

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2017

Bc. Iveta Marešová

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Stabilizační trénink s neuroortopedickou pomůckou
Propriomed v házené**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

MUDr. Eugen Rašev, Ph.D.

Vypracovala:

Bc. Iveta Marešová

Praha, 2017

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem řádně uvedla a citovala všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

V Praze dne:

Podpis studenta

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

Děkuji vedoucímu této diplomové práce MUDr. Eugenu Raševovi, Ph.D. za poskytnutí technického vybavení, odborné vedení, cenné připomínky a podněty. Za poskytnutí technického vybavení děkuji PhDr. Janu Carbochovi, PhD, a také Mgr. Martinu Komarcovi za četné a podnětné konzultace.

ABSTRAKT

Název: Stabilizační trénink s neuroortopedickou pomůckou Propriomed v házené

Cíl: Cílem práce je objektivizace vlivu krátkodobého a dlouhodobého cvičení s Propriomedem na přesnost hodu u hráček házené se současným pozorováním změn hodnot rychlosti hodu.

Metody: Podstatou experimentu bylo zaznamenání hodnot přesnosti a rychlosti hodů do čtyř terčů umístěných v rozích brány, a to vždy před a po dané intervenci. Těmi byly běžná tréninková jednotka bez cvičení s Propriomedem, cvičební jednotka s Propriomedem a dlouhodobé cvičení s Propriomedem. Experiment byl prováděn vždy před začátkem tréninku a zúčastnilo se ho celkem 11 probandů. K měření rychlosti bylo využito radarové zařízení Stalker. Získané hodnoty byly dále zpracovávány v programu Dartfish pro analýzu přesnosti hodů.

Výsledky: Prostřednictvím experimentu bylo zjištěno, že vlivem krátkodobé intervence s Propriomedem došlo u sedmi probandů ke snížení přesnosti hodu, u dvou k jejímu zvýšení a u posledních dvou probandek nebyl prokázán žádný efekt. Dlouhodobá intervence měla za následek snížení přesnosti hodu, výjimkou byly pouze dvě probandky, u kterých došlo naopak k jejímu zvýšení. Pozitivní efekt obou intervencí byl prokázán u čtyř různých hráček. Tréninková jednotka, která nezahrnovala cvičení s Propriomedem, měla převážně pozitivní vliv na přesnost hodu, pouze u čtyř probandů došlo k jejímu snížení.

Klíčová slova: Propriomed – házená – postura – hod na bránu – přesnost hodu – rychlost hodu

ABSTRACT

Title: Stabilization training with sensorimotor tool Propriomed in handball

Goal: The aim of our experiment was to evaluate an influence of short-term and long-term exercise with Propriomed on an accuracy of throwing ball in handball with taking speed of throwing into consideration.

Methods: It was used an experiment to evaluate changes of throwing accuracy and speed depending on a specific intervention. Concretely interventions were an usual training unit without using Propriomed, an exercise unit with Propriomed and long-term exercising with Propriomed which lasted for a month. Measuring of values was always done before the beginning of training with participation of 11 probands. A radar gun named Stalker was used for measuring of speed throwing. Final values were processed in the programme Dartfish for an analysis of throwing accuracy.

Results: Negative effect on throwing accuracy was found in the case of 7 probands because of exercise unit with Propriomed. In the case of 2 probands this intervention led to increase of accuracy and two probands were without an effect. Long-term intervention with Propriomed did not have a positive effect on throwing accuracy either. There was an exception of two probands with increasing accuracy after intervention. Both interventions had a positive effect on four different players. A training unit without exercise with Propriomed had also a positive effect, so throwing accuracy increased except of four probands. Their values of accuracy decreased.

Key words: Propriomed – handball – posture – ball throwing – throwing accuracy – throwing speed

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	10
1. Úvod	11
2. Teoretická východiska.....	13
2.1. Vymezení pojmů týkajících se posturální stabilizace.....	13
2.1.1. Pojem stability a stabilizace.....	13
2.1.2. Rovnováha	17
2.1.3. Koordinace.....	18
2.2. Házená.....	20
2.2.1. Charakteristika sportovního výkonu v házené.....	20
2.2.2. Charakteristika jednotlivých pozic hráčů	20
2.2.3. Hod vrchem.....	22
2.2.4. Analýza vlivů na rozptyl odchylek při hodu.....	28
2.2.5. Analýza vlivů na rychlost hodu	31
2.3. Propriomed	34
2.3.1. Obecné účinky vibrací na organismus.....	34
2.3.2. Charakteristika cvičební pomůcky Propriomed.....	38
2.3.3. Zásady cvičení s Propriomedem	39
3. Cíle a úkoly práce, hypotézy.....	42
3.1. Cíle práce	42
3.2. Úkoly práce	42
3.3. Hypotézy práce	42
4. Metodika práce.....	43
4.1. Charakteristika práce	43
4.2. Charakteristika výzkumného souboru	43
4.3. Technické vybavení pro výzkum.....	43

4.4.	Metoda získání dat	44
4.4.1.	První měření – kontrolní.....	44
4.4.2.	Druhé měření – krátkodobý efekt Propriomedu	44
4.4.3.	Třetí měření – dlouhodobý efekt Propriomedu.....	46
4.5.	Metoda zpracování dat	47
5.	Výsledky	49
5.1.	Rozdíly na individuální úrovni.....	49
5.1.1.	Hodnocení změn přesnosti hodu	49
5.2.	Rozdíly na skupinové úrovni.....	65
5.3.	Vzájemný vztah přesnosti a rychlosti hodu	69
6.	Diskuze	71
6.1.	Účinek krátkodobé intervence	71
6.2.	Účinek dlouhodobé intervence	73
7.	Závěr.....	76
	SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ.....	78
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	81
	SEZNAM PŘÍLOH.....	94

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

ABD – abdukce

AC – plocha kontaktu

ADD – addukce

AP – akční potenciál

CNS – centrální nervový systém

COG – Centre of Gravity

COM – Centre of Mass

COP – Centre of Pressure

DLFPC – dorzo-laterální prefrontální motorická kůra

ES – erector spinae

Hz – Hertz

m. – musculus (sval)

OIA – obliquus internus abdominis

SF – srdeční frekvence

TA – transversus abdominis

TVR – tonický vibrační reflex

VR – vnitřní rotace

ZR – zevní rotace

1 Úvod

Propriomed je pomůcka vyvinutá MUDr. Raševem ve formě elastické tyče s nastavitelnými frekvenčními modulátory, která během cvičení vytváří vibrace stimulující svalovou aktivitu ve formě synergistické aktivace antagonistických svalů. Jejich současná aktivace je podstatou nastavení optimálního výchozího postavení daného segmentu. Tato diplomová práce vychází z předpokladu, že každému volnému pohybu horní končetiny předchází nejen aktivita trupového svalstva, ale i aktivita svalů v okolí lopatky. Výchozí poloha lopatky je základem pro pohyb distálních částí horní končetiny a vzájemná spolupráce svalů kolem ní je důležitá pro koordinaci pohybu. Podstatou cvičení s Propriomedem je ovlivnění segmentální koordinace prostřednictvím oscilujících kmitů. Ty vychylují daný segment a vedou tak ke změně naprogramování současné aktivace antagonistických svalů a k vytváření nových strategií za účelem zabránění změně těžiště.

