

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Katedra fyzioterapie

**Ovlivnění posturální stability hráčů tenisu věkové kategorie
11-13 let fyzioterapeutickou intervencí cvičením
s Propriomedem**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

MUDr. Eugen Rašev, Ph.D.

Vypracovala:

Bc. Barbora Bednarzová

Praha, duben 2018

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....
Bc. Barbora Bednarzová

Evidenční list

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

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat především vedoucímu mé diplomové práce MUDr. Eugenu Raševovi, Ph.D. za cenné rady a připomínky při zpracování diplomové práce. Obrovský dík patří také tenisovému klubu TCD Donovalská, který mi umožnil realizaci mé studie. Na závěr bych chtěla poděkovat Liboru Myslivečkovi za pomoc při zpracování statistické části.

Abstrakt

Název: Ovlivnění posturální stability hráčů tenisu věkové kategorie 11-13 let fyzioterapeutickou intervencí cvičením s Propriomedem

Cíle: Hlavním cílem této práce je objektivizace vlivu fyzioterapeutické intervence zahrnující cvičení s Propriomedem na úspěšnost a rychlost švihové fáze úderů hráčů tenisu ve věku 11-13 let

Metody: Teoretická část je zpracována formou rešerše, ve které jsou uvedeny informace tvořící základ pro praktickou část. Pro praktickou část byla vytvořena experimentální studie zahrnující vzorek 17 probandů ve věku 11-13 let, kteří se aktivně věnují tenisu minimálně 5 let. Probandi byli následně rozděleni do skupiny intervenční a kontrolní, kdy intervenční skupina absolvovala 1x týdně cvičení s Propriomedem. Podstatou studie bylo analýza úspěšnosti a rychlosti švihové fáze jednotlivých tenisových úderů před a po fyzioterapeutické intervenci s Propriomedem a současné srovnání výsledků obou skupin. K měření rychlosti úderů byl využit radar Swing Speed Radar. Po získání konkrétních hodnot úspěšnosti a jejich spárování s hodnotami rychlostí, byla data vložena do programu Microsoft Excel pro další zpracování.

Výsledky: Z výsledků vyplývá, že u bekhendového úderu byl zaznamenán statisticky významný rozdíl po skončení první intervence. Je tedy možné říci, že cvičení s Propriomedem krátkodobě pozitivně ovlivňuje přesnost bekhendů. Z dlouhodobého hlediska pozorujeme, že nejlepší úspěšnosti forhendu dosáhli probandi u posledního měření, tedy usuzujeme pozitivní dlouhodobý vliv.

Klíčová slova: tenis, forhend, bekhend, Propriomed, vibrace, posturální stabilita, přesnost úderu, rychlost úderu

Abstract

Title: The influence of physiotherapeutic intervention with Propriomed on postural stability of 11-13 years old tennis players

Objectives: The main aim of this thesis is objectivize the influence of physiotherapeutic intervention involving exercise with Propriomed on the success of strokes and speed of the swing phase of 11-13 years old tennis players.

Methods: Teoretical part is composed like a recherche in which are informations that make base fot the practical part. For the practical part was made experimental study which contains sample of 17 probands in age between 11-13 that are active tennis players for more than 5 years. Pobands was divided into intervention group and control group. Intervention group had training with Propriomed once a week. Main task of study was analysis of succes rate and speed of the swing phase of different tennis shots before and after physiotherapeutic intervention with Propriomed and comparing results of both groups.

Results: In beckhand shot was observed statistically significant difference after finishing first intervention. It is possible to claim that training with Propriomed positively influence precision of the backhand shot in a short term. Proband reached the best results of succes rate of forehands after last measurement. From that we could claim that training with Propriomed positively influence precision in a long term.

Keywords: tennis, forehand, backhand, Propriomed, vibration, postural stability, succes rate of the stroke, speed of the stroke

Obsah

1 ÚVOD	9
2 TEORETICKÁ ČÁST	11
2.1 Tenis	11
2.1.1 Základní charakteristika tenisu	11
2.1.2 Základní údery a jejich technika	12
2.1.3 Biomechanika tenisu	17
2.1.4 Fyziologie tenisu	19
2.1.5 Charakteristika tenisové přípravy v rozmezí věku 11-13 let dítěte	19
2.1.6 Somatické změny v období 11-13 let	20
2.1.7 Ovlivnění přesnosti a rychlosti tenisového úderu	21
2.2 Vymezení pojmů týkající se posturální stabilizace	26
2.2.1 Rovnováha	26
2.2.2 Stabilita	26
2.2.3 Posturální stabilita	28
2.3 Propriomed	36
2.3.1 Vibrace	36
2.3.2 Propriomed	40
3 CÍLE, ÚKOLY, HYPOTÉZY	44
3.1 Cíl práce	44
3.2 Úkoly práce	44
3.3 Hypotézy	44
4 METODIKA PRÁCE	46
4.1 Metodický postup u teoretické části práce	46
4.2 Charakteristika výzkumného souboru	46
4.3 Technické vybavení pro výzkum	47
4.4 Postup měření	47
4.4.1 Průběh měření	48
4.6 Analýza dat	49
4.7 Vymezení výsledků výzkumu	49
4.8 Omezení výsledků výzkumu	50

5	VÝSLEDKY	51
5.1	Hodnocení změn po intervenci s Propriomedem	51
5.2	Hodnocení rozdílů v úspěšnosti úderů mezi intervenční a kontrolní skupinou ...	59
5.3	Hodnocení změn rychlosti švihové fáze v závislosti na úspěšnosti úderu.....	61
6	DISKUSE.....	64
6.1	Diskuze k motorickému učení a účinkům intervence s Propriomedem na pohybový projev.....	64
6.2	Diskuze k vztahu rovnovážných funkcí, posturální stability a tenisového výkonu	66
6.3	Diskuze k vlivu postavení ramenního pletence na tenisový výkon.....	67
6.4	Diskuze k posturálnímu řízení u dětí.....	68
7	ZÁVĚR	70
8	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	71
9	PŘÍLOHY	86

1 ÚVOD

Již ve starořeckých dílech se setkáváme s pojmem kalokagathie, který lze chápat jako ideál harmonie těla a duše, tedy fyzické a psychické stránky člověka. Antičtí Řekové chápali důležitost všestranného tělesného rozvoje a zdůrazňovali nutnost zařazení celistvějšího a harmonického přístupu k tělesné výchově dětí a mládeže. V současné době se stále více setkáváme s trendem specializace v jedné konkrétní sportovní aktivitě. Děti jsou v mnoha případech již v útlém věku posílány do sportovních klubů, které je rozvíjí jen v dané aktivitě. Často tato cvičení a tréninky postrádají všestranný přístup, který je nahrazen mnohdy zbytečným drilem a nadměrným opakováním sportovní aktivity (hod, skok, kop, atd.). Problém nastává v případech, kdy je daný pohyb drilován ve špatném výchozím nastavení jednotlivých tělesných segmentů, nedochází u něj k zapojení svalových skupin nutných pro provedení aktivity a pohyb je realizován substitucí silnějších svalů. Tehdy může dojít k zautomatizování špatného pohybového stereotypu, který v budoucnu může vést ke vzniku zranění a ukončit kariéru hráče.

Tenis je náročný sport, který klade velké nároky na rychlost, vytrvalost, ohebnost, stabilitu těla, rychlé reakce, pohyblivost, sílu, výbušnost, ale i odolnou psychiku hráče. Pokud dochází k opomíjení některé z těchto složek, rozvoj tenisových dovedností je zpomalen a často stagnuje v určitém bodě.

Tato diplomová práce bude zaměřena na vliv stability těla a segmentu pažního pletence na úspěšnost tenisových úderů a rychlost jejich švihové fáze. Vychází z předpokladu, že každému volnému pohybu horní končetiny předchází nejen aktivita trupového svalstva, ale také aktivace svalů v oblasti lopatky. Pro efektivní provedení úderů je základem správné nastavení výchozí pozice lopatky a vzájemná kooperace svalů v této oblasti.

Zajištění stability těla je realizováno pomocí systému senzorické, řídicí a výkonnostní složky posturální stability. Pro rozvoj této stability je v dnešní době využívána řada sportovních a fyzioterapeutických pomůcek. Mezi ně se řadí oscilační tyč Propriomed. Jedná se o pomůcku vyvinutou MUDr. Eugenem Raševem, která svými vibracemi stimuluje svalovou aktivitu ve formě synergistické aktivace svalových skupin.

Cílem diplomové práce je zjistit možný přínos cvičení s Propriomedem na úspěšnost tenisových úderů a rychlost jejich švihové fáze u hráčů tenisu věkové kategorie 11-13 let.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Tenis

2.1.1 Základní charakteristika tenisu

Tenis je charakterizován jako raketový sport, který může být hrán individuálně jeden proti jednomu (dvouhra) nebo ve dvojicích dva proti dvěma (čtyřhra). Principem hry je snaha hráče udeřit míč tak, aby se dostal přes síť na soupeřovu stranu hřiště a soupeř jej nebyl schopný odehrát, zahrál jej do sítě nebo mimo vyznačené hřiště. Hráč tedy ztrácí bod, pokud míč nevrátí správným způsobem na vyznačené hřiště soupeře. Míč musí být zahrán raketou dříve, než dopadne podruhé na zem. Je také možné zahrát míč přímo ze vzduchu (volej, smeč), pokud se nejedná o příjem podání (return). Za platné míče jsou uznány pouze ty, které dopadnou na území dvorce nebo jeho čáry (Langerová, Heřmanová, 2005; Linhartová, 2009).

Tenisový dvorec, nebo-li kurt, má tvar obdélníku a je v polovině rozdělen sítí, upevněnou na sloupcích ve výšce 1,07 m. Výška sítě není v celé své délce stejně vysoká, nejnižší je ve středu délky (0,915 m). Délka kurtu je 23,77 m a šířka 8,23 m (pro dvouhru) a 10,97 m (pro čtyřhru) (Gifford, 2010). Tenisový kurt může mít různé typy povrchů, nejčastěji se využívá antuka. Antukové hřiště umožňuje delší výměny (až od 20 % ve srovnání s tvrdými dvorci), neboť při dopadu míče na antuku se rychlost míče zpomalí až o 15 % (Miller, 2006). Delší výměny zvyšují srdeční frekvenci, proto mají tréninky u hráčů hrající na antuce větší podíl aerobních cvičení. Hra na antuce vyžaduje stabilitu přední i zadní dolní končetiny a značnou vytrvalost svalstva. Tento typ pomalého dvorce upřednostňují defenzivní hráči hrající na základní čáře (Fernandez et al., 2006; Pluim et al., 2007). Travnaté dvorce jsou oproti antukovým velice rychlé. Míče zde dopadají níž a hráč je nucen k větší flexi v kolenních kloubech. Tento typ dvorce vyhovuje hráči praktikující hru servis- volej (hráč se po zahrání podání ihned přemístí k síti pro ukončení výměny volejem). Významnou součástí tréninků hráčů specializující se na tento typ povrchu je posílení svalstva dolních končetin (m. quadriceps femoris, m. gluteus maximus a m. triceps surae). Silné svalstvo dolních končetin je klíčové pro provedení nízkých volejů a rychlých sprintů k síti, které hráči

na tomto travnatém povrchu využívají (Roetert, Kovacs, 2011; Fernandez et al., 2006). Mezi rychlé povrchy kurtů dále řadíme tvrdé umělé povrchy. Ty se příliš neliší svými vlastnostmi od travnatých dvorců. Dalším typem jsou pak betonové kurty. Betonové kurty jsou hojně využívány v USA a jsou nenáročné na údržbu. Tento typ povrchu je však velmi zatěžující pro klouby a svaly dolních končetin (Miller, 2006).

Tenis dle Dovalila (2012) můžeme zařadit mezi tzv. sporty heuristické. Hra se vyznačuje opakovanými, krátkodobými, intenzivními pohybovými činnostmi, přerušovanými intervaly odpočinku mezi jednotlivými výměnami. Pohybové aktivity jsou charakteru acyklického (tenisové údery) i cyklického (lokomoce), které jsou vykonávány v úzkém propojení. Mezi lokomoční pohyby můžeme zařadit různé druhy běhu se změnou směru, přechody z pohybu do zastavení, rychlé starty, cval stranou, skluzu, skoky, obraty, poskoky, výskoky, výpady, někdy i pády a chůze (Crespo, Miley, 2001; Grosser, Schönborn, 2008). U hráče tenisu je vyžadována rychlost, vytrvalost, ohebnost, stabilita těla, rychlé reakce, pohyblivost, síla, výbušnost, ale i odolná psychika. Tenista se během zápasu pohybuje po hřišti do stran, ale i dopředu a dozadu (Roetert, Kovacs, 2011). V závislosti na rozměrech tenisového hřiště jsou nejdelší běžecké úseky 14-15 m, nejčastěji však dochází k běhům na vzdálenost 3–7 m. Hráč během zápasu může naběhat 1,3–2,5 km (při zápase na 2 vítězné sety) nebo 2,4–4 km (při zápase na 3 vítězné sety) (Bartůňková, 2013).

2.1.2 Základní údery a jejich technika

Ve starších literárních zdrojích se mezi základní údery řadily údery hrané z prostoru základní čáry (forhend, bekhend, servis). Moderní tenisová terminologie považuje za základní údery ty nejčastěji hrané, tedy i voleje. V dnešní době rozdělujeme údery podle jednotlivých kritérií na mnoho typů (obránné a útočné, přímé a rotované, s horní rotací, dolní rotací nebo boční rotací). Z hlediska výuky je nejvíce využívána kategorizace úderů podle odehrání a rotace. Rozlišujeme tak údery švihové a čopované. Zatímco švihové údery využívají převážně sílu a zrychlení páže, u čopovaných úderů je nejdůležitější správně provedení a kontrola pohybu (Linhartová, 2009; Gifford, 2010).

2.1.2.1 Technika úderů

V posledních letech se v tenise opouští od „ideálního pohybového vzoru“, který, jak se ukázalo, nemůže v tenise existovat z důvodu individuálního herního stylu, ale také situačních variací řešení. Není však dáno, že by měl být úder a jeho pohybový vzor zcela libovolný. Průběh pohybu během úderu podléhá vědeckým poznatkům z oblasti anatomie, fyziologie a především biomechaniky (Schönborn, 2009). V současné době přistupujeme k tréninkovému procesu tak, abychom pouze korigovali techniku, která by pak mohla omezovat výkonnost hráče v budoucnu. Nejdůležitější podmínkou pro správnou techniku úderu je, aby pohyb odpovídal biomechanickému optimu. Technika úderu by se měla nacvičovat v jednotlivých pozicích na kurtu a s různými směry odehrávání míče. Již od základu by se měla technika nacvičovat v souladu s biomechanickým optimem, ale stále s ohledem na individualitu hráče, úroveň hry a věk hráče (Schönborn, 2009).

2.1.2.2 Forhend

Forhend je jeden ze základních úderů. Jde o tzv. úder po ruce, tedy v případě tenisty hrajícího pravou rukou odehraný vpravo. Podle způsobů, jakým je úder zahrán, můžeme rozlišovat forhend přímý, s horní rotací (topspin) nebo s dolní rotací (čop). Forhend může být proveden z otevřeného, uzavřeného nebo neutrálního postavení nohou. Každá pozice vyžaduje odlišnou mechaniku horní a dolní poloviny těla, přestože všechny typy při úderu využívají kombinaci lineárního a úhlového momentu (Elliot, Marsh, 1989). Forhend zahráný z otevřeného postavení má za následek největší rotaci celého těla a je v moderním tenise využíván nejvíce. Při hře z neutrálního nebo uzavřeného postavení není vyžadována výrazná rotace trupu, ke kontaktu s míčem dochází více před hráčem (Singh, Amritashis, 2015).

Forhendový úder má 3 fáze provedení. První fází, která zahrnuje současně 2 akce, je náprah. První akce náprahu je postavení nohou do správné pozice, ve většině případů levou nohou vpřed (u tenistů hrajících pravou rukou). Váha těla je přenesena na pravou dolní končetinu a hráč stojí levým bokem k síti (Ivančević et al., 2008). Jako první zaznamenaná aktivita svalů je u m. quadriceps femoris vastus medialis dána přenesením váhy na stojnou dolní končetinu (u praváků se jedná o pravou dolní končetinu). Následuje aktivace m. gastrocnemius, m. gluteus maximus a zevních rotátorů pravého kyčelního kloubu (Roetert, Kovacs, 2011). Druhou akcí je rotace

trupu, ramen a pohyb paží, která drží raketu. U hráče dochází k rotaci boků (90°) a ramen (110°) od základní linie. Po došlapu levé nohy na zem se maximálně aktivuje m. obliquus externus abdominis vlevo, čímž je umožněna následná rotace boků a páteře. Posléze dochází k zapojení m. obliquus internus abdominis vpravo, m. rectus abdominis a mm. erectores spinae (Knudson, Blackwell, 2000). Současně dochází k zvednutí rakety nad ramena a pohybu po dráze popisové jako „zahnuté c“. Fáze nápřahu u horní končetiny je zahájena koncentrickou aktivací m. deltoideus pars medial et posterior a m. supraspinatus vpravo. Dále dochází ke koncentrické kontrakci m. latissimus dorsi, m. infraspinatus a m. teres minor vpravo. Zápěstí pravé horní končetiny hráče je v extenzi, kdy je nutný stah m. extensor carpi radialis longus et brevis a m. extensor carpi ulnaris. Pravá lopatka je při nápřahu držena pomocí m. rhomboideus major et minor a m. trapezius pars ascendens v maximální addukci a depresi (Bahamonde, Knudson, 2003; Ivančević et al., 2008).

Druhou fází je zásah míče. V této fázi dochází k rotaci pravého boku k míči a následnému výskoku, při kterém se aktivují m. triceps surae, m. quadriceps femoris, m. gluteus maximus. Následnou rotací trupu vlevo zajišťuje pravý m. obliquus externus abdominis, levý m. obliquus internus abdominis a mm. erectores spinae (Elliot, 2006; Roetert, Kovacs, 2011). Hráč v této fázi začíná pohyb rakety proti míči, který se během pohybu zrychluje. Práci paže během fáze zrychlení před kontaktem s míčem zajišťuje m. deltoideus pars anterior, m. latissimus dorsi, m. subscapularis a m. pectoralis major vpravo. Těsně před dotykem rakety míče dochází k malému otočení zápěstí pro vyvolání topspin efektu (dodání horní rotace míči). V momentě zásahu je plně kontrahován m. triceps brachii a extenzory zápěstí (Bahamonde, Knudson, 2003; Elliot, Marsh, 1989).

Třetí fází je protažení. Tato fáze je důležitá pro zachování integrity úderu, zlepšení efektu úderu a současně je ochranou proti zranění. Paže s raketou setrvává v pohybu míče a končí pohyb zhruba nad levým ramenem ve výši očí (Ivančević et al., 2008). Při protažení úderu dochází ke zpomalení pohybu paže excentrickou kontrakcí m. infraspinatus, m. teres minor, m. deltoideus pars posterior, m. triceps brachii a extenzorů zápěstí. Na zpomalení pohybu se dále podílejí m. rhomboideus major et minor a m. serratus anterior svou excentrickou kontrakcí (Roetert, Kovacs, 2011).

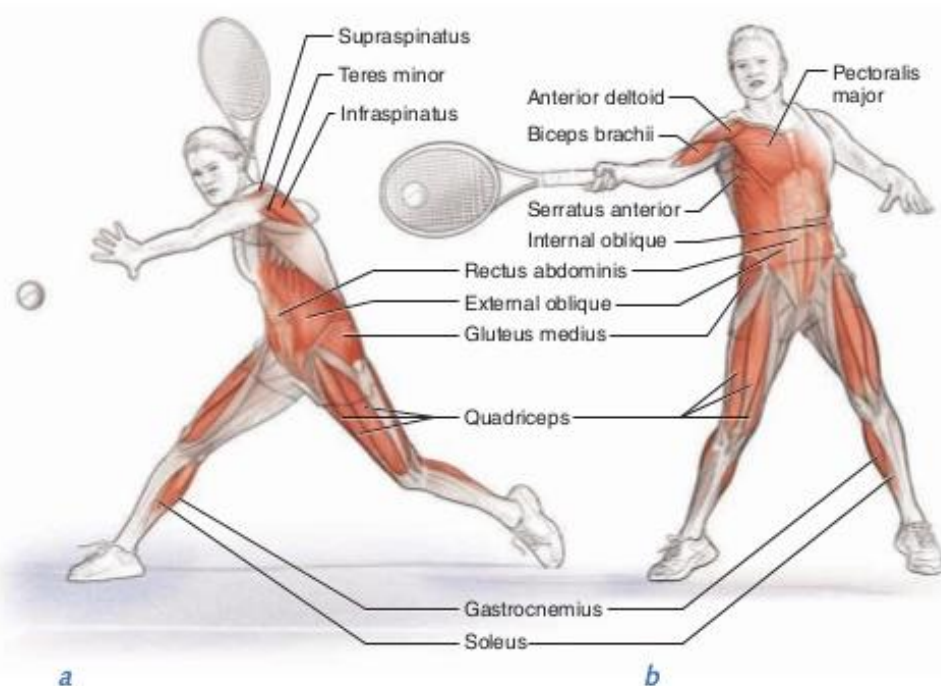


Figure 1.5 Open-stance forehand: (a) backswing; (b) forward swing.

Obrázek č. 1: Forhendový úder (Roetert, Kovacs, 2011)

2.1.2.3 Bekhend

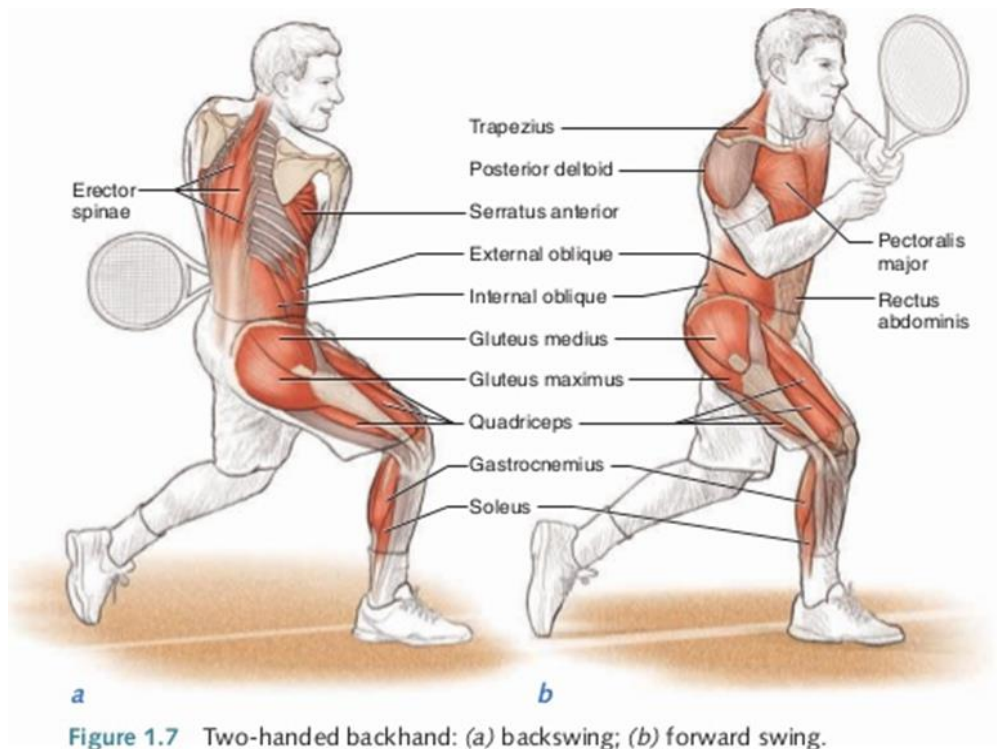
Bekhend je další ze základních úderů. Jde o tzv. úder proti ruce, tedy v případě tenisty hrajícího pravou rukou odehraný vlevo. Stejně jako v případě forhendového úderu rozlišujeme bekhend přímý, s horní rotací (topspin) nebo s dolní rotací (čop). Tento úder může být hrán pomocí jedné ruky (jednoruč) nebo pomocí obou rukou (obouruč) (Brody, 1987). Jelikož je bekhend obouruč technicky jednodušší a je vyučován ve větším procentu (Mavvidis et al., 2010), budeme se v této kapitole věnovat pouze obouručné variantě bekhendu. Pro efektivní provedení úderu je důležité správné postavení rukou, kdy dominantní ruka je postavená níže na držadle a nedominantní ruka je posazena těsně nad ní. Stejně jako forhend i bekhend může být hrán z otevřeného, uzavřeného a neutrálního postavení nohou. V moderním tenise se nejvíce uplatňuje postavení otevřené (Muhamad et al., 2011; Stępień et al., 2011).

Úder je zahájen nápřahem (přípravou). Příprava je stejně jako u forhendu zahájena aktivací m. quadriceps femoris vastus medialis, který se iniciuje pohyb k míči a přenesení váhy na stojnou končetinu. Kontrahuje se m. gluteus maximus a také ischiokrurální svaly při pohybu do flexe v kolenních kloubech. Dále dochází k aktivaci zevních rotátorů levého kyčelního kloubu a vnitřních rotátorů pravého kyčelního kloubu (v případě praváka). Váha těla se přenáší na levou nohu, trup a ramena se otáčejí vlevo.

M. obliquus internus abdominis levé strany a m. obliquus externus abdominis pravé strany trupu se koncentricky kontrahují a jsou podporovány excentrickou kontrakcí m. rectus abdominis a mm. erectores spinae (Roetert, Kovacs, 2011; Ivančević et al., 2008). Následně se zvedá paže držící raketu na úroveň ramen, pravá paže je v maximální horizontální addukci a mírné zevní rotaci. Rameno a nadloktí dominantní strany se otáčí v příčné rovině pomocí aktivace pravého m. deltoideus pars anterior a levého m. deltoideus pars posterior. Dále se kontrahuje m. pectoralis major a m. subscapularis vpravo. Loket pravé horní končetiny je držen u těla nad úrovní pasu (Stępień et al., 2011; Roetert, Kovacs, 2011).

