

Masarykova univerzita



Dagmar Moc Králová

**HODNOCENÍ PROJEVU SVALOVÉ ČINNOSTI  
POMOCÍ IZOKINETICKÉHO DYNAMOMETRU**

MASARYKOVA UNIVERZITA  
Fakulta sportovních studií

Dagmar Moc Králová

**Hodnocení projevu svalové činnosti pomocí  
izokinetického dynamometru**



Brno 2016

Všechna práva vyhrazena. Žádná část této elektronické knihy nesmí být reprodukována nebo šířena v papírové, elektronické či jiné podobě bez předchozího písemného souhlasu vykonavatele majetkových práv k dílu, kterého je možno kontaktovat na adrese – Nakladatelství Masarykovy univerzity, Žerotínovo náměstí 9, 601 77 Brno.

Recenzovali:

doc. Ing. Jana Drbohlavová, Ph.D.

MUDr. Karel Urbášek

© 2016 Dagmar Moc Králová

© 2016 Masarykova univerzita

ISBN 978-80-210-8141-3

# OBSAH

ÚVOD	4
1 Hodnocení projevu svalové činnosti	8
1.1 Motorické učení	9
1.2 Hodnocení propriocepce	11
1.3 Hodnocení kvality provedení pohybu	13
2 Úrovně řízení pohybu a jejich význam	15
2.1 Periferní systém svalové kontroly	17
2.2 Míšní úroveň	21
2.3 Kmenová úroveň	24
2.4 Subkortikální a kortikální úroveň	26
3 Výběr vhodného testu s ohledem na pohybovou činnost probanda	30
3.1 Technika útočného úderu	34
3.1.1 Anatomické zapojení svalů v průběhu útočného úderu	36
4 Izokinetická dynamometrie	41
4.1 Výzkumný soubor	43
4.2 Excentrická kontrakce musculus biceps brachii	44
4.3 Nastavení polohy při měření	45
4.4 Časový interval mezi měřeními	47
4.5 Výběr vhodných parametrů	48
5 Interpretace výsledků měření	50
5.1 Měření svalové činnosti	50
5.2 Možnosti měření činnosti eferentní dráhy	51
5.3 Výběr vhodných parametrů při testování	52
5.4 Instrukce v průběhu testování	54
5.5 Limitující aspekty měření – souhrn	55
ZÁVĚR	57
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	59
SEZNAM ZKRATEK	66
SEZNAM OBRÁZKŮ	67
SEZNAM TABULEK	68
RESUMÉ	69

## ÚVOD

V ordinaci fyzioterapeuta přibývají pacienti s chronickými potížemi pohybového aparátu. Jednou z příčin těchto potíží je nedostatek pohybu a sedavé zaměstnání. Další skupinou pacientů jsou naopak lidé, kteří mají pohybu nad míru. Patří sem sportovci trpící úrazy z přetížení. Ty vznikají opakovaným vystavováním svalů a jejich úponů mikrotraumatizačním procesům. Vrcholová, výkonnostní i rekreační úroveň postižených sportovců se projevuje na pravidelně či nárazově se konajících akcích. To vyžaduje fyzickou náročnost a nese s sebou i nebezpečí a riziko sportovních úrazů, které se vyskytují stále častěji (Handl & Davis, 2004, p. 12).

Vzhledem k vysokému počtu volejbalistů ošetřených v rámci individuální fyzioterapie se věnujeme konzervativní léčbě pletence ramenního s vazbou na celý pohybový aparát včetně jeho řídicích struktur.

Mezi akutními sportovními zraněními stojí volejbalová zranění na čtvrtém místě, přičemž zranění pletence ramenního hraje neméně významnou roli než zranění dolních končetin. V praxi se můžeme setkat s poruchou držení těla a neuspořádanými hybnými vzorci, které jsou pomocí zpětné vazby hlášeny do centrálního nervového systému a ukládají se do tělesného schématu jako špatná informace. Jednou z hlavních příčin vyšší frekvence výskytu zranění nejen ve sportu je nerovnovážné dráždění receptorů v našem organismu. To vede k poruchám v neuronálních spojovacích vzorcích centrální nervové soustavy a nedostatečné spontánní aktivaci vrozených hybných programů. Jedinec pak nemá k dispozici odpovídající hybné vzorce, a navíc ztrácí variabilitu v provedení jednotlivých pohybových úkonů (Orth, 2009, p. 25–30).

Volejbal patří mezi tzv. *overhead activities*, neboť při útočném úderu dochází k rotačním pohybům ve flexi ramenního kloubu nad horizontálou. Zranění způsobená tímto mechanismem jsou označována jako rotační. Nejčastější příčinou rozvoje mnohých poranění je nedokonalá dynamická stabilizace humeru ve *fossa glenoidalis* (Alfredson, Pietila, & Lorentzon, 1998; Barlett & Bussey, 2012, p. 66–68).

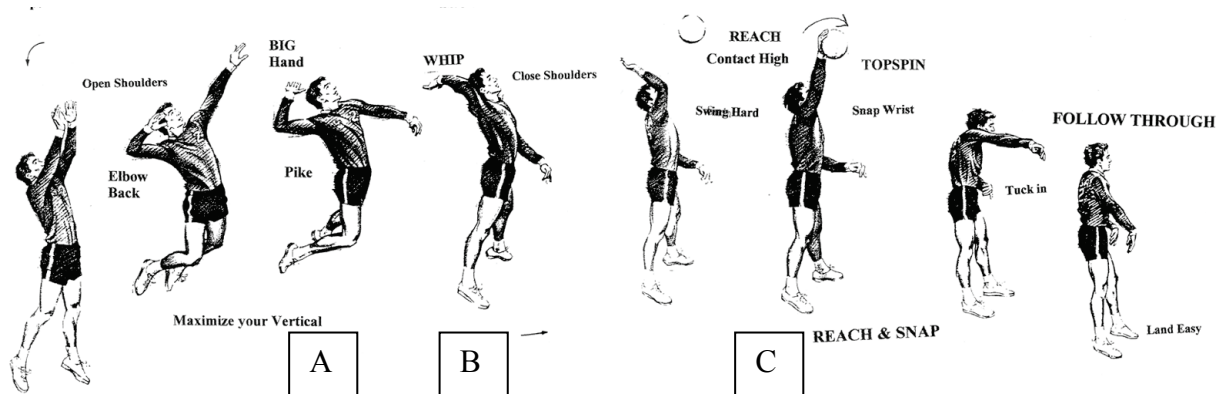
Dokonale dynamicky stabilizovaný *humerus* se v ontogenezi objevuje od 18. týdne vývoje a je považován za vrchol opěrné funkce horní končetiny. *Fossa glenoidalis* je schopna kroužit ve spirále okolo stabilizované hlavice humeru, což se projevuje souhrou svalů až do autochtonní muskulatury a akrálních částí. Této fázi předchází funkční dynamická stabilizace

lopatky, zavedení opěrného bodu na předloktí a stabilizace *humeru* v centrované pozici. Již zde tedy vzniká základ pro ekonomické provedení pohybu (Čápová, 2008, p. 29–41).

Samotné vertikalizace *humeru* se nejvýznamněji účastní *musculus brachioradialis*, *brachialis et caput breve m. biceps brachii*. Dlouhé hlavy *musculus biceps et triceps brachii* navádějí střídavým tahem hlavici *humeru* do *fossa glenoidalis* a podporují tak stabilizaci a centraci glenohumerálního skloubení. Vrcholem opěrné funkce je směr tahu svalových vláken *musculus pectoralis maior, subscapularis, latissimus dorsi et coracobrachialis* k *humeru*, čímž dochází k zmíněnému pohybu jamky přes hlavici *humeru* (Čápová, 2008, p. 46).

Mluvíme-li o dynamické stabilizaci glenohumerálního skloubení v průběhu *overhead activities*, přiřazujeme ke stabilizátorům navíc *musculus supraspinatus, infraspinatus, teres minor* a všechny části *musculus deltoideus*. Tyto svaly v průběhu abdukčního pohybu se zevně rotační komponentou pracují v tandemu, čímž chrání jednotlivé kloubní plochy před degenerativním poškozením. Jednou z jeho příčin je opakované nesprávné zapojení svalů. Nepříznivý vliv má i fakt, že zmíněné svaly jsou vývojově mladší, a tak velmi často inklinují k oslabení (Barlett & Bussey, 2012, p. 67; Kolář, 2009, p. 472–473; Kapandji, 2007, p. 36).

Při útočném úderu ve volejbalu dochází v první fázi k zevní rotaci ramene a translaci hlavice *humeru* vpřed. Zevní rotace je pak prohloubena dopředným pohybem útočnickova těla. V průběhu této nadměrné rotace (Obr. 1A) může dojít k útlaku zadní části rotátorové manžety mezi hlavicí *humeru* a *labrem glenoidalis*. V kombinaci s přechodem ramenního kloubu do jeho uzavření (Obr. 1B) dochází při nadměrném opakování tohoto pohybu k degeneraci úponů svalů rotátorové manžety spolu s horní části labra. K samotnému poškození úponů dochází nejčastěji při kontaktu s míčem (Obr. 1C), kdy se dlouhá hlava *musculus biceps brachii et musculus supraspinatus* snaží ochránit glenohumerální skloubení během jejich excentrické kontrakce. Ta slouží jako brzdná síla (Barlett & Bussey, 2012, p. 67).



**Obr. 1 Fáze útočného úderu** (A – maximální zevní rotace ramenního kloubu, B – uzavírání ramenního kloubu, C – nejvyšší místo kontaktu s míčem)

Cílem této práce je uvést širší souvislosti při hodnocení svalového projevu při různých typech měření. V první kapitole Hodnocení projevu svalové činnosti uvádíme aktuální poznatky autorů a jejich názory na jednotnost při hodnocení pohybových činností. Jednotlivé podkapitoly pak odkazují na motorické učení, které již samo předznamenává variabilitu v provedení pohybu, a usměřuje tedy pohled na jednoznačné faktory pro hodnocení. Podkapitola o hodnocení propriocepce navádí na doplnění kvantitavních měření o vnímání těla a hodnocení nervosvalové dráždivosti. Poslední podkapitola rozvádí význam hodnocení kvality provedení pohybu a jeho úskalí.

Kapitola druhá vychází z hodnocení propriocepce a složitosti nervosvalové dráždivosti. Snaží se tedy přiblížit složitost řídicího systému a jeho součástí. Upozorňuje na množství faktorů, které je nutné brát v potaz, aby hodnocení jakýchkoliv pohybových činností nebylo zkreslené. Detailní popis a vysvětlení neurofyzologie není hlavní náplní textu. Proto odkazujeme na citovanou literaturu.

Třetí kapitola je zaměřena na výběr vhodného testu probandovi či celému výzkumnému souboru. Kromě obecných informací o provedení pohybu a významu jednotlivých typů kontrakcí rozebíráme výběr testu i z pohledu biomechaniky a techniky pohybové činnosti. Celý text je zaměřen na volejbal. Proto i v této kapitole vybíráme testy vhodné pro volejbalisty. Biomechanická analýza a analýza techniky detailně popisuje útočný úder.

Ve čtvrté kapitole se zaměříme na měření izokinetickým dynamometrem jako jednu z možných metod pro hodnocení pohybového projevu, který je co nejbližší reálné situaci. V podkapitolách pak poukazujeme na specifika, která je nutné zvážit při výběru výzkumného



souboru, klíčových parametrů, intervalů mezi jednotlivými měřeními či specifického testu excentrické kontrakce svalu. Zároveň vyzdvihujeme nutnost kvalitního nastavení výchozí pozice, kdy i drobný detail může zkreslovat výsledky měření.

Kapitola pátá řeší úskalí při interpretaci výsledků z výstupních měření. Konfrontuje možné výsledky s teoretickými poznatky uvedenými v předchozích kapitolách a vychází z nových studií s respektem ke zkušenostem starších publikací.

Práci doplňuje závěr, seznam použité literatury, zkratky a obrazová dokumentace, na kterou v průběhu celé práce odkazujeme.



## 1 Hodnocení projevu svalové činnosti

Projev svalové činnosti je jedním z mnoha dějů podílejících se na složitém procesu posturální motoriky. Díky ní si uvědomujeme pocit posturální jistoty či nejistoty, a to bez ohledu na věk a zralost centrálního nervového systému (CNS). Petrovický (1997) uvádí, že s ontogenezí CNS přímo souvisí jednotlivé stupně vývoje motorické ontogeneze. S postupným zapojováním vyšších řídicích úrovní motoriky se uplatňuje princip hierarchie, kdy nižší úrovně řízení neztrácejí svůj význam. Vyšší úrovně řízení pouze kontrolují úrovně podřazené.

Posturální motorika zajišťuje účelově zaměřenou posturu neboli atitudu, stabilizuje průběh pohybu a zajišťuje polohu konečnou, která je výchozí posturou pro další pohybovou sekvenci. To vše se odehrává pod vlivem gravitace (Čápová, 2008, p. 19; Věle, 2012, p. 117–118). Hovoříme-li o účelově zaměřené postuře jako o jednom z bodů posturální motoriky, měli bychom se zmínit i o posturální reaktibilitě. *Trojan (2001, p. 29–32, 142–144) ji definuje jako dokonalý jednotný motorický funkční systém, který způsobuje, že nesmírné množství informací ze všech receptorů je porovnáváno s předchozími zkušenostmi a převáděno na relativně jednoduchý a přitom z hlediska účelnosti dokonalý vzorec výstupní informace. Zahrnuje komplikované kortiko-subkortikální okruhy, jejichž součástí jsou bazální ganglia, mozeček, talamus i mícha.*

Čápová (2008, p. 20–25) doplňuje Vojtovu definici posturální reaktivity na automatické přizpůsobení se hlavy, trupu a končetin pohybovému záměru v rámci atitudy. Současnou kombinací všech aferentních zdrojů vzniká soubor vzruchů, tzv. aferentní set, který společně s adekvátní motivací tvoří „heslo“ pro spuštění daného pohybového podprogramu.

Z uvedeného vyplývá, kolik nejrůznějších skutečností musíme mít na paměti při hodnocení pohybových programů a kolik vlivů tyto programy modifikuje. Proto se v následujících podkapitolách zmiňujeme o motorickém učení, což je proces, jehož výsledek v rámci hodnocení projevu svalové činnosti vlastně nepřímo hodnotíme objektivně měřitelnými ukazateli. V další podkapitole více rozebíráme komplikovanost hodnocení propriocepce, které stejně jako motorické učení nepřímo interpretujeme. Poslední kapitola se zabývá hodnocením kvality provedení pohybu, které bývá velice často v rámci studií opomíjeno a podle našeho názoru by mělo být bráno vždy v potaz.

## 1.1 Motorické učení

Čáp (1980) definuje učení jako získávání zkušeností a utváření jedince v průběhu života. Zároveň hovoří o třech obecných zákonech učení. První označuje učení jako postupné přibližování k cíli nahodilými pokusy a omyly, postupným pochopením či metodickým postupem. Druhý zdůrazňuje, že učení je uskutečňováno regulačními mechanismy a autoregulačními mechanismy s využitím zpětných informací. Tento zákon odkazuje na významnou složku senzomotorického systému zmíněného dále (viz 1.4.2) pro vytváření představ, obrazů a plánů budoucí činnosti. Stejně tak důležitá je schopnost zpětné vazby, kdy jako nejcennější označujeme formu autokontroly. Poslední zákon upozorňuje na závislost efektivitu učení na vnitřních a vnějších podmínkách. Jako vnitřní podmínky označujeme motivaci, předchozí vědomosti, dovednosti a zkušenosti, osobní vlastnosti a metody učení. Naproti tomu emoční atmosféra v rodině, tréninkové skupině a skupinové vlivy patří mezi podmínky vnější (Čáp, 1980).

*Motorické učení je déletrvající změna v pohybovém chování, která je získaná jako výsledek praxe nebo zkušeností a je měřitelná paměťovým chováním (Cratty, 1973).* Obecná definice označuje motorické učení jako specifickou formu učení charakterizovanou osvojováním pohybových dovedností za současného osvojování vědomostí o pohybové činnosti a rozvoje pohybových schopností (Schmidt & Lee, 2011; Zvonař, Pavlík, Sebera, Vespalec, & Štochl, 2010).

Kvalitně osvojená pohybová dovednost je charakteristická absencí chyb, správným provedením pohybu, včasností pohybu, nízkým energetickým výdejem a volným úsilím. To vše vede k ekonomickému provedení pohybu a určuje i styl jeho provedení. Významnou roli pro kvalitní pohybovou dovednost hraje fyziologická funkce senzomotorického systému (Janwantanakul, Magarey, Jones, Grimmer, & Miles, 2003; Lephart & Jari, 2002; Myers, Wassinger, & Lephart, 2006; Pai, Rymer, Chang, & Sharma, 1997; Riemann & Lephart, 2002; Riemann, Myers, & Lephart, 2002; Sharma, Pai, Holtkamp, & Rymer, 1997; Van Der Esch, Steultjens, Harlaar, Knol, Lems, & Dekker, 2007).

Proces motorického učení je v průběhu nácviku ovlivňován různými činiteli, které se promítají do konečného výsledku. Mezi ty nejvýznamnější patří motivace, schopnosti, cíle učení, stimulace, percepce pohybové dovednosti, motorická reakce a její regulace, zpevnování, retence, integrace a transfer.

**Motivace** je základním předpokladem efektivního učení. Jejím protikladem je demotivace, při níž dochází ke ztrátě vztahu a zájmu nejen ke sportovní činnosti. Projevuje se fyzickou

i psychickou únavou. Fyzická únava je charakteristická hromaděním škodlivých látek a bolestí ve tkáních. Naproti tomu únava psychická se projevuje averzí k činnosti. Často je způsobena monotónností tréninku či jeho přílišnou náročností. Hranice mezi motivací a demotivací je velmi tenká. Při práci s lidmi nám pro povzbuzení motivace pomohou dvě věci: míra nejistoty a průvodní pocity.

Motivaci nejlépe podpoříme velmi jemnou *mírou nejistoty*. Když ovšem nejistota chybí úplně, nebo je přehnaně vysoká, není pro motivaci dostatek energie či zájmu. *Průvodní pocity* mohou být příjemné, nepříjemné a neutrální. Motivaci podporují první dva. U nepříjemných pocitů musíme počítat s možnými negativními následky (Lee, 2010; Schmidt & Lee, 2011).

Dalšími činiteli ovlivňujícími motorické učení jsou **schopnosti**. Jsou definovány jako obecný předpoklad efektivity jedince v učební situaci. Dělíme je na pohybové, senzomotorické, intelektové a sociální. *Pohybové* schopnosti lze zjednodušeně definovat jako soubory vnitřních předpokladů k pohybové činnosti. *Senzomotorické* se vztahují ke vnímání pohybových projevů. *Intelektové* se podílejí na zpracování informací, zevšeobecnění a závěrů. *Sociální* působí příznivě v citlivosti, vnímavosti, komunikaci a interpersonálních vztazích. Tento typ schopností je důležitý například v týmových aktivitách (Schmidt, 2008).

Chceme-li ovlivnit efektivitu motorického učení, měli bychom klást důraz na **cíl učení**. Svěřenec by měl být s cílem vnitřně ztotožněn. Pro adekvátní **stimulaci** pracujeme s emocemi a vůlí svěřence. Jak emoce, tak vůle jsou důležité prvky pro ovlivnění psychiky, hodnocení situace, sebe samého i okolí. Zároveň hrají roli v překonávání překážek a sebeovládání. **Percepce a prezentace úkolu** a jeho **zpevňování** mají vliv na výsledné uchování dovednosti v paměti – **retenci**. Hierarchicky nejvyšším činitelem je proces **integrace**, kdy dochází k začlenění izolované pohybové dovednosti do dalších pohybových činností. Platí, že čím větší je nacvičování izolovaných pohybových dovedností, tím menší jsou jejich možnosti integrace do funkčních celků. To ovlivňuje i **transfer**. Naším cílem je pozitivní transfer, kdy praxí jedné dovednosti dochází k progresu dovednosti jiné (Schmidt & Lee, 2011; Zvonař, Pavlík, Sebera, Vespalec & Štochl, 2010).