Náplní této práce je v rámci teoretické části pojednání o posturální stabilizaci a pojmech s ní souvisejících. Obsahem druhé kapitoly je charakteristika házené jako sportu spolu s předpoklady hráčů dle jejich pozice ve hře. Vzhledem k charakteru házené byla pozornost zaměřena na popis hodů vrchem a nechybí také snaha o analýzu vzájemného vztahu přesnost-rychlost včetně vlivů, které mohou působit buď ve prospěch jeho rychlosti či přesnosti. Poslední kapitola se týká účinku vibrací a primárně se zaměřuje na popis a zásady cvičení s Propriomedem.

Součástí praktické části je experiment hodnotící krátkodobý a dlouhodobý efekt cvičení s touto pomůckou na výkon v házené. Vzhledem k tomu, že stěžejní částí tohoto sportu je hod do brány a za jeho důležitá kritéria jsou považovány zejména přesnost a rychlost, je cílem této diplomové práce sledovat jejich vzájemný vztah a účinek cvičení s Propriomedem na přesnost hodu do brány. V experimentu byla využita série cviků se zaměřením na svaly v okolí lopatky s účelem optimalizace jejího výchozího postavení. Předpokládalo se, že tyto změny budou mít efekt také na koordinaci pohybu celé horní končetiny, která by se mohla projevit zvýšenou přesností hodu do brány.

Toto téma představovalo možnost zapojení intervence pod vedením fyzioterapeuta do sportovního výkonu, neboť tréninky jsou vedeny pouze trenérem a fyzioterapeut je vyžadován spíše v případě patologických stavů a ne v rámci prevence. Další motivací byla také dostupnost vzorku probandů, kteří měli zájem účastnit se experimentu.

Za očekávaný přínos této práce lze považovat zjištění, zda tato intervence pozitivně ovlivňuje výkon v házené a zda by se tedy cvičení s Propriomedem mělo stát pravidelnou součástí běžných tréninků nejen jako zpestření, ale i jako prostředek pro snazší výhru nad protihráčem.

2 Teoretická východiska

2.1 Vymezení pojmů týkajících se posturální stabilizace

2.1.1 Pojem stability a stabilizace

O pojmu stability se velmi často hovoří v souvislosti s udržováním vzpřímeného držení těla ve stoji na obou dolních končetinách, přičemž tato poloha je ze své podstaty nestabilní a někdy také označována jako případ „obráceného kyvadla“. Ten je charakterizován vysoko uloženým těžištěm a malou plochou základny. Schopnost udržování vzpřímeného držení těla i přes působení vnitřních a vnějších sil s eliminací neřízených pádů je označována jako posturální stabilita (Vařeka, 2002a; Véle, 2006; Janura, Janurová, 2007). Vzhledem k tomu, že lidské tělo je nepravidelného a proměnlivého tvaru, jehož stabilita je udržována prostřednictvím svalové aktivity řízené centrálním nervovým systémem (CNS), mluví Véle (2006) spíše o aktivní stabilizaci než o stabilitě. Toto aktivní držení jednotlivých segmentů proti působení zevních sil je nazýváno posturou (Janura, Janurová, 2007). Je nutné podotknout, že postura není synonymem stoje na dvou dolních končetinách, ale je součástí jakékoliv polohy a pohybu. V rámci cílených pohybů je přítomna na začátku, kdy se mění na atitudu, účelově orientovanou polohu, a i na konci, kdy má brzdící a stabilizační charakter (Vařeka, 2002a; Janura, Janurová, 2007).

Panjabi přichází s konceptem neutrální zóny, ve kterém je stabilita výsledkem spolupráce tří podsystémů – pasivního, aktivního a kontrolního (Reiman, 2009). První z nich zahrnuje ligamenta páteře a meziobratlové klouby poskytující vnitřní stabilitu, do aktivního podsystému spadají svaly obklopující páteř zajišťující dynamickou stabilitu a posledním prvkem je kontrola nervového systému, který zhodnocuje a stanovuje požadavky na stabilitu a koordinuje svalovou aktivitu. Za normálních podmínek tyto podsystémy pracují ve vzájemné harmonii a udržují daný pohyb v tzv. neutrální zóně, která je součástí celkového rozsahu pohybu, v rámci kterého probíhá pohyb s minimálním odporem. Naopak nadměrný rozsah pohybu mezi dvěma sousedními segmenty páteře bez jeho současné muskulární kontroly lze považovat za nestabilitu (Panjabi, 1992; Panjabi, 2003).

V souvislosti s vnímáním posturální stability z hlediska biomechaniky je zapotřebí definovat následující pojmy. Prvním z nich je Centre of Gravity (COG), pomyslný bod, do kterého se promítají fyzikální síly působící na lidské tělo (Vyskotová, 2013). Dalším pojmem

je Centre of Mass (COM), který je hypoteticky „hmotným bodem“, který je centrem hmotnosti celého těla. Prostřednictvím váženého průměru COM je možné zjistit těžiště. V případě pohybu v horizontální rovině ho lze za něj i zaměnit. Poloha těžiště má vliv na umístění Centre of Pressure (COP), což je označení pro působiště vektoru reakční síly podložky a jeho umístění je shodné s COG nebo s COM pouze u dokonale tuhého tělesa (Vařeka, 2002a). V tomto kontextu se rozlišují ještě dva pojmy – opěrná plocha (Area of Support, AS) a opěrná báze (Base of Support, BS). První z pojmů označuje plochu kontaktu těla s podložkou (Janura, Janurová, 2007), který nemusí být přímý, ale zprostředkovan například i přes oděv. Ke kontrole posturální stability a vytvoření aktivní opory nemusí být vždy využita celá plocha kontaktu (Area of Contact, AC). Opěrná plocha je tedy součástí plochy kontaktu, ale je pouze tou částí, která je využita k tvorbě opěrné báze (Vařeka, 2002a). Tu lze charakterizovat jako plochu vznikající propojením krajních bodů opěrné plochy (Janura, Janurová, 2007). K opěrné bázi má úzký vztah COG, neboť se do ní promítá a udržení jeho průmětu v této oblasti je základem rovnováhy (Vařeka, 2002a).

2.1.1.1 Principy řízení posturální stability

Stabilita je dána součinností senzorické složky poskytující proprioceptivní informace z periferie pohybového systému, zraku a vestibulárního aparátu, složky řídicí zahrnující CNS a složkou výkonnostní, kterou představuje kosterně svalový systém (Janura, Janurová, 2007). V rámci senzorické složky se v případě rotačních pohybů hlavy nebo rychlých změn její polohy nejvíce uplatňuje vestibulární systém (Vařeka, 2002a), který je také důležitý pro rovnováhu a vnímání vertikály (Kobesova, Kolar, 2014). Vizuální kontrola má schopnost anticipace změn v působení zevních sil a pohybu (Vařeka, 2002a), poskytuje odhad vzdálenosti a rychlosti a umožňuje tak reagovat adekvátně a koordinovaně na dané podmínky prostředí. Kromě informativní úlohy proprioceptorů nelze opomenout také účast exteroceptorů, konkrétně Ruffiniho a Meissnerových tělísek, které slouží k rozpoznání míst s odlišným zatížením a udávají tak informace o poloze COP (Centre of Pressure). Tyto vstupní informace přispívají k vnímání pohybu i rychlosti jeho změny (Vařeka, 2002b; Kobesova, Kolar, 2014) a detekují konkrétní situaci, kterou následně vyhodnotí CNS a vybere vhodný motorický program zajišťující korekci odchylky těžiště. K tomu jsou využívány principy feed forward (predikce pohybu, anticipace) a feed back (zpětná vazba). Součástí výsledné reakce je aktivace daných svalových skupin a nastavení puncta fixa a puncta mobile (Vařeka, 2002b; Rašev, Haider, 2010)

Vařeka (2002b) rozděluje řídicí mechanismy posturální stability dvojím způsobem, na strategie statické a dynamické, strategie proaktivní a reaktivní.