Hnací silou pro fázi zrychlení a zásahu míče je koncentrická kontrakce m. triceps surae, který pomáhá při odrazu. Dále dochází k rotaci levého kyčelního kloubu směrem k míči pomocí koncentrické aktivace zevních rotátorů kyčelního kloubu vpravo, vnitřních rotátorů kyčelního kloubu vlevo a následné extenzi obou kolenních kloubů. Na rotaci v kyčelních kloubech navazuje rotace trupu, která je zahájena aktivací m. obliquus internus abdominis vpravo a m. obliquus externus abdominis vlevo (Roetert, Kovacs, 2011; Ivančević et al., 2008). Pravá paže se pohybuje k míči pomocí koncentrického zkrácení pravého m. infraspinatus, m. teres minor, m. deltoideus pars posterior a m. trapezius. Koncentrické stahy m. deltoideus pars medialis, m. subscapularis, m. biceps brachii, m. serratus anterior a m. pectoralis major nedominantní strany směřují paži k míči. Ideální bod zásahu míče je na úrovni pravého boku, mírně před pravou dolní končetinou (Pratap, Pandey, 2017; Stępień et al., 2011).

Poslední fází úderu je protažení. Napjatá pravá paže setrvává v pohybu ve směru letu míč, poté dochází k lehké flexi v loketním kloubu a zastavení úderu ve výši ramen (Pratap, Pandey, 2017; Stępień et al., 2011). Dominantní paže je zpomalována pomocí excentrické kontrakce m. subscapularis a m. pectoralis major. Nedominantní paži brzdí excentrická kontrakce m. infraspinatus, m. teres minor, m. deltoideus pars posterior, mm. rhomboidei, m. serratus anterior, m. trapezius a m. triceps brachii (Roetert, Kovacs, 2011).



Obrázek č. 2: Bekhendový úder (Roetert, Kovacs, 2011)

2.1.3 Biomechanika tenisu

Velice důležitým prvkem tenisového tréninku, který je často trenéry opomíjený, je biomechanika úderů. Biomechanické zákony jsou neměnná pravidla pro průběh pohybu a jeho změnu, která vzniká v závislosti na silách na něj působících. Pomocí biomechanických zákonů a principů můžeme posoudit účelnost pohybu a dosáhnout tak biomechanického optima tenisové techniky (Schönborn, 2009). Aby trenér mohl zhodnotit pohybový potenciál a celkové možnosti svého svěřence a na tomto základě zdokonalovat jeho techniku, musí znát principy, zákonitosti a zejména aplikaci biomechaniky tenisu (Langerová, Heřmanová, 2005). Crespo, Miley (2001) uvádí, že hlavními biomechanickými principy jsou:

- *Rovnováha.* Pod pojmem rovnováha rozumíme schopnost hráče udržet statický nebo dynamický rovnovážný stav. Tenista by měl udržovat své tělo v přímé linii probíhající od hlavy k zemi. Osa těla by měla být shodná s výsledným vektorem sil působících na hráče. Na hráče, který je v klidu, působí pouze tíhová síla (označována jako svislice). Jelikož je hráč v zápase prakticky neustále v pohybu, je důležitá především rovnováha dynamická. V případě dynamické rovnováha se osa těla musí

odklonit od svislice vlivem zrychlení. V praxi je tedy důležité, aby byl hráč schopný udržet jednotlivé segmenty těla v klidu (bez vychýlení), což mu umožní zahrát nejúčinnější úder (Crespo, Miley, 2001; Gifford, 2010; Brody, 1987).

- *Setrvačnost.* Tento biomechanický princip vychází z 1. Newtonova zákona. Pod pojmem setrvačnost můžeme v podstatě označit odpor, kterým se tělo brání změně pohybového režimu. Například, když hráč reaguje na soupeřův úder, musí překonat klidovou setrvačnost klidového postavení tím, že využije možností gravitace a kontrakcí svalů dolních končetin vyvinutím odpovídající síly proti povrchu hřiště (Crespo, Miley, 2001; Gifford, 2010; Brody, 1987).

- *Hybnost.* Hybnost ve fyzice představuje vektorovou veličinu, která je mírou posuvného pohybu tělesa. V zásadě rozlišujeme dva druhy hybnosti - lineární a úhlová. V biomechanice tenisu se pod pojmem lineární hybnost rozumí přenos hmotnosti hráče do úderu či vlastní pohyb po hřišti. Úhlová hybnost pak představuje rotaci těla a boků při úderu (Elliot, 2006; Crespo, Miley, 2001; Gifford, 2010).

- *Opačná síla.* Tento biomechanický princip se opírá o 3. Newtonův pohybový zákon. V praxi jej můžeme demonstrovat při zatlačení dolních končetin do podložky, kdy podložka bude působit na dolní končetiny stejně velkou silou (Crespo, Miley, 2001; Gifford, 2010; Brody, 1987).

- *Elastická energie.* Předchozí biomechanické principy jsme mohli přiřknout obecné mechanice. Následující princip se týká pouze pohybu živých organismů. Elastická energie vzniká ve svalech a šlachách v důsledku předchozího napnutí svalu. Napnuté svaly a šlachy akumulují energii stejně jako pružina či gumový pás. Biomechanika úderu využívá tento princip k tomu, aby si hráči tzv. přednapnuli svaly, např. při přípravné fázi podání. Tzv. přednapnutí svalů napomáhá k vyvinutí větší síly i k ekonomickému zacházení s vlastní energií (Elliot, 2006; Crespo, Miley, 2001; Gifford, 2010).

- *Koordinační řetězec.* Koordinační řetězec patří mezi stěžejní principy každého sportu. Jednotlivé pohyby lidského těla vyžadují sled pohybů různých částí těla, které na sebe navazují v určitém rytmu, jehož ideální provedení má minimální množství odchylek. Optimální sled pohybů, zapojení jednotlivých segmentů v určitém pořadí a správném časovém sledu se označuje jako „timing“. Správný „timing“ umožní hráči účinný přenos momentu síly celým tělem. Ve výsledku to pro hráče může znamenat co nejvyšší

rychlost, rotaci či přesnější umístění míče (Elliot, 2006; Crespo, Miley, 2001; Langerová, Heřmanová, 2005).

2.1.4 Fyziologie tenisu

Tenis je sport intervalový, při kterém dochází ke změně intenzity zátěže. Z hlediska množství vydané energie a hodnot tepové frekvence patří tenis mezi sporty se střední až submaximální intenzitou zatížení, která během zápasu kolísá (Haake, Coe, 2000). Výsledky vědecké práce (Crespo, Miley, 2003) ukazují, že ve vrcholovém tenisu se energetické systémy uplatňují v následujícím poměru: anaerobní alaktátový systém asi 70 % herního času, anaerobní laktátový systém asi 20 % herního času a aerobní systém asi 10 % herního času. Doba zatížení je dána trváním zápasu, to se odvíjí od typu povrchu nebo nutného počtu vítězných setů. V průměru trvá zápas 30 minut až 4 hodiny, přičemž výměna trvá v průměru 5–10 s, interval odpočinku je 15–20 s a pauza mezi hrami 90 vteřin. Při kratších výměnách trvajících do 10s se u hráče projevují jen malé příznaky únavy a kreatino-fosfátový systém se rychle regeneruje. Delší výměny (10 s až 2 min) jsou pak charakteristické projevem větších známek únavy, přičemž dochází k tvorbě kyseliny mléčné a energetické krytí je zajišťováno pomocí anaerobní glykolýzy (Grosser, Schönborn, 2008). Z hlediska charakteru zatížení a obnovy energetický zdrojů je možné považovat tenis za primárně anaerobní alaktátovou sportovní aktivitu. Energetický výdej hráče během průměrné dlouhého zápasu pak činí v průměru 44 kJ/min (Bartůňková, 2013).

2.1.5 Charakteristika tenisové přípravy v rozmezí věku 11-13 let dítěte

V tomto období je dítě nejlépe schopné motorického učení. Jedná se o fázi mimořádně příznivou k harmonickému růstu a procesům diferenciaci, rychlé pokroky jsou vykazovány v mezisvalové koordinaci, v reakční a frekvenční rychlosti a částečně také v rychlostní síle. Avšak maximální síla a anaerobní laktátová kapacita je stále nevýrazná (Grosser, Schönborn, 2008). V mnoha literárních zdrojích se setkáváme s názorem, že toto období je první rozhodující etapou pro pozdější růst výkonnosti. Vysoké nároky se v tréninkovém procesu kladou na osvojení kvalitní techniky základních úderů. Chyby, které si svěřenec v této etapě osvojí, mohou být později jen těžko odstranitelné. Hráč by měl mít nejpozději do 12. roku k dispozici všechny

úderové techniky v základní formě. Fakt, že se do popředí dostává specifická tenisová část, však neznamená, že všeobecná pohybově-koordinační příprava ztrácí na důležitosti. Kondiční a koordinační příprava by měla být v této fázi přizpůsobena více specifickým požadavkům tenisové hry. Je třeba si dát pozor, aby se dítě v tomto období nezaměřovalo čistě jen na tenisovou stránku, ale na celkový pohybový rozvoj (Schönborn, 2009).

Jak již bylo výše zmíněno, hlavním cílem tréninkového procesu této etapy je vysoce kvalitní technická výuka všech úderových a pohybových forem tenisu. Se stoupající technickou dokonalostí se zesiluje pozornost taktickému tréninku. Rozvíjet by se měla schopnost intramuskulární koordinace, tedy rychlostní síla, ale také reakční a frekvenční rychlost. Hráč by si měl osvojit základní kompenzační cvičení, které mají za cíl vyvarovat se případným svalovým dysbalancím jednotlivých segmentů těla. Na základě daných nedostatků v oblasti maximální síly (labilní kostra) a v oblasti anaerobní laktátové energetické připravenosti, je nutné se vyvarovat přetěžování hráče (Grosser, Schönborn, 2008).

2.1.6 Somatické změny v období 11-13 let

Počátek období puberty souvisí se začátkem uvolňování GnRH (gonadotropin uvolňujícího hormonu) hypotalamu, který stimuluje uvolňování gonadotropinů adenohypofýzy (folikuly stimulující hormon a luteinizační hormon). Aktivace hormonální osy hypotalamus-hypofýza-gonády způsobuje zvýšení aktivity gonád (Diclemente et al., 2009). Hormony, které jsou vylučovány pohlavními žlázami, se pak podílejí na rozvoji primárních a sekundárních pohlavních znaků. Působením gonadotropinů dochází u chlapců k postupnému vyhrávání varlat a tvorbě pohlavního hormonu - testosteronu. U dívek je viditelný růst a formování prsou, růst pubického ochlupení a následně i menarche (první menstruační cyklus). Kromě vývoje pohlavních orgánů, změny proporcí těla, změny hlasu a nárůstu ochlupení dochází k výraznému zrychlení růstu těla, označovanému jako pubertální růstový spurt (10-12 cm/rok). Jedná se o druhé nejintenzivnější růstové období lidské ontogeneze (Stožický, Sýkora, 2015). Pubertální spurt je dán působením pohlavních hormonů na hypothalamus, konkrétně snížením citlivosti hypothalamu na zpětnou vazbu regulující hladiny somatotropinu po celé dosavadní dětství. Chlapci během tohoto období vyrůstají do výšky až o 26 cm

a dívky průměrně o 18 cm. Vrcholy pubertálního spurtu se dostávají v jednotlivých segmentech těla v různou dobu. Následkem je neustálá proměna proporcionality v průběhu puberty a adolescence. Vlivem rozdílné hladiny pohlavních hormonů dochází ke zvýrazňování pohlavního dimorfizmu ve tvaru postavy (Diclemente et al., 2009). Vzdůstá také poměr délky trupu ke končetinám. Ustaluje se zakřivení páteře, proto je třeba dbát na vzpřímené držení páteře, aby nedošlo ke vzniku vadného držení těla. U chlapců dochází působením androgenů k rozvoji muskulatury (nárůstu svalové tkáně na úkor tukové), rozšíření ramen a dalších znaků majících vliv na fyzickou výkonnost (Sedlak, 2000). Zvyšující se svalová síla však není úměrná s tempem, kterým se zvyšuje šlachová a vazivová pevnost a zrání kostí. Z tohoto důvodu je důležité v období dospívání dávat pozor na manifestaci možných negativních stavů z nadměrného zatížení organismu. U dívek dochází ke zvyšování podkožních zásob tuku, nárůst svalové hmoty je velice malý. Dále se rozšiřuje oblast boků a pánve. Estrogeny u dívek urychluje srůst růstových chrupavek, proto u nich dochází k dřívějšímu zastavení růstu dlouhých kostí než u chlapců (Stožický, Sýkora, 2015). Současně se zefektivňuje činnost orgánových soustav, klesá dechová (16/minutu) i tepová frekvence, zvětšuje se vitální kapacita plic. Zdokonalují se také motorické funkce, zvyšuje se síla, hbitost, rovnováha, koordinace, ale také schopnost jemné motoriky. Vestibulární systém v tomto období dosahuje plné zralosti, rovnovážné funkce dosahují vrcholu mezi 9-12 rokem. Zlepšuje se periferní vidění i prostorové vnímání. Pokud se organizmus vyvíjí fyziologicky, dochází k dozrávání sensorických a motorických funkcí, které jsou stěžejní pro jednotlivé pohybové aktivity a výkonnostní sport (Diclemente et al., 2009).

2.1.7 Ovlivnění přesnosti a rychlosti tenisového úderu

- *Pohlaví.* Muži v porovnání s ženami mají o cca 45 % silnější horní polovinu těla, o 35 % silnější trupové svalstvo a o 20 % silnější svalstvo dolních končetin. Tento fakt je dán zvýšeným podílem svalové hmoty na úkor tukové tkáně. Větší podíl svalové tkáně a vyšší stupeň svalové síly tak umožňuje mužům vyvinout rychlejší úder. Ženy naproti tomu disponují vyšší elasticitou pohybového aparátu, což jim umožňuje vyšší kloubní pohyblivost (Grosser, Schönborn, 2008; Roetert, Kovacs, 2011).
- *Věk.* Věk hráče do značné míry ovlivňuje rychlost a přesnost úderu. Moderní pojetí tenisu umožňuje nauku základů tenisu dětem již od útlého věku. Příprava nejmladších

hráčů (3-6 let) by měla být vedena formou hry a nelze zde hovořit o výkonnostní přípravě. Pro hráče ve věku 7-9 let je charakteristický menší podíl svalové tkáně, nepříznivá anaerobní energetická připravenost a nedokončené zrání CNS. Údery jsou pomalé, nekoordinované, energeticky neekonomické a značně nepřesné. Ve věku 10-13 let dochází k dokončení zrání CNS a zlepšení intramuskulární, intermuskulární koordinace a pohybové koordinace. Provedení úderu se díky lepší intramuskulární a intermuskulární koordinaci stávají méně energeticky náročné a přesnější. Během fáze stabilizace (13-16 let) dochází k uvolňování androgenů a estrogenů, což vede u chlapců k výraznému nárůstu svalové hmoty. Ve fázi podpory (16-19 let) již hráči disponují stabilitou skeletu a vyvinutými aerobními i anaerobními procesy. Zvyšuje se maximální rychlost úderu, zmenšuje se rozptyl a technika úderu se stává energeticky ekonomická (Grosser, Schönborn, 2008).

- *Silové schopnost (svalová síla)*. Silové schopnosti řadíme mezi tzv. základní motorické schopnosti a patří mezi základní předpoklady pohybových činností člověka. V novější odborné literatuře vychází komplex silových schopností z hlediska strukturování z pojmu maximální síla. Pojem maximální síla lze chápat jako největší možnou sílu, kterou je nervově-svalový systém schopný vyvinout při maximální volní kontrakci (Dovalil, 2012). Maximální síla se může projevovat ve statických režimech svalové práce (např. výdrž ve shybu) neb dynamických (např. skoky, pohyb paže ve švihové fázi úderu). Silová schopnost hráče a jeho svalový projev je dán zejména fyziologickým svalovým průřezem, složením svalových vláken, schopností vědomé aktivace, počtu aktivovaných svalových vláken (intramuskulární koordinace) a souhrou jednotlivých svalových skupin (intermuskulární koordinace) (Hohmann et al., 2010). Intermuskulární koordinace je řízena CNS, která ovlivňuje kvalitu provedení jednotlivých pohybů a zvyšuje jejich přesnost. S větším zapojením svalové síly se sice zvyšuje rychlost pohybu, dochází však ke zkrácení doby nutné k provedení pohybu a pokles jeho přesnosti (Dovalil, 2012).

- *Postavení lopatky a ramenního pletence*. Důležitým faktorem pro přesnost tenisového úderu je také postavení lopatky a celkově ramenního pletence. Pozice lopatky je základem pro pohyb distálních částí horní končetiny. Z toho vyplývá, že nesprávné postavení lopatky může mít negativní dopad na provedení úderu. Jedná se jak o snížení účinnosti úderu, snížení rychlosti pohybu, zvýšení energetických nároků na pohyb nebo může vést ke vzniku poranění ramenního kloubu (Hoeven, Kibler, 2006). O vlivu

nastavení lopatky u tenistů upozornil Marcondes et al. (2013) ve své studii, kde hovoří o negativních biomechanických adaptacích lopatky, které zahrnují zvýšení protrakce lopatky, náklonu anteriorním směrem a prominenci mediální hrany. Tyto adaptace jsou možnou příčinou vzniku zúžení kloubního pouzdra ramenního kloubu, které vede ke změnám v rotační ose hlavice humer. Hlavice humeru je tlačena směrem postero-superiorně, tím dochází ke zmenšení vnitřní rotace a zvětšení zevní rotace. Nefyziologické adaptace lopatky způsobují také, že přední část kloubního pouzdra ramenního kloubu je nadměrně zatěžována a dochází tak k mikrotraumatizaci. Traumatizace kloubního pouzdra vede ke vzniku bolestivých stavů při pohybové aktivitě hráče, což má negativní dopad na přesnost provedení úderu.

- *Únava.* Jak již bylo výše zmíněno, z hlediska množství vydané energie a hodnot tepové frekvence patří tenis mezi sporty se střední až submaximální intenzitou zatížení, kdy se v 70 % herního času uplatňuje anaerobní alaktátový systém a ve 20 % anaerobní laktátový systém. Konečným produktem anaerobní glykolýzy uplatňované v cca 20 % herního času je kyselina mléčná a její soli. Zvýšená koncentrace kyseliny mléčné v krvi způsobuje okyselení vnitřního prostředí, což má negativní dopad na řízení pohybu (Kovacs, 2007). Tyto metabolické změny ovlivňují proprioceptivní informace v kloubu a jejich neuromuskulární kontrolu, která je nezbytná pro zajištění kloubní stability. Rota et al. (2013) uvádí, že vlivem snížené proprioceptivní aferentace způsobené metabolickými změnami může dále dojít ke zhoršení flexibility v kloubu, snížení izometrické maximální svalové síly, zmenšení rychlosti a přesnosti úderu. Kromě metabolické únavy se mohou hráči potýkat také s únavou centrálního nervového systému, kdy u hráče můžeme pozorovat zhoršení neuromuskulární kontroly a schopnosti orientace v prostoru pomocí zraku (Hancock, McNaughton, 1986).

- *Psychické faktory.* Psychologický trénink je nedílnou součástí tréninkového komplexu hráče. Psychické rysy i aktuální psychické rozpoložení hráče se promítají do jeho výkonu. Nejstěžejnější stránkou psychologického tréninku tenisty je schopnost vyrovnat se se zápasovou atmosférou, která pro něj představuje velké zatížení. Toto zatížení se projevuje ve formě nervozity, vzrušení, přítomnosti či nepřítomnosti zábran, strachu a působí negativně na mentální stav hráče. V takových případech se může snížit přesnost a koordinace svalových reakcí. Údery se stávají energeticky náročné, ztrácejí svou rychlost, účinnost a přesnost (Crespo, Miley, 2001). Mnozí sportovci se vyznačují přibližně stálým emočním chováním (emoční stabilita), stálostí základních nálad,

schopností ovládat emoce a nenarušováním ostatních psychických funkcí vlivem emocí. Naproti tomu citová labilita je charakterizována především častými změnami nálad, afektivními výbuchy nepřiměřenými k dané situaci. Emoční stabilita a labilita se neprojevuje pouze v chování, ale také ve vegetativních funkcích (např. změna tepové frekvence, pocení, zčervenání). Na základě stanovení emoční stability a lability je možné do značné míry předvídat chování hráče ve stresových situacích a pracovat na způsobech jeho ovlivnění (Tod et al., 2012). Kromě schopnosti regulace emočního chování je stěžejní schopnost motivace a koncentrace hráče v zápase i v tréninku. Tenista by měl disponovat dostatečným sebevědomím a odolností vůči stresovým situacím (Crespo, Miley, 2001).

- *Kinematika úderu.* Nelze opomenout vliv kinematiky úderu na rychlost a přesnost úderu. Jak již bylo výše řečeno, v posledních letech se opouští od „ideálního pohybového vzoru“. Průběh pohybu během úderu by měl odpovídat nejnovějším vědeckým poznatkům a biomechanickému optimu. Tenisové údery by měly vycházet z biomechanických principů, aby bylo možné dosáhnout co nejrychlejšího a nejpresnějšího úderu, který je daný jedinec schopen provést. Pomocí kinematické analýzy je možné vyhodnotit úhlové nastavení jednotlivých kloubů či segmentů těla a zhodnotit efektivitu jednotlivých typů úderů (Schönborn, 2009). Funk (2010) vycházející ze své studie uvádí, že není signifikantní rozdíl v rotaci trupu u provedení rychlých a středně rychlých míčů. Naopak, výrazně vyšší byla rotace trupu při provedení středně rychlých úderů ve srovnání s pomalými údery. Při provedení rychlých úderů je zvětšen úhel ramenního kloubu do horizontální addukce a vnitřní rotace. Obecně lze však říci, že úhlové nastavení ramenního kloubu při jednotlivých rychlostech úderu se mění jen v rozmezí $\pm 5^\circ$. K výrazné změně však dochází v úhlové rychlosti při provedení různě rychlých úderů.

- *Technika úderu.* Značný vliv na rychlost tenisového úderu má technika úderu. V úvodu jsem se zmiňovala o jednotlivých typech forhendu a bekhendu (topspin, čop, atd.). Elliot a Marsh (1989) uvádí, že údery hrané pomocí topspinu dosahují vyšší rychlosti než údery s dolní rotací (čopy).

- *Vybavení hráče.* Na ovlivnění přesnosti a rychlosti úderu se podílí také výběr vhodné tenisové rakety. Existuje celá řada parametrů, podle kterých se určuje ideální typ rakety a výpletu. Mezi základní parametry patří velikost hlavy, váha rakety, typ a napětí strun. U profesionálních hráčů se setkáváme s menší hlavou rakety, která zajišťuje přesnější

a rychlejší provedení úderu. Váha rakety pak bývá velice individuální, lehčí raketa umožní rychlejší přípravu na úderu, rychlejší švih. Těžší rakety jsou pak stabilnější, tužší a více údernější. O napětí výpletu lze obecně říct, že pokud je výplet příliš pružný, měkký, dochází k větším nepřesnostem a menší kontrole úderů. Naopak u tvrdších výpletů vyžaduje úder více energie, ale má lepší kontrolu (Langerová, Heřmanová, 2005; Linhartová, 2009).

- *Strava a pitný režim.* Významnou roli v životě sportovce hraje také strava a pitný režim. Hráči by měli v den pohybové aktivity konzumovat poslední hlavní jídlo 3–4 h před výkonem, aby se předešlo žaludečně-střevním potížím (zvracení, křeče, pocit plnosti). V případě pozdější konzumace stravy by proces trávení a vstřebávání mohl „soutěžit“ se svalovým metabolismem o zásobování krví. Doporučována je konzumace potravin s nízkým glykemickým indexem, které představují déletrvající zdroj sacharidů pro výkon (Maughan, Burke, 2006).

- *Trauma, poranění části dominantní horní končetiny.* Pozitivní traumatický nález na některé části dominantní horní končetiny (i nedominantní v případě obouručného bekhendu) může negativně ovlivnit přesnost i rychlost úderu. Hovoříme o poranění některé z kostí horní končetiny, svalů a jejich úponů, vazivových, nervových či cévních struktur. Vliv na rychlost segmentů horní končetiny může mít i dříve prodělané poranění. Knudson a Blackwell (1996) ve své studii předpokládají změnu úhlové rychlosti v zápěstí u hráčů, kteří byli v minulosti léčeni pro laterální epikondylitidu dominantní horní končetiny. Výsledky studie ukazují, že u této skupiny hráčů byla snížena úhlová rychlost v zápěstí během pohybu po zásahu míče o 1,3 rad/s ve srovnání se skupinou hráčů bez nálezu laterální epikondylitidy, což vede ke zpomalení rychlosti úderů.

- *Svalová koordinace.* Rota et al. (2011) ve své studii uvádí, že svaly, které se podílejí na provedení pohybu, se aktivují bez rozdílu na rychlost provedeného úderu. Avšak vyšší rychlost úderu je způsobena dřívější aktivací mm. erectores spinae, m. latissimus dorsi a m. triceps brachii a pozdější relaxací mm. erectores spinae, m. biceps brachii a m. flexor carpi radialis. Současně byly zaznamenány vyšší hodnoty EMG pro m. obliquus externus abdominis, m. latissimus dorsi, m. deltoideus pars medialis, m. biceps brachii a m. triceps brachii dominantní horní končetiny u provedení úderu s maximální rychlostí.