Činitele mají své klíčové role v jednotlivých fázích motorického učení. Hlavními znaky **generalizační fáze** jsou počáteční seznámení s demonstrací správného provedení a instrukcemi, adekvátní motivace a pokusy o vlastní provedení. Kvalita provedení je nízká s vysokou mentální aktivitou. V CNS dochází k iradiaci nervových vzruchů.

**Fázi diferenciaci** charakterizuje zpevňování, slovní kontrola a zpětná vazba. Kvalita provedení je střední stejně jako mentální aktivita vedoucí ke koncentraci. Významem zpětné vazby je vnímání vnějšího prostředí skrze senzomotorický systém, který upravuje napětí ve svalech. Výsledkem je ekonomičtější provedení pohybu.

Provedení pohybu v automatizované detailní a jemné souhře všech potřebných pohybových prvků je typické pro **stabilizační fázi**. Zdokonalování pohybu probíhá nejprve ve stabilních podmínkách. Postupně se podmínky mění včetně psychické zátěže kladené na jedince. Úroveň provedení je vysoká. Doprovází ji procesy zdokonalování, retence a koordinace. Mentální aktivita je nízká.

Poslední fází motorického učení je **fáze asociativní**, kdy se objevuje tzv. tvořivá koordinace. Fáze je charakteristická vysokou kreativitou a adaptabilitou pohybových dovedností při zachování vysoké míry přesnosti, účelnosti a efektivity pohybu. Úroveň provedení pohybu je mistrovská a mentální aktivita je vysoká. Činiteli jsou integrace, transfer a anticipace. Anticipace bývá označována jako „*feedforward*“ a znamená předvídání situace dané množstvím zkušeností. Proprioceptory reagují na předvídanou situaci. Svalové napětí se upravuje za cílem ekonomického provedení pohybové činnosti (Schmidt, 2008; Schmidt & Lee, 2011; Zvonař, Pavlík, Sebera, Vespalec & Štochl, 2010).

Je-li organismus v rovnováze, všichni činitelé ovlivňující motorické učení vedou k jeho nejvyšší kvalitě. Při vyvedení z rovnováhy třeba jen jediného činitele dochází k projevům ve všech ostatních. To vede ke změně v pohybové dovednosti a uložení nové paměťové stopy. Za současné přítomnosti negativních průvodních pocitů dochází k jejímu rychlému uložení. To bývá umocněno délkou trvání negativních pocitů (Čápková, 2008). Uvedeme konkrétní příklad. Při poškození mechanických stabilizátorů ramenního kloubu se snižuje stimulace proprioceptorů. Jejich nedostatečná stimulace následně vede k prohloubení funkční instability kloubu, což ovlivňuje změnu pohybového vzorce. Nedojde-li k obnově mechanické stability kloubu se současnou kvalitní senzomotorickou odpovědí, ukládá se tento nový pohybový vzorec do dlouhodobé paměti. To vede k pohybovému chování, kdy se stále opakuje stejný mechanismus podporující vznik zranění (Čápková, 2008; Riemann, Myers & Lephart, 2002).

## 1.2 Hodnocení propriocepce

Jak bylo zmíněno, pohybový projev je složitý proces, který se odehrává za současné integrace mnoha aferentních vstupů. Kvalita a intenzita těchto vstupů je velmi individuální. Schmidt & Lee (2011, p. 208–220) vysvětlují teorii generalizovaných motorických programů,

kteřá říká, že změnou parametrů jako jsou síla, načasování či volba vykonávajícího orgánu pohybu bychom mohli mít jeden motorický program, který může být přizpůsoben pro různé vzory. Pro variace tedy využíváme hlavně faktorů času, amplitudy a volby vykonávajícího orgánu. Užíváním generalizovaného motorického programu může být vykonavatel schopen pozměnit již naučené pohybové vzorce ke splnění požadavků na ekonomický pohyb. Uplatňuje se tak proces parametrizace, kdy dochází k podmiňování výběru nejvhodnějších hodnot pro různé situace. Právě tato aference je nezbytnou součástí motorických programů. Zahrnuje totiž rozmanité reflexní mechanismy, které jsou organizovány pro tvorbu briskních korekcí umožňujících cíl v podobě ekonomického pohybu.

Hodnotíme-li pohybový projev, měli bychom rovněž klást důraz na kvalitu jeho provedení. Velmi často se setkáváme s tvrzením, že pohyb byl nefyziologický. My bychom se chtěli více zmínit o prvcích fyziologie u pohybového projevu. „Čápová (2008, p. 24–25) uvádí, že v rámci individuálního lokomotorického projevu člověka se objevují tzv. bazální podprogramy. Jako drobné koordinační celky se začleňují do složitějších celků hybných programů a zároveň jsou geneticky preformované. Čím více těchto bazálních podprogramů pohybový projev člověka obsahuje, tím je fyziologičtější.“ Vyšetření kvality provedení považujeme za důležité, přestože je subjektivní. Blíže jsme je popsali v podkapitole 1.3.

Stále více přibývá autorů hodnotících projev svalové aktivity s ohledem na vlastnosti senzomotorického systému (Janwantanakul, Magarey, Jones, Grimmer & Miles, 2003; Lephart & Jari, 2002; Myers, Wassinger & Lephart, 2006; Pai, Rymer, Chang & Sharma, 1997; Riemann & Lephart, 2002; Riemann, Myers, & Lephart, 2002; Sharma, Pai, Holtkamp & Rymer, 1997; Van Der Esch, Steultjens, Harlaar, Knol, Lems & Dekker, 2007). Riemann, Myers & Lephart (2002, p. 85–86) zdůrazňují, že interakce a vztahy mezi jednotlivými částmi senzomotorického systému extrémně ztěžují měření a analýzu specifických funkcí pohybového aparátu. Máme-li poskytnout komplexní pohled na výsledky takových měření, je nutné vzít v potaz četné kompenzační mechanismy vyskytující se v rámci systému. Většina technik hodnotících celistvost a funkci jednotlivých komponent senzomotorického systému tak činí skrze proměnné v průběhu aferentní či eferentní dráhy, výsledek aktivace kosterního svalstva nebo kombinací předchozích metod. V současné době neexistuje metoda, která by izolovaně zkoumala funkci vyšších nervových center zodpovědných za integrační procesy pohybového projevu (Riemann, Myers & Lephart, 2002).

Stejně jako Čápová (2008, p. 25) i Véle (2012, p. 24–25) upozorňuje na nutnost pracovat s jedincem nejen jako s fyzikálním strojem, ale respektovat i jeho myšlení, které má duchovní

charakter. Proto je nejen v terapii, ale i při měření nutné zvolit adekvátní motivaci probandů. Ta je velice individuální a závislá jak na aktuální náladě, situaci, prováděném úkolu, tak i věku, zdravotním stavu a dalších okolnostech. V zahraničních studiích je běžné v metodice výzkumu tento fakt popsat (Pai, Rymer, Chang & Sharma, 1997; Sharma, Pai, Holtkamp & Rymer, 1997; Van Der Esch, Steultjens, Harlaar, Knol, Lems & Dekker, 2007).

### 1.3 Hodnocení kvality provedení pohybu

Při volbě metodiky studií, které se zabývají hodnocením svalového projevu, doporučujeme doplnit kvantitativní měření o měření kvality, a obě měření korelovat. Pro možnost hodnotit kvalitu provedení pohybu je nezbytné znát fyziologické postavení jednotlivých pohybových segmentů. Než se budeme věnovat detailnímu popisu fyziologických koaktivací svalů horní končetiny, naznačíme, jak by měla vypadat fyziologická hybnost obecně.

*Čápová (2008, p. 26–28) označuje fyziologickou hybnost jako účelovou, za přítomnosti individuální normotonie, se schopností stabilizovat segment v centrovaném postavení. Důraz klade na klouby klíčové, tedy pletenec ramenní a kyčelní. Tyto parametry mají dále formativní vliv na strukturu, nejsou zdrojem nocicepce, zahrnují fyziologickou dechovou mechaniku a vedou k ekonomickému pohybovému projevu.*

Naproti tomu nefyziologická hybnost vzniká při nocicepci, která je nejčastěji přítomna při mikrotraumatizaci tkáně nebo predikčních schopnostech mozku (schopnost anticipace). V případě nefyziologické hybnosti hovoříme o predikčních schopnostech očekávat traumatickou změnu. Ve všech zmíněných případech je první reakcí organismu tvorba biodlahy v podobě otoku postiženého místa. V další fázi mění lidský organismus pohybové stereotypy tak, aby postižené místo chránil. Současně dochází ke zvyšování napětí okolních svalů či jejich šlach. Nedochozí-li k úpravě stavu, postupně se prohlubují svalové dysbalance vzniklé abnormálním napětím některých svalů a postavení kloubu se vzdaluje centraci. To způsobuje další nocicepci, mikrotraumatizaci tkáně a vede k deformaci struktury tkání. Informace z proprioceptorů se mění a CNS vytváří nové pohybové programy, které se vzdalují od fyziologické hybnosti. Snižuje se jak mechanická, tak dynamická stabilita kloubu (Čápová, 2008; Myers & Lephart, 2002; Véle, 2012).

Při hodnocení fyziologického postavení kloubů vycházíme z postavení kostěných struktur pohybového segmentu. Pro pletenec ramenní je významné postavení lopatky, která by měla být ve frontální rovině. Mediální hrana lopatky zaujímá postavení téměř rovnoběžné s páteří. Samotný ramenní kloub by se měl při běžných činnostech pohybovat v mírném abdukčním

a zevně rotačním postavení. Pro ostatní klouby můžeme zjednodušeně říci, že kloubní plochy by měly být v maximálním možném kontaktu co do velikosti své plochy. V ideálním případě je toto postavení přítomné nejen při vyšetření statickém, ale i dynamickém (Čápová, 2008; Kolář, 2009; Vele, 2012).

Je tedy otázkou metodiky, jakým způsobem hodnotit možné úniky z fyziologického postavení pohybových segmentů a jak rozpoznat patologickou hybnost. K tomu je nutné zvolit tak obtížný test, který testovanému umožní úniky do patologického postavení ukázat. Zároveň test nesmí způsobit testovanému žádné trauma.



## 2 Úrovně řízení pohybu a jejich význam

Hodnocení projevu svalové činnosti je složitý proces. Složitost je podmíněna komplikovaností řídicího systému a provázaností jeho jednotlivých částí. Ty jsou uspořádané jak vertikálně, tak horizontálně. V jednotlivých podkapitolách se stručně o všech částech zmíníme.

Současné poznatky svědčí o tom, že náš hybný projev je geneticky podmíněn nejen jednoduchými reflexy na míšní a kmenové úrovni, ale i složitými senzomotorickými funkčními vztahy uspořádanými na subkortikální a kortikální úrovni řízení, včetně starších korových oblastí. Tyto motorické vzory se realizují v průběhu zrání CNS. Při motorickém vývoji se tak postupně uplatňují svalové souhry (tělesné držení a cílený lokomoční pohyb), které jsou v mozku uloženy jako matrice (Kolář, 2009, p. 34; Věle, 2012, p. 27; Vojta & Peters, 1995).

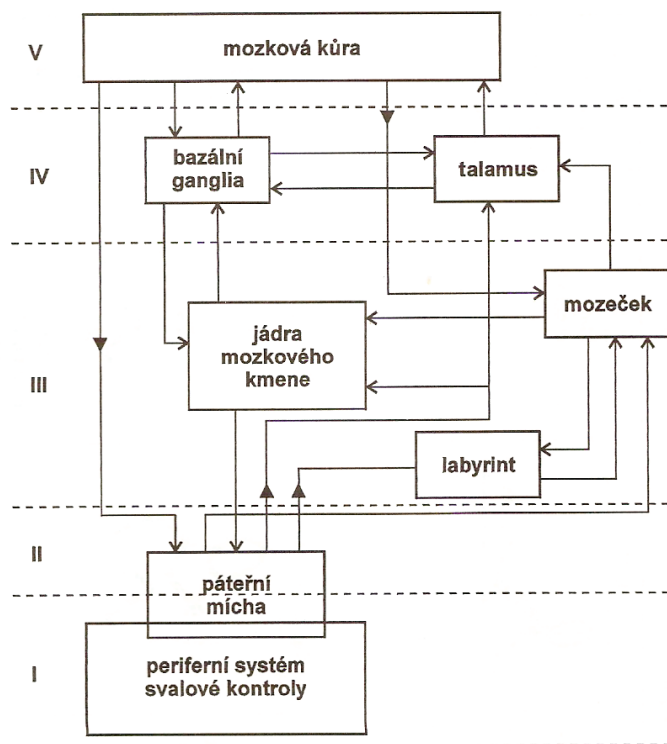
Senzomotoriku lze popsat jako souhru vjemů ze smyslových orgánů a tělesného pohybu. Pod tím si můžeme představit spojení motoriky a vnímání prostřednictvím smyslů díky nejružnějším receptorům. Při velkém zjednodušení můžeme říci, že motorická složka zajišťuje samotné provedení pohybu a senzorická a senzitivní složka jí k správnému a koordinovanému projevu dodávají potřebné informace. K tomu dochází pomocí očí, rovnovážného ústrojí ve vnitřním uchu, kloubů, svalů, šlach, kůže aj. Všechny informace z receptorů jsou vyhodnocovány v centrálním nervovém systému a následně jsou vydány příkazy svalům, jak správně a adekvátně reagovat na daný podnět. Senzorická a senzitivní složka jsou navzájem velice úzce spjaté a jedna bez druhé nemůže existovat a dobře fungovat (Myers, Wassinger, & Lephart, 2006; Riemann & Lephart, 2002; Riemann, Myers, & Lephart, 2002).

*Řízení pohybu označuje pochod probíhající v prostoru a čase od začátku pohybu, v jeho průběhu, až do jeho zakončení. Před pohybem probíhá v mozku rozhodnutí, jaký pohyb a za jakým účelem bude vykonán. Současně probíhá i přípravný proces nastavení dráždivosti svalů na potřebnou úroveň, ale i úroveň zásobovacího systému (logistiky). (Věle, 2012, p. 27)*

Probíhá obousměrná výměna informací mezi mozkiem a výkonnými orgány pohybového aparátu. Mozek skrze eferentní dráhy vysílá informace do svalů jako motorické příkazy. Výkonné orgány posílají aferentními drahami svých receptorů informace do mozku, že daný úkol plní či nikoliv. Tento proces je součástí pohybové zpětné vazby. Vedle ní existuje ještě dopředná vazba, která má skrze zrakový a vestibulární aparát charakter prediktivní (Myers,

Wassinger, & Lephart, 2006, p. 200; Riemann & Lephart, 2002, p. 80; Věle, 2012, p. 27).

Jednotlivé řídicí jednotky jsou jak anatomicky, tak funkčně hustě propojené. Každá dráha je regulována mnoha dalšími strukturami, a vzniká tak velmi složitý organizovaný komplex – lidský organismus. Na řízení lidské motoriky se podílejí prakticky všechny oddíly CNS od mozkové kůry po páteřní míchu a periferní systém svalové kontroly (obr. 2). Obecně lze říci, že spinální úroveň má na svědomí řízení výkonných orgánů motoriky. Subkortikální úroveň zahrnuje teleologickou neboli účelovou hybnost a motoriku zajišťující logistiku, která je spojena s fyziologickým fungováním organismu, látkovou výměnou, tvorbou a ukládáním energie či odvodem zplodin metabolismu. Někdy také hovoříme o pocitově postojové motorice. Záměrně cílené pohyby jsou ovládány z úrovně kortikální. Toto dělení slouží ke snazší orientaci v řídicích procesech.



**Obr. 2 Blokové schéma řízení lidské motoriky** (římské číslice označují pět etáží řízení) (Zdroj: Trojan, 2001)

Periferní systém svalové kontroly zahrnuje velké množství receptorů podílejících se na regulaci svalového napětí a pohybového chování. Existuje velké množství autorů, kteří

se snaží analyzovat jednotlivé specifické receptory vyskytující se současně v kůži, ale i vazech a kloubním pouzdru, aby ozřejmili jejich funkci a význam. Lephart & Jari (2002) uvádějí, že v horní, střední, spodní i zadní části ligamentózního aparátu glenohumerálního kloubu jsou obsaženy jak pomalu se adaptující Ruffiniho tělíska, tak rychle se adaptující Paciniho tělíska. Gohlke et al. (1998) pomocí imunofluorescence prokázali, že Ruffiniho tělíska jsou více koncentrována v *ligamentum coracoacromiale*. Ovšem Paciniho tělíska jsou hojně rozprostřena v kloubním pouzdru glenohumerálního skloubení.

V souvislosti s traumatickým a netraumatickým poškozením ramene se diskutuje i o poškození receptorů kloubního pouzdra či vazivového aparátu. Mnohé práce zabývající se poruchou propriocepce u osteoartriticky změněných kloubních ploch dokazují, že propriocepce takto postiženého kloubu u probandů ve věku 60 let je horší než u probandů bez osteoartrózy ve věku 70 let (Pai, Rymer, Chang, & Sharma, 1997; Sharma, Pai, Holtkamp, & Rymer, 1997). Van Der Esch et al. (2007) došli k závěru, že u pacientů s chudší propriocepcí má svalové oslabení silnější dopad na funkční zapojení svalů a dynamickou stabilizaci kloubu.

## 2.1 Periferní systém svalové kontroly

V rámci této podkapitoly se zaměříme pouze na oblasti související s drážděním taktilních receptorů, nociceptorů a proprioceptorů. S ohledem na hodnocení projevu svalové činnosti jsou tyto receptory nejvýznamnější, neboť nám předávají informaci jak ze svalové složky, tak z kloubu. V tomto případě může mít dráždění odlišný charakter při fyziologickém postavení pohybového segmentu než při postavení patologickém.

Informace nezbytné pro svalovou činnost přicházejí jednak z exteroceptorů uložených v kůži, jednak z proprioceptorů ve svalech, šlachách a kloubech. Neopomenutelnou roli má i vestibulární systém a zrakový analyzátor. Nociceptory jsou receptory vnímání, nervového vedení a centrálního zpracování nocicepčních signálů, které rovněž ovlivňují aferentní informaci (Lephart & Jari, 2002, p. 2–3; Riemann & Lephart, 2002, p. 80–81; Silbernagel & Despopoulos, 2004, p. 316–322).

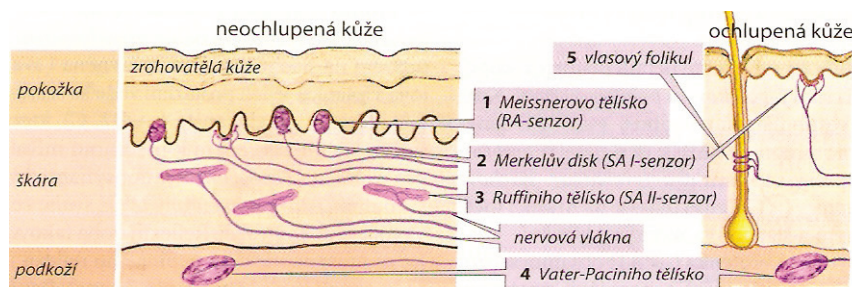
Dle Králíčka (2004) jsou nejvýznamnějšími proprioceptory ruffiniiformní a paciniiformní tělíska lokalizovaná v kloubních pouzdrech a vazech, Golgiho šlachová tělíska a svalová vřeténka, Ruffiniho tělíska uložená v korii. Ruffiniiformní tělíska signalizují extrémní pozici v kloubu a paciniiformní tělíska pohyb v kloubu (kinestezii). Svalová vřeténka, Golgiho šlachové orgány a Ruffiniho kožní tělíska signalizují ustálenou pozici v kloubu (statestézii).