Co se týče strategie statické, ta představuje tzv. rovnovážné reakce, které jsou balančním mechanismem, jejichž cílem je udržení posturální stability, aniž by došlo ke změně plochy kontaktu (AC). Konkrétně se jedná o „hlezenní“ a „kyčelní“ mechanismus udržení rovnováhy. První ze jmenovaných se uplatňuje v předozadním směru, druhý ve směru laterolaterálním. Pokud se blíží hranice schopnosti posturálního systému udržet COP a COG v opěrné bázi, zvolí CNS strategii dynamickou, která vede ke změně plochy kontaktu prostřednictvím úkroku či chycením se nějaké opory (Vařeka, 2002b).

Proaktivní strategie jsou v podstatě jiným názvem pro princip dopředné a zpětné vazby. První z nich zahrnuje schopnost předvídání pohybu, které je spojeno se změnou postury v atitudu, účelově orientovanou polohu, z které vychází volní pohyb. Součástí je také aktivace svalů pro kontrolu stability ještě před zahájením pohybu, který by mohl vést k destabilizaci postury. Samotný pohyb doprovází také reaktivní strategie, které jsou součástí posturální reaktivity. Ta zajišťuje schopnost reagovat na změny prostředí a přizpůsobovat postavení hlavy, trupu, končetin v závislosti na změně pozice těla jako celku v daném prostoru (Vyskotová, 2013). Mezi zdroje zpětné vazby patří propioceptivní informace ze svalů, šlach, kloubů, informace z vestibulárního aparátu, kožních receptorů a zrakové a sluchové vjemy. Pro zpracování těchto informací, vzájemnou komparaci s představou pohybu a následnou korekci má nezastupitelnou roli mozeček (Véle, 2006).

Udržování postury závisí na fyzikálních parametrech jako je hmotnost jedince, jeho výška, gravitace, velikost opěrné plochy a charakter kontaktu s podložkou. Zajištění konkrétní polohy je dáno souhrou faktorů statických, tvar kloubu, jeho centrace, a faktorů dynamických zahrnující svalovou souhru a aktivitu (Véle, 2006; Vyskotová, 2013).

2.1.1.2 Svaly stabilizující trup

V rámci udržování stability vzpřímené polohy definoval Panjabi tzv. střední zónu pohybového rozsahu kolem vertikály (Véle et al., 2001; Véle, 2006), ve které nejsou patrné žádné odchylky ani korekční pohyby (Véle, 2006). V oblasti páteře tento minimální rozsah pohybu provádějí krátké tonické svaly uložené hluboko v blízkosti daného kloubu působící v ose pohybového segmentu (Véle, 2006). Jedná se o intersegmentální svaly, někdy nazývané také jako autochtonní. Jejich funkcí je jemné nastavení segmentu v rámci anticipační fáze pohybu (Rašev, Haider, 2010) a jsou základem stability osového orgánu. Na tuto vnitřní

stabilizaci nasedá stabilizace vnější, kterou zajišťují delší a silnější záběrové svaly spojující jednotlivé sektory páteře a svou aktivitou se snaží navrátit těžiště do středu opěrné báze a přesahují tak oblast střední zóny (Véle, 2006). Jedná se o polysegmentální svaly, které lze ještě rozlišit na krátké a dlouhé. Ty krátké tvoří střední část muskulatury trupu a zahrnují 4 až 6 segmentů, zatímco dlouhé polysegmentální svaly jsou uloženy na povrchu a přesahují více než šest segmentů (Rašev, Haider, 2010). Při nedostatečné vnitřní stabilizaci je funkce intersegmentálních svalů plněna aktivitou svalů polysegmentálních. Zapojují se tak v mnohem větší míře a v situacích, ve kterých nemají svou primární funkci. Pokud je nutné udržet daný kloub v jedné pozici, dojde k jejich nadměrné synergické aktivitě, která se nazývá jako funkční rigidita. Jejím důsledkem je změna svalového tonu a narušení schopnosti synergické relaxace. Druhá varianta funkční patologie svalového tonu je nadměrná reciproční inhibice. V tomto případě je jeden sval aktivován příliš a jeho antagonist je naopak inhibován. Tato situace se v rámci posturálních reakcí projevuje jako selhání svalové síly. Příkladem může být podklesnutí kolenního kloubu při chůzi (Rašev, Haider, 2010).

2.1.1.3 Svaly stabilizující ramenní pletenec

Funkční stabilizace ramenního pletence je důležitá při jakékoliv změně těžiště končetiny (Rašev, Haider, 2010). Je obecně známo, že stabilizační funkci lopatky plní trapézový sval a *m. serratus anterior*. Mendez-Rebolledo et al. (2016) uvádí, že v případě volního pohybu horní končetiny začíná aktivita v *musculus (m.) serratus anterior*, následuje přední část deltového svalu a poté se aktivují jednotlivé části trapézového svalu v tomto pořadí – horní, střední a dolní. Při neplánovaném pohybu se jedná o simultánní aktivaci zmíněných svalů, která vzniká se zpožděním jako odezva na odchylku vedoucí k destabilizaci. Kontrakce svalů je kompenzační reakcí na změnu těžiště detekovanou zpětnou vazbou z proprioceptorů. Zatímco při plánovaném pohybu je načasování svalové aktivity součástí feed forward. Je nutné zdůraznit, že konkrétní pořadí aktivity svalů se odvíjí od charakteru prováděného pohybu. Mezi svaly zajišťující stabilizaci ramenního kloubu se řadí *m. supraspinatus*, *m. infraspinatus*, *m. teres minor*, *m. subscapularis* (Véle, 2006).

Nelze opomenout samotnou roli osového orgánu, neboť jeho stabilita je základem pro volný pohyb (Véle et al., 2001) a každému volnému pohybu horní končetiny předchází v rámci anticipace aktivita trupové muskulatury (Rosemeyer et al., 2015).