2.2 Vymezení pojmů týkající se posturální stabilizace

2.2.1 Rovnováha

Rovnováhu je možné chápat jako obecný pojem popisující dynamiku držení těla, která zabraňuje selhání (Winter, 1995). Vztahuje se k inerciálním silám, které působí na tělo a inerciálním vlastnostem částí těla včetně těsnosti nervových kontrolních smyček. Ty zahrnují receptory, efekторы a neřízenou nervovou aktivitu za podmínek nestabilního dynamického stavu. Z hlediska biomechaniky je rovnováha definovaná jako klidový stav tělesa, který nastane v případě, kdy součet všech působících sil a součet momentů všech působících sil je roven nule. V případě nulové rychlosti tělesa hovoříme o rovnováze statické. Charakteristické pro tento typ rovnováhy je vliv polohy těžiště nad opěrnou bází na výsledný stav. Stabilitu systému lze zvýšit snížením těžiště nebo zvětšením opěrné báze. Dále rozeznáváme rovnováhu dynamickou, kdy těleso vykonává rovnoměrný přímočarý pohyb konstantní rychlostí. V tomto případě je stabilita udržována vzájemným působením vnitřních a vnějších sil a těžiště se nepromítá do opěrné báze (Janura, Janurová, 2007). Výsledkem procesu rovnováhy je stabilizace. Pojem stabilizace lze chápat jako proces a inter-individuální variabilitu. Pokud je schopnost stabilizace dostatečně kvalitní, může být také chápán jako redukce tělesného kývání. Proto je stabilizace nezbytným výchozím předpokladem každého pohybu a manipulace (Véle, 1997).

2.2.2 Stabilita

Termín stabilita se technicky používá při popisu pevných těles, na které působí zevní síly. Vzhledem k tomu, že lidské tělo nemá zcela jasně tvarové vlastnosti, je nepravidelné a má proměnlivý tvar, je pro udržení stabilní polohy těla zapotřebí činnost svalů řízených z CNS. Véle (2006) tenhle proces chápe jako aktivní stabilizaci postury, tedy udržování dané konfigurace pohyblivých částí. Z dynamického úhlu pohledu je možné stabilitu definovat jako kvantitativní reakci proměnných systémových stavů na odchylky (Full et al., 2002). Stabilitu můžeme také chápat, jako výsledek kooperace tří podsystémů - pasivního, aktivního a kontrolního. Pasivní podsystém zahrnuje ligamenta páteře a meziobratlové klouby, které poskytují vnitřní stabilitu. Do aktivního podsystému řadíme svaly okolo páteře, jenž zajišťují dynamickou stabilitu. Posledním

prvkem je kontrola nervového systému hodnotící požadavky na stabilitu a koordinující svalovou aktivitu (Panjabi, 1992). Za fyziologických podmínek podsystemy pracují ve vzájemné harmonii a udržují daný pohyb v tzv. neutrální zóně. Tato zóna je součástí celkového rozsahu pohybu, v rámci kterého probíhá pohyb s minimální rezistencí. Za nestabilitu lze pak považovat nadměrný rozsah pohybu mezi dvěma sousedními segmenty páteře bez současné muskulární kontroly (Panjabi, 2003). Wooley et al. (1995) tvrdí, že řízení rovnováhy není jen jednoduchým samotným motorickým řídicím vzorcem, ale synchronizovaná aktivita dvou nezávislých motorických skupin. Výsledkem složitého procesu neuromuskulární kontroly je COP.

- *COP (Centre of Pressure)*

COP je označení pro působiště vektoru reakční síly podložky. Center of Pressure je výsledkem setrvačných sil těla a obnovení rovnovážných sil systému posturálního řízení (Lafond et al., 2004). Představuje hodnotu váženého průměru všech tlaků, které působí na povrch dané plochy v kontaktu se zemí (Winter, 1995). Stanovení posunu COP se využívá při hodnocení neurologických a biomechanických mechanismů posturální kontroly (Lafond et al., 2004). Při stožení na jedné dolní končetině spočívá COP v této noze. Pokud stojíme na obou nohách, COP je v určitém bodě mezi nohama v závislosti na relativní váze spočívající na každé noze. Umístění COP je také závislé na aktivitě svalů hlezenního kloubu a nohy. Vzdávající aktivita m. tibialis anterior et posterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus posouvá COP do stran, zatímco vyšší aktivita plantárních flexorů dostává COP vpřed (Winter, 1995).

- *COM (Centre of Mass)*

COM je bodovým ekvivalentem hmotnosti celého těla v globálním referenčním systému. Mluvíme o pasivní proměnné, řízené systémem kontroly rovnováhy. Extrémní vychýlení COM v svislé rovině se považuje za vysoce energeticky a metabolicky nákladné (Orendurff et al., 2004). Kerrigan et al. (2000) prokázal, že posun COM při chůzi velice koreluje se spotřebou kyslíku. V některých literárních zdrojích se můžeme setkat s tvrzením, že COM je zcela nezávislé na COP. Avšak mnozí autoři tvrdí, že při klidném stání je COM projektován do COP (Jančová, 2008).

- *COG (Centre of Gravity)*

COG je pomyslný bod, do kterého se promítají fyzikální síly působící na lidské tělo. V souvislosti s COG je nutno zmínit ještě další dva pojmy - opěrná plocha (AS - Area of Support) a opěrná báze (BS - Base of Support). AS označuje plochu kontaktu těla

s podložkou. Ke kontrole posturální stability a vytvoření aktivní opory se nemusí vždy využít celá plocha kontaktu. AS je součástí plochy kontaktu, ale pouze tou částí, která je využívána k tvorbě opěrné báze (Castagno et al., 1996). K opěrné bázi se úzce váže COG, neboť se do ní promítá a udržení jeho průmětu v dané oblasti je základem rovnováhy (Vařeka, 2002a).

2.2.3 Posturální stabilita

Hlavním cílem posturálního řízení a regulace je udržet rovnovážný stav těla při přenášení těžiště. Posturální řízení zajišťuje bez větších výkyvů a rigidity rovnovážný stav těla odpovídající zamýšlenému a uskutečňovanému přenesení těžiště těla. Při ideálním posturálním řízení nedochází k výrazné nocicepci, jelikož polysegmentální svaly nepřetrvávají v isometrické kontrakci, ale po přenesení těžiště těla včas relaxují. Při minimálním přenesení těžiště těla se aktivuje spíše intersegmentálně činná svalovina trupu. Při posturální dysfunkci se do stabilizace neekonomicky zapojují i dlouhé polysegmentální svaly, jejichž přetrvávající isometrická aktivace je možným zdrojem nepřesných pohybů či bolesti závislé na poloze (Rašev, 1995). Držení těla může být charakterizováno souhrnem poloh různých částí těla ve vztahu k sobě navzájem a ve vztahu k vertikální ose, kterou je vektor gravitační síly (Hue et al., 2007). Posturální stabilita je dána součinností senzorické složky poskytující informace z vestibulárního aparátu, zrakového ústrojí a propioceptivní informace z periférie pohybového systému. Dále se na udržování posturální stability podílí složka řídicí (zahrnuje činnost CNS) a složka výkonnostní, kterou představuje muskulo-skeletární systém (Janura, Janurová, 2007).

Všechny vstupní informace z vestibulárního, vizuálního a somatosenzitivního systému vedou k zajištění vnímání pohybu, rychlosti jeho změny a detekci aktuální situace působících zevních sil a okolí. Tento obraz aktuální situace následně CNS vyhodnotí a vybere vhodný motorický program, který zajistí korekci vychýlení těžiště těla (Counil et al., 2012). Do tohoto procesu jsou zahrnuty principy feed forward (anticipace) a feed back (zpětná vazby). Jako výslednou reakcí všech procesů je aktivace vhodných svalových skupin a nastavení puncta fixa a puncta mobile. Generace kontrakční svalové síly dané aktivované svalové skupiny je převeden na moment síly

v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolá reakční síly okolí (Vařeka, 2002b; Véle, 2006; Rašev, 1995).

2.2.3.1 Senzorická složka posturální stability

• Vestibulární systém

V rámci senzorické složky se pro vnímání vertikály a zajištění rovnováhy nejvíce uplatňuje vestibulární systém. Vestibulární systém je soustava receptorů umístěných ve vnitřním uchu, které poskytují informace o pohybech hlavy (Angelaki, Cullen, 2008). Skládá se ze 3 polokruhových kanálků a 2 otolitových váčků. Polokruhové kanálky jsou vyplněné tekutinou (endolymfou). Tlak endolymfy se při rotačním zrychlení v dané rovině kanálu přenáší na vláskové buňky, jejichž podrážděním je zprostředkováno vnímání rotačního pohybu. Pro vnímání lineárního zrychlení a registraci polohy hlavy v prostoru slouží otolitové váčky. Součástí otolitových váčků jsou vláskové buňky, které jsou obklopené gelovitou membránou, na které jsou přichyceny krystalky uhličitanu vápenatého (otokonie). Drážděním vláskových buněk otokoniami vzniká informace o poloze hlavy v prostoru a o lineárním zrychlení (Vyhnánek et al., 2007). Neurony obou těchto vestibulárních struktur silně ovlivňují motorické neurony v míše, které aktivují svaly (převážně pak extenzory), a značně přispívají k udržení rovnováhy. Vlivem procesu stárnutí však dochází k postupnému ubývání počtu vestibulárních neuronů jak do počtu, tak i co se týče velikosti nervových vláken. Současně dochází také ke snížení citlivosti periferních receptorů vestibulárního systému a zhoršení schopnosti udržovat rovnováhu (Spirduso et al., 2005).

• Vizuelní systém

Vizuální informace má schopnost vyvolat anticipaci změn v návaznosti na působení pohybů a zevních sil, poskytuje odhad vzdálenosti a rychlosti. Tím je možné reagovat adekvátně a koordinovaně na podmínky okolí (Vařeka, 2002a). Periferní zraková kontrola dále přispívá ke kontrole anteriorního a posteriorního houpání těla, kdy při její absenci dochází ke zvýšení počtu pádů. V případě, kdy člověk stojí se zavřenýma očima, se posturální výkyvy těla zvyšují až o 70 % (Winter et al., 1998). Lord (2006) uvádí, že pohybující se vizuelní pole může vyvolat silný pocit výkyvu těla. Přesné vnímání vizuelní podnětů, jejich kontrastů a hloubky hraje důležitou roli pro poskytování referenčního obrazu prostředí a stabilizaci postury vzhledem k jejímu okolí.

- *Somatosenzorický systém*

Somatosenzorický systém se podílí na udržování rovnováhy a stability. Vědomá složka somatosenzorické aference umožňuje vnímání vlastního těla, interakce postury s prostředím a rekognici tělesného kontaktu a pozice. Rozeznáváme somatosenzory statické, které slouží ke vnímání polohy, napětí, kontaktu a poskytování goniometrických informací. Dynamické senzory naopak vnímají změnu polohy, napětí, vibrací a zajišťují vnímání akcelerometrických informací (Trojan a kol, 2003). Mezi receptory somatosenzorického systému patří propioceptory (poskytují vnímání polohy a pohybu jednotlivých částí těla), interoceptory (zaznamenávají změny vnitřního prostředí organismu, změny tlaku a napětí vnitřních orgánů nebo koncentraci chemických látek v těle) a exteroceptory, které informují o taktilní stimulaci, nociceptivním dráždění či změně teploty. Proprioceptory současně s Ruffiniho a Meissnerovými tělisky slouží k rozpoznání míst s odlišným zatížením a stanovují tak informace o COP (Møller, 2003).

2.2.3.2 Řídící složka posturální stability

Nervový systém je hlavní řídicí a integrující soustavou organismu. Hlavní řídicí složkou posturální stability (vzpřímeného stoje v gravitačním poli země) je centrální nervový systém, který představuje analytické a syntetické regulační centrum. Řízení opěrné motoriky je zajištěno vzájemnou souhrou jednotlivých částí centrálního nervového systému, především retikulární formace mozkového kmene, míchy, vestibulárních jader, mozečku a bazálních ganglií. Všechny tyto oddíly podléhají nejvyššímu centru CNS - kortexu (Myslivoček, 2009).

Spinální mícha, Varolův most a střední mozek tvoří funkční celek, nazývaný mozkový kmen. Spinální mícha se podílí na míšních reflexech (proprioceptivní, exteroceptivní) i reflexní motorice (postojové a vzpřimovací reflexy). Současně obsahuje jádra, která jsou zapojená do autonomních funkcí (činnost srdce, cév, dýchání, atd.). Střední mozek se také podílí na udržování vzpřímeného držení těla a dovoluje obnovit vzpřímenou polohu těla, např. při upadnutí (Bartůňková, 2006; Mysliveček, 2009).

Retikulární formace je tvořena soustavou jader, ascendentních a descendentních drah. Významně se podílí na řízení a koordinaci životně důležitých funkcí (např. dýchání, regulace krevního tlaku). Pro udržování vzpřímeného stoje při facilitaci

antigravitačního svalstva je důležitá descendentní facilitační část, která je aktivována ze statokinetického čidla, vestibulárního mozečku či mozkové kůry. Descendentní inhibiční část tlumí úmyslné pohyby (Bartůňková, 2006; Mysliveček, 2009; Trojan a kol., 2005).

Mozeček je důležitou součástí CNS zodpovědný za regulaci svalového napětí, udržování vzpřímeného držení těla a kontrolu pohybu. Jedná se o integrační a koordinační centrum volní i mimovolní hybnosti. Funkčně je mozeček rozdělen na část spinální, vestibulární a kortikální. Spinální mozeček řídí pomalé cílené pohyby. Vestibulární část se pomocí informací z vestibulárního aparátu podílí na udržování rovnováhy, koriguje svalový tonus a orientaci postury v prostoru. Korový mozeček přijímající aferentaci z proprioceptorů a exteroceptorů se účastní rychlých cílených pohybů (Bartůňková, 2006; Mysliveček, 2009; Trojan a kol., 2005).

Bazální ganglia se uplatňují při vytváření a řízení pohybu, převádí plánované pohyby do pohybových programů pomocí časoprostorových impulzních vzorků. Současně mají inhibiční funkci a zajišťují pružnost a plynulost pohybu (Bartůňková, 2006; Mysliveček, 2009; Trojan a kol., 2005).

Thalamus je možné považovat za jakousi přepínací stanici všech vjemů z periferie. Je důležitým integračním mozkovým centrem, které má schopnost kontroly, ale také integrace sensorických a motorických vzruchů. Thalamus se podílí na ovlivnění stoje a chůze pomocí převodu vzruchů z mozečku do mozkové kůry (Bartůňková, 2006; Mysliveček, 2009; Trojan a kol., 2005).

Mozková kůra je považována za nejvyšší řídicí, integrační a asociační centrum. Kortikální část mozku je nadřazeným orgánem v procesu řízení volní ideokinetické motoriky. Nachází se zde východiště pyramidové dráhy v gyrus praecentralis (primární motorická kůra) a v tzv. premotorické kůře čelního laloku (sekundární motorická kůra). Hlavní funkcí mozkové kůry je plánování, programování cílených pohybů a řízení jemných pohybů (Bartůňková, 2006; Mysliveček, 2009; Trojan a kol., 2005).

Neurofyziologickým základem pro udržování posturální stability je kontrakce antigravitačního svalstva, ke které dochází pomocí složitých reflexních dějů. Mezi tyto základní reflexní děje patří postojový (posturální) a vzpřimovací reflex. Podstatou všech postojových reflexů je svalový tonus, který zajišťuje a udržuje γ -systémem a proprioceptivní spinální reflexy. Nepostradatelnou součástí pro vznik tohoto reflexu je

aferentace z propioceptivního a vestibulárního systému. Posturální reflex umožní organismu okamžitě zareagovat na změnu situace v daném čase. Vzpřímovací reflexy jsou zodpovědné za neustálé usměrňování těžiště a navrácení těla do vzpřímené pozice. Vzniká na základě dráždění taktilních exteroceptorů (Trojan a kol., 2005; Rokyta, 2016).

2.2.3.3 Výkonná složka posturální stability

Pro zajištění udržování vzpřímeného držení těla je aktivován pohybový systém člověka. Statickou komponentu výkonné složky tvoří kosterní a ligamentový systém, dynamická komponenta je zajišťována systémem kosterního svalstva (Suchomel, 2006). Molnářová (2009) uvádí, že posturální systém funguje jako celek. To znamená, že postavení osového orgánu může ovlivnit nastavení končetin, a naopak postavení horních a dolních končetin může mít vliv na nastavení osového orgánu. Posturální systém, který zajišťuje vzpřímenou polohu těla, zahrnuje axiální systém, oblast pánve a dolních končetin.

- *Axiální systém*

Jak už bylo výše zmíněno, Panjabi (1992) definoval tzv. centrální zónu, ve které probíhá pohyb s minimální rezistencí, nejsou zde patrné žádné odchylky ani korekční pohyby. Za minimální rozsah pohybu v oblasti páteře jsou zodpovědné krátké tonické svaly, nazývané jako intersegmentální nebo také autochtonní svaly (Comerford, Mottram, 2001). Tyto svaly jsou uloženy hluboko v blízkosti daného kloubu axiálního segmentu a jejich funkcí je nastavení tohoto segmentu v rámci anticipační fáze pohybu. Spolu s intersegmentálními svaly se na udržení pohybu v tzv. neutrální zóně podílí také dýchací svaly, hlavně pak bránice (Véle, 2006). Intersegmentální svaly a bránice zajišťují vnitřní stabilizaci, na kterou nasedá vnější stabilizace, kterou řídí delší a silnější polysegmentální svaly. Hlavní funkcí těchto svalů je propojení jednotlivých sektorů páteře, připojení končetin přes jejich pletence k osovému orgánu a svou výraznější aktivitou zabránit destabilizaci polohy a zajistit návrat těžiště do středu opěrné báze. Pokud je aktivita krátkých intersegmentálních svalů nahrazena činností polysegmentálních svalů, zapojují se dlouhé svaly ve větší míře a v situacích, ve kterých nemají svou primární funkci. V případě, kdy je daný kloub držen v jedné pozici pomocí výraznější synergistické aktivace polysegmentálních svalů, může dojít ke změně svalové tonu a narušení schopnosti synergistické relaxace (Véle, 2006). Další možnosti

vzniku funkční patologie svalového tonu axiálního systému je nadměrná reciproční inhibice. V této situaci dochází k výraznější aktivaci jednoho svalu a jeho antagonista se dostává do inhibice. Tato varianta funkční patologie se v posturální reakci projeví jako selhání svalové síly (Day et al., 1984).

- *Oblast pánve*

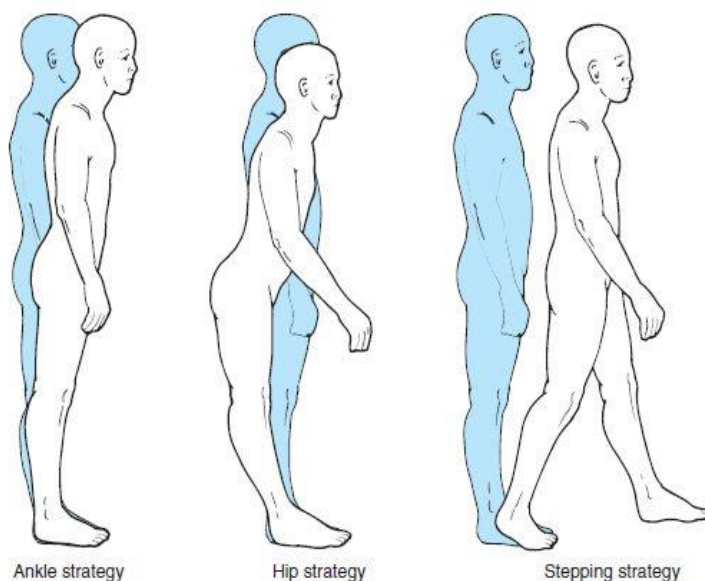
Pánev jako konečný segment osového systému spojuje páteř s dolními končetinami. Zajišťuje pevnou a stabilní bázi pro flexibilní páteře a současně je po funkční stránce považována za převodník zátěže mezi osovým orgánem a dolními končetinami. Postavení páteře, její sklon či možné sešikmení ovlivňuje nastavení páteře a jejího zakřivení (Véle, 2006).

- *Oblast dolních končetin*

Dolní končetiny se kromě lokomočních pohybů podílí na posturální aktivitě či poskytování opory pro pohybovou soustavu při přijímání nebo udílení kinetické energie. Funkcí dolních končetin v rámci posturální stability spočívá v zajištění nutného pevného kontaktu s podložkou, udržování a korigování vzpřímeného držení těla (Hatton et al., 2009; Véle, 2006).

2.2.3.4 Strategie k udržení posturální stability

Zajištění posturální stability je dle Vařeky (2002b) možné rozdělit na strategii statickou a dynamickou. Statickou strategii představují např. rovnovážné reakce (balanční mechanismy), jejichž cílem je udržet posturální stabilitu v rámci nezměněné plochy kontaktu (Area of Contact). V rámci udržení rovnovážné pozice je využíván „hlezenní“ nebo „kyčelní“ mechanismus. „Hlezenní“ strategie je jeden z prvních mechanismů kontrolující vychýlení těla a uplatňuje se u rovnovážných reakcí v předozadním směru. „Kyčelní“ strategie je využívána při větším vychýlení těla nebo pokud není možné zajistit rovnovážnou pozici „hlezenním mechanismem“. Uplatnění nachází v latero-laterálním směru (Shumway-Cook, Woollacott, 2001). Dynamickou strategii volí řídicí systém v případě, kdy se blíží hranice schopnosti posturálního systému udržet COP a COG v opěrné bázi. V návaznosti na zvolení dynamické strategie dojde k částečnému přemístění AC, např. úkrokem, chycením pevné opory. (Véle, 2006; Vařeka, 2002b).



Obrázek č. 3: Strategie k udržení posturální stability (Dostupné z: <http://symmetryptmiami.com/strategies-maintain-balance/>)

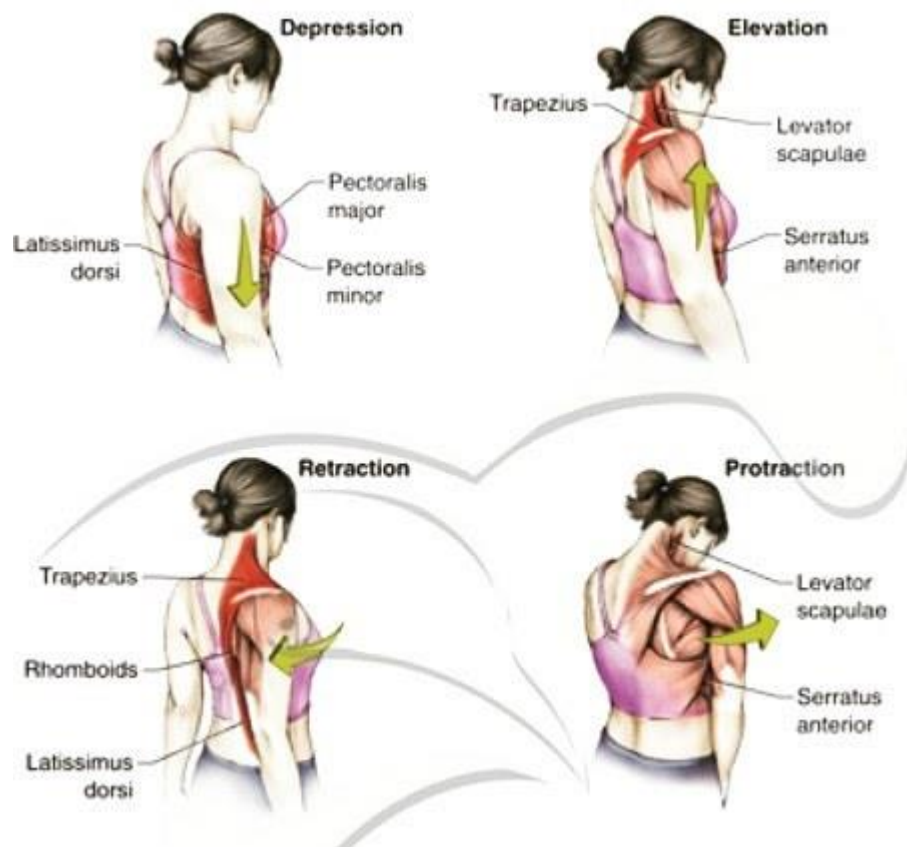
2.2.3.5 Stabilizace ramenního pletence

Horní končetiny jsou pro člověka hlavním uchopovacím a manipulačním orgánem sloužící k sebeobsluze, ale i komunikaci (Véle, 2006). Funkční stabilizace ramenního pletence je stěžejním prvkem při pohybu horní končetiny a změně jejího těžiště. Pro spolehlivou činnost horních končetin je vyžadována posturální spolupráce osového orgánu pro zajištění stabilizace těla při manipulaci. Každému volnému pohybu horních končetin předchází v rámci anticipace aktivita trupového svalstva (Rašev, Haider, 2010).

Je známo, že m. trapezius, m. rhomboideus major et minor, m. levator scapulae, m. serratus anterior, m. pectoralis minor a m. subclavius ovlivňují postavení lopatky a tím i glenoidální jamky. Mají tedy zásadní význam pro klidové nastavení polohy segmentů v ramenním kloubu. M. trapezius jako celek přitlačuje obě lopatky ke hrudníku pro zpevnění ramenního pletence při nesení břemene, mm. rhomboidei přitahují lopatku k páteři a stáčí dolní úhel lopatky směrem mediálně. Naopak m. serratus anterior stáčí lopatku dolním úhlem laterálně, fixuje lopatku a umožňuje vzpažení. Funkcí m. levator scapulae je elevace horního úhlu lopatky a zpevnění ramenního pletence. M. pectoralis minor a m. subclavius se podílí na depresi ramenního pletence a lopatky. Další významnou skupinou svalů, která se podílí na ochraně a zpevnění ramenního kloubu, nastavení polohy hlavice v glenoidální jamce, participuje

na tzv. centraci kloubu a podílí se na udržování vzpřímené pozici těla, je tzv. rotátorová manžeta, do které spadá m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis a m. teres minor. Tyto svaly lze zařadit mezi krátké periartikulární svaly, které nastavují pozici hlavice humeru v ramenním kloubu. Vedle těchto svalů ovlivňují pohyb v ramenním kloubu dále m. deltoideus, m. teres major, m. pectoralis major, m. latissimus dorsi, m. subscapularis a m. coracobrachialis (Véle, 2006).