Dle Amblera, Bednařika & Růžičky (2004) je kinestezie zprostředkována svalovými vřeténky, kloubními receptory a kožními mechanoreceptory, statestezie svalovými vřeténky a kožními mechanoreceptory ze skupiny **exteroceptorů**.

Dráždění **mechanoreceptorů** subjektivně vnímáme jako hmat. Je důležitý pro vnímání tvaru, uspořádání a prostoru, kdy je nutné integrovat signály ze sousedních receptorů do prostorového vzorce a koordinovat ho s „hmatovou motorikou“ (Silbernagel & Despopoulos, 2004, p. 316–318).

Neochlupená kůže obsahuje tyto mechanoreceptory (obr. 3):

- Ruffiniho tělísko vřetenovitého tvaru s jedním myelinizovaným nervovým vláknem se zakončením pomalu se adaptujícím tlakového receptoru, kde frekvence akčních potenciálů (AP) je přímo úměrná tlaku na kůži;
- Merkelovy disky jsou napojeny na rozvětvení myelinizovaných nervových vláken a tvoří senzor měřící tlak i rychlost změny tlaku;
- Meissnerova tělíska inervovaná jedním rychle se adaptujícím myelinizovaným nervovým vláknem citlivým na dotyky a vibrace o  $f = 10\text{--}100$  Hz (ochlupená kůže tyto receptory nahrazuje receptory vlasových folikulů);
- Vater-Paciniho tělíska reagující na změny rychlosti tlakových změn specializovaných na vibrace o  $f = 100\text{--}400$  Hz (uplatňují se i při propriocepci).



**Obr. 3 Kožní senzory** (Zdroj: Silbernagel & Despopoulos, 2004)

Autoři studie zabývající se výzkumem mechanoreceptorů v kadaverózních ligamentech hlezenního kloubu člověka (Michaleson & Hutchins, 1995) objevili mechanoreceptory I.–IV. typu ve všech zkoumaných vazech:

- Mechanoreceptory I. typu jsou receptory s pomalou adaptací, zodpovědné za vnímání polohy v kloubu.

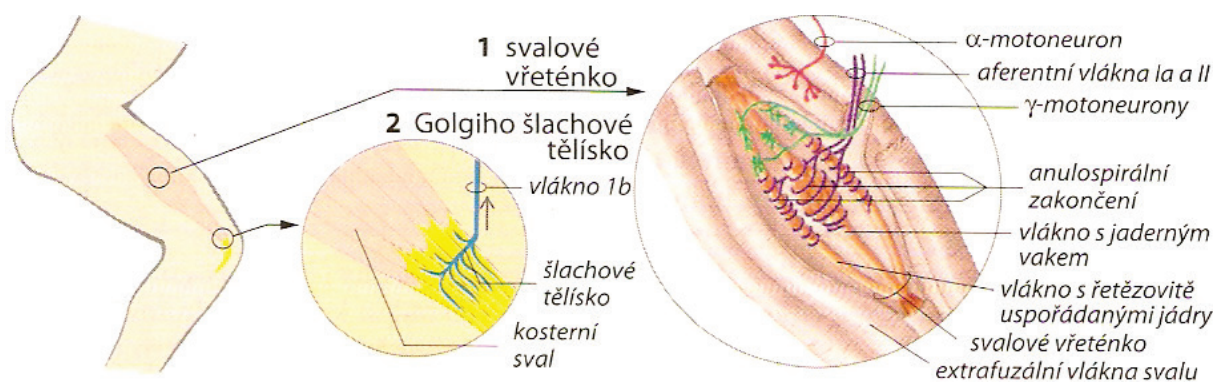
- Mechanoreceptory II. typu jsou rychle se adaptující receptory, které při zvýšení napětí vazů hlezna informují o zahájení pohybu v kloubu.
- Mechanoreceptory III. typu jsou vysokoprahové receptory s rychlou adaptací, které informují o extrémním rozsahu pohybu v hlezenním kloubu a v případě rizika poškození kloubu okamžitě alarmují CNS.
- Mechanoreceptory IV. typu jsou volná nervová zakončení reagující na bolestivé podněty.

Další velkou skupinou receptorů jsou **proprioceptory**. Propriocepce se významně podílí na senzoričké aferentaci a má velký vliv na průběh a řízení motoriky. Proprioceptivní aferentace umožňuje udržení a stabilizaci výchozí polohy, přispívá k motorickému programování neuromuskulární kontroly požadované zejména pro přesné, koordinované provedení pohybu a významným způsobem se podílí na vzniku reflexní svalové činnosti (Pavlů & Novosádová, 2001).

Propriocepce je nezbytná pro udržení posturální stability i stability jednotlivých pohybových segmentů. Proprioceptivní deficit má významný vliv na posturální kontrolu při sportu i běžných denních činnostech a je rizikovým faktorem zranění (Lephart, Pincivero & Rozzi 1998). Kvalitu propriocepce významně snižuje také únava (Page, Frank & Lardner, 2010).

Propriocepce je výsledkem centrálního zpracování údajů ze svalových vřetének, Golgiho šlachového tělíska, kloubních receptorů, kožních senzitivních zakončení – zkrátka ze všech receptorů (Poděbradský & Poděbradská, 2009, p. 19).

**Svalové vřeténko** se skládá z několika typů intrafuzálních svalových vláken (obr. 4). Je uloženo paralelně mezi vlastními extrafuzálními svalovými vlákny. Aferentní informace je vedena buď silnými vlákny typu Ia (tab. 1) z centrální (senzitivní) oblasti intrafuzálních vláken, která jsou zakončena anulospirálně, nebo vlákny tenkými typu II, která jsou keříčkovitě zakončena na rozhraní centrální a periferní kontraktilní oblasti. Oba typy vláken jsou drážděny při natažení intrafuzálních vláken, čímž dochází ke zvyšování frekvence AP v obou typech vláken. Při zkracování svalu frekvence potenciálů klesá. Při změnách délky se informace v obou typech vláken liší.



**Obr. 4 Svalové vřeténko a šlachové tělísko** (Zdroj: Silbernagel & Despopoulos, 2004)

**Tab. 1 Lloyd-Huntova charakteristika aferentních vláken v zadních míšních kořenech**  
(Zdroj: Trojan, 2001)

typ vlákna	funkce	průměr vlákna (μm)	rychlost vedení (m/s)
I	Ia – aferentace z primárních zakončení svalových vřetének	12–20	70–120
	Ib – aferentace z Golgiho šlachových tělísek		
II	aferentace ze sekundárních zakončení svalových vřetének aferentace z Vater-Paciniho tělísek	6–12	35–70
III	aferentace z receptorů citlivých na bolest, dotek, teplo	1–6	6–35
IV	aferentace z receptorů citlivých na bolest, dotek, teplo	0,5–2	0,5–2

Vlákna typu Ia signalizují dynamické změny délky svalu a jsou tedy zodpovědná za napínací reflex, kdy při náhlém pohybu natahují sval, svalová vřeténka vyvolávají reflexní kontrakci natahovaného svalu (antagonista) a zároveň dochází ke zmírnění aktivity v agonistech. Vlákna typu II informují o statické délce svalu. Obě vlákna se liší i místem konečného vstupu v míšní šedi (Trojan, 2001, p. 33–35; Silbernagel & Despopoulos, 2004, p. 318–320).

**Golgiho šlachové tělísko** je umístěno na rozhraní svalu a šlachy (obr. 4), proto se aktivuje při jejím napnutí. Na svalovou kontrakci reaguje mnohem citlivěji než na pasivní protažení. Signál ze šlachových tělísek inhibuje α-motoneuron svého svalu, čímž chrání sval i šlachu před přetížením. Někdy se používá pojem ochranný útlum. Informaci do míšní šedi vedou vlákna Ib (tab. 1). (Trojan, 2001, p. 33–35)

Jak bylo zmíněno, mechanoreceptory se vyskytují nejen v kůži, ale i ve *vazivovém aparátu a kloubním pouzdře*. Pro glenohumerální skloubení je typické zastoupení Ruffiniho a Paciniho tělísek, které informují o rychlosti změny pohybu a tlaku v kloubu (Gohlke, Janssen, Leidel, Heppelmann & Eulert, 1998; Lephart & Jari, 2002, p. 2–3; Poděbradský & Poděbradská, 2009, p. 18–19). Většina výzkumů se zabývá významem jednotlivých složek somatosenzorického systému v posturální stabilitě (zrak, vestibulární aparát, mechanorecepce). Více výzkumů bylo provedeno v souvislosti s významem kožních a svalových receptorů než přímo kloubních proprioreceptorů. Jedním z důvodů je fakt, že je nemožné experimentálně a izolovaně zkoumat in vivo pouze kloubní proprioreceptory (Riemann & Lephart, 2002).

Mezi **nociceptory** řadíme polymodální nociceptory, jejichž informace o mechanických, chemických, chladových i tepelných podnětech vysoké intenzity vedou vlákna C, dále vysokoprahé unimodální nociceptory mechanické, termické (nad 45 °C, pod 5 °C) a spící, vedené vlákny A $\delta$  (Silbernagel & Despopoulos, 2004, p. 320–322). Nociceptory vedou informace, které mohou pozměnit kvalitu propriocepce z kloubu. Organismus reaguje zvýšeným napětím okolních svalů zajišťujících dynamickou stabilitu, aby zabránil dalšímu prohloubení poruchy. Toto nově získané postavení v kloubu již není vhodné pro další pohybovou činnost. Postavení kloubu už není fyziologické a není připravené na ekonomicky prováděný pohyb (Čápková, 2008, p. 23–28; Van Der Esch, Steultjens, Harlaar, Knol, Lems & Dekker, 2007).

## 2.2 Míšní úroveň

Velmi zjednodušeně lze říci, že páteřní mícha je zodpovědná za základní postojové a pohybové reakce. Reflexy na míšní úrovni podléhají především nadřazeným supraspinálním centrům. Míšní úroveň řízení zahrnuje tři systémy, které se sekvenčně aktivují. **Přípravný systém** má na starosti logistiku vegetativního nervového systému. **Systém nastavovací** ovlivňuje excitabilitu motoneuronů pomocí  $\gamma$ -systému. **Spouštěcí systém** je ovlivňován zpětnovazebnou aferencí z periferie a aktivuje motoneurony prostřednictvím  $\alpha$ -systému (Trojan, 2001; Vojta & Peters, 1995).

**Motoneurony** vytvářejí shluky v předním rohu míšním. Dělí se na  $\alpha$ -motoneurony inervující extrafuzální svalová vlákna a malé  $\gamma$ -motoneurony v jejich sousedství zásobující intrafuzální svalová vlákna. Kontrakce svalu může být vyvolána  $\alpha$ -motoneuronem přímo nebo nepřímou (reflexně) z  $\gamma$ -motoneuronu. Tato dvojí regulace zajišťuje přiměřené svalové napětí



a jeho řízení při různém zatížení svalu. Vzájemné vztahy motoneuronů na míšní úrovni zajišťují například základní koordinaci při kvadrupedální lokomoci.

**Gama-motoneurony** pomocí vláken typu  $A\gamma$  (tab. 2) vedoucích do periferní části svalových vřetének řídí jejich napětí a určují míru jejich dráždivosti. Tento autoregulační zpětnovazební systém řídí dráždivost receptoru závislou na intenzitě a kvalitě podnětu (stupeň natažení svalu). Nazývá se  $\gamma$ -systém. Uplatňuje se při posturálních reflexech a při řízení tonu antigravitačních svalů. Je řízen retikulární formací, jejímž prostřednictvím se uplatňují také regulační vlivy z mozečku, bazálních ganglií a mozkové kůry (Trojan, 2003, p. 616).

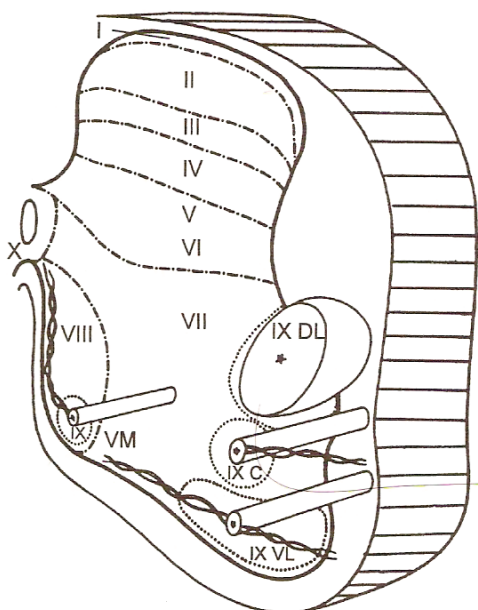
Jádra  **$\alpha$ -motoneuronů** se dělí na mediální a laterální (obr. 5). Mediální motoneurony jsou rozlišitelné v celém rozsahu míchy a inervují axiální svalstvo a ostatní svalstvo trupu. Motoneurony laterální jsou rozlišitelné v oblastech intumescencí a inervují svalstvo končetin. Svalstvo pletenců a proximálních částí má motoneurony v horních segmentech a mediálně. Distální svalstvo končetin v kaudálních segmentech dorzolaterálně (obr. 6). (Trojan, 2001, p. 41–42)

**Tab. 2 Klasifikace nervových vláken podle Erlangera-Gassera** (Zdroj: Poděbradský & Poděbradská, 2009)

typ vlákna	funkce	průměr vlákna ( $\mu\text{m}$ )	rychlost vedení (m/s)
$A\alpha$	propriocepce, somatická hybnost	12–20	70–120
$A\beta$	dotek, tlak	5–12	30–70
$A\gamma$	hybnost intrafuzálních vláken svalových vřetének	3–6	15–30
$A\delta$	bolest, chlad	2–5	12–30
B	pregangliová autonomní vlákna	3	3–15
C	bolest, teplo	0,4–1,2	0,5–2
	postgangliová sympatická vlákna	0,3–1,3	0,7–2,3

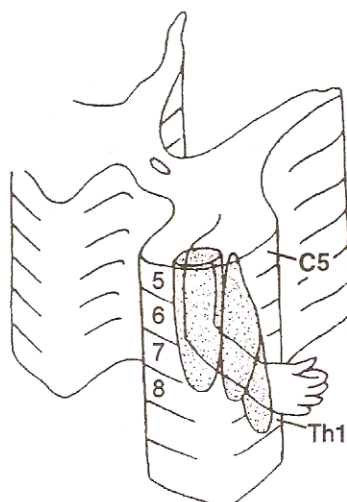
Na velké motoneurony téhož segmentu se sbíhá velké množství informací proprioceptorů a exteroceptorů, signálů z jiných míšních segmentů a vyšších oddílů CNS. Každý motoneuron má na svém povrchu až 5500 synapsí, které mají excitační a inhibiční charakter a ve výsledku určují činnost  $\alpha$ -motoneuronu. To znamená, že vyšší oblasti CNS a proprioceptory se integrují na úrovni spinální míchy především činností spinálních interneuronů

do své konečné podoby funkcí  $\alpha$ -motoneuronů. Alfa-motoneurony tak představují konečnou společnou dráhu velkého množství řídicích somatických soustav (Trojan, 2001, p. 41–42).



**Obr. 5** Prostorové uspořádání jader motoneuronů lidské míchy: I–X – členění míšní šedi do Rexedových lamel, C – centrální jádro motoneuronů, DL – dorzolaterální jádro motoneuronů, VL – ventrolaterální jádro motoneuronů, VM – ventromediální jádro motoneuronů (Zdroj: Trojan, 2001)

**Míšní interneurony** jsou buňky, jejichž axony se větví v blízkosti buněčného těla. To bývá uloženo v bazálních částech zadních rohů míšních (*lamina V, VI, VII*). Interneurony mají nižší práh dráždivosti než motoneurony a frekvence jejich výboje je mnohonásobně vyšší. O jejich významu svědčí i fakt, že centrální instrukce vedoucí k provedení pohybu jsou přiváděny hlavně k nim. Přímá cesta k motoneuronům je méně častá. Interneurony vymezené mezi motoneurony mají významnou integrativní funkci a jsou ovlivňovány signály z primárních senzitivních vláken a sestupných drah. Zároveň konvergují vstupy z různých receptorů (Trojan, 2001, p. 38–40; Trojan, 2003, 619–620). Největší množství vymezených neuronů najdeme v krční a bederní intumescenci, kde je mícha rozšířená a odkud je řízena činnost svalů končetin. Jejich činnost je neustále ovlivňována sestupnými drahami z vyšších regulačních systémů (Trojan, 2001, p. 38–40).



**Obr. 6 Trojrozměrná rekonstrukce uložení skupin laterálních motoneuronů (Zdroj: Trojan, 2001)**

### 2.3 Kmenová úroveň

Motorická centra mozkového kmene se podílejí především na řízení opěrné motoriky prostřednictvím regulace svalového napětí a kontroly pohybu. Jsou to přepojovací místa pro vzpřimovací a postojové reflexy mimovolně zachovávající držení těla a rovnováhu. Řadíme mezi ně *nucleus ruber*, vestibulární jádra a část retikulární formace, mezi jejichž nejvýznamnější dráhy patří vestibulospinální a retikulospinální. Aferentace k nim je vedena ze statokinetického čidla (hovoříme o tonických labyrintových reflexech) a z proprioceptorů šijového svalstva (tonické šijové reflexy). Stejná aferentace se účastní vzpřimovacích reflexů. Ty jsou navíc ovlivněny informacemi z mozečku, mozkové kůry, zrakového, sluchového a čichového senzoru i z kožních receptorů a představují vyšší koordinaci statických reakcí (obr. 7; Silbernagel & Despopoulos, 2004, p. 326–330).

Dráhy sestupující z *nucleus ruber* a z retikulární formace v prodloužené míše k míše páteřní mají převážně inhibiční vliv na  $\alpha$ - a  $\gamma$ -motoneurony extenzorů a aktivují flexory. Naopak dráhy z Deitersova jádra a retikulární formace mostu inhibují flexory a stimulují  $\alpha$ - a  $\gamma$ -motoneurony vedoucí k extenzorům (Trojan, 2001; Silbernagel & Despopoulos, 2004, p. 326–330).

Dráhy sestupující z *nucleus ruber* a z retikulární formace v prodloužené míše k míše páteřní mají převážně inhibiční vliv na  $\alpha$ - a  $\gamma$ -motoneurony extenzorů a aktivují flexory. Naopak dráhy z vestibulárních jader a retikulární formace stimulují  $\alpha$ - a  $\gamma$ -motoneurony

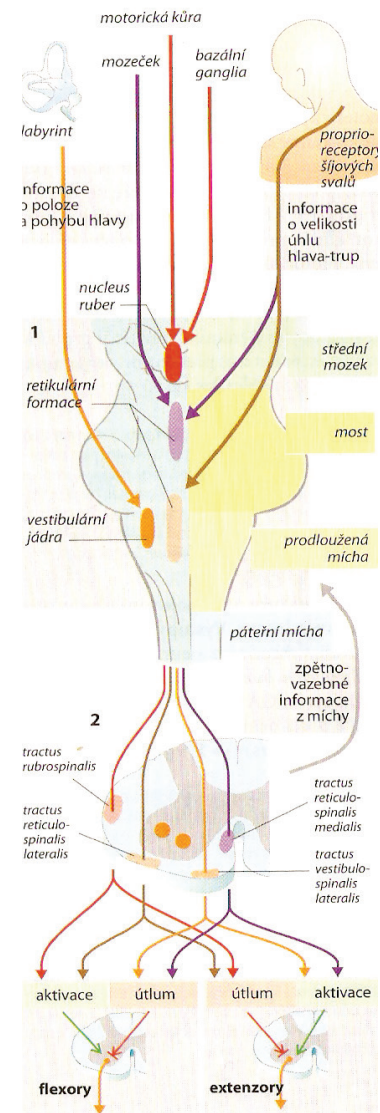
vedoucí k extenzorům a inhibují flexory (Trojan, 2001; Silbernagel & Despopoulos, 2004, p. 326–330).