2.1.1.4 Stabilizace volního pohybu

Volnímu pohybu vždy předchází aktivita stabilizačního systému, která je řízena automaticky a nevědomě z oblasti subkortikálních struktur (Véle, 2006; Kobesova, Kolar, 2014). Za předpokladu, že kontrola CNS je adekvátní a svalová aktivita je v rovnováze, pak každá postura a pohyb automaticky vycházejí z optimálního nastavení, které je charakterizováno centrovanou pozicí jednotlivých kloubů. Tato funkčně centrovaná pozice není pozicí statickou, ale dynamickým jevem řízeným CNS, který zajišťuje optimální pozici kloubu. Celková plocha kontaktu mezi hlavicí a jamkou kloubu je ovlivněna napětím ligament a předpokládá se, že centrovaný kloub má největší mezikostní kontakt, který umožňuje optimální přenos zatížení v kloubu v rámci celého pohybového řetězce. To znamená, že se jedná o maximální zatížení s minimálním napětím kloubního pouzdra a ligament spolu s ochranou veškerých struktur kloubu během zatížení (Kobesova, Kolar, 2014). Toto symetrické zatížení kloubů je umožněno synchronní aktivitou mezi svaly antagonistické funkce, nazývané také jako koaktivace, která se vyvíjí v rámci posturální ontogeneze (Kolář, 1998). Tato synergistická svalová aktivace nabývá různé intenzity a dynamicky se mění dle polohy těžiště. Je řízena nejen před samotným pohybem, anticipačně, ale i během pohybu kombinací kontroly zpětné a dopředné vazby (Rašev, Haider, 2010). Během volního pohybu je posturální systém stále aktivní a má tak brzdící funkci (Véle, 2006).

2.1.2 Rovnováha

Z hlediska biomechaniky je rovnováha definována jako klidový stav tělesa, který nastane, pokud součet všech působících sil a součet momentů všech působících sil je roven nule. V případě, že rychlost tělesa je také nulová, jedná se o rovnováhu statickou. Další charakteristikou tohoto typu rovnováhy je poloha těžiště nad opěrnou bází. Stabilitu tak lze zvýšit snížením těžiště či zvětšením opěrné báze. Druhým typem je rovnováha dynamická, kdy se těleso pohybuje konstantní rychlostí a vykonává rovnoměrný přímočarý pohyb. V tomto případě se těžiště nepromítá do opěrné báze a stabilita je udržována vzájemným působením vnitřních a vnějších sil (Janura, Janurová, 2007).

Pojem rovnováha zahrnuje soubor statických a dynamických strategií zahrnující neustálou adaptaci polohy kloubů a svalové aktivity s cílem udržet tělo nad opěrnou bází. Konkrétně se sem řadí postojové a vzpřimovací reflexy (Vařeka, 2002a; Janura, Janurová, 2007). Principem postojových reflexů je aktivita antigravitačního svalstva a dle rozsahu jejich kontrakce lze rozlišovat lokální statické reakce zahrnující pohyb jedné končetiny, segmentální

se zapojením více končetin (zkřížený extenzorový reflex) a celkové statické reakce zahrnující reakci trupu, šíje i končetin. Příkladem jsou tonické šíjové reflexy. Celkový tonus končetin, trupu a šíjového svalstva je ovlivňován vzpřimovacími reflexy v závislosti na směru působení gravitace. Z nervových struktur se konkrétně účastní retikulární formace, mozková kůra a statokinetické čidlo (Vyskotová, 2013).

2.1.3 Koordinace

Koordinaci lze charakterizovat jako schopnost vykonávat přesné pohyby i za současných změn vnějších podmínek. Tato motorická schopnost je podmíněna řídicími procesy pohybové činnosti, jejichž průběh je generalizované a upevněné kvality (Havel et al., 2010). Hlavním rysem koordinace je vzájemná spolupráce mnoha faktorů za účelem splnění daného cíle. V rámci pohybu lze rozlišovat koordinaci na několika úrovních, mezi svaly, klouby a končetinami. K vykonání konkrétního pohybu existuje mnoho způsobů, které vycházejí z existence stupňů volnosti všech kloubů a množství účastnících se svalů. Konkrétní řešení dané situace navzdory množství vstupních informací je záležitostí CNS (Diedrichsen et al., 2009), na jehož funkci a procesu zrání je koordinační schopnost primárně závislá. Jeho hlavní funkcí je příjem a zpracování vstupních informací a díky tomu řídí a reguluje dané pohyby. Mezi konkrétní řídicí struktury se řadí mozeček, který je centrem koordinace a rovnováhy a podílí se na řízení svalového tonu. Dále bazální ganglia a střední mozek, které jsou součástí extrapyramidových drah a díky tomu mají také vliv na koordinaci a svalový tonus (Dovalil a kol., 2002). Kromě CNS má vliv na koordinaci také zralost smyslových orgánů a receptorů a stav pohybové soustavy (Havel et al., 2010).

Schopnost koordinace je základem při nárocích na harmonizaci složitějších pohybů, rovnováhu, rytmus, přesnost provedení, odhad vzdálenosti, orientaci v prostoru. Do obecných koordinačních schopností lze zařadit schopnost diferenciací, orientační, schopnost rovnováhy, rytmu, dovednost rychlé a vhodné reakce, spojování jednotlivých částí pohybů a schopnost přizpůsobení se. Další koordinační schopnosti jsou specifické a odvíjí se od požadovaného výkonu ve sportu (Dovalil a kol., 2002).

2.1.3.1 Koordinace oko-ruka

Hlavním smyslem vzájemné koordinace oko-ruka je využívání zraku pro vedení cíleného pohybu (Crawford et al., 2004). Jedná se tedy o vzájemný soulad mezi senzorickým zrakovým systémem a pohybovou soustavou (Lee et al., 2014). Kromě zrakové kontroly je

vyžadována harmonická spolupráce i několika dalších systémů jako je vestibulární systém, propiocepce a kontrola řízení pohybů hlavy, očí a horní končetiny spolu s kognitivními procesy zahrnující paměť a koncentraci (Crawford et al., 2004).

Studie zkoumající vzájemný vztah koordinace oko-ruka ukazují, že existují přesně dané pohybové vzory, které jsou ukázkou vzájemné interakce zraku a pohybu horní končetiny (Crawford et al., 2004). Stupeň této interakce závisí na charakteru dané činnosti (Gowen, Miall, 2006). Každému pohybu vždy předchází detekce jeho cíle prostřednictvím zraku. Fixace cílového objektu zrakem je nutná pro umístění jeho vizuálního obrazu na sítnici a určení jeho hlavních bodů, z kterých CNS zpracovává síť geometrických vztahů mezi vnějším a vnitřním světem (Crawford et al., 2004). Fixace zraku probíhá do té doby, dokud není splněn daný cíl prostřednictvím pohybu horní končetiny (Gowen, Miall, 2006) a umožňuje tak zvýšit přesnost tohoto pohybu. Samotná fixace zrakem je ale nedostatečná, neboť informace získané tímto způsobem musí být propojeny s údaji z proprioceptorů ohledně polohy horní končetiny, a to ještě před formulací motorického programu. Ten je definován načasováním kontrakce konkrétních svalů, jejichž aktivita je nutná pro dosažení pohybového cíle (Crawford et al., 2004).