Mendez-Rebolledo et al. (2016) považuje za prvotní impulz volního pohybu horní končetiny aktivaci m. serratus anterior, která je následována přední částí m. deltoideus a aktivací horní, střední a posléze i dolní části m. trapezius. Je však nutné zdůraznit, že zapojení jednotlivých svalů do volního pohybu horní končetiny se odvíjí od charakteru prováděného pohybu.



Obrázek č. 4: Svaly v oblasti ramenního kloubu (Dostupné z: <https://www.studyblue.com/notes/note/n/joint-movements/deck/13585484>)

2.3 Propriomed

2.3.1 Vibrace

Termínem vibrace označujeme mechanické kmitání jednotlivých bodů pružného tělesa nebo prostředí. (Karas, Otáhal, 1991). Toto kmitání se vyznačuje určitými parametry, zejména frekvencí (kmitočtem), amplitudou (rozkmitem) a zrychlením (Paráková a kol., 2008). Lidský organismus je neustále vystavován vibračním pohybům z prostředí (např. jízda v dopravním prostředku, manipulace s vibrujícím předmětem nebo vibracím způsobeným silným akustickým polem). Odezva lidského těla na účinek vibrací je závislá na mnoha faktorech - frekvenci, době, směru a intenzitě působení vibrací. Reakce organismu na vibrační zatížení může být ovlivněna postavením jednotlivých segmentů těla, celkovým fyzickým i psychickým stavem, excitabilitou centrálního nervového systému a výchozí délkou svalu (Paráková a kol., 2008). Wirth et al. (2011) uvádí, že účinek vibrace je ovlivněn také vzdáleností vibrační plošiny od cíleného svalu. Udává, že čím je sval blíže zdroji vibrace, tím je aktivita svalu vyšší. Lze tedy říci, že vnímání vibrací organismem je komplexní vjem, který je zprostředkován hierchií receptorů a dalších struktur nervového systému (Pavlů, Strachotová, 2011).

Rozdílné využití vibrací je dáno způsobem jejich aplikace. Hovoříme pak o dělení vibrací na lokální, celotělové a vibrace aplikované v jednom místě, které ve svém důsledku ovlivní celý organismus (Paráková a kol., 2008). V případě definice lokálního stimulu se názory autorů velice liší. Lokální vibrační stimul je možné aplikovat na svalové břicho nebo šlachy, která je dobře palpovatelná. Pujari et al. (2009) pak za lokální aplikaci považuje i vibraci jedné nebo více končetin či částí těla, kdy je výsledný efekt pouze v daném segmentu. V praxi je možné lokální vibrace uplatnit jako facilitační techniku (cestou tonického vibračního reflexu) nebo inhibiční techniku (Paráková a kol., 2008). Celotělová vibrace se v dnešní době uplatňuje jako metoda neuromuskulárního tréninku. Vibrační plošiny, které vystavují celé tělo kmitání, nachází využití jak v rehabilitaci, tak ve sportovním odvětví (Pavlů, Strachotová, 2011).

2.3.1.1 Neurofyziologické účinky vibrací

Výše zmíněné rozdělení vibrací na lokální a celotělové je pouze metodické. Neurofyziologické účinky lokální vibrace nepůsobí pouze v místě aplikace. Lokální vibrace svalu zahrnuje reakci celého těla vzhledem k orientaci těla v prostoru. Příkladem může být vychýlení jedince z rovnovážné polohy, které je dáno aferentní informací ze svalů nohy ve stoji vyvolané vibrací. Změna polohy není dána pouze místní změnou ve vibrovaném svalu, ale také snahou supraspinálních mechanismů o vyrovnaní polohy těla v gravitačním poli a zabránění pádu na zem (Courtine et al., 2007). Lze tedy říci, že informace z aferentních vláken jsou interpretovány jako protažení daného svalu, které může vyvolat iluzi pohybu nebo kompenzační mechanismus zachování postury. Držení těla ve vertikální pozici je řízeno CNS v závislosti na vstupních informacích přicházejících také z vestibulárního aparátu, zrakového receptoru či proprioceptorů (Bove et al., 2003).

Je obecně známo, že vibrace aplikované na kosterní sval vyvolají tonický vibrační reflex. Podstatou tonického vibračního reflexu je působení vibrací na anulospirální zakončení svalového vřeténka, které reaguje na změnu jeho délky (Courtine et al., 2007). Informace o rychlých a dynamických změnách délky svalů jsou vedeny do CNS pomocí silně myelinizovaných aferentních vláken typu Ia. V CNS je tato informace vyhodnocena jako nárůst délky svalů v daném segmentu a má za následek dočasné snížení klidového potenciálu v aferentních vláknech, kde vzniká receptorový depolarizační potenciál. Aby došlo ke vzniku akčního potenciálu, je nutná časová sumace jednotlivých potenciálů s dosažením prahové hranice 20 mV. Akční potenciál postupuje neuritem k motorickým ploténkám jednotlivých svalových vláken až k jejich kontraktilem fibrilám a prostřednictvím aktinomyozinového komplexu dojde ke kontrakci svalu (Paráková a kol., 2008; Pavlů, Strachotová, 2011). Percepci vibrací neumožňují pouze svalová vřeténka, ale také ostatní receptory jako jsou Paciniho tělíska, Golgiho tělíska, kožní receptory či volná nervová zakončení, která dávají tělu zpětnou vazbu a umožňují tak stabilizaci a korekci pohybu (Paráková a kol., 2008; Pavlů, Strachotová, 2011).

2.3.1.2 Vliv délky aplikace a frekvence vibrace

Rozdílná doba trvání změny proprioceptivní informace z dolních končetin vyvolá rozdílnou posturální odpověď. Lokální vibrace (frekvence 85 Hz, amplituda

0,85 mm) trvající pouze několik sekund je dostatečná pro změnu držení těla ve vertikále, ale nezanechá žádný následný efekt (Barbieri et al., 2008). Při oboustranné vibraci na m. soleus (frekvence 60 Hz, amplituda 1 mm) se velikost náklonu těla zvětšuje s rostoucí délkou aplikace vibrací. Rychlost, s jakou se tělo naklání vpřed, se při vyšší frekvenci zvětšuje, ale na rozdíl od velikosti náklonu není rychlost na délce aplikace vibrací závislá (Desmedt, Godaux, 1978).

Vibrace vyšších frekvencí se používají u celotělových vibrací. K aplikaci se využívají vibrační plošiny, které vystavují organismus repetitivní oscilaci o určité frekvenci v rozmezí 15–60 Hz a amplitudě 1-10 mm. Mezi nejčastěji deklarované účinky celotělové vibrace patří posílení svalstva, zvýšení flexibility, zlepšení hybnosti, redukce váhy a formování postavy, zlepšení funkce krevního oběhu či zlepšení pevnosti kostí. Avšak je třeba říci, že některé účinky nejsou náležitě podloženy studii (Pavlů, Strachotová, 2011).

V současnosti je k dispozici celá řada studií, které se snažily najít ideální parametry pro dosažení největšího nárůstu svalové síly statické i dynamické. Názory týkající se frekvence, amplitudy či doby trvání vibrace se však různí (Pavlů, Strachotová, 2011). Studie Cardinale a Lim (2003) srovnávala účinky vibrací o 20 Hz a 40 Hz na výskok. Výzkum prokázal, že při vibraci o 20 Hz došlo u probandů ke zlepšení výskoku ze dřepu, naopak při frekvenci 40 Hz došlo ke zhoršení.

Russo et al. (2003) prokázal pozitivní vliv celotělové vibrace o frekvenci 28 Hz na svalovou sílu dolních končetin u žen po menopauze.

Pozitivní ovlivnění svalové síly horní končetiny u dětí s myopatií bylo zjištěno ve studii Reyes et al. (2011) při vibračním cvičení o frekvenci 60 Hz. U probandů došlo ke zvětšení statické svalové síly horních končetin, celkovému zlepšení motorických funkcí, ale také ke zvýšení hodnot kostní denzity.

Kombinace stoje na vibrační plošině a úchopem vibrující tyče připojené k plošině pozitivně ovlivňuje svalovou sílu m. biceps brachii. Vibrace z tyče o frekvenci 30 a 46 Hz umožní přenos i do horní poloviny těla. S těmito závěry přišel ve své studii Marín et al. (2012).

Studie účinků vibrací pomocí vibrující tyče o frekvenci 18, 21 a 42 Hz vedla ke zjištění, že největší pozitivní efekt na aktivitu m. triceps brachii ve funkci agonisty, má při vibraci o frekvenci 42 Hz. Efekt na m. biceps brachii a m. triceps brachii

ve funkci agonisty se zvyšoval přímo úměrně ke zvyšující se frekvenci (Jiménez et al., 2015)

2.3.1.3 Vibrace nízkých frekvencí

V rehabilitační praxi, ale i u sportovců našlo v současné době uplatnění mnoho forem kmitajících pomůcek, které můžou napomoci k rychlé rekonvalescenci, zlepšení svalové koordinace, síly, vytrvalosti či stability. Mezi oscilační pomůcky s nízkou frekvencí lze zahrnout Bodyblade, Propriomed nebo Flexi-bar (Moreside et al., 2007; Honová, 2012). Bodyblade je flexibilní plát různých velikostí kmitající frekvencí 4,5 Hz (Moreside et al., 2007). Flexi-bar se od Bodyblade liší svým tvarem (tyč) a nepatrně vyšší frekvencí (4,6 Hz). Byl vyvinut jako levnější alternativa Propriomedu pro širší využití zejména ve fitness centrech. Zásadní rozdíl mezi Propriomedem a Flexi-barem je možnost regulace obtížnosti cvičení pomocí nastavení frekvenčních modulátorů, které jsou součástí Propriomedu (Honová, 2012). Podstatou cvičení s těmito oscilujícími pomůckami je rozkmitání a udržení výchozí korigované amplitudy. Vibrační stimuly vzniklé rozkmitáním pomůcky vedou ke koaktivaci svalů za účelem zvýšení jejich síly a stabilizace daného segmentu. Kmitavé stimuly vedou také k vychylování nastavené postury. Aby došlo k zabránění destabilizace postury, aktivují se jednotlivé vrstvy břišních svalů, bránice, svaly pánevního dna, hluboké extenzory páteře (mm. multifidi) a další svaly trupu (Honová, 2012).

Výzkumy prováděné s jednotlivými typy oscilačních pomůcek mají za cíl nejen dokázat účinky vibrací na organismus, ale také srovnávat účinnost jednotlivých typů pomůcek mezi sebou. Studie, kterou vedl Mileva et al. (2010), hodnotila účinnost cvičení s Flexi-barem a méně známým Sham-barem. Vyšších hodnot naměřených na EMG testovaných svalových skupin pak dosáhli probandi při cvičení s Flexi-barem.

Ve srovnávací studii prováděné s Flexi-barem a Bodyblade se prokázal větší efekt na aktivaci svalů v oblasti trupu a ramenního pletence s využitím Bodyblade. Optimální frekvence pro zvýšení svalové koordinace stabilizačních svalů lopatky (m. serratus anterior, dolní část m. trapezius) se prokázala hodnota 3,5 Hz. V případě aktivace svalů paže bylo dosaženo téměř totožných výsledků při použití obou pomůcek (Lee, 2013).

Anders et al. (2006) se zabýval vlivem jednotlivých frekvencí (3; 3,5; 4,5 Hz) a oscilačních rovin na aktivitu břišních a zádočných svalů v oblasti bederní páteře.

Při pohybu Propriomedu v horizontální rovině docházelo k vyšší aktivaci mm. erectores spinae, které jsou zodpovědné za globální stabilizaci. Naopak při kmitání ve vertikální rovině se výrazněji aktivovaly mm. multifidi, lokální stabilizační svaly. Aktivace m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis se zvyšovala přímou úměrou v závislosti na frekvenci vibrace.

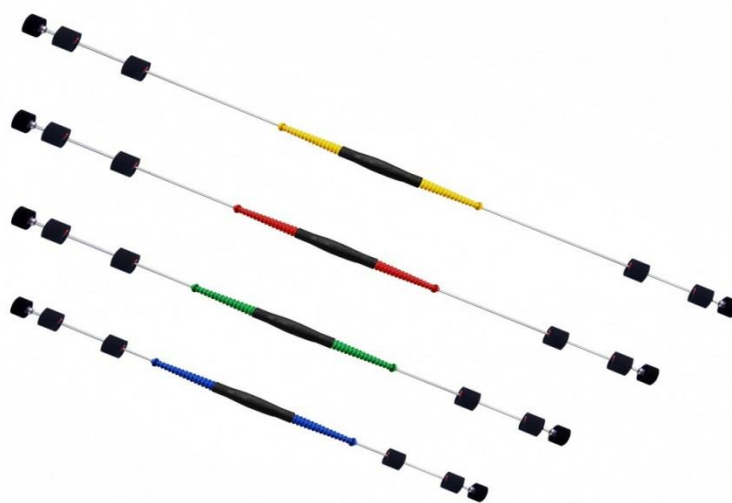
Pozitivní vliv kmitacích pomůcek byl zaznamenán i v rehabilitační péči u pacientů po operaci svalů rotátorové manžety. Zde byl zkoumán vliv cvičení s Flexi-barem na svalovou aktivaci jednotlivých svalů rotátorové manžety a bolestivost ramenního pletence. Jednalo se o komparační studii, kde byly měřeny hodnoty u pobandů při cvičení s Flexi-barem a u probandů, kteří kromě intervence s Flexi-barem podstoupili cvičení v závěsném systému. U obou skupin došlo k výraznému zlepšení svalové aktivity a snížení bolestivosti. Lepších hodnot však dosáhli probandi, u kterých byla kromě cvičení s Flexi-barem zahrnuta také fyzioterapeutická intervence se závěsným systémem (Kim et al., 2016).

2.3.2 Propriomed

Propriomed je neuroortopedická oscilační pomůcka ve formě ocelového prutu, která byla vytvořena v rámci konceptu posturální terapie při spolupráci firmy Haider Bioswing s MUDr. Eugenem Raševem (Putz, Herbsleb, 2005). Stěžejním předpokladem pro zajištění stabilního držení těla proti gravitaci, které je současně energeticky ekonomické, je synergická aktivace svalů. Cvičení s Propriomedem podporuje synergické působení hlubokých intersegmentálních svalů ve smyslu optimalizace vzájemné spolupráce agonisty antagonisty a přispívá k pozitivnímu ovlivnění svalové koordinace (Anders et al., 2008). Tento oscilační prut prostřednictvím svých kmitavých pohybů zlepšuje svalovou sílu a vytrvalost zádočných i břišních svalů a tím podporuje segmentální stabilizaci trupu (Rašev, 2005). Napomáhá odstranit funkčně způsobené posturální poruchy, kdy přednastavení svalového tonu a stabilizace postury není ideální ani při minimálním zatížení. Své uplatnění nachází Propriomed i v rehabilitační praxi, kde je využíván u pacientů s patologiemi ramenního kloubu (nestabilita ramenního kloubu, subakromiální bolesti, chronické luxace, stav po endoprotéze ramenního kloubu), ale také postižení krční či bederní páteře (postradikulární syndrom, whiplash syndrom). Lze jej využít pro terapii u pacientů s morbus Bechtěrev, morbus

Sheuermann nebo funkční nestabilitou páteře. Ve sportovní praxi je pak Propriomed hojně využíván pro posílení dolních fixátorů lopatek, trénink koordinace stabilizačních svalů páteře a svalů nosných kloubů. Uplatnění této oscilační pomůcky je široké, jsou však známy případy, kdy je intervence s Propriomedem kontraindikována (akutní záněty, výpotky, ankylózy v kloubu či bolest vznikající při cvičení) (Spáčilová a kol., 2005). Dále není vhodné cvičení při synkinéze pohybu horních končetin, hrudníku nebo pánevního pletence, neschopnosti dlouhodobě udržet oscilaci Propriomedu či vzniku svalových křečí (Putá, Herbsleb, 2005).

Propriomed je vyráběn v pěti různých velikostech (190, 170, 150, 130 a 100 cm) pro ideální přizpůsobení schopnostem a potřebám pacienta. Základem Propriomedu je ocelový prut, který má ve svém středu úchopové madlo a na obou koncích ochranné póly. Mezi madlem a pólem se nachází frekvenční regulátory, jejichž posunem lze nastavit frekvenci pohybu. Jednotlivé typy Propriomedu mají určité rozpětí frekvence odvíjející se podle jeho délky, dále také svou optimální a maximální hodnotu amplitudy. Amplitudu je možné regulovat použitím různě velké síly (Putá, Herbsleb, 2005). Nejčastěji využívané jsou Propriomedy s délkou 170 cm a frekvencí 3-4,5 Hz. Obecně platí, že čím je tyč kratší, tím je cvičení náročnější. Proto se Propriomed s délkou 150 cm uplatňuje především ve sportovním tréninku. Výjimkou je 100 cm dlouhý Propriomed se sníženou hmotností, který je určený pro děti a pacienty v rané fázi po operaci ramenního nebo akromioklavikulárního kloubu (Spáčilová a kol., 2005; Putá, Herbsleb, 2005).



Obrázek č. 5: Typy Propriomedů (Putá, Herbsleb, 2005)

2.3.2.1 Zásady cvičení

Základním předpokladem pro úspěšnost cvičení je volba vhodného typu Propriomedu a nastavení ideální frekvence pohybu. Frekvence by měla být tak velká, aby došlo ke stabilizaci výchozí pozice. Pacient by měl také udržovat stálou amplitudu po celou dobu cvičení v rozmezí 10 % od její optimální hodnoty. Cvičení začínáme vždy od nejnižší zátěže, kterou je pacient schopný tolerovat, a postupně ji navyšovat. Tím se zvyšuje kvalita posturálních reakcí ramenního pletence (segmentální stabilizace). Při vhodně zvolené úrovni cvičení s Propriomedem by nemělo docházet k odchýlkám v oblasti hlavy, ramen a pánve o více než 1 cm. Přítomnost výraznějších odchylek poukazuje na stabilizační problém a je třeba snížit úroveň zatížení (Rašev, Haider, 2010).

Před zahájením cvičení s Propriomedem je důležité provedení celkového zahřátí těla. Poté následuje intervalový cvičební cyklus, který zahrnuje cvičební jednotku a dobu relaxace. Za cvičební jednotku považujeme dobu pohybu s Propriomedem, která by měla být v rozmezí 5-15 sekund. Po ukončení cvičební jednotky následuje doba relaxace, jež by měla trvat cca 3 sekundy. Cvičební cyklus by měl být prováděn v pěti až deseti opakováních (Spáčilová a kol., 2005; Puta, Herbsleb, 2005).

2.3.2.2 Výchozí postavení pro cvičení

Výchozí postavení všech segmentů těla by mělo být zachováno po celou dobu cvičení. Chodidla by měla být postavena na šíři ramen (vzdálenost mezi nimi by neměla překračovat 13 cm), vytočena do mírné zevní rotace (10°). Váha těla spočívá z 60 % na patě, svaly tvořící klenby nožní by měly být aktivní. Kolenní a kyčelní klouby jsou lehce flektovány (10°). Pánev je v rámci sagitální roviny v neutrálním postavení a vytváří fyziologickou bázi pro bederní a hrudní páteř, která si zachovává své fyziologické zakřivení. Břišní stěna je relaxovaná. Ramenní pletence jsou aktivně stabilizovány, dolní úhly ani mediální hrany lopatek neodstávají od hrudního koše. Occiput, ramenní pletenec a hýždě jsou položeny ve svislé přímce. Krční páteř je napřímená, v anterioposteriorním směru zaujímá neutrální polohu, pohled očí je před sebe (Puta, Herbsleb, 2005).

2.3.2.3 Pohyb s Propriomedem

Cvičení s Propriomedem může probíhat ve dvou oscilačních rovinách. První rovina prochází dlouhou osou předloktí a Propriomedem samotným. Prut přitom kmitá ve směru nahoru a dolů nebo doprava a doleva. Druhá oscilační rovina je kolmá na první oscilační rovinu, probíhá v prodloužení předloktí a oscilační pohyb je prováděn směrem dopředu a dozadu (Anders et al., 2008).

Zahajovací impuls je přenášen z těla na Propriomed pomocí rytmického pohybu rukou v daném směru. Po zahájení oscilace by nemělo docházet k žádným dalším pohybům až na malé impulzy, které udržují kmitání prutu. Pacient by měl dodržovat stálou amplitudu a za žádných podmínek by neměla být překročena doporučená maximální amplituda. Nemělo by docházet k výrazným výchylkám v oblasti hlavy, hrudníku, ramenního a pánevního pletence. Pacient by měl dodržovat výše zmíněné doby pro cvičení a relaxaci (Rašev, Haider, 2010; Puta, Herbsleb, 2005).

3 CÍLE, ÚKOLY, HYPOTÉZY

3.1 Cíl práce

Cílem diplomové práce je na základě odborných literárních zdrojů shromáždit informace týkající se posturální stabilizace a kompenzačního cvičení s Propriomedem u tenistů. Výzkumný experiment má za cíl stanovit, zda dojde ke změně úspěšnosti úderů po cvičení s neuro-ortopedickou pomůckou Propriomed u hráčů tenisu ve věku 11-13 let. Tímto experimentem je možné poukázat na vliv kompenzačního cvičení Propriomedem na posturální stabilizaci a stabilizaci ramenního pletence u hráčů tenisu této věkové kategorie. Současně je cílem zjistit, zda dojde po dlouhodobém cvičení s Propriomedem k nárůstu úspěšnosti jednotlivých úderů. Další sledovanou proměnnou bude rozdíl nárůstu úspěšnosti úderů mezi skupinou probandů cvičící s Propriomedem a skupinou bez fyzioterapeutické intervence. Sledovaná bude dále souvislost mezi rychlostí švihové fáze úderu a úspěšností jednotlivých úderů

3.2 Úkoly práce

1. Provést literární rešerši odborné literatury zabývající se tenisovou problematikou, kompenzačním cvičením tenistů a posturální stabilitou
2. Stanovit si metodický postup
3. Vytvořit dvě skupiny probandů vhodných pro měření
4. Zajistit vybavení nutné pro průběh měření
5. Provést měření
6. Analyzovat data
7. Zpracovat, vyhodnotit a interpretovat data

3.3 Hypotézy

H₀: Předpokládám, že nebude zjištěn rozdíl v rámci naměřených hodnot úspěšnosti úderů u probandů po cvičení s Propriomedem.

H1: Předpokládám, že bude zjištěn rozdíl v rámci naměřených hodnot úspěšnosti úderů u probandů po cvičení s Propriomedem.

H2: Předpokládám, že u probandů po jednorázovém cvičení s Propriomedem dojde ke zvýšení naměřených hodnot úspěšnosti úderů.

H3: Předpokládám, že u probandů dojde ke zvýšení naměřených hodnot úspěšnosti úderů po dlouhodobé intervenci cvičením s Propriomedem.

4 METODIKA PRÁCE

4.1 Metodický postup u teoretické části práce

Teoretická část diplomové práce byla vytvořena formou literární rešerše na základě informací dostupných z českých i zahraničních literárních zdrojů týkající se problematiky posturální stability, její možné ovlivnění pomocí vibrací a využití cvičení s Propriomedem ve sportovním odvětví. V rámci teoretické části jsou rozpracována jednotlivá témata, která jsou následně rozdělena do jednotlivých kapitol a subkapitol. Jako informační zdroje pro sestavení teoretické části byly využity odborné bibliografie, referátové časopisy, sborníky, diplomové a disertační práce.

4.2 Charakteristika výzkumného souboru

Pro účely diplomové práce bylo vybráno 18 probandů ve věku 11-13 let, avšak jeden proband během měření odstoupil z důvodu zlomeniny klíční kosti. Výběr výzkumné skupiny byl proveden metodou záměrného výběru na základě vyplněného dotazníku. Jednalo se o hráče a hráčky tenisového klubu TCD Donovalská, kteří se aktivně věnují tenisu víc než 5 let. Průměrný věk probandů byl 12 let a 8 měsíců, průměrná výška 155 cm a průměrná váha 42 kg. U všech hráčů se vyskytovala dominance pravé horní končetiny.

Pro zařazení do výzkumné skupiny museli probandi splňovat tato kritéria:

- Věk hráče v rozmezí od 11 do 13 let
- Aktivní účastník tréninků víc než 5 let
- Absolvovat 2-3 tréninky týdně
- Stejná výkonnostní ligová úroveň
- Vyloučení zranění, zdravotních problémů, akutních bolestivých stavů

Měření probíhalo vždy ve středu v 16:00 na kondiční přípravě skupiny hráčů za asistence dvou trenérů. V den měření nesměli probandi jevit jakékoliv známky únavy, bolesti, zranění či stresu. Vždy bylo zjišťováno, zda daný den dostatečně spali a správně se stravovali. Pokud se vyskytl jakýkoliv z výše uvedených nežádoucích vlivů, bylo měření u daného probanda přesunuto na jiný termín.

Před zahájením testování museli zákonní zástupci všech probandů podepsat informovaný souhlas, kde byli seznámeni s účelem, průběhem výzkumu a způsobem interpretace výsledků.

4.3 Technické vybavení pro výzkum

Pro realizaci projektu bylo využito 6 Propriomedů o délce 170 cm, s rozsahem frekvence 3,3–4,8 Hz a maximální amplitudou 60 cm. Tyto Propriomedy byly zapůjčeny od MUDr. Eugena Raševa. Pro vyhrazení testovacího území byl vytvořen kruh o průměru 2 m. Tento kruh byl vyznačen na každé straně kurtu tak, aby byl vzdálen 1 m od základní čáry hřiště a boční čáry hřiště určené pro dvouhru. Přesné nahrávání míče bylo zajištěno pomocí nahrávacího stroje Tutor Jr. Dále byl využit radar Swing Speed Radar pro měření rychlosti švihu jednotlivých úderů. Pro přesné stanovení doby cvičení a odpočinku během intervence s Propriomedem byly využity stopky.

