anatomie*. Praha : GRADA, 544 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
- Ellenbecker, T.S., Roetert, E.P., Bailie, D.S., Davies, G.J. Brown, S.W., (2002) Glenohumeral joint total rotation range of motion in elite tennis players and baseball pitchers *Medicine & Science in Sports & Exercise* 34, 2052-2056.
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., Van Den Bogert, A.J. (2007) Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech* 22, 131–54.
- Escamilla, R., Fleisig, G., Barrentine, S., Andrews, J., Moorman, C. (2002) Kinematic and kinetic comparisons between American and Korean professional baseball pitchers. *Sports Biomechanics* 1, 213-228.
- Farina D, Merletti R, Enoka RM. (2004) The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol* 96, 1486–95.
- Feltner, M., Dapena, J. (1986) Dynamics of the shoulder and elbow joints of the throwing arm during a baseball pitch. *International Journal of Sport Biomechanics* 2, 235-259.
- Fleisig, G.S. (1994) *The biomechanics of baseball pitching*. Doctoral thesis. Alabama: University of Alabama.
- King, J., Brelsford, H.J., Tullos, H.S. (1969) Analysis of the pitching arm of the professional baseball pitcher. *Clin Orthop Relat Res.* 67, 116-123.
- Konrad, P. (2009) *The ABC of EMG a Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* [cit. 2009-07-25] Retrieved from www:<http://reseau.risc.cnrs.fr/fichiers/apercu.php?numero=1>.
- Kreighbaum, E., Barthels, K.M. (1985) *Biomechanics. A qualitative approach for studying human movement*. 2nd. edition, Minneapolis : Burgess Pub. Co
- Matsen, F.A., Harryman, D.T., Sidles, J.A. (1991) Mechanics of glenohumeral instability. *Clinics in Sports Medicine* 10, 783-788.
- Mcfarland, J. (1985) Champaign: Human kinetics. *Coaching Pitchers*. 208. ISBN 0-7360-4509-0.

- Nykodým, J. a kol. (2006) *Teorie a didaktika sportovních her*. Brno: FSpS MU, 120. ISBN 80-210-4042-4
- Prilutsky, B.I. (2000) Coordination of two and one joint muscles: Functional consequences and implications for motor control. *Motor control* 4, 1-44.
- Simons, D.G. (1999) *Travell and Simons Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. Baltimore: Williams and Wilkins, ISBN 0-683-08363-5
- Süß, V. (2003) *Softball a baseball*. Praha : Grada, 113. ISBN 80-247-0658-X
- Táborský, F. (2005) *Sportovní hry II*. Praha : GRADA, 172. ISBN 80-247-1330-6
- Ting, L.H., McKay J.L. (2007) Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Curr Opin Neurobiol* 17, 622–8.
- Véle, F. (2005) *Kineziologie posturálního systému*. Praha : Karolinum, 85. ISBN 80-7184-100-5
- Véle, F. (1997) *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha : Grada. 271. ISBN 80-7169-256-5.
- Véle, F. (2006) *Kineziologie*. Praha : Triton, 376. ISBN 978-80-7254-837-8.
- Werner, S.L., Fleisig, G.S., Dillman, C.J., Andrews, J.R. (1993) Biomechanics of the elbow during baseball pitching. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 17, 274-278.
- Werner, S.L., Gill, T.J., Murray, T.A., Cook, T.D., Hawkins, R.J. (2001) Relationships between throwing mechanics and shoulder distraction in professional baseball pitchers. *American Journal of Sports Medicine* 29, 354-358.
- Werner, S.L., Murray, T.A., Hawkins, R.J., Gill, T.J. (2002) Relationship between throwing mechanics and elbow valgus in professional baseball pitchers. *Journal of Shoulder & Elbow Surgery* 11, 151-155.
- Zelený, M. (2010) *Hodu vrchním obloukem v baseballu*. Bakalářská práce. Praha: UK FTVS, 48.