Během prováděného pohybu je zrak zdrojem zpětné vazby a je zodpovědný za korekce pohybu. Tento proces zahrnuje vypočítávání rozdílu mezi pozicí končetiny a cílového objektu a eliminuje diskrepance (Elliot et al., 2010). Vizuomotorická kontrola je také součástí vazby dopředné, v rámci které zajišťuje orientaci v prostoru zahrnující zjišťování vzdálenosti cíle a detekci potencionálních překážek, které by mohly vést ke zmaření pohybového cíle. (Crawford et al., 2004). Prediktivního charakteru je také uvolňování zrakové fixace během pohybu (Gowen, Miall, 2006), neboť mnoho činností lze rozdělit do jednotlivých pohybových sekvencí, kdy každá z nich má určitý pohybový cíl. Tyto cíle jsou fixovány zrakem postupně dle toho, jak jsou splňovány a jak se celkový pohyb vyvíjí. Z tohoto pohledu je optická fixace intermitentního charakteru, ale umožňuje tak přesné a kontinuální provedení pohybu (Bowman et al., 2009). Vliv zraku na vedení pohybu je viditelný zejména při zrakovém defektu, který vede ke snížení schopnosti adekvátního vnímání prostoru a nepříznivě tak ovlivní vedení cílených pohybů (Lee et al., 2014).

2.2 Házená

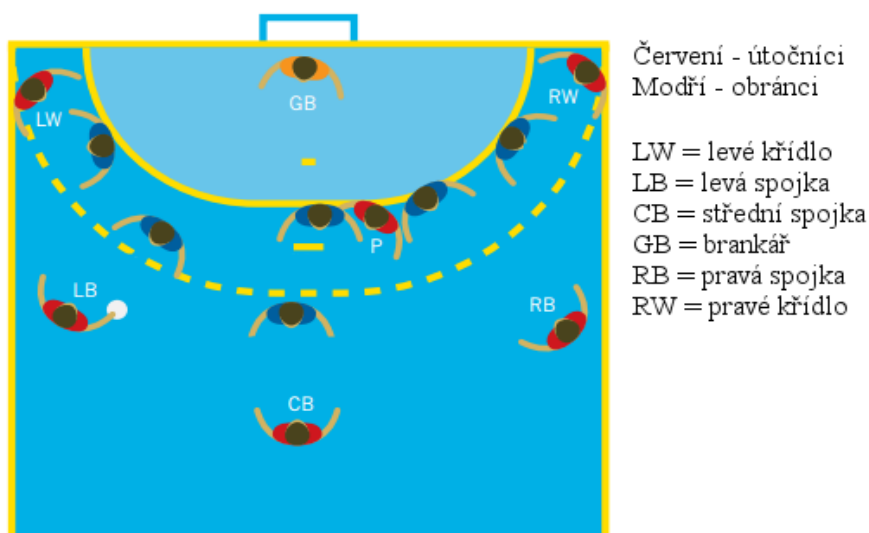
2.2.1 Charakteristika sportovního výkonu v házené

Házená je intenzivní sport intermitentního charakteru s vysokou frekvencí fyzického kontaktu mezi jednotlivými hráči. Vyžaduje určitý stupeň variability v rámci lokomočních schopností, neboť hráči jsou nuceni opakovaně zrychlovat, zpomalovat, sprintovat, rychle měnit směry pohybů, vyskakovat a zastavovat se dle průběhu hry (Buchheit, 2014; Myklebust, 2014; Xaverova et al., 2015). Mezi základní předpoklady pro výkon v házené patří antropomotorické charakteristiky, technické dovednosti, tedy konkrétní provedení jednotlivých hráčských aktivit, svalová síla, rychlost hodů, koordinace pohybu, úroveň fyzické zdatnosti a taktika. Ta je definována jako nejužívanější a nejvíce efektivní řešení dané situace (Buchheit, 2014).

2.2.2 Charakteristika jednotlivých pozic hráčů

I když je házená sport kolektivní, ve kterém je nezbytné vzájemně spolupracovat, má každý hráč z týmu svoji specifickou roli, která je spojena s odlišnými požadavky (Czerwinski, Taborsky, 1997). Na hřišti je celkem 7 možných pozic hráčů – levé a pravé křídlo, levá, pravá a střední spojka, pivot a brankář (viz Obrázek č. 1).

Obrázek č. 1: Pozice hráčů na hřišti v házené



Převzato z: Karcher, Buchheit, 2014

Během útoku se pivot nachází u čáry brankoviště a pohybuje se nejčastěji mezi středovými obránci. Jeho cílem je narušení obranné formace prostřednictvím pohybu či pozice a navození optimální situace pro střelbu. Z hlediska somatotypu pivoti vynikají tělesnou mohutností, dlouhými pažemi, spíše kratšími dolními končetinami a menší výškou. Tyto znaky jsou vhodné pro vyvážení stability a agility, pro střelecké schopnosti a fyzický kontakt s obránci soupeře (Cacek, Geasgruber, 2008; Bon et al., 2015)

Základní postavení křídlových hráčů je v rozích hřiště, kde čekají na přihrávku od sousední spojky. Vzhledem k tomu, že se nedostávají tolik do kontaktu s protihráči, menší vzrůst je u nich dostačující a je vyžadována lehčí váha, hbitost, dynamičnost (Cacek, Geasgruber, 2008; Šibila, Pori, 2009). Tito hráči vynikají rychlejším psychomotorickým tempem, explozivní silou a rychlostí pohybu s míčem (Čavala, Katić, 2010). Většinou se také vyznačují delšími končetinami a mají nejmenší podíl tuku a menší objem svalové hmoty (Cacek, Geasgruber, 2008; Čavala, Katić, 2010; Milanese et al., 2011; Massuca et al., 2015).

Spojky se nachází 12 – 14 metrů od soupeřovy branky, krajní spojky se pohybují v blízkosti postranní čáry (Táborský a kol., 2007). V případě této pozice je nejvíce využitelná výška postavy pro střelbu z dálky, obranu a vizuální kontrolu hry (Cacek, Geasgruber, 2008; Šibila, Pori, 2009). Funkce střední spojky může být nahrazena druhým pivotem (Táborský a kol., 2007).

Pro pozici v bráně je výhodou velká frontální plocha těla a vyšší postava. Ve srovnání s ostatními mají brankáři vyšší procento tuku (Cacek, Geasgruber, 2008; Bon et al., 2015). To je dáno i tím, že se pohybují v omezeném prostoru brány, zaujímají relativně statickou polohu a využívají spíše rychlých jednoduchých pohybů (Milanese et al., 2011). Jedním z nejdůležitějších předpokladů pro hru je taktika, která vychází z neustálého sledování průběhu hry, pohybu týmu protihráčů, schopnost odhadnout dopad míče při hodů a zaujmout optimální polohu za účelem snížit pravděpodobnost gólu (Czerwinski, Taborsky, 1997).