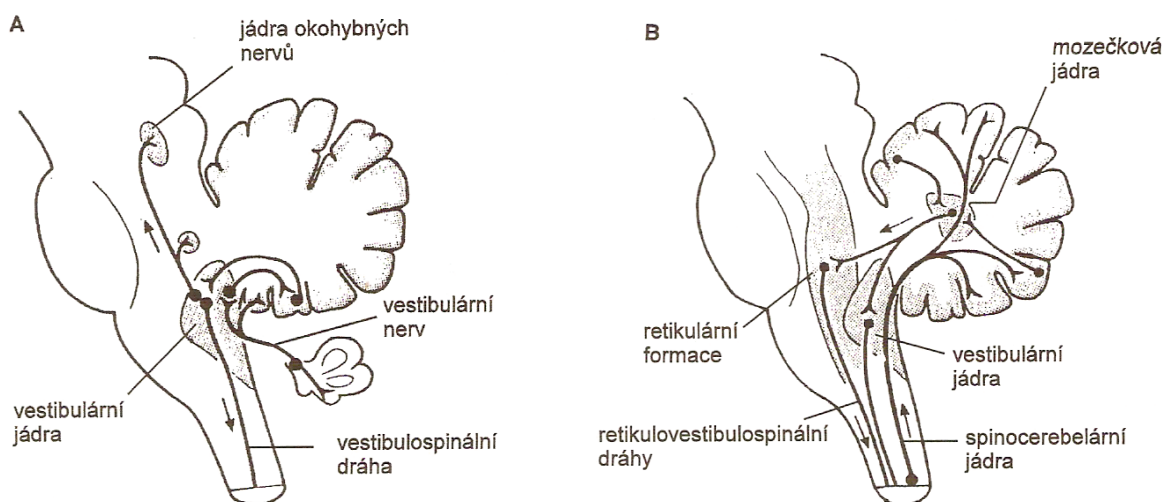
**Obr. 7 Centra, dráhy a aferentace opěrné motoriky**  
(Zdroj: Silbernagel & Despopoulos, 2004)

**Mozeček** zajišťuje optimalizaci hybných reflexů polohy, udržuje stoj a polohu, kontroluje pohyb. Funkčně ho můžeme rozdělit na část vestibulární, která integruje informace ze statokinetického čidla se signály z proprioreceptorů a společně s retikulární formací (RF) zajišťuje vzpřimovací reflexy. Druhou částí je mozeček spinální sloužící jako analyzátor informací z proprioreceptorů pohybového ústrojí, řídící svalové napětí a aktivující inhibiční sestupný systém RF. Při řízení cílené motoriky se uplatňuje vývojově nejmladší část mozečku – mozeček pontinní (Trojan, 2003, p. 634–638).

**Vestibulární mozeček** dostává informace o poloze a pohybech hlavy vlákny vestibulárního aparátu a vestibulárních jader. Vestibulospinální dráha vystupující z Deitersova vestibulárního jádra potom výrazně ovlivňuje aktivitu míšních motoneuronů inervujících šjíjové a zádové svaly, čímž ovlivňuje aktivitu v mediálním systému sestupných míšních drah (Trojan, 2001, p. 74–77).

**Spinální mozeček** analyzuje informace z proprioreceptorů pohybového systému, aktivuje inhibiční sestupný systém RF a má vztah k řízení svalového napětí. V kůře této části mozečku končí několik spinocerebelárních traktů. Z funkčního hlediska je dělíme na dvě skupiny. První tvoří dráhy vyznačující se velkou rychlostí vedení a přenášející signály z proprioreceptorů a z kožních nízkoprahových receptorů. Vedou rychlé a přesné informace o pohybech a kožní stimulaci s nimi související. Druhá skupina informuje o aktivitě specifických skupin míšních interneuronů, které jsou součástí reflexních míšních oblouků (obr. 8). V řízení opěrné motoriky mají hlavní roli vestibulární a spinální část mozečku (Trojan, 2001, p. 74–77; Trojan, 2003, p. 634–638).





**Obr. 8 Hlavní spoje mozečku** A – vestibulární mozeček, B – spinální mozeček (Zdroj: Trojan, 2001)

**Pontinní mozeček** se účastní cílené motoriky. Hlavní aferentní informace je přiváděna z pontinních jader pontocerebelární drahou. Ta je pokračováním dráhy kortikopontinní, která vystupuje z rozsáhlé oblasti mozkové kůry. Eferentní projekce z kůry pontinního mozečku je vedena do cerebelárního jádra a vstupuje do *tegmenta*, kde se kříží. Vzestupná vlákna této projekce končí v *nucleus ruber*, jádrech okohybných nervů a dalších. Většina vláken pokračuje až do jader druhostranného talamu, odkud je ovlivňována aktivita neuronů v primární motorické korové oblasti (Trojan, 2001, p. 74–78).

## 2.4 Subkortikální a kortikální úroveň

V rámci **subkortikální úrovně** je nutné se zmínit o dvou hlavních funkčních celcích: talamu a bazálních gangliích. Hlavní funkcí **talamu** je registrace pohybů pomocí integrace signálů z míchy, mozkového kmene, mozečku, bazálních ganglií a mozkové kůry a jejich převod zpět do neokortexu a bazálních ganglií. Některá talamická jádra mají těsný vztah k motorickým funkcím. Jsou přepojovacími stanicemi mezi bazálními ganglii, mozečkem a mozkovou kůrou nebo mezi RF a bazálními ganglii. Stimulací talamických jader se výrazně mění mimovolní motorická aktivita (Trojan, 2001, p. 79).

**Bazální ganglia** (BG) představují pomocná motorická koordinační ústředí. Modulují informace z mozkové kůry a mají tlumivý vliv na motoriku. Jsou strukturou koordinující mimovolní pohybovou aktivitu s úmyslnými pohyby. Postavení bazálních ganglií v systému

řízení lidské motoriky souvisí s rozvojem motorické mozkové kůry, která u člověka přebírá rozhodující vliv v řízení a koordinaci především volní hybnosti. Nejnovější sledování poukazují na vysokou vzruchovou aktivitu BG již před počátkem pohybu, což vede k úvaze, že se BG podílejí na programování pomalých a ustálených pohybů (Trojan, 2001, p. 62–73, Trojan, 2003, p. 632; Silbernagel & Despopoulos, 2004, p. 332).

**Kortikální úroveň** má na svědomí cílenou úmyslnou motoriku, která je typická pro lidský organizmus (tab. 3). Jak již bylo zmíněno, cílená motorika je řízena činností mozkové kůry, bazálních ganglií a mozečku. Jako motorická kůra jsou označeny tři funkční motorické oblasti frontálního laloku, které se liší strukturou, skladbou aferentních a eferentních spojů a dráždivostí (Trojan, 2001, p. 53–59).

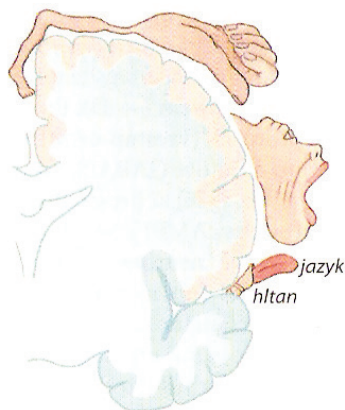
**Tab. 3 Kinetická a statická složka pohybu** (Zdroj: Trojan, 2001)

Složky pohybu		Zabezpečující systémy
Kinetická	volní	kortex
		pyramidová dráha
	mimovolní	neostriatum
		neocerebelum
Statická	mimovolní	paleostriatum
		archicerebelum
		substantia reticularis mozkového kmene
		spinální mícha

**Primární motorická korová oblast** je uložena na povrchu *gyrus praecentralis* a zasahuje na přední stranu *sulcus centralis*. Somatotopicky je organizována do motorického homunkulu (obr. 9). Při její aktivitě dochází ke kontralaterálním pohybům, s výjimkou polykacích pohybů a pohybu mluvidel, které jsou bilaterální. Svalové skupiny vykonávající velmi jemné pohyby zaujímají mnohem větší korové úseky než trupové a končetinové svalstvo. Stimulace této oblasti ovšem vyvolává jednoduché pohyby. Účelnější pohyby vybaveny nejsou, neboť složitý okruh účelného koordinovaného pohybového celku uměle vybavit nelze. Funkční vlastnosti jsou značně determinovány aferentními a eferentními spoji (Trojan, 2001, p. 53–59).

**Premotorická korová oblast** je uložena před motorickou oblastí a odpovídá laterální části area 6. K vyvolání pohybu je potřeba vyšší intenzity. Typické jsou otáčivé pohyby hlavy,

očních bulb, trupu, abdukce, flexe a elevace končetin. Pravděpodobně jde o reprezentační oblast pro pletencové svalstvo pod vedením kortikoretikulospinálního spojení. Úloha premotorického kortexu je v realizaci komplexních volních pohybů za zrakové kontroly.



**Obr. 9 Somatotopické členění primární motorické kůry** (Zdroj: Silbernagel & Despopoulos, 2004)

**Doplňková korová motorická oblast** je uložena v 6. arei na mediální straně hemisféry. Při její stimulaci dochází k rozmanitým pohybovým reakcím (komplexní pohyby, izolované pohyby končetin, rytmické pohyby). Při její poruše dochází k poruchám iniciace a plynulosti řeči. Aktivita se zvyšuje nejen při provedení pohybu, ale i při jeho představě (Trojan, 2003, p. 638–644; Trojan, 2001, p. 53–59).

Významnou eferentní drahou je dráha pyramidová obsahující dráhu kortikospinální, kortikobulbární a kortikonukleární. Tlustá vlákna kortikospinální dráhy vedou k míše buď přímo monosynapticky k  $\alpha$ - a  $\gamma$ -motoneuronům anebo k míšním interneuronům. Druhý způsob je častější (Silbernagel & Despopoulos, 2004, p. 334).

Bez činnosti primární motorické oblasti není možný úmyslný pohyb, bez nižších oblastí mozku není možné jeho přesné a jemné řízení. Pohyby lze vyvolat drážděním i dalších oblastí mozkové kůry. Zřejmě se ale nejedná o motorické oblasti, ale o funkci motorického asociačního systému, který s vlastní motorickou kůrou komunikuje skrze asociační vlákna (Trojan, 2001, p. 53–59).

**Limbecký systém** (LS) řídí vrozené a získané chování a je zdrojem pohnutek, motivací a emocí. Řídí projevy emocí, které mají signální vliv na společenské okolí. Propojení s kůrou



mozkovou je důležité pro spojování vjemů a vyhodnocení informací ze zevního prostředí i z obsahů paměti. Anatomicky se skládá z korových a podkorových částí. Recipročně je spojen s laterálním hypotalamem a temporálním a frontálním kortexem (Silbernagel & Despopoulos, 2004, p. 332–333).

### 3 Výběr vhodného testu s ohledem na pohybovou činnost probanda

Pokud se snažíme vybrat co nejvhodnější a nejvýběžnější test pro hodnocení projevu svalové činnosti, je nutné začít analýzou nejčastější činnosti testovaného. Proto bychom se měli soustředit na výběr úzké skupiny testovaných s co nejpodobnějším charakterem zátěže. Významný je nejen charakter pohybu, ale i jeho frekvence, technika provedení a variabilita v herním projevu.

Při tvorbě rešerše zaměřené na testování svalového projevu pomocí izokinetického dynamometru jsme nejčastěji naráželi na testy koncentrické kontrakce s vyšší úhlovou rychlostí. Tyto testy se snaží napodobit pohybovou činnost v celé její dynamice. Při jejich provedení je patrné velké množství souhybů. To je způsobeno motivací ukázat co nejvyšší výkon. Brown (2000, p. 9) navíc upozorňuje, že množství souhybů závisí i na drobné změně v postavení pohybových segmentů. Jako příklad uvádí měření síly při předkopávání a zakopávání v sedu, kdy se jen o 5° změní poloha zad.

Z pohledu fyzioterapeuta souhyby vypovídají o nedostatečnosti stabilizačních funkcí svalů či příliš vysoké náročnosti testu. Stabilizační funkce svalu je totiž vývojově starší. Má-li sval horší funkci než sval stabilizační, dá se předpokládat, že i kvalita fázikové hybnosti bude mít horší kvalitu (Kolář, 2009). Pro co nejdokonalejší stabilizaci pohybového segmentu je důležitá dostatečná protažlivost svalových vláken, která umožní pohybovou činnost v celém svém fyziologickém rozsahu. Protažlivost je navíc zodpovědná za průběh excentrické kontrakce a tzv. prestretch, který zvyšuje efektivitu následné koncentrické kontrakce. Za protažlivost měkkých tkání a jejich schopnost dynamicky se vracet z prodloužení je zodpovědný poměr v zastoupení elastinu a kolagenu. Elastin je látka zodpovědná za pružnost, kolagen při minimální spotřebě energie převádí excentrický pohyb v koncentrický. Tato problematika je však velice složitá, proto odkazují na uvedenou literaturu (Myers, 2013).

Pokud je rozsah pohybu patologický, můžeme se zjednodušeně setkat se dvěma situacemi. První je **hypomobilita** – patologicky omezený rozsah pohybu, kdy měkké tkáně včetně svalových vláken nejsou dostatečně protažlivé v důsledku předchozích mikrotraumat (například po nadměrné zátěži). Dochází ke změně zastoupení elastinu a kolagenu. Druhou variantou je nadměrný rozsah pohybu, kdy jsou měkké tkáně příliš protažlivé (v důsledku převahy elastinu), a neplní dostatečně svoji stabilizační a brzdňovou funkci. Tento stav označujeme jako **hypermobilita**. Její příčiny jsou různé dle typu hypermobility.

Vzájemná poloha jednotlivých pohybových segmentů se udržuje i pozměňuje činností kloubů, vazivových tkání a svalů. Svaly jsou strukturálně i programově uspořádány do funkčních skupin a řetězců (Véle, 2012, p. 175). Menší svalové smyčky udržují určitý segment v dané výchozí poloze, nebo jím pohybují různými směry. Rozsáhlejší svalové skupiny tvoří svalové řetězce, které se podílejí na komplexních pohybech a na stabilizaci celého těla. To zajišťuje jistotu polohy i pohybu. Svalové řetězce či skupiny se liší a vzájemně doplňují dle různých autorů (Čápková, 2008; Myers, 2013; Véle, 2012).

Díky proprioceptivní aktivitě svalových větének dochází k tomu, že se jednotlivé svalové skupiny ovlivňují jak stranově symetricky, tak i kontralaterálně. Proto je výhodnější hodnotit pohybové úkony jako harmonické celky, než se soustřeďovat na hlavní sval, který udává hlavní směr pohybu. Svalová souhra je základem pohybové koordinace a významně se podílí na celkovém výkonu svalů. Právě pohybové koordinaci se nevěnuje dostatečná pozornost při vyšetřování volní účelové hybnosti (Myers, 2013, p. 1; Myers, Wassinger, & Lephart, 2006; Riemann & Lephart, 2002; Riemann, Myers, & Lephart, 2002; Véle, 2012, p. 176).

Z toho vyplývá i zdůvodnění výběru testu pro metodiku (viz kapitola 4), kdy jsme více pracovali se svaly ve střídavém režimu koncentrické a excentrické kontrakce. Tento režim nejlépe dokresluje pohybovou činnost včetně současného průběhu jak brzdě funkce svalu, tak zaměření na výkon, který nejčastěji probíhá v režimu koncentrické kontrakce. Nás nejvíce zajímala funkce svalu jako brzdě síly, konkrétně míra protažlivosti svalových vláken v průběhu zátěže. Proto jsme mezi parametry zařadili i úhel maximálního momentu síly a úhel rozsahu pohybu, dokud je provedení testu kvalitní, tedy pohybové segmenty se nepohybují v patologickém postavení.

Hodnotíme-li svalovou souhru v průběhu testování excentrické kontrakce na izokinetickém dynamometru, neměli bychom vynechat ani jedno ze tří kritérií: Synchronní či asynchronní **timing** svalů, kdy v ideálním případě nedochází k předbíhání ani opoždění svalů v probíhajícím pohybu. **Sladění intenzity aktivity** jednotlivých svalů či jejich skupin. Za třetí **vyrovnaný poměr volní aktivity a posturálního doprovodu**, což má vliv na půvab a lehkost pohybu. Pohyb by měl být příjemným zážitkem pro pozorovatele (Véle, 2012).

Tyto kvality je třeba vnímat u činnosti každého pohybového segmentu. Výhodou je, když si výzkumný tým dokáže k dané činnosti dosadit i konkrétní svalové řetězení podílejší se na pohybu. Například Myers & Lephart (2002, p. 199) prokázali u instabilního ramenního kloubu potlačenou průměrnou reflexní aktivaci *musculus pectoralis maior et biceps brachii*,

významně pomalejší reflexní odpověď *m. biceps brachii* a potlačenou koaktivaci *m. supraspinatus* et *subscapularis*. Z toho usuzují, že při poškození kloubního pouzdra a ligamentózního aparátu kloubu je přítomna nejen insuficientní stimulace proprioceptorů, ale i pozměněná aktivita okolních svalů, které zajišťují dynamickou stabilizaci kloubu. Potlačená koaktivace svalů rotátorové manžety, pomalejší aktivace *m. biceps brachii* a nižší aktivita *m. pectoralis maior* et *biceps brachii* může vyústit v opakované poškození ramenního kloubu s prohlubující se instabilitou. I proto jsme pro test vybrali dlouhou hlavu *m. biceps brachii*, který jsme sledovali v průběhu flexe loketního kloubu v zapojení s ostatními svaly.

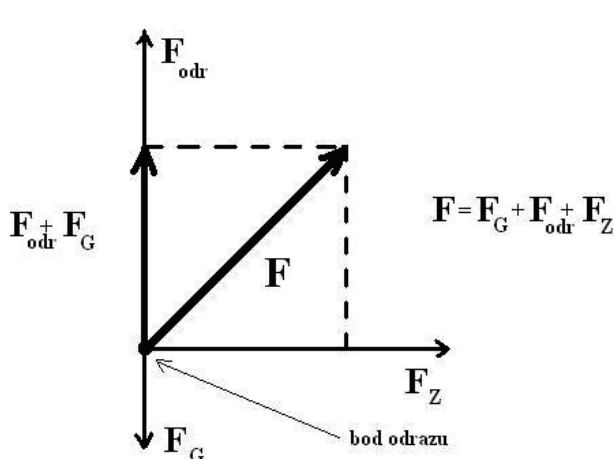
Rozvedeme úvahu, která nás provázela při určení svalových skupin nejvýznamnějších při útočném úderu. Proto uvádíme biomechanické souvislosti jeho provedení.

Před samotnou prací paže provádějící útočný úder se většinou odehrává trojkrokový rozběh. Ten dává energii následnému odrazu. Rozběh končí postupným doskokem na obě dolní končetiny, čímž se vytvoří dostatek energie na změnu pohybu těžiště. V poloze podřepu nastává změna hybnosti, která je vyjádřena změnou z  $p_0 = m_0 \times v_0$  na  $p_1 = m_1 \times v_1$ , kdy dojde ke změně pohybu těžiště směrem nahoru (Baláž, 2005). Po tomto úkonu nastává z hlediska působení svalových sil změna pohybové situace, kdy se dynamika pohybu soustředí na zajištění kvalitního náprahu od drobných kloubů nohy až po práci v konečcích prstů obou paží (Baláž & Psalman, 2006).