4.4 Postup měření

Jako metoda získávání dat byl zvolen experiment, který byl proveden na souboru 18 probandů. Tito probandi byli rozděleni náhodným výběrem do dvou skupin – intervenční a kontrolní v poměru 2:1. Výzkumná skupina tedy čítala 12 probandů a kontrolní skupina 6 probandů. Avšak během měření došlo ke zranění jednoho hráče z kontrolní skupiny, proto byla pro analýzu výsledků využita data pouze 5 hráčů. Rozdíl mezi intervenční a kontrolní skupinou spočíval ve využití fyzioterapeutické intervence s Propriomedem, která byla aplikována u výzkumné skupiny. Kontrolní soubor probandů absolvoval pouze standartní kondiční trénink bez využití Propriomedu a jednotlivá měření.

Před začátkem testování bylo provedeno „zaškolení“ a vysvětlení celého průběhu měření. Všem hráčům byla názorně předvedena manipulace s cvičební pomůckou Propriomed a předvedení jednotlivých cviků.

Testování probíhalo v tenisové hale s umělým povrchem v období od 6. září 2017 do 11. října 2017. Prostředí haly bylo vybráno pro eliminaci možných negativních klimatických podmínek (např. vítr) a eliminaci hluku z okolí.

Cílem měření bylo zjistit počet správně umístěných úderů do vyznačeného hřiště před cvičením s Propriomedem a po cvičení s Propriomedem (u kontrolní skupiny bylo cvičení s Propriomedem nahrazeno jiným kondičním cvičením). Hráči měli za cíl pomocí svého forhendového a bekhendového úderu trefovat prostor kruhu co možná nejrychlejším úderem. Každý hráč odehrál 10 forhendů a 10 bekhendů křížem, vždy střídavě. Tato podmínka byla zvolena pro eliminaci vlivu učení pohybu. Míče byly nahrávány vždy s odstupem 10 s, aby měl hráč dostatek času pro přípravu úderu a postavení na vyznačené místo. Nahrávací stoj byl nastaven tak, aby míče měly stejnou rychlost, dopadaly vždy na stejné místo, pod stejným úhlem a odskakovaly zhruba do stejné výšky. To proto, aby byl minimalizován pohyb a činnost dolních končetin hráče. U každého úderu bylo zaznamenáno, zda byl umístěn do vyznačeného kruhu či mimo vyznačené území. Současně byla zaznamenána rychlost švihové fáze jednotlivých úderů.

4.4.1 Průběh měření

Před začátkem měření bylo provedeno klasické tenisové rozcvičení, jehož součástí bylo rozběhání v mírném tempu, dynamický a statický strečink. Následovalo první měření úspěšnosti úderů. Po ukončení prvního měření následovala vždy pauza 2 minuty, po které se hráči intervenční skupiny věnovali cvičení s Propriomedem, zatímco hráči kontrolní skupiny se pod vedením trenéra věnovali kondiční přípravě.

Cvičení s Propriomedem probíhalo zhruba 15 min. Na začátku každého cviku byla předvedena výchozí pozice a technika provedení. Jednotlivé cviky byly v průběhu korigovány. Probandi měli dodržovat správný úchop Propriomedu, výchozí nastavení jednotlivých segmentů těla s důrazem na postavení lopatky a ramenního pletence dominantní horní končetiny, dodržování amplitudy, časového intervalu provádění cviku (5-15 s) i nutné doby relaxace mezi opakováním cviku (5-10 s). Pro intervenci bylo vybráno 5 cviků. Jednotlivé cviky byly vybrány s cílem dekyfotizace hrudní páteře, napřímení postavení trupu, zajištění stabilní opory trupu, posílení zevních rotátorů paže a optimalizace aktivity dolních fixátorů lopatky.

1. cvik: Hráč drží Propriomed obouručně před tělem v horizontální rovině, z výchozího postavení rozpohybuje tyč v předo-zadním směru a postupně zvedá paže až nad hlavu.

2. cvik: Hráč drží Propriomed dominantní rukou před tělem ve vertikální rovině, paže je u těla, loket je flektován (90°). Hráč rozpohybuje tyč v předo-zadním směru a pohybuje paží do zevní rotace.

3. cvik: Hráč drží Propriomed dominantní rukou před tělem ve vertikální rovině, paže je u těla, loket je flektován (90°). Hráč rozpohybuje tyč v předo-zadním směru a pohybuje paží do abdukce (90°) za současného přetočení Propriomedu do horizontální roviny.

4. cvik (simulace forhendu): Výchozí pozice dolních končetin, trupu a dominantní horní končetiny je shodná s postavením těla při zrychlovací fázi forhendu. Hráč drží Propriomed dominantní rukou vedle pravého boku, rozkmitá tyč v předo-zadním směru a pohybuje paží ve směru úderu.

5. cvik (simulace bekhendu): Výchozí pozice dolních končetin, trupu a dominantní horní končetiny je shodná s postavením těla při zrychlovací fázi bekhendu. Hráč drží Propriomed dominantní rukou vedle levého boku, rozkmitá tyč v předo-zadním směru a pohybuje paží ve směru úderu.

Po dokončení cvičení s Propriomedem následovala pauza 5 min, po které bylo provedeno kontrolní měření úspěšnosti a rychlosti švihové fáze všech hráčů. Naměřené hodnoty byly zaznamenávány po dobu dalších šesti týdnů.

4.6 Analýza dat

V rámci analýzy dat byly porovnávány hodnoty správně umístěných úderů mezi skupinami probandů a srovnávány hodnoty rychlosti švihové fáze úderu, které byly získány pomocí radaru Swing Speed Radar. Po získání konkrétních hodnot přesností a jejich spárování s hodnotami rychlostí, byla data vložena do programu Microsoft Excel pro další zpracování.

4.7 Vymezení výsledků výzkumu

Výsledky výzkumu jsou platné pro děti ve věku 11-13 let věnující se tenisu alespoň 5 let, které jsou na stejné výkonnostní úrovni (turnaje kategorie B a C), nemají žádné aktuální zranění, zdravotní omezení či bolestivost.

4.8 Omezení výsledků výzkumu

Výzkum je omezen nízkým počtem probandů v dané kategorii a nesouměrným počtem hráčů v intervenční a kontrolní skupině. Dalším omezením je fakt, že v několika případech nebylo možné otestovat všechny probandy vždy ve stejný den z důvodu absence či nemoci některého z probandů.

5 VÝSLEDKY

V této kapitole jsou zpracovány výsledky z naměřených hodnot experimentu. Jedná se o hodnoty úspěšně umístěných úderů do vyhrazeného pole hřiště před a po cvičení s Propriomedem u intervenční skupiny a kontrolní skupiny, která neabsolvovala tuto intervenci. Dále byly naměřeny hodnoty rychlosti švihové fáze forhendového, bekhendového úderu a stanovení vztahu mezi rychlostí švihové fáze a přesností úderu.

5.1 Hodnocení změn po intervenci s Propriomedem

Pro hodnocení změn úspěšnosti úderů před a po cvičením s Propriomedem na skupinové úrovni byla využita repeated measure ANOVA. Změny v přesnosti v průběhu času (po 6. týdnu) byly opět hodnoceny pomocí této analýzy. Při komparaci změn úspěšnosti mezi intervenční a kontrolní skupinou byl využit nezávislý t-test.

Efekt subjektů	Trénink
Mauchlyho W	.158
Sig.	.277

Tabulka č. 1: Mauchlyho test sféricity

Prvním krokem pro hodnocení změn úspěšnosti úderů z krátkodobého i dlouhodobého pohledu bylo stanovit statistickou hodnotu Mauchlyho testu sféricity (Mauchlyho W = 0.158), který udává, zda je možné použít repeated measure ANOVA analýzu pro zhodnocení výše uvedených parametrů. Statistická hodnota Mauchlyho testu sféricity je 0,277, což znamená, že variance (disperse) rozdílů mezi skupinami jsou statisticky rovnocenné a je tedy možné využít repeated measure ANOVA analýzu.

Skupina	Měření	Průměr	Standart. Error	95% Confidence Interval	
				Dolní hranice	Horní Hranice
Intervenční	1	.125	.026	.069	.181
	2	.250	.038	.169	.331
	3	.250	.031	.183	.317
	4	.250	.029	.188	.312
	5	.242	.033	.171	.312
	6	.317	.043	.224	.409
	7	.333	.044	.239	.428
Kontrolní	1	.100	.040	.014	.186
	2	.160	.059	.034	.286
	3	.220	.049	.116	.324
	4	.200	.045	.105	.295
	5	.220	.051	.111	.329
	6	.200	.067	.057	.343
	7	.220	.069	.073	.367

Tabulka č. 2: Hodnocení průměrů, standartního erroru a tzv. 95 % confidence interval pro forhendový úder

V tabulce č. 2 jsou uvedeny hodnoty jednotlivých průměrů měření, standartní error a tzv. 95 % confidence interval se stanovením dolní a horní hranice pro forhendový úder.

Skupina	(I) Měření	(J) Měření	Rozdíl průměrů (J-I)	Standart. Error	Sig.	95% Confidence Interval for Difference	
						Dolní hranice	Horní hranice
V	1	2	0.125	0.042	0.192	-0.277	0.027
		3	0.125	0.045	0.309	-0.29	0.04
		4	0.125	0.044	0.248	-0.284	0.034
		5	0.117	0.037	0.135	-0.251	0.018
		6	.192*	0.041	0.007	-0.343	-0.04
		7	.208*	0.045	0.006	-0.371	-0.046
K	1	2	0.06	0.065	1	-0.296	0.176
		3	0.12	0.07	1	-0.376	0.136
		4	0.1	0.068	1	-0.347	0.147
		5	0.12	0.057	1	-0.328	0.088
		6	0.1	0.064	1	-0.334	0.134
		7	0.12	0.069	1	-0.372	0.132

Tabulka č. 3: Hodnocení úspěšnosti forhendového úderu, stanovení signifikantního rozdílu

Rozdíl mezi prvním a následnými měřeními byl vypočítán následovně:

$$\text{Rozdíl průměrů} = J - I$$

Pozitivní hodnota rozdílu průměrů tedy znamená zlepšení úspěšnosti úderů a naopak negativní hodnota indikuje zhoršení úspěšnosti úderů.

Stanovení krátkodobého efektu je možné srovnáním hodnot prvního měření (před cvičením s Propriomedem) a druhého měření (po cvičení s Propriomedem) během prvního týdny intervence (v tabulce č. 3 hodnoty I a J2).

Pro zhodnocení statistické významnosti na skupinové úrovni ve změnách přesnosti úderů závislosti na jednotlivých intervencích byla stanovena hodnota „p“, která byla hodnocena dle následujících kritérií:

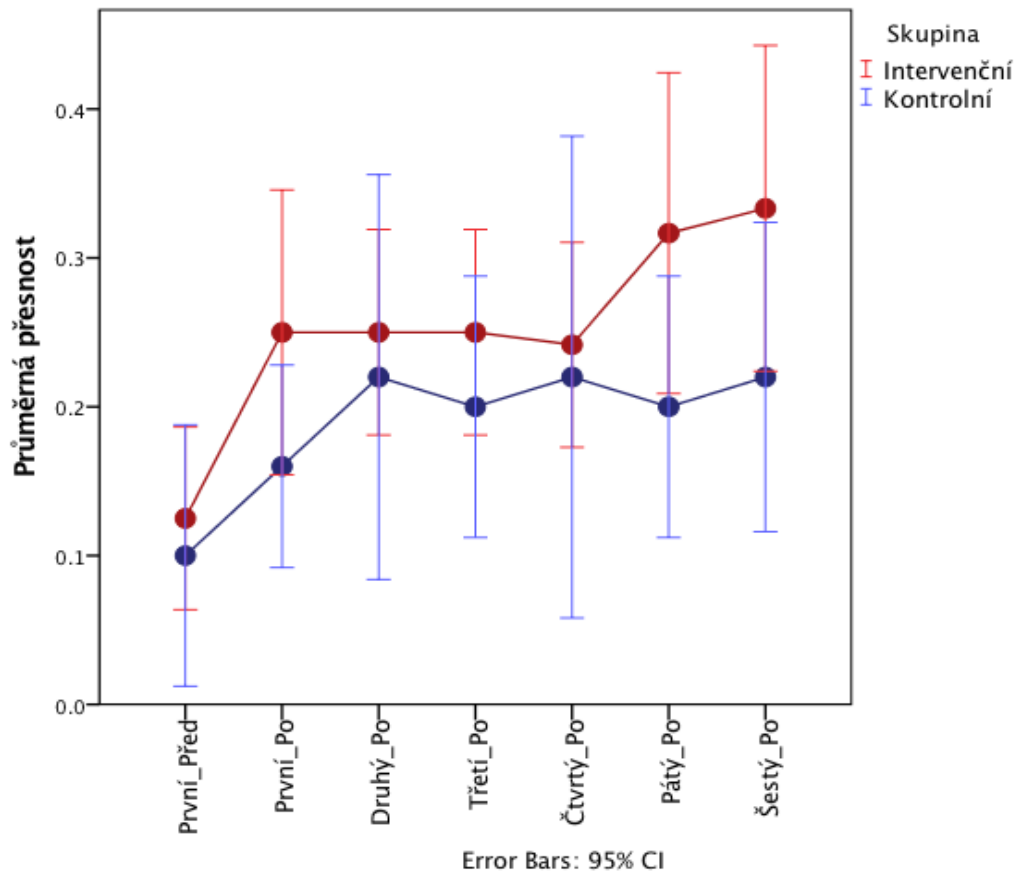
$p < 0,05$ „statisticky významný rozdíl“

$p < 0,01$ „statisticky vysoce významný rozdíl“

$p > 0,05$ „statisticky nevýznamný rozdíl“

Hodnota „p“ je v tabulce č. 3 uvedena ve sloupečku označeným „Sig“. Při hodnocení krátkodobého efektu cvičení se somatooscilační pomůckou porovnáváme hodnoty z 1. měření před cvičením s Propriomedem (hodnoty I) a hodnoty z 2. měření po intervenci (hodnoty J2). Signifikantní rozdíl těchto hodnot je 0,192, což znamená, že se jedná o statisticky nevýznamný rozdíl. Porovnáním 1. měření před cvičením s Propriomedem a každého dalšího měření po ukončení intervence dostáváme obraz dlouhodobého vývoje úspěšnosti forhendového úderu. Hodnota „p“ u výzkumné skupiny po ukončení 5. týdne má hodnotu 0,007 a po ukončení 6. týdne má hodnotu 0,006, což poukazuje na statisticky významnou rozdílnost na úspěšnost forhendového úderu u intervenční skupiny. Jelikož bylo dosaženo statisticky významného rozdílu, lze zamítnout H_0 : *Předpokládám, že nebude zjištěn rozdíl v rámci naměřených hodnot úspěšnosti úderů u probandů po cvičení s Propriomedem.* U naměřených hodnot úspěšnosti úderů u probandů před a po cvičení s Propriomedem není statisticky významný rozdíl a jakýkoliv pozorovaný rozdíl se vyskytuje díky experimentálnímu nebo vzorkovacímu (sampling) erroru. Pokud zaměříme pozornost na hodnotu rozdílu průměrů mezi 1. a 2. měřeními zjistíme, že se pohybujeme v kladných hodnotách, tzn. došlo ke zlepšení úspěšnosti forhendového úderu.

U kontrolní skupiny jsou hodnoty „p“ rovné 1 u všech hráčů, i přesto, že rozdíly průměrů mezi jednotlivými měřeními jsou odlišné. Pokud má signifikantní rozdíl hodnotu 1, je možné říci, že výsledky měření jsou totožné. Tomuto faktu odporují odlišné rozdíly průměrů. Nejedná se avšak o statistickou chybu, nýbrž o nízkou senzitivitu statistického programu způsobenou menším počtem probandů.



Graf č. 1: Vývoj průměrné přesnosti forhendů u intervenční a kontrolní skupiny

Z grafu č. 1 je zřejmé, že došlo k výraznému nárůstu průměrné přesnosti forhendu u intervenční skupiny po cvičení s Propriomedem během první intervence. Z dlouhodobého hlediska pozorujeme, že během 2. a 3. týdne došlo k stejnému zlepšení hráčů intervenční skupiny po cvičení s Propriomedem, jako tomu bylo po první intervenci. Při srovnání hodnot úspěšnosti forhendových úderů před začátkem intervence a po ukončení 6. týdne, je možné říci, že během posledního měření dosáhli probandi nejlepších výsledků úspěšně trefených forhendových úderů. Z grafu č. 1 vyplývá, že došlo ke zlepšení úspěšnosti forhendu po dlouhodobé intervenci, je možné přijmout *H3: Předpokládám, že u probandů dojde ke zvýšení naměřených hodnot úspěšnosti úderů po dlouhodobé intervenci cvičením s Propriomedem.*

U kontrolní skupiny také sledujeme nárůst průměrné přesnosti, který však není dán cvičením s Propriomedem, nýbrž pouhým opakováním měření a tréninkem jednotlivých úderů.

Skupina	Měření	Průměr	Standart. Error	95% Confidence Interval	
				Dolní hranice	Horní hranice
Výzkumná	1	.092	.027	.035	.149
	2	.233	.029	.171	.296
	3	.258	.028	.199	.317
	4	.250	.040	.166	.334
	5	.225	.027	.167	.283
	6	.283	.034	.211	.356
	7	.275	.046	.178	.372
Kontrolní	1	.100	.041	.012	.188
	2	.080	.045	-.017	.177
	3	.120	.043	.029	.211
	4	.140	.061	.009	.271
	5	.140	.042	.050	.230
	6	.160	.053	.048	.272
	7	.160	.071	.009	.311

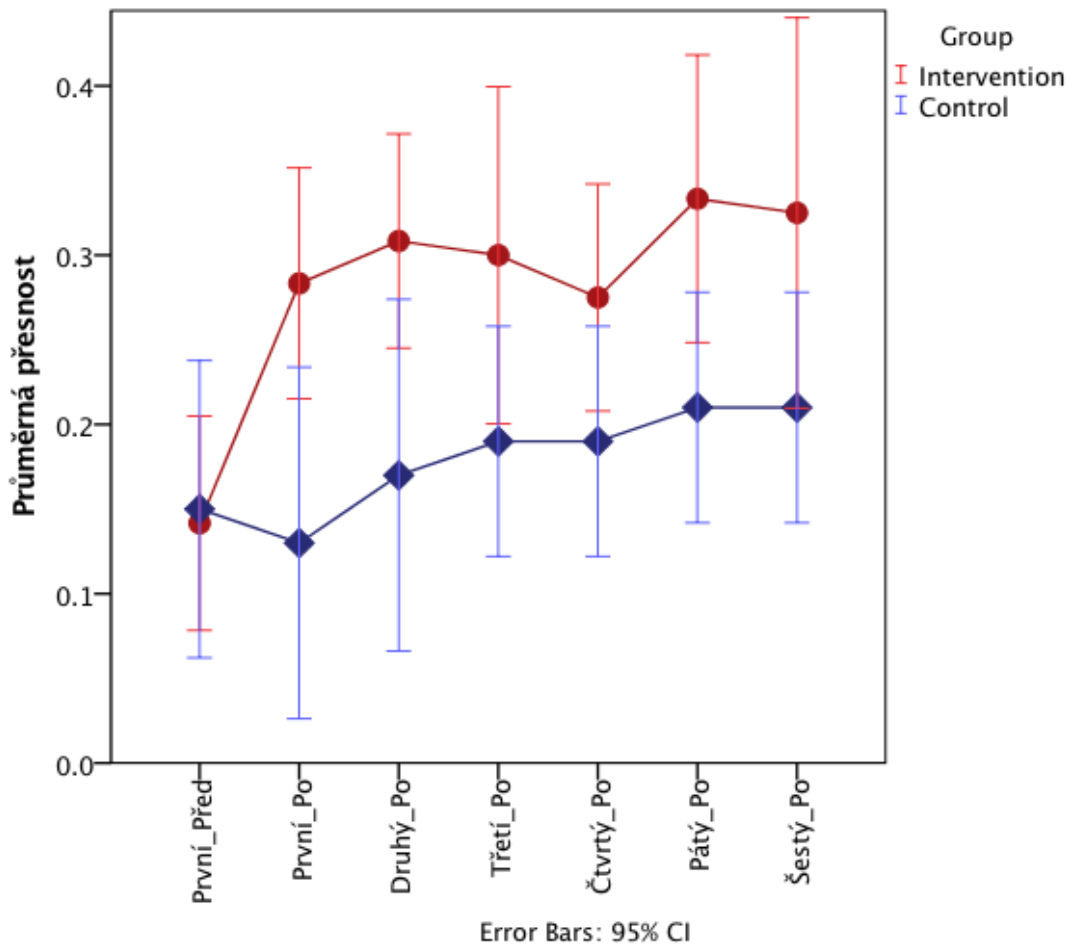
Tabulka č. 4: Hodnocení průměrů, standartního erroru a tzv. 95 % confidence interval pro bekhendový úder

Skupina	(před) Měření	(po) měření	Rozdíl průměrů (J – I)	Standart. Error	Sig.	95% Confidence Interval for Difference	
						Dolní hranice	Horní hranice
V	1	2	.142*	0.028	0.003	-0.242	-0.041
		3	.167*	0.039	0.014	-0.309	-0.024
		4	0.158	0.053	0.188	-0.351	0.034
		5	0.133	0.045	0.193	-0.296	0.029
		6	.192*	0.038	0.003	-0.331	-0.053
		7	0.183	0.058	0.138	-0.395	0.029
		K	1	2	-0.02	0.043	1
3	0.02			0.061	1	-0.241	0.201
4	0.04			0.082	1	-0.338	0.258
5	0.04			0.069	1	-0.292	0.212
6	0.06			0.059	1	-0.275	0.155
7	0.06			0.09	1	-0.389	0.269

Tabulka č. 5: Hodnocení úspěšnosti bekhendového úderu, stanovení signifikantního rozdílu

U hodnocení bekhendového úderu pozorujeme, že hodnota „p“ je již při kontrolním měření po ukončení první intervence rovna 0,003. Jedná se tedy statisticky významný rozdíl a opět je možné zamítnout H_0 : *Předpokládám, že nebude zjištěn rozdíl v rámci naměřených hodnot úspěšnosti úderů u probandů po cvičení s Propriomedem.* Současně je možné přijmout a potvrdit H_2 : *Předpokládám, že u probandů po jednorázovém cvičení s Propriomedem dojde ke zvýšení naměřených hodnot úspěšnosti úderů.* Statisticky významný rozdíl pozorujeme i při srovnání úspěšnosti bekhendových úderů před celkovým zahájením intervence a po ukončení cvičení v 2. a 5. týdnu. Lze tedy potvrdit, že cvičení s Propriomedem vede ke zlepšení přesně trefených bekhendových úderů.

U kontrolní skupiny jsou hodnoty „p“ opět rovné 1 u všech hráčů, i přesto, že rozdíly průměrů mezi jednotlivými měřeními jsou odlišné. Hovoříme tedy o nízké senzitivitě statistického programu pro hodnocení signifikantního rozdílu způsobenou menším počtem subjektů, nikoliv o statistické chybě.



Graf č. 2: Vývoj průměrné přesnosti bekhendů u intervenční a kontrolní skupiny

Z grafu č. 2 je možné pozorovat, že došlo k výraznému nárůstu průměrné přesnosti bekhendů u intervenční skupiny po cvičení s Propriomedem během první intervence. Při srovnání hodnot průměrné úspěšnosti naměřených před celkovým zahájením intervence s výsledky po ukončení cvičení s Propriomedem je možné říci, že v každém týdnu došlo ke zlepšení průměrné úspěšnosti bekhendů.

V tomto případě pozorujeme u kontrolní skupiny pouze nepatrný nárůst úspěšnosti, který je možný přisoudit tréninku jednotlivých úderů a vlivu opakování testování.

5.2 Hodnocení rozdílů v úspěšnosti úderů mezi intervenční a kontrolní skupinou

Pro hodnocení rozdílů v úspěšnosti úderů mezi intervenční a kontrolní skupinou byl využit nezávislý t-test.

	Sig.
1. měření	.171
2. měření	.111
3. měření	.860
4. měření	.213
5. měření	.531
6. měření	.079
7. měření	.056

Tabulka č. 6: Levenův test pro forhendový úder

Prvním krokem pro hodnocení rozdílů v úspěšnosti úderů mezi intervenční a kontrolní skupinou změn bylo stanovit statistickou hodnotu Levenova testu, který udává, zda je možné použít nezávislý t-test pro zhodnocení těchto parametrů. Statistická hodnota Levenova testu je $> 0,05$, což znamená, že variance (disperse) rozdílů mezi skupinami jsou statisticky rovnocenné a je tedy možné využít tento test.

Závislá proměnná	Rozdíl průměrů (I-K)	Standart. Error	Sig.	95% Confidence Interval for Difference	
				Dolní hranice	Horní hranice
1. Měření	.025	.048	.611	-.078	.128
2. Měření	.090	.070	.220	-.060	.240
3. Měření	.030	.058	.612	-.094	.154
4. Měření	.050	.053	.362	-.063	.163
5. Měření	.022	.061	.728	-.108	.152
6. Měření	.117	.080	.164	-.053	.287
7. Měření	.113	.082	.186	-.061	.288

Tabulka č. 7: Párová komparace úspěšnosti úderů mezi intervenční a kontrolní skupinou u forhendu

Rozdíl mezi intervenční a kontrolní skupinou byl vypočítán následovně:

$$\text{Rozdíl průměrů} = I - K$$

Pozitivní hodnota rozdílu průměrů tedy znamená zlepšení úspěšnosti úderů a naopak negativní hodnota indikuje zhoršení úspěšnosti úderů.

Při komparaci intervenční a kontrolní skupiny u jednotlivých tréninků pro forhendový úder nebyl zjištěn žádný statisticky významný rozdíl (hodnota „p“ je vždy > 0,05, jde tedy o statisticky nevýznamný rozdíl). I přesto je možné potvrdit, že hráči intervenční skupiny dosahovali lepších výsledků v úspěšnosti forhendových úderů než hráči kontrolní skupiny (hodnoty rozdílu průměru mezi intervenční a kontrolní skupinou jsou vždy kladné).

	Sig.
1. měření	.059
2. měření	.692
3. měření	.503
4. měření	.148
5. měření	.316
6. měření	.154
7. měření	.087

Tabulka č. 8: Levenův test pro bekhendový úder

Statistická hodnota Levenova testu je > 0,05, což znamená, že variance (disperse) rozdílů mezi skupinami jsou statisticky rovnocenné a je tedy možné využít nezávislý t-test.