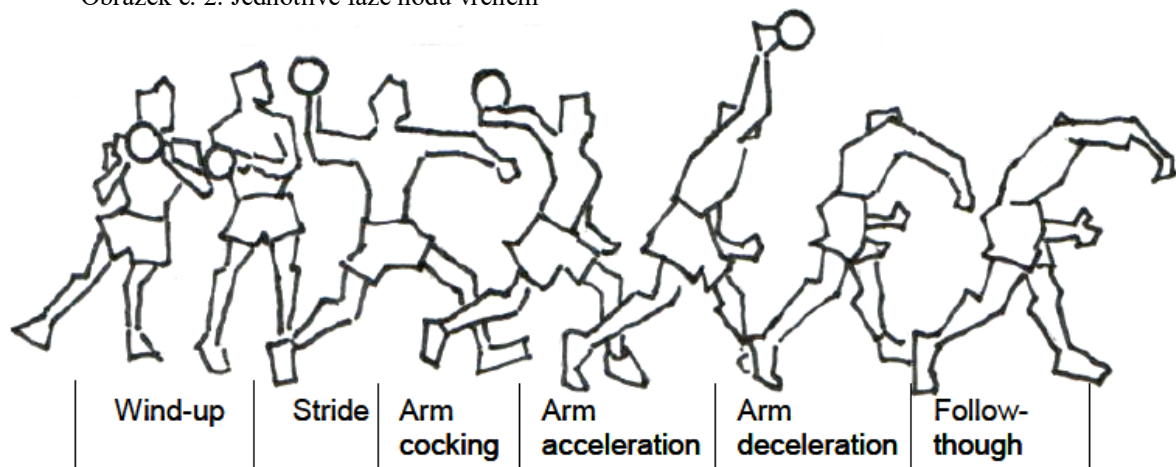
Z hlediska intenzity pohybové aktivity v jednotlivých pozicích byly zjištěny signifikantní rozdíly v rozmezí 60 – 69 % a 70 – 79% maximální srdeční frekvence (SF) mezi brankářem a ostatními pozicemi. Průměrně je totiž brankář převážně vystaven nižší úrovni zatížení. Čas strávený ve vysokém zatížení (80 – 89 % z max. SF) je podobný u brankářů a spojek, ale má delší trvání ve srovnání s ostatními hráči. Pro pivoty je interval tohoto zatížení o 6 min kratší, pro křídlové útočníky dokonce o 10 minut. Ve vysoké úrovni zatížení (90 – 100 %) dosahují pivoti a křídloví hráči nejvyšších časových hodnot (35 a 27 minut)

oproti obráncům (19 minut) a brankářům (4minuty). Lze shrnout, že během zápasů jsou nejvyššímu zatížení vystaveni hlavně pivoti a křídloví hráči, kteří jsou následováni obránci. Z těchto informací vyplývá, že jednotlivé pozice vyžadují trochu odlišné fyziologické nároky, které je nutné zohlednit během tréninků i zápasů (Karpan et al., 2015).

2.2.3 Hod vrchem

Vrch hodem je komplexní pohyb (Tillaar Van den, Ettema, 2007) zahrnující interakce mnoha svalů, jejichž koordinace probíhá v určitých kinematických řetězcích, od chodidla dominantní nohy až po horní končetinu, která provádí hod (Reinold et al., 2000). Hod vrchem lze charakterizovat následujícími fázemi – wind-up, výkrok, nápřah paže, švihová fáze a dokončení hodu fází decelerační a došvihem (viz Obrázek č. 2). V házené se fáze nadhozu a výkroku spíše neuplatňuje (Reinold et al., 2000; Tillaar Van den, Ettema, 2007).

Obrázek č. 2: Jednotlivé fáze hodu vrchem



Převzato z: Tillaar, 2005

2.2.3.1 Charakteristika jednotlivých fází hodu vrchem

První fáze, wind-up, začíná iniciací hráče k pohybu, jehož cílem je zaujmout vhodnou výchozí pozici, která také přispívá ke zrychlení míče (Reinold et al., 2000; Tillaar Van den, 2005). Během pohybu horních končetin nad hlavu dochází k zevní rotaci (ZR) a elevaci lopatky spolu s abdukci (ABD) ramenního kloubu prostřednictvím koncentrické kontrakce musculus (m.) trapezius (horní část), m. serratus anterior a přední části deltového svalu. Ve chvíli, kdy se horní končetiny pohybují zpět kaudálně do úrovně hrudní kosti, se zmíněné

svaly aktivují excentricky a umožňují zpětnou vnitřní rotaci (VR) a addukci (ADD) ramene. Svaly rotátorové manžety se v této fázi zapojují jen nepatrně (Andrews, Escamilla, 2009).

Následuje výkrok, dominantní dolní končetina se pohybuje směrem kupředu k cíli, horní končetiny se mezitím od sebe vzdalují (Reinold et al., 2000; Tillaar Van den, 2005) V ramenním pletenci (horní končetiny provádějící hod) probíhá ZR, elevace a retrakce lopatky spolu s ABD, ZR a horizontální abdukci v ramenním kloubu. Tyto pohyby spolu se stabilizační funkcí zajišťují svou koncentrickou aktivitou m. deltoideus, m. supraspinatus, m. infraspinatus a m. trapezius (horní část) s m. serratus anterior. Oproti předchozí fázi se zapojuje více svalů a ve větší intenzitě, nejvíce m. supraspinatus, který zde nefunguje jen jako abduktor, ale také jako stabilizátor ramenního kloubu (Andrews, Escamilla, 2009). Celá fáze je zakončena kontaktem chodidla dominantní dolní končetiny se zemí. (Reinold et al., 2000; Tillaar Van den, 2005).

Po kontaktu chodidla s podlahou provádí hráč náprah, tedy pohyb horní končetiny spolu s míčem směrem vzad, za osu těla. V pánvi probíhá rotace, kterou následně kopíruje i trup. Tato fáze končí při dosažení maximální ZR v ramenním kloubu (Tillaar Van den, 2005; Tillaar Van den, Ettema, 2007; Andrews, Escamilla, 2009). V průběhu je udržována aktivita m. deltoideus pro udržení ramene v 90° ABD a spolu s m. pectoralis major zajišťují pohyby ramene v transversální rovině v maximální ZR. Na extrémním rozsahu ZR v rameni se podílí m. infraspinatus a m. teres minor a spolu s aktivitou m. latissimus dorsi také zabraňují anteriorní translaci hlavice humeru. Na stabilizaci se také podílejí m. biceps brachii a dlouhá hlava m. triceps brachii. Vzhledem k horizontální addukci a rotacím v rameni je nutné optimální postavení lopatky, u které by měla být zachována retrakce prostřednictvím excentrické a izometrické aktivity m. serratus anterior, která v pozdější fázi přejde v kontrakci koncentrickou (Andrews, Escamilla, 2009).

Další je fáze švihová trvající krátkou dobu od dosažení maximální ZR v rameni s následným pohybem míče vpřed a končí ve chvíli jeho uvolnění (Tillaar Van den, 2005; Tillaar Van den, Ettema, 2007; Andrews, Escamilla, 2009). Opět je vyžadována aktivita m. deltoideus pro udržení ramene v určitém stupni ABD a stabilizační funkce rotátorové manžety. Hlavní svaly tohoto úseku jsou vnitřní rotátory zapojující se koncentricky (m. subscapularis, m. latissimus dorsi, m. pectoralis major) (Andrews, Escamilla, 2009).