V letové fázi dochází k zajímavému momentu, který označujeme jako horní úvrat'. Na okamžik se pohyb hráčova těla jakoby zastaví. Brzdivé působení tíhové síly ( $F_G$ ) zastaví stoupání těla ve vrcholu výskoku ( $t = 0, v = 0$ ). V této poloze dochází ke kulminaci energie způsobující zastavení těžiště až do nulového času, kdy působí následující síly:

- tíhová síla ( $F_G$ ) začíná působit směrem dolů a posouvá tak těžiště směrem k zemi;
- opačným směrem působí setrvačná síla ( $F_Z$ ), jejíž působení v tomto momentu končí.

Vztah mezi rychlostí rozběhu a úhlem vektoru odrazové rychlosti je nepřímě úměrný. Čím je tedy rychlost rozběhu větší, tím je úhel vektoru odrazové rychlosti menší. Síla odrazu  $F_{odr}$  musí překonat  $F_G$  a  $F_Z$  (obr. 10).



**Obr. 10** Působení sil po horní úvratí na těžiště hráče (Zdroj: Suchánek, 2011)

V průběhu letové fáze se odehrává velmi významná svalová smyčka úderu, kterou Rokito et al. (1998) rozdělují na natočení trupu, nápřah, zrychlení, zpomalení a dokončení pohybu paže. Všechny mikrofáze na sebe plynule navazují a vzájemně se ovlivňují. Dynamika pohybu nutná pro trojkrok je plynule provázána s úderem paže. Svalové síly paže a trupu udávají zrychlení míče.

Pro dynamiku úderu jsou významné dva faktory: délka předloktí a hmotnost dlaně. Rotační složka pohybu předloktí se uplatňuje již od natočení trupu. Za předpokladu totožné rychlosti platí, že čím je předloktí delší, tím má dlaň, kterou provádíme úder do míče, větší okamžitou obvodovou rychlost. K tomu se přidává ještě energie, kterou dlaň získala z předcházejících mikrofází, kdy se celé tělo i úderová paže pohybovaly švihem vpřed (Baláž, 2005; Baláž & Psalman, 2006).

Vycházíme ze vzorce  $L = p \times r$  a  $p = m \times v$ , kde  $L$  je délka,  $p$  je hybnost,  $r$  rameno hybnosti,  $m$  je hmotnost a  $v$  okamžitá rychlost. Druhý zmíněný vztah zkresluje fakt, že celá hmotnost  $m$  není soustředěna jen v dlani, ale je rozložena od konečků prstů po loket. Pomocí d'Alembertova principu dynamickou rovnováhu vyjádříme jako  $F_{SV} + F_Z + F_G = 0$ , kde  $F_{SV}$  je síla působících svalů,  $F_Z$  je setrvačná síla a  $F_G$  je síla tíhová.

Analýza kontaktních sil poukazuje na možnosti působit na míč v jeho různých částech, čímž mu uděluje zrychlení. Dále se hráč rozhoduje, jak usměrní míč, a určí i velikost silového působení. Celkovou dynamickou rovnováhu úderu můžeme podle d'Alembertova principu zapsat ve tvaru  $F_G + F_{SVp} + F_{SVdk} + F_Z = 0$ , kde  $F_G$  je tíhová síla,  $F_{SVp}$  síla paží,  $F_{SVdk}$  je síla svalů dolních končetin a  $F_Z$  je setrvačná síla (Baláž, 2005).

### 3.1 Technika útočného úderu

V následujících podkapitolách se blíže seznámíme s rozбором samotného pohybu útočné paže. Pro provedení útočného úderu je nezbytné jeho koordinované propojení s rozběhem, odrazem, letovou fází až po dokončení pohybu. Techniku práce paže při úderu rozebereme od přechodu z odrazu do letové fáze.

Při dokončení odrazu se tělo natáčí levým ramenem k síti, zatímco paže pokračují v pohybu vpřed a nahoru. V této chvíli se paže připravují na začátek smečářského pohybu. Většina podstatného pro letovou fází a úder se odehraje při rozběhu a odrazu. Pro provedení úderu je klíčový způsob odrazu. Zároveň načasování švihů paží a pohybu boků vpřed je předpokladem pro razantní úder (Haník & Lehnert, 2004).

Přestože Haník & Lehnert (2004) rozlišují fáze útočného úderu do čtyř mikrofází, my se budeme řídit rozdělením dle jednotlivých nálezů v průběhu elektromyografické (EMG) studie, která hodnotila zapojení *pars anterior m. deltoideus*, *m. supraspinatus*, *infraspinatus*, *teres minor*, *subscapularis*, *teres maior*, *m. pectoralis maior* et *m. latissimus dorsi*. Autoři zde uvádějí pět fází útočného úderu paže, který trval přibližně 1,11 s (Escamilla & Andrews, 2009; Rokito, Jobe, Pink, Perry, & Brault, 1998).

První fáze tvoří 33 % z celého času. Jedná se o **natočení trupu** (*wind-up* fáze), kdy se paže v glenohumerálním skloubení dostává z abdukce a extenze do počáteční zevní rotace. Útočná paže flektuje v loketním kloubu a stahuje se vzad společně s rotací trupu. Paže je v prodloužení spojnice ramen. Neúderová paže zůstává nad hlavou, jakoby ukazovala na míč. Tento pohyb stejně jako pohyb dolních končetin probíhá spontánně kvůli zachování rovnovážné polohy.

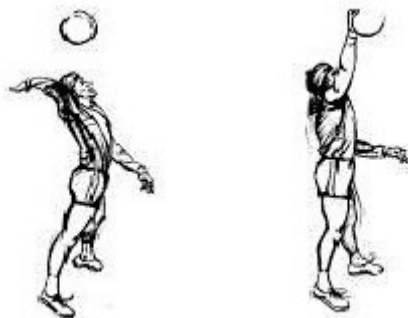
Fáze **nápřahu** (*cocking* fáze), tvoří přibližně 23 % celého úderu. Práce neúderové paže a dolních končetin je totožná s předchozí fází. Končetiny vyrovnávají pohyb úderové paže. Ta se z iniciální zevní rotace dostává až do jejího maximálního rozsahu. Zároveň se loketní kloub dostává do maximální flexe. Ramena a boky jsou natočené šikmo k síti. Správný nápřah připomíná polohu lukostřelce, který natahuje luk (obr. 11). Metodiky se v této fázi liší postavením v zápěstí. Jako nejúčelnější se zdá být pohyb do maximální palmární flexe s ulnární dukcí.



**Obr. 11 Fáze nápřahu při útočném úderu** (Zdroj: Haník & Vlach, 2008)

Následuje nejkratší fáze **zrychlení** (fáze *akcelerace*), která zaujímá 8 % z celkového času. Trvá do momentu kontaktu s míčem, což je klíčový bod pro vznik případných mikrotraumatizací měkkých tkání, které se v tomto okamžiku podílejí na stabilizaci celého pletence ramenního. Činnost úderové paže je řetězcem na sebe navazujících pohybů. Každá jeho část přebírá na začátku svoji energii od pohybu předcházejícího. To připomíná švihnutí bičem, což dodá úderu rychlost.

Pohyb útočné paže začíná pomalou extenzí loketního kloubu. Paže s částečně flektovaným loketním kloubem rotuje vpřed. Loketní kloub se dostává před rameno a zastavuje se. Zápěstí se rozbaluje do středního postavení. Při kontaktu s míčem je paže v maximální flexi v ramenním kloubu. Loketní kloub je v extenzi. Ruka sa dotýká míče nad útočným ramenem nebo mírně před ním. Směr letu míči dodává až pohyb zápěstí. V momentu kontaktu s míčem se zastavuje i rotace trupu (obr. 12).



**Obr. 12 Fáze zrychlení útočného úderu** (Zdroj: Haník & Vlach, 2008)

Fáze **zpomalení** (fáze *decelerace*) tvoří 9 % z útočného úderu. Začíná kontaktem s míčem a končí ve chvíli, kdy je útočná paže kolmá na osu trupu. Letová fáze pokračuje po dráze tvaru paraboly jako následek rozběhu a odrazu. Úderová paže přirozeně pokračuje v pohybu za míčem. Zápěstí přechází do palmární flexe s radiální dukcí.



**Dokončení pohybu** (*follow-through* fáze) tvoří 27 % útočného úderu. Spolu s první fází zde svaly vykazují nejnižší aktivitu dle EMG. Při dopadu obě paže přirozeně reagují na polohu těla. Zápěstí pokračuje v pohybu z předchozí fáze. Dolní končetiny se mírně klopí k trupu, aby zachovaly rovnováhu těla (obr. 13). Následně se připravují na dopad propnutím špiček. Měkký dopad se odehrává pohybem drobných kloubů nohy, hlezenních, kolenních i kyčelních kloubů (Escamilla & Andrews, 2009; Haník & Vlach, 2008, p. 288–293; Jobe, Moynes, Tibone, & Perry, 1984; Rokito, Jobe, Pink, Perry, & Brault, 1998).



**Obr. 13** Dokončení pohybu útočného úderu (Zdroj: Haník & Vlach, 2008)

### 3.1.1 Anatomické zapojení svalů v průběhu útočného úderu

Haník & Vlach (2008) uvádějí v tabulce 4 přehled hlavních a pomocných svalů, které se účastní jednotlivých mikrofází celého útočného úderu. Není dobré tuto tabulku vnímat jako příručku, kdy pro zlepšení mikrofáze úderu do míče je třeba v posilovně vypracovat izolovaně sílu zmíněných svalů. Trénink by měl být funkční, což znamená, že jde vždy o propojení celého trupu. Některé svaly se podílejí na zajištění pozice, jiné na provedení pohybu.

**Tab. 4** Seznam svalů zapojených při útočném úderu (Zdroj: Haník & Vlach, 2008)

	<i>Hlavní svaly</i>	<i>Pomocné svaly</i>
<b>Příprava na výskok</b>	<b>dorzální flexe v glenohumerálním skloubení</b>	
	<i>m. latissimus dorsi</i> <i>m. teres major</i> <i>m. deltoideus (spinální část)</i>	<i>m. triceps brachii (caput longum)</i> <i>m. teres minor</i> <i>m. subscapularis</i> <i>m. pectoralis major</i>
	<b>flexe kolenního kloubu</b>	
	<i>m. biceps femoris</i> <i>m. semitendinosus</i> <i>m. semimembranosus</i>	<i>m. gracilis</i> <i>m. sartorius</i> <i>m. gastrocnemius</i>

		<i>m. popliteus</i>
	<b>flexe kyčelního kloubu</b>	
	<i>m. iliopsoas</i> <i>m. pectineus</i> <i>m. rectus femoris</i>	<i>m. sartorius</i> <i>m. tensor fasciae latae</i> <i>mm. adductores longus, brevis, magnus</i>
	<b>dorzální flexe v hlezenním kloubu</b>	
	<i>m. tibialis anterior</i>	<i>m. extensor digitorum longus</i> <i>m. extensor hallucis longus</i>
<b>Výskok</b>	<b>ventrální flexe glenohumerálního skloubení</b>	
	<i>m. deltoideus (klavikulární část)</i> <i>m. coracobrachialis</i>	<i>m. pectoralis major</i> <i>m. biceps – caput breve</i>
	<b>extenze kolenního kloubu</b>	
	<i>m. quadriceps femoris</i>	<i>m. tensor fasciae latae</i> <i>m. gluteus maximus</i>
	<b>flexe loketního kloubu</b>	
	<i>m. biceps brachii, brachialis</i> <i>m. brachioradialis</i>	<i>m. extensor carpi radialis longus</i>
	<b>extenze kyčelního kloubu</b>	
	<i>m. gluteus maximus</i> <i>m. biceps femoris</i> <i>m. semimembranosus, semitendinosus</i>	<i>m. adductor magnus</i> <i>m. gluteus medius et minimus</i>
<b>Úder do míče</b>	<b>extenze loketního kloubu</b>	
	<i>m. triceps brachii</i> <i>m. anconeus</i>	<i>dorzální skupina svalů předloktí začínající na distální části humeru</i>
	<b>dorzální flexe glenohumerálního skloubení</b>	
	<i>m. latissimus dorsi</i> <i>m. teres major</i> <i>m. deltoideus (spinální část)</i>	<i>m. triceps – caput longum</i> <i>m. teres minor</i> <i>m. subscapularis, m. pectoralis major</i>
<b>Dopad</b>	<b>flexe kolenního kloubu</b>	
	<i>m. biceps femoris</i> <i>m. semimembranosus</i> <i>m. semitendinosus</i>	<i>m. gracilis</i> <i>m. sartorius</i> <i>m. gastrocnemius</i> <i>m. popliteus</i>
	<b>dorzální flexe v hlezenním kloubu</b>	
	<i>m. tibialis anterior</i>	<i>m. flexor digitorum longus</i> <i>m. extensor hallucis longus</i>

Zmíněné svaly můžeme považovat za agonisty v jednotlivých fázích. V rámci funkčního tréninku nám jde o činnost agonistů ve vzájemné souhře s ostatními svaly, které se snaží udržet pohybové segmenty v optimální poloze. Vzhledem k tomu, že poranění měkkých tkání se nejčastěji vyskytuje v excentrické kontrakci svalu, je nutné klást důraz na protažlivost těchto tkání, jejich regeneraci a rovnovážné zapojení do pohybové činnosti. Výsledkem je ekonomické provedení, které je pro opakovanou činnost nejšetnější. Proto by mělo být cílem jakékoliv preventivní působení na hráče (Myers, 2013).

Vzájemnou koaktivaci *pars anterior m. deltoideus*, *m. supraspinatus*, *infraspinatus*, *teres minor*, *subscapularis*, *teres maior*, *m. pectoralis maior* et *m. latissimus dorsi* v průběhu EMG studie se zabývali Rokito et al. (1998). Ti zaznamenali v průběhu fáze **natočení trupu** nejvyšší aktivitu *pars anterior m. deltoideus*, *m. supraspinatus* et *infraspinatus*. Úkolem *pars anterior m. deltoideus* et *m. supraspinatus* v této fázi je briskní elevace paže nad hlavu. *M. infraspinatus* iniciuje zevní rotaci. Ostatní svaly rotátorové manžety jsou rovněž aktivní a pomáhají stabilizovat hlavici humeru v glenoideální jamce.

Fáze **nápřahu** je charakteristická prudkou zevní rotací pletence ramenního, která vysvětluje významnou funkci *m. infraspinatus* et *teres minor*. Ostatní svaly rotátorové manžety prokazují vysokou aktivitu, která napomáhá glenohumerální kompresi a brzdí tak distrakci způsobenou extrémní zevní rotací. Relativně vysoká je rovněž aktivita vnitřních rotátorů a svalů stabilizujících ramenní kloub zepředu. Rokito et al. (1998) zmiňují dominantně *m. subscapularis* et *m. pectoralis maior*, které mimo jiné brzdí prudký pohyb do zevní rotace.

Itoi, Kuechle, Newman, Morrey & An (1993) v této fázi upozorňují na výraznou aktivitu obou hlav *m. biceps brachii*, které se podílejí na brzděném pohybu a pracují tedy excentricky. Další funkcí je anteriorní stabilizace hlavice humeru v pozici 90° abdukce a 60°, 90° a 120° zevní rotace pletence ramenního. Obě hlavy se účastní stabilizace do 90° zevní rotace. Při 120° zevní rotace ovšem aktivitu výrazně přebírá *caput longum m. biceps brachii*. Aktivita obou hlav stoupá s klesající stabilitou kloubu. Z toho důvodu je doporučeno při chronické instabilitě ramenního kloubu klást důraz na vzájemnou aktivaci všech svalů pletence ramenního. Té lze v počátečních terapiích dosáhnout jemnou prací fyzioterapeuta například ve vývojových polohách, které jsou ideální pro rovnovážné zapojení všech svalů (Khan, Guillet, & Fanton, 2001).

Ve fázi **zrychlení** je cílem udeřit do míče tak silně, jak je to jen možné. V této fázi jsou vysoké požadavky kladeny na vnitřní rotátory paže. *M. subscapularis*, *teres maior*,

*m. pectoralis maior* et *m. latissimus dorsi* tedy dosahují nejvyšší aktivity. Escamilla & Andrews (2009) uvádějí, že *m. teres minor* v této fázi čelí nejvyšším nárokům na stabilizaci hlavičky humeru a brání jejímu anteriornímu posunu. Naproti tomu aktivita *m. infraspinatus* je relativně nízká, přestože jeho funkce je velice podobná *m. teres minor*.

Důvodem je možné biomechanicky výhodnější umístění svalu pro provedení útočného úderu. Autoři uvádějí, že *m. infraspinatus* má výhodnější pozici pro extenzi paže v transverzální rovině a *m. teres minor* pro práci v sagitální rovině. Záleží tedy na technice a přesném provedení pohybu. Dalším faktorem ovlivňujícím nižší aktivitu *m. infraspinatus* může být již primární přítomnost svalové dysbalance typické pro hráče volejbalu. Koaktivace svalů pletence ramenního může při jednostranně prováděné činnosti vést k úpravě svalového napětí a mírným odchylkám od centrovaného postavení pletence ramenního.

Na konci této fáze dochází k **úderu do míče**, kdy se pohyb na okamžik zastaví o míč. Pokud je úder veden maximální silou, dochází k maximální excentrické kontrakci všech dynamických stabilizátorů ramenního kloubu. Míra jejich aktivity se liší dle postavení kloubu. Je-li kloub dostatečně mechanicky stabilní a postavení kloubu je decentrované, vyskytují se potíže pouze v některých predilekčních svalech. Při nedostatečné mechanické stabilitě jsou i při centrovaném postavení kladeny vysoké nároky na komplex dynamických stabilizátorů.

V průběhu fáze **zpomalení** je aktivita svalů rotátorové manžety nízká. To je způsobeno tím, že nejnáročnější moment pro udržení hlavičky v jamce je na konci fáze zrychlení, kdy dochází k úderu do míče. Tím se volejbal odíká od baseballového nadhozu, kde hraje roli váha míčku, který je držen v ruce až do počátku zpomalovací fáze a klade na pletenec ramenní odlišné nároky (Escamilla & Andrews, 2009; Jobe, Moynes, Tibone & Perry, 1984; Rokito, Jobe, Pink, Perry & Brault, 1998).

Jak uvedli mnozí autoři, jednotlivé fáze plynule přecházejí jedna do druhé, a ovlivňují tak svůj průběh. Je-li tedy již první fáze nesprávně provedena, promítne se to do dynamiky všech následujících fází (Escamilla & Andrews, 2009; Khan, Guillet & Fanton, 2001; Rokito, Jobe, Pink, Perry & Brault, 1998). Tito autoři zaznamenávali pouze aktivitu vybraných svalů podílejících se na útočném úderu. Aby mohly být poznatky o zapojení svalů komplexní, bylo by třeba zaznamenat aktivitu všech svalů, což je velmi obtížně proveditelné. Ideálním stavem je koaktivace všech svalů, o níž pojednáváme v následující kapitole.

Ve sportu se setkáme s mnoha zátěžovými situacemi a každý sportovec na ně reaguje jinak. Zkušený trenér si většinou provedení všimá a ví, že někde je chyba a někde je

provedení v pořádku. Co se ale skrývá pod tím, je mnohem složitější. Uvedeme příklad, kdy se v průběhu náprahu útočného úderu objeví napínací reflex. Ten se ve skutečnosti neodehrává v danou chvíli izolovaně. Reálné modely jsou mnohem složitější (viz kapitola 2). Proto pokud pracujeme s úpravou pohybových projevů skrze terapeutické metody, měli bychom si udělat biomechanický rozbor pohybové činnosti, vyšetření individuálního stavu sportovce a pak konzultovat co nejvhodnější postup terapie s ohledem na stanovené cíle.