Závislá proměnná	Rozdíl průměrů (I-K)	Standart. error	Sig.	95% Confidence Interval for Difference	
				Dolní hranice	Horní hranice
1	-.008	.049	.868	-.114	.097
2	.153	.054	.012	.038	.269
3	.138	.051	.016	.030	.247
4	.110	.073	.153	-.046	.266
5	.085	.050	.112	-.022	.192
6	.123	.063	.068	-.010	.257
7	.115	.084	.192	-.064	.294

Tabulka č. 9: Párová komparace úspěšnosti úderů mezi intervenční a kontrolní skupinou u bekhendu

Při komparaci intervenční a kontrolní skupiny u jednotlivých tréninků pro bekhendový úder pozorujeme statisticky významný rozdíl při porovnání hodnot přesnosti před a po skončení intervence v prvním týdnu výzkumu (hodnota „p“ = 0,012). Statisticky významný rozdíl je zaznamenána i při srovnání úvodního měření a měření po ukončení intervence ve 2. týdnu (hodnota „p“ = 0,016). Probandi kontrolní skupiny dosáhli lepších výsledků úspěšnosti bekhendových úderů pouze v úvodním měření. Během dalších měření již dosahovali lepších výsledků hráči intervenční skupiny.

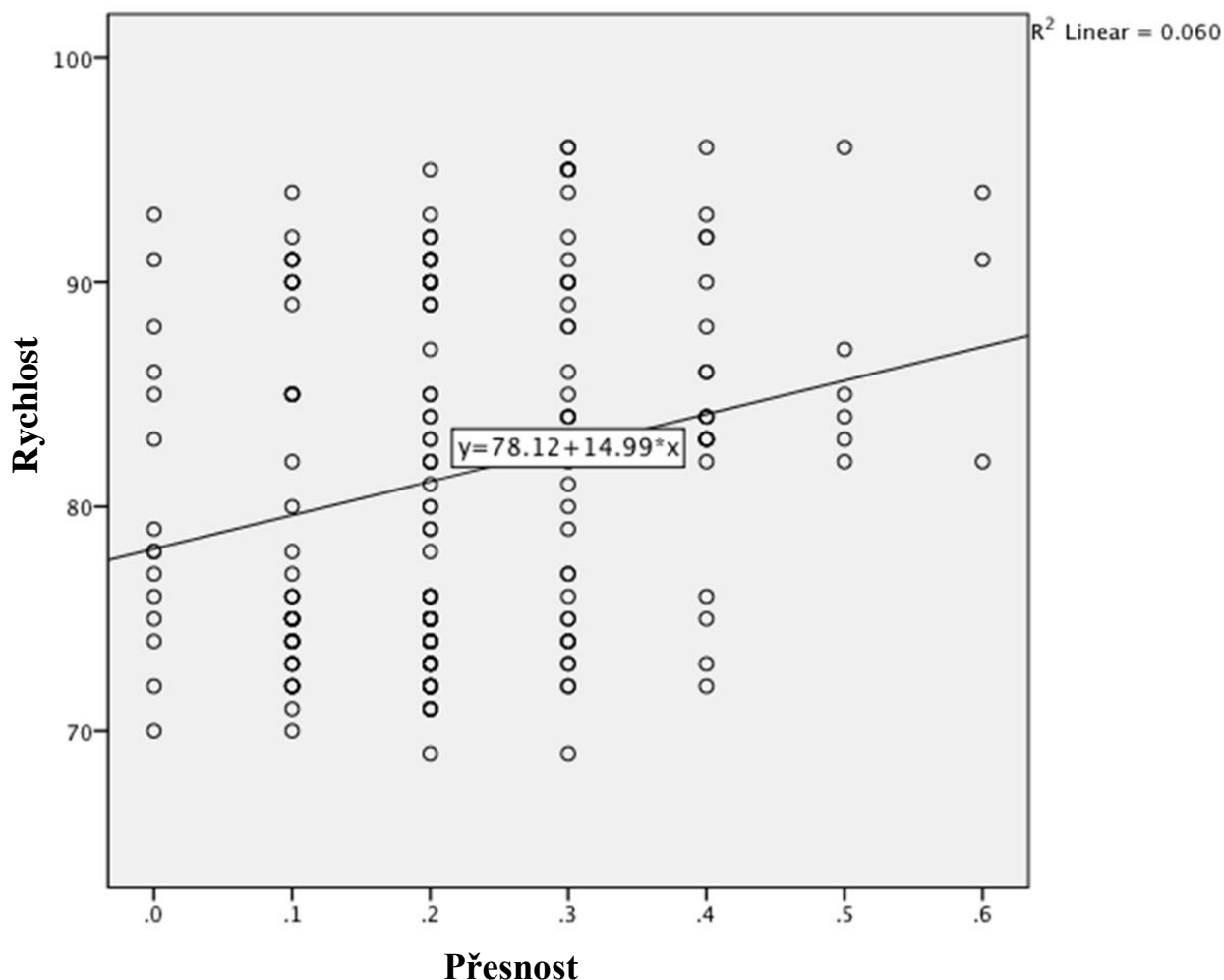
5.3 Hodnocení změn rychlosti švihové fáze v závislosti na úspěšnosti úderu

Pro zhodnocení vztahu rychlosti švihové fáze a úspěšnosti jednotlivých úderů byla použita korelační analýza s využitím Pearsonova korelačního koeficientu.

		Rychlost	Přesnost
Rychlost	Pearsonova korelace	1	.245**
	Sig.		.000
	N	204	204
Přesnost	Pearsonova korelace	.245**	1
	Sig.	.000	
	N	204	204

Tabulka č. 10: Stanovení závislosti úspěšnosti úderu na rychlosti švihové fáze u forhendu

Jelikož během experimentu došlo k chybnému nastavení měřicího přístroje Swing Speed Radar pro měření rychlosti švihové fáze, dostali jsme pouze průměrnou hodnotu rychlosti jednoho měření (10 forhendů nebo bekhendů). Z tohoto důvodu je daná rychlost švihové fáze vždy přiřazena k procentuální přesnosti s jedním desetinným číslem (0.1 = 10%, 0.2 = 20% atp) a hodnoty přesností tedy v tomto případě nejsou numerické kontinuální. Výsledná hodnota Pearsonova korelačního koeficientu 0,245, což vyjadřuje slabý pozitivní lineární vztah mezi zvyšující se rychlostí a zvyšující se přesností.



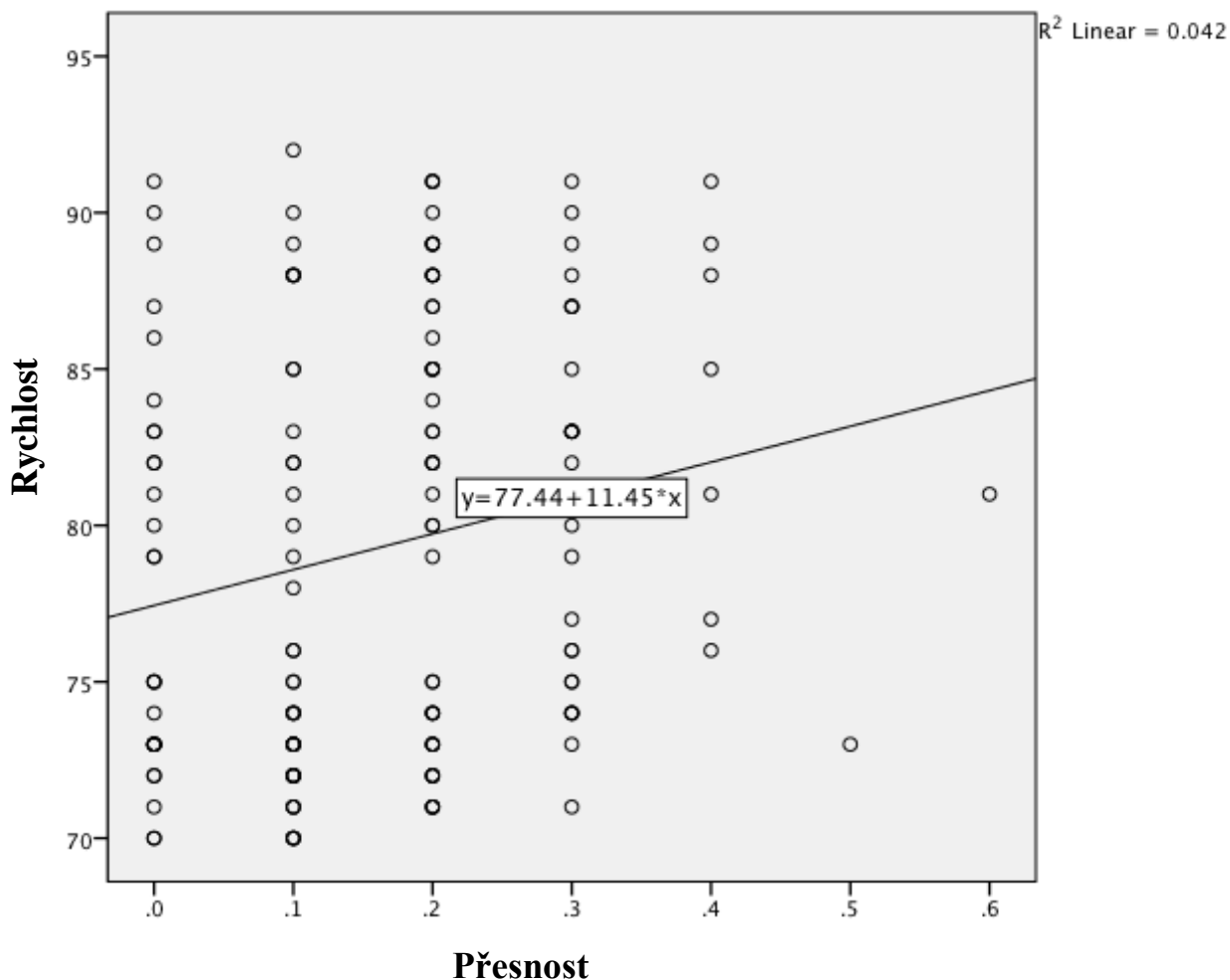
Graf č. 3: Závislost úspěšnosti na rychlosti švihové fáze forhendu

Kdybychom získali jednotlivé hodnoty rychlosti švihové fáze u každého úderu, nejenže bychom mohli znázornit klasický korelační (scatter) diagram, ale s největší pravděpodobností bychom dostali rozdílný korelační koeficient. Na základě získaných dat avšak nemůžeme spolehlivě odhadnout jeho hodnotu.

		Rychlost	Přesnost
Rychlost	Pearsonova korelace	1	.205**
	Sig.		.009
	N	159	159
Přesnost	Pearsonova korelace	.205**	1
	Sig.	.009	
	N	159	159

Tabulka č. 11: Stanovení závislosti úspěšnosti úderu na rychlosti švihové fáze u bekhendu

U měření bekhendové švihové fáze je hodnota Pearsonova korelačního koeficientu 0,205, což vyjadřuje slabý pozitivní lineární vztah mezi zvyšující se rychlostí a zvyšující se přesností. Hodnota byla opět ovlivněná chybným nastavením přístroje pro měření rychlosti švihové fáze.



Graf č. 4: Závislost úspěšnosti na rychlosti švihové fáze bekhendu

Podoba grafu je opět ovlivněna chybou nastavení radaru. Pro znázornění klasického korelačního (scatter) diagramu by bylo třeba získat jednotlivé hodnoty rychlostí švihové fáze u každého úderu.

6 DISKUSE

6.1 Diskuze k motorickému učení a účinkům intervence s Propriomedem na pohybový projev

Cílem diplomové práce bylo zhodnocení vlivu oscilační pomůcky Propriomed na úspěšnost tenisových úderů a zhodnocení vztahu mezi rychlostí švihové fáze a úspěšností úderů.

Z hodnot získaných během měření je možné zhodnotit krátkodobý vliv intervence s Propriomedem hráčů tenisu ve věku 11-13 let po cvičení na úspěšnost forhendových a bekhendových úderů. U testování forhendového úderu jsme získali hodnotu signifikantního rozdílu 0,192, což znamená, že se jedná o statistický nevýznamný rozdíl. Nicméně rozdíl průměrů mezi 1. a 2. měřením se pohybuje v kladných hodnotách, což dokládá pozitivní krátkodobý vliv na úspěšnost forhendů. Signifikantní rozdíl bekhendu po krátkodobé intervenenci činil 0,003, jedná se tedy o staticky významný rozdíl a také dokládá pozitivní krátkodobý efekt na úspěšnost bekhendů.

Pro stanovení vývoje změn úspěšnosti jsme porovnávali vždy 1. měření před zahájení intervence s jednotlivými měřeními po ukončení cvičení s Propriomedem. U forhendového i bekhendového úderu lze říci, že počet správně umístěných úderů byl vždy větší po ukončení cvičení s Propriomedem než před zahájením celkové intervence. Z grafu č. 1 je možné vidět, že během 1., 2., a 3. týdne bylo zlepšení úspěšnosti forhendu totožné. K největšímu zlepšení došlo po ukončení 6. týdne výzkumu. Vývoj změn úspěšnosti u bekhendového úderu nemá lineární charakter, během 1. a 2. týdne došlo k výraznému zlepšení, které během 3. a 4. týdne nebylo tak výrazné. Největšího zlepšení dosáhli probandi intervenční skupiny po ukončení cvičení v 5. týdnu výzkumu.

Krátkodobé i dlouhodobé změny v úspěšnosti jednotlivých úderů úzce souvisí s motorickým učením, tedy procesem získávání pohybových programů prostřednictvím nápodoby, zkoušením, učením a opakováním (Véle, 2006). Při prostudování odborné literatury zjišťujeme, že mnozí autoři se neshodují v počtu ani popisu jednotlivých stádií motorického učení, ale setkáváme se s podobnými znaky. Doyon et al. (2008) a Svoboda (1999) uvádějí pouze 3 fáze motorického učení, tzv. hrubou koordinaci,

jemnou koordinaci a variabilní použitelnost. Perič a Dovalil (2010) uvádí 4 části procesu a hovoří o tzv. fázi seznámení, kdy si sportovec utváří první představu o pohybu na základě pokynů, pozorováním nebo provedením pohybu za pomoci trenéra. Typickým rysem této fáze jsou v mnoha případech nadbytečné souhyby, které snižují kvalitu provedení. Fáze seznámení končí osvojením pohybu v hrubých rysech s malou stálostí, který je stále nepřesný, energeticky náročný a v průběhu pohybu se objevují chyby a nedostatky. Následuje fáze zdokonalení, kdy si sportovec začíná uvědomovat průběh pohybu a vnímat polohu jednotlivých segmentů těla. Postupně přechází do fáze automatizace, kdy je již dovednost plně zvládnutá a fáze tvořivé realizace. Je třeba dodat, že tento proces neprobíhá vždy lineárně. V mnoha případech lze pozorovat jakési „plató“, tedy stagnaci v procesu motorického učení.

Výzkum byl založen na předpokladu, že postupným nácvikem pohybu s Propriomedem v korigovaném postavení lopatky vůči hrudníku a trupu bude možné modifikovat průběh pohybu horní končetiny během úderu. Avšak je třeba vzít v potaz, že proces motorického učení má své činitele, kteří ovlivňují průběh a výsledné osvojení dovedností. Sýkora, Kostková (1985) uvádí motivaci, pohybové předpoklady, cíl vyučování, stimulaci, percepci a prezentaci pohybové dovednosti, motorickou reakci a její korekci, zpevňování a retenci, integraci a transfér jako základní činitele motorického učení. Rychtecký, Fialová (2004) hovoří o činitelích motorického učení jako o nezávislých intervenujících vlivech, které působí nejen na průběh nácviku, ale i na konečný výsledek. Za základní předpoklad efektivního procesu učení považují motivaci, která určuje směr a mobilizaci energetických zdrojů učícího se hráče. Jako další dynamické činitele uvádí emoce a vůli. Emoce lze považovat za důležitou složku v psychice jedince, v hodnocení sebe samého a okolního dění při nácviku pohybu. Vůle pak hraje důležitou roli při překonávání vzniklých překážek a sebeovládání. Wolpert et al. (2001) vyzdvihuje význam percepcie v procesu motorického učení. Ve své práci popisuje problematiku vytvoření cílové představy o pohybové dovednosti nutné k jejímu provedení. Jako jednu z možností motorického učení uvádí formou instrukčního učení, které spočívá v přímém působení verbální instrukce na proces vytváření představy o pohybu. Hlavním úskalím této formy může být nepochopení hráče slovního pokynu trenéra způsobené nedostatečnou schopností vyjádřit myšlenku trenéra či nízkou úroveň porozumění verbální instrukcí hráče. V tom případě dochází k chybné percepci instrukce a vytvoření nedokonalého obrazu průběhu pohybu. Mezi

další formy motorického učení patří pozorování a nápodoba. Adams (1987) dále hovoří o vlivu schopností na proces výuky pohybu. Za stěžejní pro nácvik pohybu nepovažuje pouze schopnosti pohybové, ale také senzomotorické, intelektové a sociální. Sýkora, Kostková (1985), Rychtecký, Fialová (2004) se shodují na tvrzení, že by žák neměl chápat pouze pokyny trenéra, ale také smysl úkolu a jeho cíle. Pokud žák pochopí myšlenku prováděného tréninku, může se s ní lépe vnitřně ztotožnit. Dalším faktorem motorického učení je proces zpevnování a retence. U hráče by mělo vlivem opakovaného nácviku docházet k zvyšování pravděpodobnosti udržení nově naučeného motorického programu a uchování si této získané dovednosti v paměti.

6.2 Diskuse k vztahu rovnovážných funkcí, posturální stability a tenisového výkonu

Novodobé pojetí tenisu vyžaduje, aby prvky tenisového výkonu (rychlost, vytrvalost, ohebnost, pohyblivost, síla, výbušnost atd.) byly na nejvyšší možné úrovni. Se zvyšující se kvalitou úderu jsou kladeny velké nároky na stabilitu jednotlivých segmentů postury během prováděného úderu. V současnosti existuje celá řada studií, které pojednávají o vlivu posturální stability na výskyt zranění nejen u tenistů (Malliou et al., 2010; Hjelm et al., 2010, Sannicandro et al., 2014), ale i dalších sportovců (Kibler et al., 2006; Hale et al., 2007). Aby se minimalizovalo riziko vzniku zranění, jsou odborníky sestavovány výzkumné cvičební programy pro posílení oslabených svalových skupin, protažení zkrácených svalů, ale také balanční programy pro zlepšení rovnovážných funkcí a propriocepce (Rozzi et al., 1999; Sannicandro et al., 2014; Caraffa et al., 1996; Barber-Westin et al., 2010). Proprioceptivní informace z dolních končetin hrají důležitou roli v udržování rovnováhy tenisty vzhledem k povaze hry. Například senzorní informace z tlakových receptorů nohy mohou hráči poskytnout zpětnou vazbu o tom, zda je hmotnost jeho těla rovnoměrně rozložena mezi obě dolní končetiny a zda je přenesena na špičky či paty. Proto jsou balanční cvičení stále více zařazována do kondiční přípravy sportovců (Hewett et al., 1999; Hoffman, Payne, 1995; Wedderkopp et al., 1999). Malliou et al. (2010) vychází z předpokladu, že tenis jako výbušný sport vyžaduje složité pohyby s vysokými nároky na rovnováhu. Kromě toho, že je rovnováha jednou ze základních schopností nutná ke kvalitnímu provedení úderů,

je zapotřebí, aby byl hráč schopný udržet rovnovážné funkce na vysoké úrovni po celou dobu zápasu.

Zlepšení posturálních funkcí se neuplatňuje pouze v prevenci zranění. Rozvoj posturální stability a rovnovážných funkcí může vést ke zkvalitnění dalších prvků pohybového výkonu. Dokládá to studie prováděná na závodních hráčích tenisu. Tenisti byli pro studii rozděleni do dvou skupin, kdy výzkumná skupina absolvovala po dobu 6 týdnů program pro zlepšení posturální stability a kontrolní skupina byla bez intervence. Pro stanovení výsledku byl využit Agility T-test, který hodnotí rychlost a schopnost rychlé změny směru. Výsledky prokázaly, že výzkumná skupina probandů dosáhla výrazného zlepšení času v Agility T-testu v porovnání s kontrolní skupinou (Thomas, 2013).

6.3 Diskuse k vlivu postavení ramenního pletence na tenisový výkon

Tenis stejně jako volejbal, házená, baseball patří mezi tzv. overhead sporty. Tedy nevyužívá pohybu jen v horizontální rovině (forhend, bekhend), ale také pohyb paže nad úrovní hlavy. Pro kvalitní provedení úderů a snížení rizika vzniku zranění je stěžejní správné nastavení lopatky. Cools et al. (2010) uvádí, že ramenní kloub je u tenistů vystaven velkému riziku úrazu, protože musí čelit velkému zatížení a síle během momentu „odbití“ míče. Dle studií se riziko zranění ramenního kloubu zvyšuje s věkem a souvisí se větším počtem hodin strávených hraním tenisu (Kibler, Safran, 2000; Pluim et al., 2006; Baxter-Jones et al., 1993). Kibler et al. (2006) ve své práci uvádí, že vznik zranění či bolestivosti vychází ze specifických adaptací na sport, změně flexibility ramene a úpravě síly svalů v oblasti ramenního pletence. Tyto úpravy mění strategii a biomechaniku pohybu, což může vést ke zranění z přetížení. Zejména ztráta rozsahu pohybu v glenohumerálním kloubu, nerovnováha síly svalů rotátorové manžety, dyskineze lopatky, tuhost hrudní páteře a nestabilita bederní páteře může vytvořit kinetický řetězec, tzv. kaskádu ke zranění.

Jednou z mnoha možných příčin vzniku chronické bolesti či zranění je nerovnováha síly svalů rotátorové manžety. Dochází ke snížení svalové síly zevních rotátorů ramenního kloubu a naopak zvýšení svalové síly vnitřních rotátorů (Zuša et al., 2011; Ellenbecker, Roetert, 1999). U tenistů udávajících bolest v ramenním kloubu se

také současně setkáváme s omezením pohybu do vnitřní rotace a zvýraznění rozsahu do zevní rotace v ramenním kloubu (Ellenbecker et al., 1996; Kibler et al., 1996; Torres, Gomes, 2009). Fleisig et al. (2003) uvádí, že zpomalovací fáze úderu je náročná na zevní rotátory paže, neboť musí v krátkém časovém intervalu zpomalit pohyb HK svou excentrickou kontrakcí. Pokud tedy zevní rotátory nedosahují dostatečné svalové síly, dochází k jejich nadměrnému zatížení, zvětšení rozsahu pohybu do zevní rotace a postupnému zužování kloubního pouzdra posteriorním směrem.

Ve srovnání s velký počtem studií zabývajících se vlivem svalové nerovnováhy zevních a vnitřních rotátorů paže, studií poukazujících na možnost vzniku bolestivého ramene vlivem dyskineze lopatky není mnoho. Silva et al. (2008) ve svém výzkumu popisuje dyskinezi lopatky u 43 % elitních tenisových hráčů ve věku od 11-17 let. Kromě výše zmíněného faktu bylo prokázáno, že u těchto hráčů je výrazně zmenšen subakromiální prostor, což může mít za následek vznik impingement syndromu. V literatuře může být pojem dyskineze lopatky nahrazen pojmem „plovoucí lopatka“, který však označuje stejný fenomén, tedy neschopnost lopatky plnit zcela svou funkci v ramenním pletenci. Změny v retrakci a protrakci lopatky mění parametry fyziologického rozsahu pohybu v rameni. Při nedostatečném pohybu do retrakce může dojít ke ztrátě stabilního bodu v „napínací“ fázi úderu a nedostatečné schopnosti explozivního pohybu během akcelerace úderu. Naopak nedostatečný pohyb do protrakce zvyšuje účinek decelerační síly na rameno a způsobuje změny v nastavení processus glenoidalis a hlavice humeru při pohybu paže v akcelerační fázi (Kibler, 1998).

6.4 Diskuse k posturálnímu řízení u dětí

Předběžná posturální kontrola vznikající již v brzkém věku dítěte, pomalu dozrává během celého dětství. Stejně tak dochází ke zkvalitnění zvládnutí parametrů načasování (Assaiante et al., 2000; Konczak, Dichgans, 1997). Přesné zvládnutí načasování pohybu můžeme považovat za klíčový faktor předběžné funkce, který odráží dozrávání CNS. Vlivem komplexnosti parametrů, které je třeba řídit, probíhá vývoj posturálního řízení až do pozdních období dětství a adolescence (Assaiante et al., 2005). Zrakové vjemy tvoří u dětí a adolescentů první smyslový referenční rámec bez vlivu muskuloskeletálního růstu v reakci na výrazné tělesné změny probíhající v tomto

období. Studie Mallau et al. (2010) u dětí od 4-17 let ukázala, že zraková závislost klesá s přibývajícím věkem. Avšak tento pokles nevykazuje lineární závislost, neboť autoři zaznamenali, že vrchol zrakové závislosti se objevuje okolo 6., 8. a 15. roku věku.

Smith et al. (2012) ve své studii popisuje rozdíl úrovně posturální stability u dívek a chlapců ve věku od 8-12 let. Výsledky poukazují na fakt, že dívky v dané věkové kategorii mají lepší posturální stabilitu za normálních podmínek (stoj na rovné ploše s otevřenýma očima). Uvádí také, že dívky mladší 10 let se při stoji vychylují méně než chlapci. Odenrick a Sandstedt (1984) kladou důraz na psychologické faktory (motivace a koncentrace) a fyziologické faktory (odlišné interpretace aferentních informací pomocí centrální nervový systém) při posuzování rozdílů posturální stability u chlapců a dívek. Steindl et al. (2006) uvádí jako důvod horších výsledků posturální stability u chlapců jejich menší pozornost a větší rozrušenost. Hirabayashi a Iwasaki (1995) popisují hyperaktivitu jako možnou příčinu zpoždění při dozrávání posturální stability u chlapců.