Následuje fáze decelerační trvající v řádu setin sekundy. Začíná uvolněním míče a končí dosažením maximální VR v ramenním kloubu (Tillaar Van den, 2005; Tillaar Van

den, Ettema, 2007). Aktivuje se zejména zadní část muskulatury ramene (m. infraspinatus, m. teres minor a major, m. deltoideus zadní část a m. latissimus dorsi) za účelem nejen zpomalení horizontální addukce a VR, ale i odolávání působícím silám, k čemuž napomáhá svou synergickou kontrakcí i m. biceps brachii. V oblasti lopatky jsou svaly aktivovány pro kontrolu elevace, protrakce a rotace. Nejvyšší aktivitu v této fázi vykazuje dolní část m. trapezius, který působí svou silou ve směru deprese, retrakce a ZR. (Andrews, Escamilla, 2009).

Celý pohyb končí fází došvihů, která je charakterizována jako doba po dosažení maximální VR ramenního kloubu do zaujmutí rovnovážné polohy (Tillaar Van den, 2005).

2.2.3.2 Podstata přesnosti a rychlosti hodu

Je dobře známo, že jakémukoli rychlému pohybu končetiny předchází aktivita trupového svalstva (Kasai et al., 2002), jíž cílem je stabilizace výchozí polohy, postury, která je základem pro volní pohyb (Véle, 2006). Důležitými předpoklady posturální stability jsou vestibulární aparát, informace z proprioceptorů, exteroceptorů, nociceptorů a zraková kontrola (Latash, 1998; Kasai et al., 2002; Vyskotová, 2013). Postura jako pohotovostní držení se před začátkem pohybu mění v atitudu, účelově orientovanou polohu, jíž nastavení je ovlivněno motivací, vnitřním prostředím, předchozí zkušeností a vnějším prostředím (Kasai et al., 2002). Tyto změny provedené CNS před samotným pohybem jsou součástí anticipace posturálního systému, jehož cílem je minimalizovat jakékoliv odchylky postury. Součástí je také změna aktivity posturálních svalů, která je spojena zejména s rychlými volními pohyby. Mechanickým důsledkem anticipace je změna těžiště (Latash, 1998; Kasai et al., 2002).

Na kontrole řízení pohybů zahrnující přesnost a rychlost se účastní struktury neurálního okruhu kortex-bazální ganglia. Při důrazu na rychlost pohybu se zvyšuje aktivita premotorické oblasti účastníci se také na anticipační činnosti a iniciaci pohybu, dále asociační kůra, bazální ganglia a dorzo-laterální prefrontální oblast (DLPFC). Naopak s důrazem na přesnost je spojena zvýšená aktivita v nucleus subthalamicus a frontální oblasti kůry mozkové. Žádná ze studií však nenašla aktivitu v oblasti primární motorické a senzorycké kůře. (Bogacz et al., 2010). Součástí řízení cílených pohybů, zahrnující i hod na konkrétní terč, je feedforward a feedback. V první fázi pohybu se uplatňuje dopředná vazba, která zajišťuje plánování pohybu a stanovení požadovaného pohybového záměru, tedy dostat horní končetinu do blízkosti terče. Po ní následuje korekční část pohybu, která eliminuje diskrepanci mezi terčem a horní končetinou, která by mohla nastat v průběhu pohybu.

Úspěšnost této korekce závisí na zpětné vazbě, která poskytuje informace o daném pohybu v prostoru prostřednictvím propriocepce a zrakové kontroly, která je častějším zdrojem informací (Elliott et al., 2010). Zejména při koordinaci oko-ruka, při které CNS využívá vzájemné integrace vizuálních a kinestetických informací, vzájemně je porovnává a kombinuje za účelem zvýšení pravděpodobnosti splnění pohybového záměru (Tagliabue et al., 2013). Díky tomu lze i v průběhu pohybu eliminovat další odchylky, které by mohly vést ke zmaření pohybového cíle (Latash, 1998; Elliott et al., 2010). Z tohoto důvodu je u svalů důležitá hlavně koordinační schopnost a přesná, rychlá reakce, neboť posturální motorika vždy reaguje na aktuální změny v prostředí. K selhání pohybového záměru může dojít nesouladem mezi výchozím nastavením polohy a zamýšleným pohybem (Véle, 2006).

Latash (1998) uvádí, že v případě pohybů, u kterých je zdůrazňována rychlost se stává preferovanou dopředná vazba, pokud je zdůrazněna naopak přesnost pohybu, velkou výhodou je zpětná vazba. Avšak i u přesných pohybů je nezbytná feed-forward, a to ve formě předčasné aktivity m. serratus anterior, jehož aktivace spolu s mm. rhomboidei zajišťuje plný kontakt lopatky s hrudníkem a vytváří tak v oblasti ramenního pletence uzavřený řetězec zahrnující hrudník, klíční kost a lopatku spojenou opět s hrudníkem. Díky tomuto propojení poskytuje klíční kost s lopatkou mechanicky pevnou základnu pro ramenní kloub. Tato zjištění poukazují na míru zodpovědnosti m. serratus anterior za stabilizaci lopatky a její přípravu na posturální odchylky způsobené volným pohybem horní končetiny (Hirashima et al., 2002).

Pomalejší pohyby jsou obecně považovány za přesnější, neboť poskytují mnohem více času ke korekci pohybu na základě zpětné vazby (Elliott et al., 2004). Zároveň korekce proběhne ve chvíli, kdy je končetina blíže terči a může být tak o to přesnější. V případě, že se jedinec připravuje na cílený pohyb, musí provést kompromis mezi rychlým pohybem o větší síle, který je zároveň spojen i s vyšší variabilitou konečných bodů a pohybem, který je obecně přesnější, ale jeho vykonání trvá delší dobu a zahrnuje tak větší množství korekcí s minimálním počtem odchylek (Elliott et al., 2010).

Vlivem opakování dochází ke snížení variability hodů, neboť jakákoli opakovaně prováděná činnost se stává osvojenou dovedností, která existuje v rámci CNS ve formě určitého motorického programu zahrnujícího specifický vzorec svalové aktivity. Prostřednictvím tréninku cílených pohybů si hráč utvoří konzistentní distribuci konečných bodů v rámci plánování daného pohybu spolu s optimalizací rychlosti, přesnosti

a energetického výdeje. Hráč se stává mnohem přesnější ve svém odhadu použití svalové síly, která je nutná pro zrychlení a zpomalení pohybu končetiny. Tento odhad je spojován také s využitím zkušeností z předchozích hodů, lepší kooperací mezi zrakovými a proprioceptivními informacemi pro kontrolu pohybu a schopností CNS rychleji a efektivněji zpracovat tyto informace, což vede k provedení hodu za kratší dobu a s vyšší rychlostí (Elliott et al., 2010).

2.2.3.3 Charakteristika vztahu přesnost-rychlost hodu

Vzájemný vztah rychlosti a přesnosti popisuje Fittsův zákon, z kterého vyplývá, že se stoupající rychlostí pohybu klesá přesnost zasažení daného cíle (Tůma, 1999). Tillaar a Ettema (2003) uvádějí, že pokud se hráči zaměřují na přesnost, klesne jejich hodnota rychlosti na 85 % z maximální možné. Nicméně vždy to nevede ke zlepšení a dosažení větší přesnosti. Freeston, Ferdinands a Rooney (2007) prováděli výzkum u hráčů kriketu různých věkových a výkonnostních skupin, u mužů i žen. Výsledkem byla zjištění, že největších hodnot rychlosti dosahují muži nejvyšší hráčské kategorie a nejvyšší přesnosti hodu bylo dosaženo při 75 a 85 % z maximální rychlosti daného hráče. Karadenizli et al (2014) zkoumal tento vztah u hráček házené, jejichž výsledná rychlost hodu při házení na konkrétní terč klesla průměrně o 6, 17 %. Odlišný výsledek s výše uvedenými výzkumy dává do souvislosti s vlivem pohlaví a délkou hráčské aktivity.