Napínací reflex je přítomný při náhlém pohybu natahujícím sval. Svalová vřeténka vyvolávají reflexní kontrakci tohoto svalu (antagonista). Zároveň dochází ke zmírnění aktivity v agonistech. V mikrofázi náprahu, kdy dochází k prudkému protažení nejen *musculus biceps brachii*, reagují svalová vřeténka tak, že zvyšují napětí tohoto svalu. Současně dochází ke snížení napětí zevních rotátorů ramenního kloubu, které jako agonisté vedly ramenní kloub do této pozice. Výsledkem mohou být následující varianty.

1. Zevní rotátory se již neaktivují v následujících mikrofázích, kdy by měly brzdit pohyb. Vyšší napětí *musculus biceps brachii* vede ramenní kloub do decentrovaného postavení. V tomto postavení probíhá úder do míče. *Musculus biceps brachii* je v abnormálním napětí a dochází k jeho mikrotraumatizaci.
2. Rozsah pohybu ve fázi náprahu není plný, neboť zevní rotátory nemohou provést aktivní pohyb. To je pro volejbalistu v daném okamžiku nejšetrnější. Pro dokonalou dynamiku úderu je rozsah pohybu nedostatečný. Dynamika úderu je kompenzována generováním síly v místě pletence ramenního. Chybí dokonalé propojení od pletence ramenního, přes trup až k hlezenním kloubům.

Výše zmíněný pohled doplněný z pozice vnímání fascií obalujících svaly bude zase trochu jiný a je potřeba zůstat otevřený více pohledům. Z nich pak zvolit ten, na který sportovec nejlépe reaguje a vede ke zlepšení. A každé zlepšení, které má být trvalé, si žádá svůj čas ve smyslu i několika let. Záleží jen na nás, kterou cestou chceme jít. Z toho plyne, že je důležité zachovávat protažlivost měkkých tkání, abychom zajistili adekvátní dráždivost receptorů.

## 4 Izokinetická dynamometrie

V následující kapitole bychom chtěli ukázat postup při výběru konkrétního testu na izokinetickém dynamometru u volejbalistů na postu útočícího hráče. Kromě samotného dynamometru vás seznámíme s limity této metody a zdůvodníme výběr prováděného testu. Nezbytnou součástí je i přesný popis jeho provedení (viz 4.2–4.5).

Izokinetická dynamometrie je charakteristická tvorbou proměnlivého odporu a jeho měřením. Používá se téměř výhradně k měření volní svalové kontrakce. To znamená, že hodnotíme charakteristiku projevu svalové činnosti jako jednu z komponent senzomotorického systému (Brown, 2000, p. 3–5; Riemann, Myers, & Lephart, 2002, p. 91). Významným faktorem je motivace a spolupráce probandů v průběhu testování, na které upozorňuje stále více autorů (Larsson, Björk, Elert, & Gerdle, 2000, p. 259; Remaud, Cornu, & Guével, 2010; Riemann, Myers, & Lephart, 2002, p. 91).

Pojem *izokinetika* se vztahuje k typu pohybu a znamená pohyb s proměnlivým odporem a konstantní rychlostí. Vztahuje se ke specifické situaci, ve které sval či skupina svalů působí proti kontrolovanému přizpůsobujícímu se odporu. Ten způsobuje, že se segment těla pohybuje v rámci předem definovaného pohybu konstantní úhlovou nebo lineární rychlostí. Tento typ testování se nejvíce přibližuje situacím ve sportu, kdy se odpor mění v závislosti na herní situaci. Limitem přístroje je úhlová rychlost pohybu. Ve skutečnosti v průběhu sportovní činnosti není přirozené, aby byla konstantní (Brown, 2000, p. 6).

Testování v izokinetickém režimu se rovněž využívá k odhalení svalové slabosti, která bývá přítomna u sportovců s nedostatečným zajištěním stability kloubů. Často se v tomto stavu objevuje bolestivost instabilních kloubů, která je známkou progresu svalové dysbalance a poruchy řídicích mechanismů neuromuskulárního systému. Izokinetická dynamometrie může sloužit ke včasné identifikaci potíží a možnosti preventivního působení (Brown, 2000, p. 7–8; Dvir, 2004).

Brown (2000) upozorňuje na individualitu každého jedince, kterou bychom měli respektovat jak při testování a interpretaci výsledků studií, tak při tréninku pomocí izokinetického dynamometru. Hlavními faktory ovlivňujícími výsledky měření jsou věk, váha a pohlaví. Zohlednit bychom měli rovněž trénovanost, přítomnost poruchy neuromuskulárního systému či dominance končetiny. Autor rovněž zmiňuje, že neméně důležitá je výška.

Ovšem antropometrické údaje a délka jednotlivých pohybových segmentů mohou jistě hrát významnou roli.

Pro pohyb v průběhu testování je klíčové totožné nastavení rozsahu pohybu kvůli proměnlivému odporu přístroje, dále typ kontrakce a testovací režim. Proto jsme výběr probandů i testu provedli tak, abychom zmíněné faktory co nejvíce eliminovali.

My jsme pro hodnocení protažlivosti měkkých tkání v průběhu pohybové činnosti zvolili test v **režimu izokinetickém**, kde se střídala **kontrakce** koncentrická a **excentrická** flexorů loketního kloubu. Test probíhal v lehu na zádech a předloktí bylo v supinačním postavení. Proto byl zaměřen převážně na *musculus biceps brachii*. Jeho význam pro anteriorní stabilizaci ramenního kloubu v průběhu útočného úderu jsme zmínili v kapitole 3.1.1. Itoi et al. (1993) upozorňují na výraznou aktivitu obou hlav *m. biceps brachii* při nápřahu v průběhu útočného úderu, kdy pracují excentricky a brzdí tak pohyb (Alfredson, Pietila, & Lorentzon, 1998, p. 270).

Záměrně jsme nevybrali test, kde *musculus biceps brachii* pracuje v koaktivaci při pohybu ramenního kloubu. Důvodem bylo vysoké riziko mikrotraumatizace měkkých tkání v průběhu testu zaměřeného na stabilizaci kloubu, kdy nastavujeme **úhlovou rychlost 60 %s**. Tato nízká rychlost je nutná pro možnost reakce pojivové tkáně a její distribuci v pohybu (Myers, 2013). Složitě bylo i hodnocení izolovaného zapojení svalů pletence ramenního. Pro trénované jedince byl test náročný s ohledem na kvalitu provedení pohybu. Test **flexe a extenze loketního kloubu** probíhal **v lehu na zádech**. Tuto pozici jsme zvolili s ohledem na výsledky studie hodnotící efekt polohy těla na kinestezii, která upozorňuje na statisticky významně nižší výskyt chyb měření ramenního kloubu v lehu na zádech oproti pozici v sedu (Janwantanakul, Magarey, Jones, Grimmer, & Miles, 2003, p. 67–73).

Před započítáním testu každý proband 10 minut zahříval testovanou horní končetinu za pomoci mírně náročného thera bandu, což je nutné pro přípravu svalů. Poté proběhlo přesné nastavení polohy (viz 4.3), vysvětlení testu a provedení pěti opakování na submaximální intenzitě zátěže. Po pauze 3 minuty následoval hlavní test, který zahrnoval tři opakování na maximální intenzitě zátěže. Pro hodnocení jsme z těchto tří opakování vybrali nejlepší pokus (Brown, 2000, p. 13–14, Dvir, 2004).

Pro testování jsme zvolili rozsah pohybu 100° od 10° flexe v loketním kloubu. To znamená, že jsme se vyvarovali krajnímu rozsahu pohybu, kdy se do stabilizace kloubu zapojují i mechanické stabilizátory. Naproti tomu ve středním rozsahu pohybu hrají hlavní roli stabilizátory dynamické (Lephart & Jari, 2002, p. 3). Jako vhodné parametry pro

hodnocení protažlivosti měkkých tkání v průběhu kontrakce jsme zvolili maximální moment síly a úhel maximálního momentu síly v průběhu nejlepšího opakování excentrické kontrakce *musculus biceps brachii*.

#### 4.1 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor první části měření tvořilo 22 volejbalistů (věk:  $26,7 \pm 2,5$ ; výška:  $180,8 \pm 5,5$ ; váha:  $78,4 \pm 6,7$ ). Probandi byli záměrným výběrem zařazeni do studie při splnění zvolených základních kritérií: muži, věk 21–31 let, aktivní hráči volejbalu krajské úrovně, frekvence tréninků 4x týdně, smečářský post. Sledována byla dominantní horní končetina, která má při útočném úderu predispozici ke svalové dysbalanci zmíněné v první kapitole.

S ohledem k věku jsme si mohli dovolit testování v režimu excentrické kontrakce. U vyššího věku tento test doporučován není s ohledem na možnou ischemizaci tkáně a vzniku její mikrotraumatizace.

Probandi neudávali žádné úrazy pletence ramenního, loketního kloubu a celé horní končetiny. Dalším kritériem bylo předchozí absolvování pouze konzervativní léčby ramenního pletence bez jakéhokoliv způsobu invazivní terapie. Proximální úpon tohoto svalu byl rovněž palpačně citlivý.

Zdatnost subjektů byla hodnocena parametrem *maximální moment síly* v průběhu excentrické a koncentrické kontrakce *musculus biceps brachii*. Tímto testem jsme provedli i výsledný výběr probandů. Pro zdravý sval by hodnoty v průběhu excentrické kontrakce měly být o 30 % vyšší než v průběhu kontrakce koncentrické (Brown, 2000, p. 13, 229–239; Dvir, 2004). Důvodem je, že na síle excentrické kontrakce se podílí jak kontraktilní, tak nekontraktilní komponenty tkáně. Naproti tomu u koncentrické kontrakce hrají roli pouze komponenty kontraktilní (Brown, 2000, p. 13, 229–239).

Další část probíhala 6 měsíců od předchozího měření. Zúčastnilo se jí 11 probandů (věk:  $26,8 \pm 2,5$ ; výška:  $179,8 \pm 6,4$ ; váha:  $79,1 \pm 6,3$ ) ve věku 22–31 let. Přestože se všichni probandi účastnili předchozího testování, provedli jsme vstupní vyšetření. Tím jsme potvrdili, že výsledný výzkumný soubor splňuje základní kritéria včetně absence úrazů pletence ramenního, loketního kloubu a celé horní končetiny či pozitivitu Speedova testu a palpační citlivosti úponu dlouhé hlavy *m. biceps brachii*.



## 4.2 Excentrická kontrakce musculus biceps brachii

Pro hodnocení excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* jsme zvolili izokinetický test flexe a extenze loketního kloubu v lehu na zádech pomocí izokinetického dynamometru HUMAC NORM (obr. 14). Toto provedení je výhodné pro zajištění maximální stabilizace pletence ramenního. Při testu dochází ke střídání koncentrické a excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* s rozsahem pohybu v loketním kloubu 100° od jeho 10° flexe. Provedení testu je pro probanda fyzicky náročné, a proto jsme upravili počet opakování na minimum.



**Obr. 14** Průběh testu flexe a extenze loketního kloubu v lehu na zádech izokinetickým dynamometrem HUMAC NORM (A – průběh excentrické kontrakce musculus biceps brachii, B – průběh koncentrické kontrakce musculus biceps brachii)

### 4.3 Nastavení polohy při měření

V této podkapitole se budeme záměrně věnovat popisu lehu na zádech. Důvodem je testování probandů v této poloze a snaha o její nastavení co nejlépe parametrům fyziologie. Nastavení výchozí polohy ovlivňuje průběh testu a je jedním z faktorů, který může výzkum zkreslit.

Projevy nefyziologické hybnosti se objevují v novorozeneckém období, kdy řídicí mechanismy nejsou zralé. V dospělosti se k těmto známkám vracíme při poruše řízení na různých etážích. Na modelu novorozence ukážeme prvky nezralého řídicího systému, kterých si můžeme všimnout i v dospělosti u poruch neuromuskulárního systému. Typická je asymetrie osového orgánu s predilekcí hlavy. Hlava je v reklinaci převážně v atlanto-okcipitálním skloubení. Hrudní koš má trychtýřovitý tvar s nápadným vyklenutým bříškem. To poukazuje na nedostatečnou aktivitu hlubokých flexorů trupu a krku.

Základna tvořená kontaktními body je malá, a proto je její zaujetí doprovázeno pocitem nejistoty a nestability. Převažujícím vzorem držení končetin je flekční hypertonie. V oblasti lopatky se projevuje neschopností stabilizace ve frontální rovině. Ramenní kloub se nachází v protrakci s vnitřní rotací a často i v elevaci. V zápěstí převažuje ulnární dukce. Kyčelní klouby jsou ve vnitřně rotačním postavení, což vede k divergenci bérců. Míra flexe v kyčelních kloubech ovlivňuje posun těžiště, které se s přibývajícím flexí posouvá kranialně. Držení končetin rovněž ovlivňuje postavení páteře, které se v nejméně zralém období projevuje lordotickým obloukem spolu se záklonem hlavy a anteflexí pánve (Čápková, 2008, p. 29–31; Vojta & Peters, 1995).

V rámci vývojové ontogeneze je leh na zádech označován jako supinační poloha. Vrcholem této polohy je obrat z lehu na zádech, kvadrupedální lokomoce až vertikalizace. Samotný leh na zádech se stává zralým okolo konce druhého trimenonu, kdy se objevují první pokusy o obrat. V průběhu vývoje se posturální základna stává jistější.

Kontaktní plocha se zvětšuje. Hlavními opěrnými body jsou lopatky nalehlé ve frontální rovině včetně celé plochy zad. Dokonale symetrický osový orgán je napříměný. Stabilizátory lopatek spolupracují s břišní muskulaturou a bránicí, což hraje klíčovou roli pro 3D intersegmentální pohyby páteře ve vertikální rovině.

Ramenní a kyčelní klouby jsou dokonale centrovány v abdukčním a mírném zevně rotačním postavení. *Zároveň je přítomna tzv. flekční synergie, která představuje programově danou synergii flexorů dolních končetin s hlubokými flexory trupu, krku i hlavy. Tato synergie*

*ventrální muskulatury pak v koaktivaci s muskulaturou dorzální tvoří ventrální oporu pro stabilizační muskulaturu páteře (Čápková, 2008, p. 34–38).*



**Obr. 15** Detaily v nastavení pozice probanda při testování izokinetickým dynamometrem HUMAC NORM (A – hlava v neutrálním postavení, B – plné nalehnutí pletence ramenního, C – osa otáčení loketního kloubu je totožná s osou otáčení ramene izokinetického dynamometru, D – úchop rukojeti dynamometru nastaven v postavení paže v mírné abdukci ramenního kloubu s plným kontaktem paže až po loketní kloub, E – pánev v neutrálním postavení, F – dolní končetiny ve flexi, ploskami na lehátku)

Testovací poloha v lehu na zádech splňovala charakteristiky (obr. 15), které jsme nastavovali individuálně každému probandovi pro zajištění maximální stability:

- hlava v neutrálním postavení,



- plné nalehnutí pletence ramenního,
- osa otáčení loketního kloubu je totožná s osou otáčení ramene izokinetického dynamometru,
- úchop rukojeti dynamometru s předloktím v supinaci, paže v plném kontaktu a mírné abdukci ramenního kloubu,
- pánev v neutrálním postavení,
- dolní končetiny ve flexi ležící ploskami na lehátku.

#### 4.4 Časový interval mezi měřeními

V rámci studie jsme se detailněji zabývali nejen samotnou protažlivostí měkkých tkání, ale různými metodami, které jejich pružnost ovlivňují. Proto jsou následující intervaly nutné pro možnost hodnotit změny bez pomůcek a poté s nimi. V následujícím případě je pomůckou Kinesio Taping® Method (KTM). Proto se ve zbytku kapitoly a v kapitole následující věnujeme i této metodě.

První část studie spočívala v měření před aplikací KTM (první měření), 24 hodin po aplikaci KTM (druhé měření) a 72 hodin po aplikaci KTM (třetí měření). Každý proband před provedením testu provedl základní rozvečnění ramenního kloubu v návaznosti na celý trup po dobu přibližně 10 minut za pomoci mírně náročného *thera bandu*, což je nutné pro přípravu svalů. Poté proběhlo přesné nastavení polohy, vysvětlení testu a provedení podle laboratorního protokolu. Ten zahrnoval 5 opakování na submaximální intenzitě zátěže s úhlovou rychlostí 60 °/s. Po pauze 3 minuty následoval hlavní test, který zahrnoval 3 opakování na maximální intenzitě zátěže s úhlovou rychlostí 60 °/s. Tuto střední rychlost doporučil Paul Spencer-Wimpenny při osobní konzultaci na základě faktu, že jde o testování zdravého svalu v koncentrické a excentrické kontrakci (Brown, 2000, p. 152). Pro hodnocení jsme z těchto tří opakování vybrali nejlepší pokus (Brown, 2000, p. 13–14, Dvir, 2004).

Pro testování jsme zvolili rozsah pohybu 100°. Chtěli jsme se vyvarovat krajního rozsahu pohybu, kdy se do stabilizace kloubu zapojují i mechanické stabilizátory (Lephart & Jari, 2002, p. 3). Pro tento test se výchozí nulová pozice nacházela ve 110° flexe loketního kloubu. Konečný rozsah pohybu 100° byl v 10° flexe loketního kloubu. To znamená, že pokud se **úhel maximálního momentu síly** objevil *později v rozsahu pohybu* excentrické kontrakce, tak *úhel* v průběhu testu *zvětšoval* a naopak. Parametr úhel maximálního momentu síly jsme zvolili na základě tvrzení Kannuse a Jarvinena (1990), že slabší svaly ukáží maximální

moment síly později v rozsahu pohybu. Důvodem je pomalejší neuromuskulární facilitace svalu v průběhu pohybu. Z toho plyne, že při facilitaci pohybu ukáží svaly maximální moment síly dříve v rozsahu pohybu. Při inhibici je tomu naopak.

Pro druhou část studie jsme zvolili stejný test, který jsme prováděli před aplikací KTM (první měření), ihned po aplikaci KTM (druhé měření) a 24 hodin po aplikaci KTM (třetí měření). Provedení testu předcházelo rozcvičení jako u první části včetně následujících kroků v průběhu testování. V této části byl klíčovým parametrem úhel loketního kloubu, do kterého se proband v průběhu nejlepšího opakování excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* dostal. Sledovali jsme **rozsah pohybu** a nastavení klíčových bodů. Test jsme přerušili v momentu, kdy došlo k vychýlení do patologického nastavení jednotlivých segmentů – odlepení lopatky z frontální roviny, ramenní kloub se vychyluje do protrakce.

V tomto testu byla výchozí nulová pozice v 10° flexe loketního kloubu. Konečný 100° rozsah pohybu byl ve 110° flexe loketního kloubu. To znamená, že pokud se v průběhu excentrické kontrakce naměřil *menší úhel*, tak se *rozsah pohybu zvětšil* a naopak.

#### 4.5 Výběr vhodných parametrů

**Maximální moment síly** jsme hodnotili pro zjištění zdatnosti probandů (viz 4.1). Klíčový parametr v hodnocení efektu KTM je **úhel maximálního momentu síly**. Kannus a Jarvinen (1990) uvádí, že slabší svaly ukáží maximální moment síly později v rozsahu pohybu. Důvodem je nejspíš neuromuskulární facilitace svalu v průběhu pohybu. Z toho plyne, že při facilitaci pohybu ukáží svaly maximální moment síly dříve v rozsahu pohybu. Při inhibici je tomu naopak (Brown, 2000, p. 3–8).