Olivier et al. (2007) se ve své studii zabývala vývojem posturální stability dětí od 4-11 let. Výsledky experimentu prokázaly, že posturální houpání, které bylo nejvýraznější u nejmladších dětí, se s přibývajícím věkem zmenšuje. Avšak u skupiny dětí ve věku 10-11 let byly naměřeny vyšší hodnoty posturálního houpání než u skupiny dětí ve věku 8-9 let. Rival et al. (2005) považuje věk od 8-11 let za kritické období posturální stability vyplývající z integrace reaktivních a prediktivních režimů posturální kontroly a integrace senzorických informací.

S rozdílnými názory se setkáváme v jednotlivých literárních zdrojích při otázce, kdy je posturální kontrola dětí srovnatelná s dospělými. Wolff et al. (1998) naznačuje, že by mohlo dozrávání posturální kontroly probíhat v období od 7-10 let. Další autoři (Charpiot et al., 2010; Olivier et al., 2007; Peterson et al., 2006) uvádějí, že ve věku 9-11 let se zdají být některé aspekty posturální kontroly stále ve vývoji. Steindl et al. (2006), Barozzi et al. (2014) a Cumberwortha et al. (2007) zastávají názor, že proces dozrávání není plně dokončen ani ve věku 14-15 let.

7 ZÁVĚR

Popularita tenisu v České Republice neustále stoupá. Ročně přijmou tenisové školky a akademie stovky mladých hráčů. Tato zařízení se následně snaží, aby z dětí vyrostli hráči, kteří by řádně reprezentovali daný klub. Mnohdy však volí zastaralé postupy a zaměřují se pouze na drilování úderů. Příprava závodního tenisty by měla být komplexní a neměla by opomíjet jednotlivé složky herního projevu. Často se však setkáváme s nedostatečnou informovaností trenérů, kteří mnohdy neznají fyziologii sportu ani kineziologický základ jednotlivých úderů. V tom případě nemůže být příprava hráče plnohodnotná a rozvoj tenisty často stagnuje v určité fázi. Na druhou stranu je zde celá řada trenérů, kteří mají zájem se neustále vzdělávat, sledují novodobé trendy i aktuální studie. Pro tyto odborníky, kondiční trenéry, ale i fyzioterapeuty je určena tato diplomová práce.

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda je výhodné zařadit cvičení s Propriomedem do tenisové přípravy hráčů ve věku 11-13 let a jaký efekt bude mít cvičení na přesnost jednotlivých úderů a rychlost švihové fáze. V práci byl zkoumán krátkodobý efekt na základě změn počtu přesně umístěných úderů po jednorázové intervenci s Propriomedem a také efekt dlouhodobý, který byl sledován po dobu šesti týdnů. Současně byly srovnávány výsledky s kontrolní skupinou probandů, kteří neabsolvovali fyzioterapeutickou intervenci s Propriomedem.

Z výsledků vyplývá, že u bekhendového úderu byl zaznamenán statisticky významný rozdíl po skončení první intervence. Je tedy možné říci, že cvičení s Propriomedem krátkodobě pozitivně ovlivňuje přesnost bekhendů. U forhendu nebyl zaznamenán statisticky významný rozdíl u krátkodobého efektu, avšak z grafu č. 1 je patrné, že ke zlepšení úspěšnosti forhendového úderu došlo. Z dlouhodobého hlediska pozorujeme, že nejlepší úspěšnosti forhendu dosáhli probandi u posledního měření, tedy usuzujeme pozitivní dlouhodobý vliv.

Do výzkumu bylo zařazeno 17 hráčů tenisu ve věkové kategorii 11-13 let, kteří hrají tenis nejméně 5 let a startují na turnajích stejné kategorie. Vzhledem k nízkému počtu však nelze výsledky zobecnit na širší populaci hráčů tenisu.

8 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- 1) ADAMS, J., A. Historical Review and Appraisal of Research on the Learning, Retention, and Transfer of Human Motor Skills. *Psychological Bulletin* [online]. 1987, 101(1), 41-74 [cit. 2018-3-11]. Dostupné z: <http://www.gwern.net/docs/spacedrepetition/1987-adams.pdf>
- 2) ANDERS, CH., WENZEL, B., SCHOLLE, H. C. Activation Characteristics of Trunk Muscles During Cyclic Upper-Body Perturbations Caused by an Oscillating Pole. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008, 89(7), 1314-1322. ISSN 0003-9993.
- 3) ANDERS, CH., WENZEL, B., SCHOLLE, H., C. Cyclic upper body perturbations caused by a flexible pole: Influence of oscillation frequency and direction on trunk muscle coordination. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2007, 20(4), 167- 175. ISSN 1053-8127.
- 4) ANGELAKI, D., E., CULLEN, K., E. Vestibular System: The Many Facets of a Multimodal Sense. *The Annual Review of Neuroscience* [online]. 2008, 31, 125-150 [cit. 2018-1-16]. Dostupné z: <https://media.bcm.edu/documents/2015/ed/angelaki-cullen-2008.pdf>
- 5) ASSAIANTE, C., MALLAU, S., VIEL, S., JOVER, M., SCHMITZ, C. Development of Postural Control in Healthy Children: A Functional Approach. *Neural Spasticity*. 2005, 12(2), 109 – 118. ISSN 2090-5904.
- 6) ASSAIANTE, C., WOOLLACOTT, M., H., AMBLARD, B. Development of postural adjustment during gait initiation: Kinematic and EMG analysis. *Journal of Motor Behavior*. 2000, 32(3), 211-226. ISSN 1940-1027.
- 7) BAHAMONDE, R., E. and KNUDSON, D. Kinetics of the upper extremity in the open and square stance tennis forehand. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2003, 6(1), 88-101 [cit. 2017-11-15]. Dostupné z: [http://www.jsams.org/article/S1440-2440\(03\)80012-9/pdf](http://www.jsams.org/article/S1440-2440(03)80012-9/pdf)
- 8) BARBER-WESTIN, S., D., HERMETO, A., A., NOYES, F., R. A six-week neuromuscular training program for competitive junior tennis players. *The Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2010, 24(9), 2372-2382 [cit. 2018-2-12]. Dostupné z: <http://sportsmetrics.org/wp-content/uploads/2010/05/Tennis-JSCR-2010.pdf>
- 9) BARBIERI, G., GISSOT, A., S., FOUQUE, F., CASILLAS, J., M., POZZO, T., PERENNOU, D. Does proprioception contribute to the sense of verticality? *Experimental Brain Research*. 2008, 185(4), 545 – 552. ISSN 0014-4819.

- 10) BAROZZI, S., SOCCI, M., SOI, D., BERARDINO, F., D., FABIO, G., FORTI, S., GASBARRE, A., M., BRAMBILLA, D., CESARANI, A. Reliability of postural control measures in children and young adolescents. *European Archives of Otorhinolaryngology*. 2014, 271(7), 2069-2077. ISSN 1434-4726.
- 11) BARTUŇKOVÁ, S. *Fyziologie člověka a tělesných cvičení*. 1. vydání Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1171-6.
- 12) BARTUŇKOVÁ, S. *Fyziologie pohybové zátěže*. 1. vydání Praha: Univerzita Karlova, 2013. ISBN 978-80-87647-06-6.
- 13) BAXTER-JONES, A., MAFFULLI, N., HELMS, P. Low injury rates in elite athletes. *Archives of Disease in Childhood*. 1993, 68(6), 130–132. ISSN 0003-9888.
- 14) BOVE, M., NARDONE, A., SCHIEPPATI, M. Effects of leg muscle tendon vibration on group Ia and group II reflex responses to stance perturbation in humans. *Journal of Physiology* [online]. 2003, 550(2), 617–630 [cit. 2018-1-22]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1113/jphysiol.2003.043331/full>
- 15) BRODY, H. *Tennis Science for Tennis players*. 1st edition Philadelphia: University of Pennsylvania Press, 1987. ISBN 0-8122-1238-X.
- 16) CARAFFA, A., CERULLI, G., PROJETTI, M., AISA, G., RIZZO, A. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 1996, 4(1), 19-21. ISSN 0942-2056.
- 17) CARDINALE, M. and LIM, J. The acute effects of two different whole body vibration frequencies on vertical jump performance. *Medicina Dello Sport*. 2003, 56, 287-292. ISSN 0025-7826.
- 18) CASTAGNO, P., MILLER, F., RICHARDS, J., GABOURY, L., LENNON, N. Reliability of foot pressure measurements in clinical gait analysis. *Gait and Posture*. 1996, 4(2), 170-171. ISSN 0966-6362.
- 19) COMERFORD, M., D., and MOTTRAM, S., L. Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual Therapy* [online]. 2001, 6(1), 13–14. [cit. 2018-1-21]. Dostupné z: https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/45162770/Functional_stability_re-training-principles_and_strategies_for_managing_mechanical_dysfunction.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1516537275&Signature=vMMI1tNxHCyB0Yf01LHYTClh67g%3D&response-content-disposition=inline%3B%20filename%3DFunctional_stability_re-training_princip.pdf
- 20) COOLS, A., M., JOHANSSON, F., R., CAMBIER, D., C., VELDE, A., V., PALMANS, T., WITVROUW, E., E. Descriptive profile of scapulothoracic position,

strength and flexibility variables in adolescent elite tennis players. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2010, 44(1), 678-684 [cit. 2018-2-13]. Dostupné z: <https://biblio.ugent.be/publication/1061696/file/6743538.pdf>

21) COUNIL, L., KERLIRZIN, Y., DIETRICH, G. Cognitive style in attainment of an upside-down posture in water with and without vision. *Perceptual and Motor Skills*. 2012, 114(1), 51-58. ISSN 0031-5125.

22) COURTINE, G., DE NUNZIO, A., M., SCHMID, M., BERETTA, M., V., SCHIEPPATI, M. Stance- and Locomotion-Dependent Processing of Vibration Induced Proprioceptive Inflow from Multiple Muscles in Humans. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2007, 97(1), 772-779 [cit. 2018-1-22]. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/full/10.1152/jn.00764.2006>

23) CRESPO, M. and MILEY, D. *Tennis player development*. 1st edition London: International Tennis Federation, 2001. ISBN 978-19-030-1310-6.

24) CUMBERWORTH, V., L., PATEL, N., N., ROGERS, W., KENYON, G., S. The maturation of balance in children. *Journal of Laryngology and Otology*. 2007, 121(5), 449-454. ISSN 1748-5460.

25) DAY, B., L., MARSDEN, C., D., OBESO, J., A., ROTHWELL, J., C. Reciprocal inhibition between the muscles of the human forearm. *The Journal of Physiology* [online]. 1984, 349(1), 519-534. [cit. 2018-1-19]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1113/jphysiol.1984.sp015171/pdf>

26) DESMEDT, J., E. and GODAUX, E. Mechanism of the vibration paradox: excitatory and inhibitory effects of tendon vibration on single soleus muscle motor units in man. *Journal of Physiology* [online]. 1978, 285(1), 197-207 [cit. 2018-1-22]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1113/jphysiol.1978.sp012567/pdf>

27) DICLEMENTE, R., J., SANTELLI, J., S., CROSBY, R., A. *Adolescent Health*. 1st edition San Francisco: A Wiley Imprint, 2009. ISBN 978-0-47-01-7676-4.

28) DOVALIL, J. *Výkon a trénink ve sportu*. 4. vydání Praha: Olympia, 2012. ISBN 978-80-737-6326-8.

30) DOYON, J., BELLEC, P., AMSEL, R., PENHUNE, V., MONCHI, O., CARRIER, J., LEHÉRICY, S., BENALI, H. Contributions of the basal ganglia and functionally related brain structures to motor learning. *Behavioural Brain Research* [online]. 2008, 195(1), 1-15. [cit. 2018-3-11]. Dostupné z: <http://unf-montreal.ca/oury/Site/publications/Doyon et al 2009.pdf>

31) ELLENBECKER, T., S. and ROETERT, E., P. Testing Isokinetic Muscular Fatigue of Shoulder Internal and External Rotation in Elite Junior Tennis Players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 1999, 29(5), 275-281 [cit. 2018-2-13].

Dostupné

z:

<https://www.jospt.org/doi/pdfplus/10.2519/jospt.1999.29.5.275?code=jospt-site>

32) ELLENBECKE, T., S., ROETERT, E., P., PIORKOWSKI, P., A. Glenohumeral joint internal and external rotation range of motion in elite junior tennis players. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1996, 24(6), 336–341. ISSN 0190-6011.

33) ELLIOT, B. Biomechanics and tennis. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2006, 40(1), 392-396 [cit. 2017-11-12]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2577481/pdf/392.pdf>

34) ELLIOT, B. and MARSH, T. A biomechanical comparison of the topspin and backspin forehand approach shots in tennis. *Journal of Sports Science* [online]. 1989, 7(1), 215-227 [cit. 2017-11-12]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Bruce_Elliott/publication/20533975_A_biomechanical_comparison_of_the_topspin_and_backspin_forehand_approach_shots_in_tennis/links/561a08ab08ae044edbafe46d/A-biomechanical-comparison-of-the-topspin-and-backspin-forehand-approach-shots-in-tennis.pdf

35) FERNANDEZ, J., MENDEZ-VILLANUEVA, A., PLUIM, B. Intensity of tennis match play. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2006, 40(1), 387-391 [cit. 2018-1-17]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2653872/pdf/387.pdf>

36) FLEISIG, G., NICHOLLS, R., ELLIOTT, B., ESCAMILLA, R. Kinematics Used by World Class Tennis Players to Produce High-Velocity Serves. *Sports Biomechanics* [online]. 2003, 2(1), 51-71 [cit. 2018-2-13]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Rafael_Escamilla/publication/315785123_Kinematics_used_by_world_class_tennis_players_to_produce_high-velocity_serves/links/58e4ac574585159f7a77842c/Kinematics-used-by-world-class-tennis-players-to-produce-high-velocity-serves.pdf

37) FULL, R., J., KUBOW, T., SCHMITT, J., HOLMES, P., KODITSCHKEK, D., E. Quantifying dynamic stability and manoeuvrability in legged locomotion. *Integrative and Comparative Biology*. 2002, 42 (1), 149–157. ISSN 1557- 7023.

38) FUNK, M., D. *Kinematic Changes of the Tennis Forehand Ground Stroke as Post Contact Ball Speed Increases*. Brigham, 2010. 46 pages. Thesis. Brigham Young University.

39) GIFFORD, C. *Tennis*. 1st edition New York: Marschall Cavendish Benchmark, 2010. ISBN 978-0-7614-4463-3.

40) GROSSER, M. und SCHÖNBORN, R. *Training im Kinder- und Jugendtennis*. 1. edition Potsdam: Meyer & Meyer, 2008. ISBN 978-38-403-2755-1.

- 41) HAAKE, S.,J. and COE, A. *Tennis Science and Technology*. 1st edition New Jersey: Wiley-Blackwell, 2000. ISBN 978-06-320-5638-5.
- 42) HALE, S., A., HERTEL, J., OLMSTED-KRAMER, L., C. The Effect of a 4-Week Comprehensive Rehabilitation Program on Postural Control and Lower Extremity Function in Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2007, 37(6), 303-311 [cit. 2018-2-12]. Dostupné z: <https://www.jospt.org/doi/pdfplus/10.2519/jospt.2007.2322?code=jospt-site>
- 43) HANCOCK, S. and MCNAUGHTON, L. Effects of fatigue on ability to process visual information by experienced orienteers. *Perceptual and Motor Skills* [online]. 1986, 62(1), 491-498 [cit. 2017-12-12]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Lars_Mcnaughton2/publication/19659173_Effects_of_fatigue_on_ability_to_process_visual_information_by_experienced_orienteers/links/5673dc6a08ae04d9b09be4f1.pdf
- 44) HATTON, A., L., DIXON, J., MARTIN, D., ROME, K. The effect of textured surfaces on postural stability and lower limb muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2009, 19(5), 957–964. [cit. 22. 1. 2018]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Keith_Rome/publication/5290394_The_effect_of_textured_surfaces_on_postural_stability_and_lower_limb_muscle_activity/links/5733982008aea45ee838f986.pdf
- 45) HEWETT, T., E., LINDENFELD, J., V., RICCOBENE, J., V., NOYES, F., R. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injuries in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*. 1999, 27(6), 699-706. ISSN 2333-4592.
- 46) HIRABAYASHI, S. and IWASAKI, Y. Developmental perspective of sensory organization on postural control. *Brain and Development*. 1995, 17(2), 111–113. ISSN 0387-7604.
- 47) HJELM, N., WERNER, S., RENSTROM, P. Injury risk factors in junior tennis players: a prospective 2-year study. *Scandinavia Journal of Medicine and Science in Sports* [online]. 2012, 22(1), 40-48 [cit. 2018-2-12]. Dostupné z: <http://my.sportypeople.net/Articles/Injury%20risk%20factors%20in%20junior%20tennis%20players%20a%20prospective%202-year%20study.pdf>
- 48) HOEVEN, H. and KIBLER, W., B. Shoulder injuries in tennis players. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2006, 40(1), 435-440 [cit. 2018-1-19]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2577490/pdf/435.pdf>
- 49) HOFFMAN, M. and PAYNE, G. The effect of proprioceptive ankle disk training on healthy subjects. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1995, 21(2), 90-93. ISSN 0190-6011.

- 50) HOHMANN, A., LAMES, M., LETZELTER, M. *Úvod do športovního tréningu*. 1. vydání Bratislava: Občianské združenie Sport a veda, 2010. ISBN 978-80-254-9254-3.
- 51) HONOVÁ, K. Aktivace hluboké stabilizačního systému a trénink stabilizace kloubů končetin s využitím tyče Flexi-Bar. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2012, 19(2), 90-94 [cit. 2018-1-24]. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=7209739e-32d5-4729-a8c6-c02a72f0cee0%40sessionmgr4010>
- 52) HUE, O., SIMONEAU, M., MARCOTTE, J., BERRIGAN, F., DORÉ, J., MARCEAU, P., MARCEAU, S., TREMBLAY, A., TEASDALE, N. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait and Posture* [online]. 2007, 26, 32-38 [cit. 2018-1-20]. Dostupné z: https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/43236828/Body_weight_is_strong_predictor_of_postu20160301-20886-1k24nq2.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1516459237&Signature=fz40gK2KynaJhACIbLDzYTGdOqE%3D&response-content-disposition=inline%3B%20filename%3DBody_weight_is_a_strong_predictor_of_pos.pdf
- 53) CHARPIOT, A., TRINGALI, S., IONESCU, E., VITAL-DURAND, F., FERBERVIART, C. Vestibulo-ocular reflex and balance maturation in healthy children aged from six to twelve years. *Audiology and Neurotology*. 2010, 15(4), 203– 210. ISSN 1421-9700.
- 54) IVANČEVIĆ, T., JOVANOVIĆ, B., ĐUKIĆ, M., MARKOVIĆ, S., ĐUKIĆ, N. Biomechanical analysis of shots and ball motion in tennis and the analogy with handball throws. *Facta Universitatis* [online]. 2008, 6 (1), 51-66 [cit. 2017-11-14]. Dostupné z: <http://facta.junis.ni.ac.rs/pe/pe200801/pe200801-06.pdf>
- 55) JANČOVÁ, J. Measuring the balance control system - review. *Acta medica*. 2008, 51(3), 129-137. ISSN 1211-4286.
- 56) JANURA, M. a JANUROVÁ, E. *Fyzikální základ biomechaniky*. 1. vydání Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. ISBN 978-80-244-1805-6.
- 57) JIMÉNEZ, R., S., BENÍTEZ, A., GONZÁLEZ, M., Á., G., G., FELIU, G., M., MAFFIULETTI, N. Effect of vibration frequency on agonist and antagonist arm muscle activity. *European Journal of Applied Physiology*. 2015, 115(6), 1305-1312. ISSN 1439-6319.
- 58) KARAS, V., OTÁHAL, S. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. 1. vydání Praha: Univerzita Karlova, 1991. ISBN 80-7066-514-9.
- 59) KERRIGAN, D., C., RILEY, P., O., CROCE, U., D., MARCIELLO, M. A Refined View of the Determinants of Gait: Significance of Heel Rise. *Archives of Physical*

- Medicine and Rehabilitation* [online]. 2000, 81(8), 1077-1080 [cit. 2018-1-20]. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(00\)38887-6/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(00)38887-6/pdf)
- 60) KIBLER, W., B. The Role of the Scapula in Athletic Shoulder Function. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 1998, 26(2), 325-337 [cit. 2018-2-13]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/947a/13abfbb9611215a5492c53bdd8e97369e042.pdf>
- 61) KIBLER, W., B., CHANDLER, T., J., LIVINGSTON, B., P. Shoulder range of motion in elite tennis players. Effect of age and years of tournament play. *The American Journal of Sports Medicine*. 1999, 24(3), 279-285. ISSN 2333-4592.
- 62) KIBLER, W., B., PRESS, J., SCIASCIA, A. The Role of Core Stability in Athletic Function. *Sports Medicine*. 2006, 36(3), 189-198. ISSN 0112-1642.
- 63) KIBLER, W., B. and SAFRAN, M., R. Musculoskeletal injuries in the young tennis player. *Clinics in Sports Medicine*. 2000, 19(4), 781–792. ISSN 0278-5919.
- 64) KIM, J., KIM, Y., LEE, D. The effect of combined exercise with slings and a flexi-bar on muscle activity and pain in rotator cuff repair patients. *The Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2016, 28(1), 2890-2893 [cit. 2018-1-24]. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/10/28_jpts-2016-486/_pdf
- 65) KNUDSON, D. and BLACKWELL, J. Upper Extremity Angular Kinematics of the One-Handed Backhand Drive in Tennis Players With and Without Tennis Elbow. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 1997, 18(1), 79-82 [cit. 2018-1-12]. Dostupné z: <https://digital.library.txstate.edu/bitstream/handle/10877/5507/1997IJSMTennisElbow.pdf?sequence=1>
- 66) KNUDSON, D. and BLACKWELL, J. Trunk Muscle Activation in Open Stance and Square Stance Tennis Forehands. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 2000, 21(1), 321-324 [cit. 2017-11-14]. Dostupné z: <https://www.thieme-connect.com/DOI/DOI?10.1055/s-2000-3776>
- 67) KONCZAK, J. and DICHGANS, J. The development toward stereotypic arm kinematics during reaching in the first 3 years of life. *Experimental Brain Research*. 1997, 117(2), 346-54. ISSN 1432-1106.
- 68) KOVACS, M., S. Tennis Physiology. *Sports Medicine* [online]. 2007, 37(3), 189-198 [cit. 2017-12-12]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Mark_Kovacs2/publication/276959639_Tennis_Physiology/links/55a5094f08ae81aec9132f2b/Tennis-Physiology.pdf
- 69) LAFOND, D., CORRIVEAU, H., HÉBERT, R., PRINCE, F. Intrasession Reliability of Center of Pressure Measures of Postural Steadiness in Healthy Elderly People. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2004, 85(1), 896-

901 [cit. 2018-1-20]. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(03\)01067-0/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(03)01067-0/pdf)

70) LANGEROVÁ, M. a HEŘMANOVÁ, B. *Tenis a děti*. 1. vydání Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1256-3.

71) LEE, S. The Effects of Vibration Stimuli Applied to the Shoulder Joint on the Activity of the Muscles Around the Shoulder Joint. *Journal of Physical Therapy Science*. 2013, 25(11), 1407-1409. ISSN 0915-5287.

72) LINHARTOVÁ, D. *Tenis*. 1. vydání Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2703-5.

73) LORD, S., R. Visual risk factors for falls in older people. *Age and Ageing* [online]. 2006, 35(2), 42-45 [cit. 2018-1-20]. Dostupné z: https://academic.oup.com/ageing/article/35/suppl_2/ii42/15788

74) MALLAU, S., VAUGOYEAU, M., ASSAIANTE, C. Postural Strategies and Sensory Integration: No Turning Point between Childhood and Adolescence. *Public Library of Science*. 2010, 5(9), 1-13. ISSN 1932-6203.

75) MALLIOU, V., J., BENEKA, A., G., GIOFTSIDOU, A., F., MALLIOU, P., K., KALLISTRATOS, E., PAFIS, G., K., KATSIKAS, CH., A., DOUVIS, S. Young Tennis Players and Balance Performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research* [online]. 2010, 24(2), 389-393 [cit. 2018-2-12]. Dostupné z: https://journals.lww.com/nsca-jscr/Fulltext/2010/02000/Young_Tennis_Players_and_Balance_Performance.13.aspx

76) MARCONDES, F., B., JESUS, J., F., BRYK, F., F., VASCONCELOS, R., A., FUKUDA, T., Y. Posterior shoulder tightness and rotator cuff strength assessments in painful shoulders of amateur tennis players. *Brazilian Journal of Physical Therapy* [online]. 2013, 17(2), 135-141 [cit. 2018-1-19]. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-35552013000200185&lng=en&nrm=iso&tlng=en

77) MARÍN, P., J. SANTOS-LOZANO, A., SANTIN-MEDEIROS, F., VICENTE-RODRIGUEZ, G., CASAJÚS, J., A., HEZELL, T., J., GARATACHEA, N. Whole-body vibration increases upper and lower body muscle activity in older adults: Potential use of vibration accessories. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012, 22(3), 456-462. ISSN 1050-6411.