Při sledování kvality provedení jsme si i přes využití fixačních popruhů všimli výrazných souhybů pletence ramenního, i když byla poloha probanda individuálně nastavena (viz 4.3). Proto jsme v další části hodnotili rozsah pohybu v průběhu excentrické kontrakce, který byl proband schopen provést bez souhybu pletence ramenního a odlepení lopatky z frontální roviny.

První část měření zabývající se hodnocením efektu KTM pomocí parametru **úhel maximálního momentu síly** probíhala vždy 4 dny. Účastníci výzkumu přišli na vyšetření do laboratoře na Fakultě sportovních studií Masarykovy Univerzity v Brně. Nejprve podepsali informovaný souhlas. Následovalo vstupní vyšetření, na jehož základě byli definitivně vybráni pro absolvování studie. Po testování na izokinetickém dynamometru HUMAC NORM byla aplikována inhibiční svalová technika KTM na *musculus biceps brachii*.

Testování na izokinetickém dynamometru se opakovalo 24 a 72 hodin po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM. Následně byla aplikační páska sejmuta. Tento celý cyklus se opakoval po měsíci s tím rozdílem, že byla použita facilitační svalová technika KTM na tentýž sval. Měsíční pauza byla zvolena pro dostatečnou regeneraci tkáně.

Půl roku poté probíhala druhá část měření zabývající se **rozsahem pohybu** v průběhu excentrické kontrakce *m. biceps brachii*. Ta trvala dva dny. Nejprve proběhl podpis informovaného souhlasu a výběr probandů pomocí vstupního vyšetření. Následovalo testování na izokinetickém dynamometru a aplikace inhibiční svalové techniky KTM na *musculus biceps brachii*. Další měření proběhlo ihned po aplikaci pásky. Třetí měření 24 hodin poté. Opět jsme hodnotili efekt inhibiční a facilitační svalové aplikace KTM s měsíční pauzou mezi jejich působením.

## 5 Interpretace výsledků měření

V dosud existujících studiích je stále velká spousta neznámých. Rešerší výzkumných prací jsme získali nezbytné informace, které nám umožnily připravit a realizovat výzkum vlivu KTM na projev svalové činnosti *musculus biceps brachii* tak, aby odpovídal standardním postupům. Rovněž nám umožnil podrobit výsledky vlastního výzkumného šetření diskusi. Jednotlivé poznatky jsme uspořádali do podkapitol tak, aby byly přehlednější.

### 5.1 Měření svalové činnosti

Riemann, Myers, & Lephart (2002, p. 85–86) zdůrazňují, že interakce a vztahy mezi jednotlivými částmi senzomotorického systému extrémně ztěžují měření a analýzu specifických funkcí pohybového aparátu. Máme-li poskytnout komplexní pohled na výsledky takových měření, je nutné vzít v potaz četné kompenzační mechanismy vyskytující se v rámci systému. Většina technik hodnotících celistvost a funkci jednotlivých komponent senzomotorického systému tak činí skrze proměnné v průběhu aferentní či eferentní dráhy, výsledek aktivace kosterního svalstva nebo kombinaci předchozích metod. V současné době neexistuje metoda, která by izolovaně zkoumala funkci vyšších nervových center zodpovědných za integrační procesy pohybového projevu (Riemann, Myers, & Lephart, 2002).

Van Der Esch et al. (2007) poukazují na velmi jemný vztah mezi propriocepcí a funkční schopností pohybového aparátu. Dle nich propriocepce nepřímo ovlivňuje funkční schopnost prostřednictvím modulace vztahu mezi svalovou silou a funkční schopností. Chabá propriocepce může být kompenzována adekvátním zvýšením svalové síly, což se odrazí i ve zlepšení funkčních schopností. Je otázkou, do jaké míry je tento kompenzační mechanismus šetrný v dlouhodobém horizontu. Není-li pro pohybový aparát ekonomičtější zlepšit propriocepci, a tím optimalizovat svalové napětí.

Autorů hodnotících projev svalové aktivity s ohledem na vlastnosti senzomotorického systému přibývá (Janwantanakul, Magarey, Jones, Grimmer, & Miles, 2003; Lephart & Jari, 2002; Myers, Wassinger, & Lephart, 2006; Pai, Rymer, Chang, & Sharma, 1997; Riemann & Lephart, 2002; Riemann, Myers, & Lephart, 2002; Sharma, Pai, Holtkamp, & Rymer, 1997; Van Der Esch, Steultjens, Harlaar, Knol, Lems, & Dekker, 2007). Měření svalové síly doplňují o různé typy senzomotorických testů zaměřených na koordinaci, představu o vlast-

ním těle či vnímání zevních podmínek při pohybové činnosti. Výzkum tedy zahrnuje jak testování eferentní, tak aferentní dráhy.

Neopomenutelnou roli při měření svalové aktivity má i stav organismu. Účinek na zdravý organismus a organismus s poruchou zapříčiňující svalovou dysbalanci může mít stejný vliv, ale efektivita je různá, někdy i opačná (Vrbová, Pavlů, & Pánek, 2011).

## **5.2 Možnosti měření činnosti eferentní dráhy**

Studováním dostupné literatury jsme se snažili vybrat vhodnou neinvazivní metodu pro hodnocení efektu KTM. Nejprve jsme uvažovali o EMG. Hlavním cílem této metody je detekce elektrické aktivity skeletálních svalů. EMG signál zachycuje iniciaci, náběh a vrchol svalové aktivity. V rámci jejího průběhu lze hodnotit frekvenci a amplitudu elektrické dráždivosti. Všechny tyto parametry jsou závislé na svalové kontrakci, která vzniká obdržením akčního potenciálu z axonu motorického nervu. EMG využívá elektrody, které zaznamenávají a nahrávají vlnu depolarizace a následné repolarizace v průběhu akčního potenciálu (Jaggi, Malone, Cowan, Lambert, Bayley, & Cairns, 2009).

V průběhu pilotní studie jsme zjistili, že se při tomto typu vyšetření vyskytuje spousta faktorů, které znemožňují jednoznačně určit efekt KTM. Jedním z nich je nemožnost přesně určit měřený sval v některých oblastech, kde se překrývá více svalů a kontraktilních elementů. Elektrody povrchové EMG totiž snímají signál do hloubky 2 cm. Také při opakovaném měření téhož svalu nemůžeme zaručit přesnost. Motorické jednotky jsou natolik malé oblasti, že při jejich náboru se počty budou vždy lišit. Dále vzniká spousta interferencí závislých na počtu nabraných motorických jednotek. K interferencím dochází i s ohledem na aktivitu mozkových buněk (Riemann, Myers, & Lephart, 2002, p. 89–91).

Na základě zkušeností z pilotní studie jsme se rozhodli zaměřit na měření vlastností svalového projevu pomocí izokinetického dynamometru. Jeho hlavním cílem není okamžité a přímé hodnocení svalové síly, ale výsledný dopad descendentních nervových drah na svalovou činnost. To znamená, že jde o integraci vyšších nervových drah do pohybového projevu jako jedné z částí senzomotorického systému.

Izokinetická dynamometrie je charakteristická tvorbou proměnlivého odporu a jeho měřením. Používá se téměř výhradně k měření volní svalové kontrakce (Brown, 2000, p. 3–5; Riemann, Myers, & Lephart, 2002, p. 91). Testování v izokinetickém režimu se rovněž využívá k odhalení nedostatečné funkční schopnosti pohybového aparátu u sportovců s instabilními klouby. Často se v tomto stavu objevuje bolestivost nestabilních kloubů, která



je známkou progresu svalové dysbalance a poruchy řídicích mechanismů neuromuskulárního systému (Brown, 2000, p. 7–8; Dvir, 2004).

### 5.3 Výběr vhodných parametrů při testování

Pro testování na izokinetickém dynamometru jsme vybrali *m. biceps brachii*. Itoi et al. (1993) upozorňují na jeho výraznou aktivitu při anteriorní stabilizaci hlavice humeru v pozici 90° abdukce a 60°, 90° a 120° zevní rotace pletence ramenního. Obě hlavy *m. biceps brachii* se účastní stabilizace do 90° zevní rotace. Při 120° zevní rotace ovšem aktivitu výrazně přebírá *caput longum m. biceps brachii*. Aktivita obou hlav stoupá s klesající stabilitou kloubu. Další funkcí tohoto svalu je brzdňý pohyb v průběhu nápřahu, kdy pracuje excentricky.

Excentrická kontrakce svalu je způsobena aktivním protažením svalových fascikulů v průběhu kontrakce (Enoka, 1996). V průběhu vynuceného prodlužování svalových vláken se protahují elastické komponenty svalu, zatímco svalová vlákna se kontrahují. Tyto mechanické podmínky s ohledem na excentrickou kontrakci vyvolávají vyšší moment síly, což podporuje inhibiční mechanismy, které chrání kontraktilní struktury a šlachy (Duchateau & Enoka, 2008; Guilhem, Cornu, & Guével, 2011). Z toho důvodu je tento typ kontrakce významný nejen při sportu, ale při jakémkoliv pohybovém projevu. Podílí se totiž na stabilizaci pohybového segmentu (Visnes & Bahr, 2007).

Záměrně jsme nevybrali test, kde *musculus biceps brachii* pracuje v koaktivaci při pohybu ramenního kloubu. Důvodem pro volbu testu flexe a extenze loketního kloubu bylo mnohonásobně nižší riziko mikrotraumatizace měkkých tkání. Test probíhal v lehu na zádech. Tuto pozici jsme zvolili s ohledem na výsledky studie hodnotící efekt polohy těla na kinestézii, která upozorňuje na statisticky významně nižší výskyt chyb měření ramenního kloubu v lehu na zádech oproti pozici v sedu (Janwantanakul, Magarey, Jones, Grimmer, & Miles, 2003, p. 67–73).

Fratocchi et al. (2013) hodnotili efekt KTM ve srovnání se skupinou bez pásky a s placebo páskou. Pro test využili izokinetický režim dynamometru a prováděli test flexe a extenze loketního kloubu v sedu. Efekt KTM byl prokázán pouze pro maximální moment síly při koncentrické kontrakci flexorů loketního kloubu. S ohledem na nedostatečnou fixaci trupu pomocnými pásky mohlo být provedení excentrické kontrakce nekvalitně provedené spolu se souhyby pletence ramenního, což mohlo ovlivnit výsledky výzkumu. Zároveň už samotná pozice v sedu je posturálně náročnější než leh na zádech.

Pro testování jsme zvolili rozsah pohybu  $100^\circ$  od  $10^\circ$  flexe v loketním kloubu. To znamená, že jsme se vyvarovali krajnímu rozsahu pohybu, kdy se do stabilizace kloubu zapojují i mechanické stabilizátory. Naproti tomu ve středním rozsahu pohybu hrají hlavní roli stabilizátory dynamické (Lephart & Jari, 2002, p. 3).

Režim přístroje pro test flexe a extenze loketního kloubu byl izokinetický. Pojem *izokinetika* se vztahuje k typu pohybu a znamená pohyb s proměnlivým odporem a konstantní rychlostí. Vztahuje se ke specifické situaci, ve které sval či skupina svalů působí proti kontrolovanému přizpůsobujícímu se odporu. Tento typ testování se nejvíce přibližuje situacím ve sportu, kdy se odpor mění v závislosti na herní situaci. Limitem přístroje je úhlová rychlost pohybu. Ve skutečnosti v průběhu sportovní činnosti není přirozené, aby byla konstantní (Brown, 2000, p. 6).

Při testování téhož zdravého svalu v koncentrické a excentrické kontrakci současně jsme nastavili úhlovou rychlost  $60^\circ/\text{s}$ . Tuto rychlost použili i Marchant, Greig, & Scott, (2009). Ti se ovšem zaměřili na hodnocení koncentrické kontrakce flexorů loketního kloubu u dominantní paže při instrukcích vedoucích k upozornění na podmínky zevního nebo vnitřního prostředí. Beck et al. (2006) srovnávali odpověď *m. biceps brachii* při EMG a mechanomyografii v průběhu excentrické kontrakce s úhlovou rychlostí  $30^\circ/\text{s}$ . Vyšší úhlové rychlosti se používají pro zjištění výbušné síly svalů, kdy svaly pracují koncentricky. V naší studii jde o zajištění stabilizace pohybového segmentu a brzdnou sílu, kdy používáme nižší úhlové rychlosti. Howatson et al. (2009) pro zahřátí použili 10 opakování pro rychlost  $30^\circ/\text{s}$ ,  $45^\circ/\text{s}$  a  $60^\circ/\text{s}$ . Pro hlavní část provedli vždy 3 opakování pro úhlovou rychlost  $60^\circ/\text{s}$  a  $210^\circ/\text{s}$ .

Před provedením hlavní části měření každý proband 10 minut zahříval testovanou horní končetinu za pomoci zeleného thera bandu, což je nutné pro přípravu svalů. Poté proběhlo přesné nastavení polohy, vysvětlení testu a provedení pěti opakování při úhlové rychlosti  $60^\circ/\text{s}$  na submaximální intenzitě zátěže. Po pauze 3 minuty následoval hlavní test, který zahrnoval tři opakování při úhlové rychlosti  $60^\circ/\text{s}$  na maximální intenzitě zátěže. Guilhem, Cornu, & Guével (2011) před samotným testováním absolvovali s probandy seznamovací schůzku, kde proběhla instruktáž na izokinetickém dynamometru. Naproti tomu Marchant, Greig, & Scott (2009) před hlavním testem neprovedli ani seznamovací schůzku, ani žádnou přípravu svalu.

Jako vhodné parametry pro hodnocení efektu Kinesio Taping® Method (KTM) na průběh kontrakce jsme zvolili úhel maximálního momentu síly v průběhu nejlepšího opakování excentrické kontrakce musculus biceps brachii. Kannus a Jarvinen (1990) uvádí, že slabší

svaly ukáží maximální moment síly později v rozsahu pohybu. Důvodem je nejspíš pomalý nástup neuromuskulární facilitace svalu v průběhu pohybu. Z toho plyne, že při facilitaci pohybu ukáží svaly maximální moment síly dříve v rozsahu pohybu. Při inhibici je tomu naopak (Brown, 2000, p. 3–8). Beck et al. (2006) sledovali v průběhu excentrické kontrakce *m. biceps brachii* křivku momentu síly a hodnotili, ve které její části se parametr moment síly dostal nad 60 % a ve které byl nižší. Proto by bylo výhodné zaznamenat i křivku jednotlivých parametrů a pozorovat jejich trend.

Při provedení první části měření jsme si všimli nekvalitního provedení pohybu, přestože jsme využili fixační pásy. Proto jsme doplnili měření o druhou část, kde jsme hodnotili ROM za předpokladu kvalitního provedení bez souhybu pletence ramenního. Zde jsme se zaměřili na kontraktilní a nekontraktilní komponenty svalu, které jeho vlastnosti v průběhu excentrické kontrakce ovlivňují (Duchateau & Enoka, 2008).

#### **5.4 Instruktaž v průběhu testování**

Howatson et al. (2009) při testování flexe a extenze loketního kloubu použili navíc vizuální zpětnou vazbu prostřednictvím monitoru dynamometru. I tento detail ovlivní výsledky projevu svalové činnosti. Vliv vnímání a upření pozornosti na podmínky zevního prostředí ve srovnání s pokyny na uvědomění si vlastního těla na projev svalové činnosti zkoumali Marchant, Greig, & Scott (2009). Došli k závěru, že pokud chceme zvýšit produkci síly, tak je výhodnější podpořit pozornost na zevní prostředí. Instrukce, které vedou k pozornosti na provedení pohybu, zvyšují svalovou aktivaci, ovšem ne projev svalu ve smyslu zvýšení svalové síly.

Fratocchi et al. (2013) využili dle Marchanta, Greiga, & Scotta (2009) zaměření na vnitřní pozornost. Vzhledem k tomu, že pro test flexe a extenze loketního kloubu využili pozici v sedu bez fixačních popruhů, pokyny zaměřili na jeho správné provedení. To je ovšem v průběhu excentrické kontrakce velmi těžké. Efekt KTM byl prokázán pouze pro maximální moment síly při koncentrické kontrakci flexorů loketního kloubu. Pro excentrickou kontrakci výsledky neprokázaly statistickou významnost. S ohledem na závěry Marchanta, Greiga, & Scotta (2009) by výsledky Fratocchiho et al. (2013) mohly být jiné v případě převedení pozornosti na zevní podmínky.

Čápková (2008, p. 25) i Véle (2012, p. 24–25) upozorňují na nutnost pracovat s jedincem nejen jako s fyzikálním strojem, ale respektovat i jeho myšlení, které má duchovní charakter. Proto je nejen v terapii, ale i při měření nutné zvolit adekvátní motivaci probandů. Ta je velice

individuální a závislá jak na aktuální náladě, situaci, prováděném úkolu, tak i věku, zdravotním stavu a dalších okolnostech. V zahraničních studiích je běžné v metodice výzkumu tento fakt popsat (Larsson, Björk, Elert, & Gerdle, 2000, p. 259; Pai, Rymer, Chang, & Sharma, 1997; Remaud, Cornu, & Guével, 2010; Riemann, Myers, & Lephart, 2002, p. 91; Sharma, Pai, Holtkamp, & Rymer, 1997; Van Der Esch, Steultjens, Harlaar, Knol, Lems, & Dekker, 2007).

Jak bylo zmíněno výše, pohybový projev je složitý proces, který se odehrává za současné integrace mnoha aferentních vstupů. Kvalita těchto vstupů a jejich intenzita je velmi individuální. Při sledování kvality provedení jsme si i přes použití fixačních popruhů všimli výrazných souhybů pletence ramenního i přes precizní nastavení polohy zohledňující individualitu každého probanda. Pro pletenec ramenní je významné postavení lopatky, která by měla být ve frontální rovině. Mediální hrana lopatky zaujímá postavení téměř rovnoběžně s páteří. Samotný ramenní kloub by se měl při běžných činnostech pohybovat v mírném abdukčním a zevně rotačním postavení. Loketní kloub by se neměl dostávat do uzamčené polohy a rovněž zápěstí by mělo být ve středním postavení, maximálně v mírné radiální dukci (Čápová, 2008; Kolář, 2009; Véle, 2012).

Proto jsme v další části měření hodnotili rozsah pohybu v průběhu excentrické kontrakce, který byl proband schopen provést bez souhybu pletence ramenního a odlepení lopatky z frontální roviny. Pro cílenější zapojení *m. biceps brachii* by předloktí mělo být v supinačním postavení, i když Beck et al. (2006) test flexe a extenze prováděli se zápěstím v neutrálním postavení. V tomto postavení se do pohybu zapojuje *m. brachioradialis*.

Herzeele, Cingel, & Cools (2013) hodnotili efekt KTM skrze měření 3D pohybu lopatky v průběhu flexe, extenze a abdukce paže nad horizontálu. Výsledky ukázaly, že KTM má průměrný až značný efekt na nalehnutí lopatky ve frontální rovině při všech třech pohybech. Současně KTM průměrně ovlivňuje rotaci dolního úhlu lopatky laterálně a kraniálně v 30°, 60° a 90° abdukce paže (Herzeele, Cingel, & Cools, 2013).

## **5.5 Limitující aspekty měření – souhrn**

V teoretické a empirické části práce jsme představili rozsáhlou problematiku studia vhodné metody k měření projevů svalové činnosti, která sloužila k hodnocení protažlivosti měkkých tkání a efektu KTM na tuto vlastnost. Zároveň jsme se snažili detailně prostudovat literaturu týkající se řízení lidské motoriky. Syntézou teoretických poznatků a empirických zjištění jsme

identifikovali oblasti, které nás v práci limitovaly. Práce má svá specifika a charakteristické prvky, na které musíme upozornit.