78) MARÍN, P., J., HERRERO, A., J., SÁINZ, N., RHEA, M., R., GARCÍA-LOPÉZ, D. Effects of Different Magnitudes of Whole-Body Vibration on Arm Muscular Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2010, 24(9), 2506-2511 [cit. 2018-1-25]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/b94f/c732a506b6647c01c8755327568c0693d914.pdf>

- 79) MAUGHAN, R., J. and BURKE, L., M. *Výživa ve sportu. Příručka pro sportovní medicínu*. 1. vydání Praha: Galén, 2006. ISBN 80-7262-318-4.
- 80) MAVVIDIS, A., STAMBOULIS, A., DIMITRIOU, V., GIAMPANIDOY, A. Differences in forehand and backhand performance in young tennis players. *Studies in physical culture and tourism* [online]. 2010, 17(4), 315-319 [cit. 2017-12-1]. Dostupné z: http://www.wbc.poznan.pl/Content/157807/05_Mavvidis_REV.pdf
- 81) MENDEZ-REBOLLEDO, G., GATICA-ROJAS, V., MARTINEZ-VALDES, E., XIE, H., B. The recruitment order of scapular muscles depends on the characteristics of the postural task. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2016, 31(1), 40-47. ISSN 1050-6411.
- 82) MILEVA, K, N., KADR, M., AMIN, N., BOWTELL, J., L. Acute Effects of Flexi-Bar vs. Sham-Bar Exercise on Muscle Electromyography Activity and Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2010, 24(3), 737-748 [cit. 2018-1-24]. Dostupné z: https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/41344218/Acute_effects_of_Flexi-bar_vs._Sham-bar_20160120-29405-1dpz8dd.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1516610028&Signature=D8Px1XTfbezCHFIOkhKu2nh2YE4%3D&response-content-disposition=inline%3B%20filename%3DAcute_Effects_of_Flexi-Bar_vs._Sham-Bar.pdf
- 83) MILLER, S. Modern tennis rackets, balls, and surfaces. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2006, 40(1), 401-405 [cit. 2018-1-17]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2577483/pdf/401.pdf>
- 84) MØLLER, A., R. *Sensory Systems*. 1st edition London: Elsevier Press, 2003. ISBN 0-12-504257-4.
- 85) MOLNÁROVÁ, M. Postura – význam, diagnostika a poruchy. *Rehabilitácia* [online]. 2009, 46(4), 195–205. [cit. 2018-1-21]. Dostupné z: <http://www.rehabilitacia.sk/archiv/cisla/4REH2009-m.pdf>
- 86) MORESIDE, J., M., VERA-GARCIA, F., J., MCGILL, S., M., Trunk Muscle Activation Patterns, Lumbar Compressive Forces, and Spine Stability When Using the Bodyblade. *Physical Therapy* [online]. 2007, 87(2), 153-163 [cit. 2018-1-25]. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/87/2/153/2742163>
- 87) MUHAMAD, T., A., RASHID, A., A., RAZAK, M., R., SALAMUDDIN, N. A comparative study of backhand strokes in tennis among national tennis players in Malaysia. *Procedia -Social and Behavioral Sciences* [online]. 2011, 15(1), 3495-3499 [cit. 2017-12-1]. Dostupné z: https://ac.els-cdn.com/S1877042811008706/1-s2.0-S1877042811008706-main.pdf?tid=a4440240-fc2b-11e7-aaa5-00000aacb362&acdnat=1516265182_bb366e321d833b58c66a6f21a8677ee1

- 88) MYSLIVEČEK, J. *Základy neurovědy*. 2. vydání Praha: Triton, 2009. ISBN 978-80-7387-088-1.
- 89) ODENRICK, P., SANDSTEDT, P. Development of postural sway in the normal child. *Human Neurobiology*. 1984, 3(4), 241- 244. ISSN 0721-9075.
- 90) OLIVIER, I., PALLEUL, E., NOUGIER, V. Effects of attentional focus on postural sway in children and adults. *Experimental Brain Research*. 2008, 185(2), 341-345. ISSN 1432-1106.
- 91) ORENDURFF, M., S., SEGAL, A., D., KLUTE, G., K., BERGE, J., S., ROHR, E., S., KADEL, N., J. The effect of walking speed on center of mass displacement. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [online]. 2004, 41(6), 829-834 [cit. 2018-1-20]. Dostupné z: <https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/357176/b61h1i15bfudnzg7ho0.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1516453208&Signature=y8AaSUn1IQSzPNjRHrRd6ilDjtI%3D&response-content-disposition=inline%3B%20filename%3DThe+effect+of+walking+speed+on+center+of+mass+displacement.pdf>
- 92) PANJABI, M., M. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003, 13(4), 371-379. ISSN 1050-6411.
- 93) PANJABI, M., M. The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorder*. 1992, 5(4), 390-397. ISSN 0895-0385.
- 94) PARÁKOVÁ, B., MÍKOVÁ, M., KROBOT, A. Vibrace: Neurofyziologické aspekty a možnosti klinického využití. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, 15(1), 11-17. ISSN 1211-2658.
- 95) PAVLŮ, D. a STRACHOTOVÁ, H. Terapie a trénink s využitím vibrací: současný trend nebo účinný prostředek? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2011, 18(3), 138-144. ISSN 1211-2658.
- 96) PERIČ, T., DOVALIL, J. *Sportovní trénink*. 1. vydání Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-2118-7.
- 97) PETERSON, M., L., CHRISTOU, E., ROSENGREN, K., S. Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old. *Gait and Posture*. 2006, 23(4), 455-463. ISSN 0966-6362.
- 98) PLUIM, B., MILLER, S., DINES, D., RENSTROM, P., WINDLER, G., NORRIS, B., STROIA, K., DONALDSON, A., MARTIN, K. Sport science and medicine in tennis. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2007, 41(1), 703-704 [cit. 2018-1-17]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2465261/pdf/703.pdf>

- 99) PLUIM, B., M., STAAL, J., B., WINDLER, G., E. Tennis injuries: occurrence, aetiology, and prevention. *British Journal of Sports Medicine*. 2006, 40(5), 415–423. ISSN 0306-3674.
- 100) PRATAP, A. and PANDEY, P. Kinematic analysis of backhand drive in tennis. *International Journal of Physiology, Nutrition and Physical Education* [online]. 2017, 2(2), 13-16 [cit. 2017-12-1]. Dostupné z: <http://www.journalofsports.com/pdf/2017/vol2issue2/PartA/2-1-97-205.pdf>
- 101) PUJARI, A., N., NEILSON, R., D., CARDINALE, M. A Novel Vibration Device for Neuromuscular Stimulation for Sports and Rehabilitation Applications. In: *Engineering in Medicine and Biology Society: 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*. Minneapolis: IEEE, 2009, 2-6. ISBN 978-1-4244-3296-7.
- 102) PUTA, CH. and HERBSLEB, M. Propriomed: Exercise instructions for postural training according to Dr. Rašev [online]. Pullenreuth (Německo): Haider Bioswing, 2005 [cit. 2018-1-26]. Dostupné z: http://www.bioswing.de/sites/bioswing.de/files/categorizeddownloads/files/therapieanleitung_propriomed_englisch.pdf.
- 103) RAŠEV, E. Proprioceptivní posturální terapie. *Rehabilitácia*. 1995, 28(1), 8-11. ISSN 0375-0922.
- 104) RAŠEV, E. a HAIDER, E. *Posturomed: Terapeutický návod pro posturální terapii podle dr. Eugena Raševa*. Pullenreuth (Německo): Haider Bioswing, 2010.
- 105) REYES, M., L., HERNÁNDEZ, M., HOLMGREN, L., J., SANHUEZA, E., ESCOBAR, R., G. High-frequency, low-intensity vibrations increase bone mass and muscle strength in upper limbs, improving autonomy in disabled children. *Journal of Bone and Mineral Research* [online]. 2011, 26(8), 1759-1766 [cit. 2018-1-25]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jbmr.402/full>
- 106) RIVAL, C., CEYTE, H., OLIVIER, I. Developmental changes of static standing balance in children. *Neuroscience Letters*. 2005, 376(2), 133–136. ISSN 0304-3940.
- 107) ROETERT, E., P. and KOVACS, M., S. *Tennis Anatomy*. 1st edition Champaign: Human Kinetics, 2011. ISBN 978-0736089364.
- 108) ROKYTA, R. *Fyziologie*. 3. vydání Praha: Galén, 2016. ISBN 978-80-7492-238-1.
- 109) ROTA, S., HAUTIER, CH., CREVEAUX, T., CHAMPELY, S., GUILLOT, A. Relationship between muscle coordination and forehand drive velocity in tennis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2012, 22(1), 294-300 [cit. 2018-1-19]. Dostupné z: https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/42206090/Relationship_between_muscle_coordination20160206-25054-1d79i19.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=151637108

1&Signature=8U10PmM5V5AFOSS9a6inYWNwfg%3D&response-content-disposition=inline%3B%20filename%3DRelationship%20between%20muscle%20coordination.pdf

110) ROTA, S., MOREL, B., SABOUL, D., ROGOWSKI, I., HAUTIER, CH. Influence of fatigue on upper limb muscle activity and performance in tennis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2013, 24, 90-97 [cit. 2017-12-12]. Dostupné z:

https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/45976575/Influence_of_fatigue_on_upper_limb_muscl20160526-6699-1dhsh88.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1516366688&Signature=dUpJQkaHXImlt1w8ss7Cpd%2BJIiM%3D&response-content-disposition=inline%3B%20filename%3DInfluence_of_fatigue_on_upper_limb_muscl.pdf

111) ROZZI, S., L., LEPHART, S., M., STERNER, R., KULIGOWSKI, L. Balance training for persons with functionally unstable ankles. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1999, 29(8), 478-486. ISSN 0190-6011.

112) RUSSO, C., R., LAURETANI, F., BANDINELLI, S., BARTALI, B., CAVAZZINI, CH., GURALNIK, J., M., FERRUCCI, L. High-Frequency Vibration Training Increases Muscle Power in Postmenopausal Women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2003, 84(1), 1854-1857 [cit. 2018-1-25]. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(03\)00357-5/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(03)00357-5/pdf)

113) RYCHTECKÝ, a., FIALOVÁ, L. *Didaktika školní tělesné výchovy*. 2. vydání Praha: Karolinum, 2004. ISBN 80-7184-659-7.

114) SANNICANDRO, I., COFANO, G., ROSA, R., A., PICCINO, A. Balance Training Exercises Decrease Lower-Limb Strength Asymmetry in Young Tennis Players. *Journal of Sports Science & Medicine* [online]. 2014, 13(2), 397-402 [cit. 2018-2-12]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3990896/>

115) SEDLAK, P. Somatický vývoj chlapců v prepubertě a nástupu puberty. *Česko-slovenská pediatrie* [online]. 2000, 6(1), 370-374 [cit. 2017-12-12]. Dostupné z: <http://www.prolekare.cz/cesko-slovenska-pediatrie-clanek/somaticky-vyvoj-chlapcu-v-prepuberte-a-nastupu-puberty-26794>

116) SHUMWAY-COOK, A. and WOOLLACOTT M., H. *Motor control: theory and practical applications*. 2nd edition Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. ISBN 068330643X.

117) SCHÖNBORN, R. *Moderní výuka tenisové techniky*. 1. vydání Bílina: Nakladatelství Ladislav Hrubý, 2009. ISBN 859-4-315-0265-4.

118) SILVA, R., T., HARTMANN, L., G., SOUZA LAURINO, C., F., ROCHA BILÓ. Clinical and ultrasonographic correlation between scapular dyskinesia and subacromial

space measurement among junior elite tennis players. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2010, 44(6), 407-410 [cit. 2018-2-13]. Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/content/44/6/407.long>

119) SINGH, R., Y. and AMRITASHIS, B. Comparative Kinematic Analysis of Forehand Drive Variations in Tennis. *Research Journal of Physical Education Sciences* [online]. 2015, 3 (5), 5-8 [cit. 2017-11-12]. Dostupné z: http://www.isca.in/PHY_EDU_SCI/Archive/v3/i5/2.ISCA-RJPES-2015-016.pdf

120) SMITH, A., W., ULMER, F., F., WONG, D., P. Gender Differences in Postural Stability Among Children. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2012, 33(1), 25-32 [cit. 2018-2-16]. Dostupné z: <https://www.degruyter.com/downloadpdf/j/hukin.2012.33.issue--1/v10078-012-0041-5/v10078-012-0041-5.pdf>

121) SPÁČILOVÁ, L., ŠPAŇHELOVÁ, Š., ŠAFÁŘOVÁ, M. Propriomed: využití u pacientů po poranění míchy. In: *Sborník vybraných přednášek z 2. Celostátního symposia spinálních jednotek v Liberci 6. – 7. 10. 2005* [online]. Praha: Svaz paraplegiků, 2005, 20-23 [cit. 2018-1-26]. Dostupné z: <http://www.spinalcord.cz/userfiles/dokumenty/2005/2-symp-spinjednotek-vybr-prednasky.pdf>.

122) SPIRDUSO, W., FRANCIS, K., MACRAE, P. *Physical dimensions of aging*. 2nd edition Champaign: Human Kinetics Publisher, 2005. ISBN 978-0736033152.

123) STEINDL, R., KUNZ, K., SCHROTT-FISCHER, A., SCHOLTZ, A., W. Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2006, 48(6), 477–482. ISSN 1469-8749.

124) STEPIEŇ, A., BOBER, T., ZAWADZKI, J. The Kinematics of Trunk and Upper Extremities in One-Handed and Two-Handed Backhand Stroke. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2011, 30(1), 37-47 [cit. 2017-12-1]. Dostupné z: <http://www.johk.pl/files/05-stepien.pdf>

125) STOŽICKÝ, F. a SÝKORA, J. *Základy dětského lékařství*. 2. vydání Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2997-1.

126) SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém - podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, 3(1), 112-124. ISSN 1211-2658.

127) SVOBODA, B. *Stručná pedagogika sportu*. 2. vydání Praha: Karolinum, 1999. ISBN 80-7184-842-5.

128) SÝKORA, F. a Kostková J.. *Didaktika tělesné výchovy*. 1. vydání Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1985.

- 129) THOMAS, S. *Does Balance Training Have an Effect on Agility in Tennis?* Cardiff, 2013. 77 pages. Thesis. Cardiff Metropolitan University.
- 130) TORRES, R., R. and GOMES, J., L. Measurement of glenohumeral internal rotation in asymptomatic tennis players and swimmers. *The American Journal of Sports Medicine*. 2009, 37(5), 1017-1023. ISSN 2333-4592.
- 131) TROJAN a kol. *Lékařská fyziologie*. 4. vydání Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- 132) TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. vydání Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.
- 133) TOD, D., THATCHER, J., RAHMAN, R. *Psychologie sportu*. 1. vydání Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3923-6.
- 134) VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002a, 9(4), 115-121. ISSN: 1211-2658.
- 135) VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002b, 9(4), 122-129. ISSN: 1211-2658.
- 136) VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vydání Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- 137) VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vydání Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
- 138) VYHNÁNEK, M., BRZEZNY, R., JEŘÁBEK, J. Benigní paroxysmální vertigo – nejčastější závratě v lékařské ordinaci. *Neurologie pro praxi* [online]. 2007, 8(6), 348-350 [cit. 2018-1-16]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2007/06/05.pdf>
- 139) WEDDERKOPP, N., KALTOFT, M., LUNDGAARD, M., ROSENDAHL, M., FROBERG, K. Prevention of injuries in young female players in European team handball. A prospective intervention study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 1999, 9(1), 41-47. ISSN 1600-0838.
- 140) WINTER, D., A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*. 1995, 3(4), 193–214. ISSN 0966-6362.
- 141) WINTER, D., A., PATLA, A., E., PRINCE, F., ISHAC, M. Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology*. 1998, 80(1), 1211–1221. ISSN 0022-3077.
- 142) WIRTH, B., ZURFLUH, S., MÜLLER, R. Acute effects of whole-body vibration on trunk muscles in young healthy adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011, 21(3), 450-457. ISSN 1050-6411.

- 143) WOLFF, D., R., ROSE, J., JONES, V., K., BLOCH, D., A., OEHLERT, J., W. Postural balance measurements for children and adolescents. *Journal of Orthopaedic Research*. 1998, 16(2), 271-275. ISSN 1554-527X.
- 144) WOLLEY, S., MCCARTER, J., RANDOLF, B. An assesment of foam support surfaces used in static stabilometry. *Gait and Posture*. 1995, 3(2), 110-113. ISSN 0966-6362.
- 145) WOLPERT, D., M., GHAHRAMANI, Z., FLANAGAN, J., R. Perspectives and problems in motor learning. *TRENDS in Cognitive Sciences* [online]. 2001, 5(11), 487-494 [cit. 2018-3-11]. Dostupné z: <http://cbl.eng.cam.ac.uk/pub/Public/Wolpert/Publications/WolGhaFla01.pdf>
- 146) ZUŠA, A., LANKA, J., ČUPRIKS, L. Glenohumeral joint muscles strength of the young tennis players. *Journal of Human Sport & Exercise* [online]. 2012, 7(1), 8-16 [cit. 2018-2-13]. Dostupné z: <http://www.redalyc.org/pdf/3010/301023534002.pdf>

9 PŘÍLOHY

Příloha č. 1 Souhlas etické komise UK FTVS

Příloha č. 2 Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 Seznam použitých zkratk

Příloha č. 4 Seznam tabulek

Příloha č. 5 Seznam obrázků

Příloha č. 6 Seznam grafů

Příloha č. 7 Dotazník k výběru probandů

Příloha č. 1 – Souhlas etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešleslavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce, zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Ovlivnění posturální stability hráčů tenisu věkové kategorie 11- 13 let fyzioterapeutickou intervencí cvičením s Propriomedem

Forma projektu: výzkumná práce - Diplomová práce

Období realizace: Květen 2017- Září 2017

Předkladatel: Bc. Barbora Bednarzová

Hlavní řešitel: Bc. Barbora Bednarzová

Vedoucí práce (v případě studentské práce): MUDr. Eugen Rašev, Ph.D.

Popis projektu: Projekt bude zaměřen na získání informací o vlivu cvičení s Propriomedem hráčů tenisu věkové kategorie 11 – 13 let a jeho ovlivnění posturální stability. Propriomed je elastická kmitací tyč s nastavitelnými parametry oscilačních pohybů využívaná pro stabilizaci segmentů těla. Cílem této práce bude zhodnocení efektu fyzioterapeutické intervence na provádění jednotlivých tenisových úderů. Diplomová práce bude obsahovat část teoretickou a část praktickou, kde budeme pomocí měření úspěšnosti úderů pozorovat změnu před a po zahájení fyzioterapeutické intervence cvičením s Propriomedem. Probandi budou rozděleni do dvou skupin (zkoumaná a kontrolní). Probandi zkoumané skupiny budou 1x týdně absolvovat cvičení ke zlepšení posturální stability zahrnující cvičení s Propriomedem po dobu dvou měsíců. Poté bude následovat dvouměsíční pauza, po které bude následovat poslední měření a zhodnocení efektu i po ukončení fyzioterapeutické intervence. Výzkumné práce se zúčastní cca 20 testovaných hráčů.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: Nebudou použity žádné invazivní metody měření. Testování a zajištění bezpečnosti měření bude zajišťovat Bc. Barbora Bednarzová. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit prováděných v rámci tohoto typu výzkumu.

Etické aspekty výzkumu: Získaná osobní data probandů budou anonymizovaná a po anonymizaci budou smazána. Výzkumu se zúčastní pouze děti ve věku 11-13 let se souhlasem zákonného zástupce. Výzkumu se zúčastní probandi pouze věkové kategorie 11-13 let, neboť v tomto období dochází k prodlužování končetin, trupu a mění se úroveň posturální stabilizace. Výzkum zahrnuje vulnerabilní skupinu nezletilých osob, protože bude hodnoceno, zda cvičení s Propriomedem pomáhá s kalibrací posturální stability, která probíhá v tomto růstovém období.

Informovaný souhlas: příložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně. Potvrzují, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne 12. 4. 2017

Podpis předkladatele: *Bednarzová*

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martinková, Ph.D.

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: *099/2014*

dne: *18.5.2014*

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

razítko UK FTVS

Mh
podpis předsedkyně EK UK FTVS

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné), Vás žádám o souhlas s účastí Vašeho syna / dcery ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce s názvem Ovlivnění posturální stability hráčů tenisu věkové kategorie 11- 13 let fyzioterapeutickou intervencí cvičením s Propriomedem. Projekt bude realizován v tenisovém klubu TCD Donovalská.

1. Cílem této diplomové práce je zhodnocení efektu fyzioterapeutické intervence cvičením s Propriomedem na provádění jednotlivých tenisových úderů a jejich úspěšnost.
2. Fyzioterapeutická intervence bude zahrnovat pouze kompenzační cvičení a cvičení s oscilační pomůckou Propriomed. Propriomed je elastická kmitací tyč s nastavitelnými parametry oscilačních pohybů využívaná pro stabilizaci segmentů těla. Testování, zajištění bezpečnosti měření a posouzení zdravotního stavu probandů bude zajišťovat Bc. Barbora Bednarzová.
3. K testování budou použity pouze neinvazivní postupy – součet úspěšně umístěných úderů do vyměřené části kurtu.
4. Fyzioterapeutická intervence a měření bude probíhat pravidelně 1x týdně během kondiční tréninku po dobu dvou měsíců a následně po uplynutí dvouměsíční pauzy bude provedeno poslední měření a zhodnocení výsledků.
5. Výzkumný projekt sebou nenese žádná rizika. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Během fyzioterapeutické intervence a měření budete pod neustálým odborným dohledem.
6. Výsledky výzkumné práce poskytnou informaci o tom, zda je vhodné zařazovat cvičení s Propriomedem do kondiční přípravy hráčů tenisu.
7. Vaše účast v projektu nebude finančně ohodnocena.
8. Data a výsledky získané během testování budou anonymizována a budou sloužit pouze k statistickému zhodnocení. V rámci diplomové práce nebudou pořizována žádná audio, video ani foto dokumentace. Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána.
9. Celkové zhodnocení výsledků bude součástí diplomové práce, která bude uchována v archivu UK FTVS.
10. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Barbora Bednarzová
Podpis:.....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení.....
Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s prezentováním a uveřejněním výsledků měření výše uvedené diplomové práci, a že mi osoba, která

provedla poučení, osobně vše podrobně vysvětlila, a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace, zeptat se na vše podstatné a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout prezentování a uveřejnění výsledků měření v diplomové práci nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně zasláním Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat řešitele.

Místo, datum

Jméno a příjmení probanda Podpis probanda:

Jméno a příjmení zákonného zástupce.....

Vztah zákonného zástupce k probandovi.....Podpis:

Příloha č. 3 – Seznam použitých zkratk

AC – Area of Contact

AS – Area of Support

BS – Base of Support

cm - centimetr

cm/rok - centimetr za rok

CNS – centrální nervová soustava

COG – Centre of Gravity

COM – Centre of Mass

COP – Centre of Pressure

EMG - elektromyografie

GnRH - gonadotropin uvolňující hormon

h – hodina

HK – horní končetina

Hz- hertz

kg - kilogram

kJ/min – kilojoule za minutu

km - kilometr

m – metr

m. – musculus

min - minuta

mm. - musculi

mV - milivolt

rad/s - radián za sekundu

s – sekunda

sig – signifikantní hodnota

Příloha č. 4 - Seznam tabulek

Tabulka č. 1: Mauchlyho test sféricity

Tabulka č. 2: Hodnocení průměrů, standartního erroru a tzv. 95 % confidence interval pro forhendový úder

Tabulka č. 3: Hodnocení úspěšnosti forhendového úderu, stanovení signifikantního rozdílu

Tabulka č. 4: Hodnocení průměrů, standartního erroru a tzv. 95 % confidence interval pro bekhendový úder

Tabulka č. 5: Hodnocení úspěšnosti bekhendového úderu, stanovení signifikantního rozdílu

Tabulka č. 6: Levenův test pro forhendový úder

Tabulka č. 7: Párová komparace úspěšnosti úderů mezi intervenční a kontrolní skupinou u forhendu

Tabulka č. 8: Levenův test pro bekhendový úder

Tabulka č. 9: Párová komparace úspěšnosti úderů mezi intervenční a kontrolní skupinou u bekhendu

Tabulka č. 10: Stanovení závislosti úspěšnosti úderu na rychlosti švihové fáze u forhendu

Tabulka č. 11: Stanovení závislosti úspěšnosti úderu na rychlosti švihové fáze u bekhendu

Příloha č. 5 Seznam obrázků

Obrázek č. 1: Forhendový úder (Roetert, Kovacs, 2011)

Obrázek č. 2: Bekhendový úder (Roetert, Kovacs, 2011)

Obrázek č. 3: Strategie k udržení posturální stability (Dostupné z: <http://symmetryptmiami.com/strategies-maintain-balance/>)

Obrázek č. 4: Svaly v oblasti ramenního kloubu (Dostupné z: <https://www.studyblue.com/notes/n/joint-movements/deck/13585484>)

Obrázek č. 5: Typy Propriomedů (Putz, Herbsleb, 2005)

Příloha č. 6 Seznam grafů

Graf č. 1: Vývoj průměrné přesnosti forhendů u intervenční a kontrolní skupiny

Graf č. 2: Vývoj průměrné přesnosti bekhendů u intervenční a kontrolní skupiny

Graf č. 3: Závislost úspěšnosti na rychlosti švihové fáze forhendu

Graf č. 4: Závislost úspěšnosti na rychlosti švihové fáze bekhendu

Příloha č. 7 Dotazník k výběru probandů

Dotazník k diplomové práci

Dobrý den,

jsem studentka návazného magisterského studia fyzioterapie UK FTVS a obracím se na Vás prosbou o pomoc při vyplnění tohoto dotazníku, který se týká Vašeho/Vaší syna/dcery. Výsledky získané z dotazníku mi budou nápomocny při výběru probandů k mé diplomové práci. Získané údaje budou složité pouze pro účely diplomové práce s názvem: Ovlivnění posturální stability hráčů tenisu věkové kategorie 11- 13 let fyzioterapeutickou intervencí cvičením s Propriomedem. Cílem této práce bude zhodnocení efektu fyzioterapeutické intervence na provádění jednotlivých tenisových úderů a jejich úspěšnost.

Děkuji Vám za Váš čas a spolupráci

Bc. Barbora Bednarzová

DOTAZNÍK

Jméno a příjmení:

Pozn.: Jméno a příjmení v dotazníku, slouží pouze pro přiřazení k následujícím výsledkům vyšetření. Publikované výsledky jsou anonymní a vaše jméno nebude nikde zveřejněno.

Datum narození:

Výška:

Váha:

Kolik let se aktivně věnuješ tenisu:

Kolikrát týdně trénuješ:

Jakou ligu hraješ (v družstvech):

Jaké kategorie turnajů hraješ:

Měl/a jsi někdy úraz/zlomeninu?

Kde?

Pocit'uješ bolest při tréninku/zápase?

Kde?