Měření jsme prováděli pro zjištění projevu svalové činnosti pomocí izokinetického dynamometru. Výsledky jsme nedoplňovali o vnímání pohybu v kloubu či jeho polohy s vyloučením zrakové kontroly. Bylo by tedy vhodné doplnit testování o testy polohocitu a pohybovost a určit vztah mezi výslednými hodnotami.

Hlavním cílem při měření izokinetickým dynamometrem není okamžité a přímé hodnocení svalové síly, ale výsledný dopad descendentních nervových drah na svalovou činnost. To znamená, že jde o integraci vyšších nervových drah do pohybového projevu jako jedné z částí senzomotorického systému. Přesto je ale nemožné zachytit individuální posturální reaktivitu probandů.

S ohledem na kmenové pracoviště, kde probíhala výzkumná část, bylo nevyhnutelné zachovat kritérium neinvazivity a neporušení kožního krytu. To nám neumožnilo sledovat elektrickou aktivitu svalu, iniciaci, náběh a vrchol akčního potenciálu pomocí jehlové EMG. V rámci jejího průběhu lze hodnotit frekvenci a amplitudu elektrické dráždivosti. Všechny tyto parametry jsou závislé na svalové kontrakci, která vzniká obdržetím akčního potenciálu z axonu motorického nervu (Jaggi, Malone, Cowan, Lambert, Bayley, & Cairns, 2009). Povrchové EMG by sice zajistilo neinvazivitu, ale ovlivnilo by aplikaci KTM.

Z důvodu absence příbuzných prací v českém výzkumném prostředí jsme nemohli diskutovaná témata, výsledky a metodiku práce zabývající se KTM konfrontovat s domácími autory. Prezentovaný literární přehled je důkazem dlouhodobého zájmu o uvedenou problematiku u zahraničních institucí respektujících originální myšlenku Dr. Kaseho a jeho týmu.

Vztah závisle proměnné (změna úhlu maximálního momentu síly a rozsah pohybu) a nezávisle proměnné (aplikační technika KTM) je dále ovlivňován dalšími intervenujícími proměnnými, které jsme uvažovali (např. aktivita autonomního nervového systému ovlivněná aktuální náladou, emocemi, motivací), ale je velmi těžké je eliminovat. Dosáhnout co nejvyšší interní validity jsme se pokusili přesným nastavením laboratorního protokolu a odpovídajícími postupy při hodnocení dat.

Externí validita závisí především na reprezentativnosti použitého vzorku vzhledem k cílové populaci. Výzkumný soubor 22 a 11 jedinců získaný záměrným výběrem nelze pokládat za reprezentativní i s ohledem na variabilitu zkoumaného jevu u různých populačních skupin. Musíme ale poukázat na fakt, že v oblasti projevu svalové činnosti je běžné pracovat s menšími skupinami, které mají co nejpodobnější vlastnosti pohybového aparátu s ohledem na pohybovou činnost, frekvenci tréninků, převažující pohybovou činnost i věk.

## ZÁVĚR

Cílem této práce bylo ukázat pohled na svalovou činnost v komplexnějším pohledu. Získat tak respekt při interpretaci jednotlivých výstupů a neřídit se jimi slepě, ale s rozumem. Doufáme, že v praxi tato publikace přispěje k většímu respektu k výsledkům vědeckých studií tím, že v interpretaci dat bude brán ohled na individualitu každého z nás. Zkusíme tedy naše měření doplnit o další testy například o vnímání polohy či pohybu v kloubu a výsledky pak porovnat s výstupními daty. Zároveň bude kladen důraz na zařazení seznamovací schůzky před samotným měřením.

Proto jsme v první kapitole uvedli rozličné pohledy autorů na hodnocení svalové činnosti. Současně jsme ale poukázali na prvky, v nichž se shodují. Podkapitola o motorickém učení pak shrnula klíčové momenty, v nichž dochází k variabilitě v provedení pohybu a snad i usměrnila pohled na jednoznačné faktory pro hodnocení. Podkapitola o hodnocení propriocepce doplnila pohled o další možná doplňková měření stejně jako podkapitola o významu hodnocení kvality provedení pohybu.

V kapitole druhé jsme se snažili podložit složitost hodnocení propriocepce pomocí teoretických poznatků o řídicím systému a jeho částí. Upozornili jsme tak na množství faktorů, které je nutné brát v potaz, aby hodnocení jakýchkoliv pohybových činností nebylo zkreslené. Informace zde jsou stále zjednodušené oproti skutečnosti. Proto jsme se v této kapitole více odkazovali na citovanou literaturu.

Snahou třetí kapitoly bylo přiblížit úvahu při výběru vhodného testu tak, aby vystihl prostředí, ve kterém se pohybuje. Tato kapitola čerpala z naší práce s volejbalisty a informací, které jsme za celou dobu získali. Uvedli jsme tedy i biomechanický model útočného úderu a opět více pohledů na techniku jeho provedení.

Prostor čtvrté kapitoly byl věnován izokinetickému dynamometru. Kromě obecných informací o tomto přístroji jsme navázali na široké spektrum možností, kterými dynamometr disponuje. V podkapitolách jsme se pak věnovali specifickým ukazatelům při výběru výzkumného souboru, klíčových parametrů, intervalů mezi jednotlivými měřeními či specifického testu excentrické kontrakce svalu. Tuto část by jistě bylo vhodné ještě více rozšířit dle požadavků na měření.

V páté kapitole jsme se snažili vysvětlit úskalí při interpretaci výsledků z výstupních měření. Konfrontovali jsme možné výsledky měření s teoretickými poznatky uvedenými

v předchozích kapitolách a vycházejících z nových, převážně zahraničních studií. Zároveň jsme využili i stále aktuální myšlenky autorů publikací starších.

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

Alfredson, H., Pietila, T., & Lorentzon, R. (1998). Concentric and eccentric shoulder and elbow muscle strength in female volleyball players and non-active females. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 8(5), 265–270. doi:10.1111/j.1600-0838.1998.tb00481.x.

Ambler, Z., Bednařík, J., & Růžička, E. (2004). *Klinická neurologie – část obecná*. Praha: Triton.

Baláž, J. (2005). *Vybrané kapitoly z biomechaniky*. (2. vyd., 82 s.) Bratislava: Peter Mačura - PEEM.

Baláž, J., & Psalman, V. (2006). Hra ako zložitý komplexný dynamický systém. Dostupné z: <https://is.muni.cz/publication/772258/cs>

Bartlett, R., & Bussey, M. (2012). *Sports biomechanics: reducing injury risk and improving sports performance*. (2nd ed.) London: Routledge.

Brown, L.E. (2000) *Isokinetics in Human Performance*. (1st ed.). Champaign: Human Kinetics Publishers.

Cratty, B. J. (1973). *Teaching motor skills*. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall.

Čáp, J. (1980). *Psychologie pro učitele*. Státní pedagogické nakladatelství.

Čápková, J. (2008). *Terapeutický koncept "Bazální programy a podprogramy"*. (1. vyd.). Ostrava: Repronis.

Duchateau, J., & Enoka, R. M. (2008). Neural control of shortening and lengthening contractions: influence of task constraints. *The Journal of Physiology*, 586(24), 5853–5864. doi:10.1113/jphysiol.2008.160747.



Dvir, Z. (2004). *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications*. Churchill Livingstone.

Enoka, R. M. (1996). Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of Applied Physiology*, *81*(6), 2339–2346.

Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Medicine*, *39*(7), 569–590. doi:10.2165/00007256-200939070-00004

Fratocchi, G., Di Mattia, F., Rossi, R., Mangone, M., Santilli, V., & Paoloni, M. (2013). Influence of Kinesio Taping applied over biceps brachii on isokinetic elbow peak torque. A placebo controlled study in a population of young healthy subjects. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *16*(3), 245–249. doi:10.1016/j.jsams.2012.06.003.

Gohlke, F., Janssen, E., Leidel, J., Heppelmann, B., & Eulert, J. (1998). Histopathological findings in the proprioception of the shoulder joint. *Der Orthopäde*, *27*(8), 510–517.

Guilhem, G., Cornu, C., & Guével, A. (2011). Muscle architecture and EMG activity changes during isotonic and isokinetic eccentric exercises. *European Journal of Applied Physiology*, *111*(11), 2723–2733. doi:10.1007/s00421-011-1894-3.

Handl, M., & Davis, C. (2004). *Taping – prevence a léčba sportovních úrazů. Odborná lékařská publikace*. (1st ed.). Praha: MSI.

Haník, Z., & Lehnert, M. (2004). *Volejbal*. (1. vyd., 518 s.) Praha: Český volejbalový svaz.

Haník, Z., & Vlach, J. (2008). *Volejbal*. (1. vyd., 347 s.) Praha: Olympia.

Herzeele, M., Cingel, R., & Cools, A. (2013) Does the Application of Kinesiotape Change Scapular Kinematics in Healthy Female Handball Players? *International Journal of Sports Medicine* *34*, 950–955.

Howatson, G., Glaister, M., Brouner, J., & van Someren, K. A. (2009). The reliability of electromechanical delay and torque during isometric and concentric isokinetic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *19*(5), 975–979. doi:10.1016/j.jelekin.2008.02.002.

Itoi, E., Kuechle, D. K., Newman, S. R., Morrey, B. F., & An, K. N. (1993). Stabilising function of the biceps in stable and unstable shoulders. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, *75*(4), 546–550.

Jaggi, A., Malone, A. A., Cowan, J., Lambert, S., Bayley, I., & Cairns, M. C. (2009). Prospective blinded comparison of surface versus wire electromyographic analysis of muscle recruitment in shoulder instability. *Physiotherapy Research International*, *14*(1), 17–29. doi:10.1002/pri.407.

Janwantanakul, P., Magarey, M. E., Jones, M. A., Grimmer, K. A., & Miles, T. S. (2003). The effect of body orientation on shoulder proprioception. *Physical Therapy in Sport*, *4*(2), 67–73. doi:10.1016/S1466-853X(03)00032-4.

Jobe, F. W., Moynes, D. R., Tibone, J. E., & Perry, J. (1984). An EMG analysis of the shoulder in pitching. A second report. *The American Journal of Sports Medicine*, *12*(3), 218–220.

Kannus, P., & Jarvinen, M. (1990) Knee flexor / extensor strength ratio in follow up of acute knee distortion injuries, *Archives of physical medicine and rehabilitation* *71*, 38–41.

Kapandji, A. (2007). *The physiology of the joints*. (6th ed.) Edinburgh: Churchill Livingstone.

Khan, A. M., Guillet, M. A., & Fanton, G. S. (2001). Volleyball: Rehabilitation and training tips. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, *9*(2), 137–146.

Kolář, P. (c2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. (1. vyd.) Praha: Galén.

Králíček, P. (2004). *Úvod do speciální neurofyziologie*. Praha: Karolinum.

- Larsson, B., Björk, J., Elert, J., & Gerdle, B. (2000). Mechanical performance and electromyography during repeated maximal isokinetic shoulder forward flexions in female cleaners with and without myalgia of the trapezius muscle and in healthy controls. *European Journal of Applied Physiology*, 83(4–5), 257–267. doi:10.1007/s004210000292
- Lephart, S. M., & Jari, R. (2002). The role of proprioception in shoulder instability. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 10(1), 2–4. doi:10.1053/otsm.2002.29169.
- Lephart, S. M., Pincivero, D. M., & Rozzi, S. L. (1998). Proprioception of the ankle and knee. *Sports Med*, 25(3), 149–155.
- Marchant, D. C., Greig, M., & Scott, C. (2009). Attentional focusing instructions influence force production and muscular activity during isokinetic elbow flexions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(8), 2358–2366. doi:10.1519/JSC.0b013e3181b8d1e5.
- Michaelson, J. D., & Hutchins, Ch. (1995). Mechanoreceptors in human ankle ligaments. *J Bone Joint Surg*, 77(2), 219–234.
- Myers, T. W. (2013). *Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists*. Elsevier Health Sciences.
- Myers, J. B., Wassinger, C. A., & Lephart, S. M. (2006). Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation. *Manual Therapy*, 11(3), 197–201. doi:10.1016/j.math.2006.04.002.
- Orth, H. (2009). *Dítě ve Vojtově terapii: Příručka pro praxi* (1st ed.). České Budějovice: Kopp.
- Page, P., Frank, C. C., & Lardner, R. (2010). Assessment and treatment of muscle Imbalance: the Janda approach. Human Kinetics.

Pai, Y. C., Rymer, W. Z., Chang, R. W., & Sharma, L. (1997). Effect of age and osteoarthritis on knee proprioception. *Arthritis and Rheumatism*, 40(12), 2260–2265. doi:10.1002/art.1780401223.

Pavlů, D., & Novosádová, K. (2001). Příspěvek k objektivizaci účinku „Metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. evidence-based practice. *Rehabil Fyz Léč*, 8(4), 178–181.

Petrovický, P. (1997). *Systematická, topografická a klinická anatomie*. (247 s., 7 obr. příl.) Praha: Karolinum.

Poděbradský, J., & Poděbradská, R. (2009). *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. (1. vyd., 200 s.) Praha: Grada.

Remaud, A., Cornu, C., & Guével, A. (2010). Neuromuscular adaptations to 8-week strength training: Isotonic versus isokinetic mode. *European Journal of Applied Physiology*, 108(1), 59–69. doi:10.1007/s00421-009-1164-9

Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80–84.

Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2002). Sensorimotor system measurement techniques. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 85–98.

Rokito, A. S., Jobe, F. W., Pink, M. M., Perry, J., & Brault, J. (1998). Electromyographic analysis of shoulder function during the volleyball serve and spike. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 7(3), 256–263.

Schmidt, R. A. (2008). *Motor Learning and Performance: A Situation-based Learning Approach*. Human Kinetics.

Schmidt, R., & Lee, T. (2011). *Motor control and learning: a behavioral emphasis*. (5th ed., ix, 581 p.) Champaign, Ill.: Human Kinetics.

Sharma, L., Pai, Y. C., Holtkamp, K., & Rymer, W. Z. (1997). Is knee joint proprioception worse in the arthritic knee versus the unaffected knee in unilateral knee osteoarthritis? *Arthritis and Rheumatism*, 40(8), 1518–1525. doi:10.1002/art.1780400821.

Silbernagl, S., & Despopoulos, A. (2004). *Atlas fyziologie člověka*. (6. vyd., xiii, 435 s.) Praha: Grada.

Suchánek, J. (2011). *Biomechanická štúdia variantnosti techniky útočného úderu vo volej-bale*. Master's thesis. Dostupné 27. červenec 2014, z [http://is.muni.cz/th/213725/fsps\\_m/](http://is.muni.cz/th/213725/fsps_m/).

Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie*. (Vyd. 4., přeprac. a dopl., 771 s.) Praha: Grada.

Trojan, S. (2001). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. (2. přeprac. a rozš. vyd., 226 s.) Praha: Grada.

Van Der Esch, M., Steultjens, M., Harlaar, J., Knol, D., Lems, W., & Dekker, J. (2007). Joint proprioception, muscle strength, and functional ability in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis Care and Research*, 57(5), 787–793. doi:10.1002/art.22779.

Véle, F. (2012). *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie: příručka pro terapeuty pracující v neuror rehabilitaci*. (Vyd. 1., 222 s.) Praha: Triton.

Visnes, H., & Bahr, R. (2007). The evolution of eccentric training as treatment for patellar tendinopathy (jumper's knee): a critical review of exercise programmes. *British Journal of Sports Medicine*, 41(4), 217–223. doi:10.1136/bjism.2006.032417.

Vojta, V., & Peters, A. (1995). *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. (Vyd. 1. čes., 181 s.) Praha: Grada.

Vrbová, M., Pavlů, D., & Pánek, D. (2011) Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na svalovou aktivitu pod ním ležícího svalu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 18(2), 87–96.

Zvonař, M., Pavlík, J., Sebera, M., Vespalec, T., & Štochl, J. (2010). *Vybrané kapitoly z antropomotoriky*. Masarykova univerzita. Dostupné z <http://www.muni.cz/research/publications/890715>.

## SEZNAM ZKRATEK

AP	akční potenciál
BG	bazální ganglia
CNS	centrální nervová soustava
EMG	elektromyografické vyšetření
F <sub>G</sub>	tíhová (gravitační) síla
F <sub>Z</sub>	setrvačná síla
F <sub>odr</sub>	síla odrazu
H	hypotézy
KTM	Kinesio Taping® Method
L	délka
LS	limbický systém
m.	musculus
m	hmotnost
MNČ	metoda nejmenších čtverců
p	hybnost
r	rameno hybnosti
RF	retikulární formace
ROM	range of motion (rozsah pohybu)
t	čas
v	okamžitá rychlost
VO	výzkumné otázky
3D	trojdimenzionální

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Fáze útočného úderu.....	6
Obr. 2 Blokové schéma řízení lidské motoriky.....	16
Obr. 3 Kožní senzory.....	18
Obr. 4 Svalové vřeténko a šlachové tělísko.....	20
Obr. 5 Prostorové uspořádání jader motoneuronů lidské míchy.....	23
Obr. 6 Trojrozměrná rekonstrukce uložení skupin laterálních motoneuronů.....	24
Obr. 7 Centra, dráhy a aferentace opěrné motoriky.....	25
Obr. 8 Hlavní spoje mozečku.....	26
Obr. 9 Somatotopické členění primární motorické kůry.....	28
Obr. 10 Působení sil po horní úvrati na těžiště hráče.....	33
Obr. 11 Fáze nápřahu útočného úderu.....	35
Obr. 12 Fáze zrychlení útočného úderu.....	35
Obr. 13 Dokončení pohybu útočného úderu.....	36
Obr. 14 Průběh testu flexe a extenze loketního kloubu v lehu na zádech izokinetickým dynamometrem HUMAC NORM.....	44
Obr. 15 Detaily v nastavení pozice probanda při testování izokinetickým dynamometrem HUMAC NORM.....	46



## SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Lloyd-Huntova charakteristika aferentních vláken v zadních míšních kořenech.....	20
Tab. 2 Klasifikace nervových vláken podle Erlangera-Gassera.....	22
Tab. 3 Kinetická a statická složka pohybu.....	27
Tab. 4 Seznam svalů zapojených při vykonání útočného úderu.....	36

## **RESUMÉ**

Publikace je určena odborné veřejnosti zabývající se hodnocením svalového projevu na izokinetickém dynamometru. Přístroj zahrnuje širokou škálu testovacích možností. Z aktuálních poznatků zahraničních studií vyplývá význam měření propriocepce. Toto měření zahrnuje hodnocení pohybového projevu na vyšší řídicí úrovni. S ohledem na složitost řídicích struktur motoriky je zakomponování hodnocení propriocepce nezbytné pro eliminaci limitujících faktorů studií. I přes to je nutná rozsáhlá interpretace dat, která se snaží vysvětlit složitost lidského organismu v pohybovém projevu.

### **Klíčová slova**

svalový projev, izokinetický dynamometr, propriocepce, úroveň řízení pohybu, limitující faktory, interpretace dat

## **SUMMARY**

This publication is addressed professionals dealing with assessment of movement performance on isokinetic dynamometer. This machine includes a wide range of testing possibilities. Our current knowledge of foreign studies show the importance of evaluating proprioception. It includes an evaluation of different level of motor control and can eliminate the limiting factors studies. Despite this, it is necessary comprehensive data interpretation, which tries to explain the complexity of the human body in movement performance.

### **Keywords**

muscle performance, isokinetic dynamometr, proprioception, level of motor kontrol, lifting factors, data interpretation

**Hodnocení projevu svalové činnosti pomocí izokinetického dynamometru**  
Mgr. Dagmar Moc Králová, Ph.D.

Vydala Masarykova univerzita v roce 2016  
První, elektronické vydání  
Fotografie na obálce Iva Králová

ISBN 978-80-210-8141-3

**muni**  
**PRESS**