Nelze opomenout ani určitou míru závislosti rychlosti pohybu na použité síle, neboť zapojení jednotlivých sil má vliv na průběh pohybu horních končetin a způsobuje jejich variabilitu. Tak zní tzv. model „impuls-variabilita“. Dle tohoto modelu je rychlost pohybu výsledkem působících sil na segment, které ho pohánějí směrem kupředu v prostoru. Časový průběh těchto sil, například jejich impulz, je determinantou konečné vzdálenosti a umístění končetiny v prostoru (Urbin et al., 2011). S větším zapojením síly se sice zvyšuje rychlost pohybu, avšak důsledkem je zkrácení doby nutné k provedení pohybu a tak i pokles jeho přesnosti. Prostřednictvím experimentu u tenistů bylo prokázáno, že při využití 90 % z maximální síly je variabilita pohybů nižší a přesnost vyšší ve srovnání s nasazením menší síly. Totéž ovšem neplatí v případě pohybů, během kterých je k zasažení cíle nutné vypustit nějaký předmět z ruky, například šipky či míč při střelbě v házené. V této oblasti jsou zapotřebí další výzkumy (Tůma, 1999).

Vliv na přesnost pohybu má také délka jeho trvání, neboť schopnost senzomotorického systému zpracovávat informace má své limity a delší trvání pohybu mu

umožňuje preciznější korekci. Avšak během rychlých pohybů, kdy je jejich časový průběh kratší než proces zpětné vazby, není možné provádět další korekce pomocí senzoričkových informací z periferie (Urbin et al., 2011). Tyto pohyby jsou poté součástí motorických programů a výsledkem jejich aplikace a případné odchylky v trajektorii pohybu jsou dány variabilitou impulzu síly. (Urbin et al., 2011). V tomto případě tedy vztah mezi přesností a rychlostí pohybu není závislý na využití feedbacku s cílem eliminace chyb v průběhu pohybu (Elliott et al. 2010).

Mickevičienė et al. (2015) uvádí, že při provádění pohybu komplexnějšího a obtížnějšího, který vyžaduje delší reakční čas pro plánování pohybu, detekci informací ohledně pozice cíle a formaci trajektorie, dochází k poklesu hodnot průměrné a maximální rychlosti, zatímco u přesnosti nedochází k signifikantním rozdílům. Příkladem takového pohybu může být hod míčem, který zahrnuje komplexní koordinaci a kontrolu mnoha segmentů v čase a prostoru za účelem dosažení cíle o dané vzdálenosti v minimálním čase. Toho je dosaženo pomocí akcelerace jednotlivých segmentů těla směrem proximo-distálním s decelerací distálních segmentů po uvolnění míče. Kromě načasování sekvence pohybů je koordinace pohybu dána jeho silou a výslednou rychlostí distálních segmentů. Při snaze zvýšit výslednou rychlost, by došlo ke změně v intersegmentální koordinaci prostřednictvím proporcionálního zvýšení sil napříč celou muskulaturou podílející se na pohybu. Výzkumy prokázaly, že zvýšení rychlosti hodu s maximálním úsilím je spojeno s kinematickými a časovými změnami, ale ne se zvýšením kinetických parametrů (Urbin et al., 2011).

V rámci studie hodnotící přesnost u hráčů házené prostřednictvím hodu na terč bylo zjištěno několik rozdílů mezi úspěšnými a neúspěšnými hráči. Mezi hlavní rysy výkonu úspěšných hráčů patří nižší úhlová rychlost loketního kloubu spojená i s nižším rozsahem v tomto segmentu, což má vliv na úhel při vypuštění míče z ruky. Předpokládá se, že tyto znaky jsou součástí strategie hráčů, neboť umožňují stabilizaci pohybu a zvýšení jeho kontroly prostřednictvím omezení nadbytečných stupňů volnosti jednotlivých kloubů účastníků se pohybu. Čím je dráha pohybu míče po jeho uvolnění přímější, tedy rovnoběžná se zemí, tím je pohyb nejen přesnější, ale i rychlejší. Dalším znakem je postoj o širší bázi spojený s možností větší rotace dolního trupu kolem vertikální osy. To umožňuje výhodnější výchozí pozici ve vztahu k terči. U úspěšných hráčů byla také zjištěna větší rotace horního trupu a větší rychlost rotace dolního trupu, což poukazuje na snahu řídit pohyb prostřednictvím proximálních segmentů se současnou kontrolou pohybu horní končetiny, která se může projevit například jako snížení rozsahu pohybu v lokti (Parrington et al., 2015).

2.2.4 Analýza vlivů na rozptyl odchylek při hodu

2.2.4.1 Pohlaví

Studie ukazují, že v přesnosti hodu vynikají více muži. Vysvětlením může být existence různých mechanismů učení, které se týkají strategického uvažování a prostorové představivosti, což jsou dva procesy zahrnuté v motorické kontrole a učení. Příčinou genderových rozdílů mohou být ale i další procesy probíhající v mozku. Ty bohužel nejsou zatím detekovány, neboť nelze přímo měřit průběh konkrétních operací probíhajících v mozkové tkáni (Tottenham, Saucier, 2004; Moreno-Briseño et al., 2010).

2.2.4.1 Svalová síla

Obecně je silový projev závislý na celkovém množství a počtu aktivovaných svalových vláken (nitrosvalová koordinace) a na souhře celých svalových skupin zajišťujících daný pohyb. Tato mezisvalová koordinace je řízena CNS, který tak ovlivňuje kvalitu provedení konkrétních pohybů a zvyšuje jejich přesnost (Dovalil a kol., 2009). Jak již bylo řečeno v předchozí kapitole, s větším zapojením síly se sice zvyšuje rychlost pohybu, důsledkem je ale zkrácení doby nutné k provedení pohybu a tak i pokles jeho přesnosti. Je nutno podotknout, že v případech, kdy je nutné přesné zasažení cíle předmětem vypuštěným z ruky (šipky, střelba v házené, baseballový nadhoz) je nezbytné další ověřování v terénu (Tůma, 1999).

Chittibabbu (2014) ve svém výzkumu zkoumá přesnost hodu, jako jeden z předpokladů k výkonu v házené, a její vztahy s dalšími nezbytnými parametry jako rychlost hodu, explozivní síla, vytrvalostní síla a agilita. Na základě provedeného výzkumu u 30 žen házenkářek byla prokázána vzájemná korelace přesnosti hodu s jeho rychlostí a vytrvalostní silou. Vytrvalostní sílu lze charakterizovat jako schopnost dlouhodobě udržovat nebo překonávat odpor o nemaximální hodnotě prostřednictvím opakovaného pohybu bez využití maximální rychlosti jeho provedení. Avšak v házené je mnohem důležitější síla explozivní neboli výbušná. Ta je charakteristická překonáváním odporu nemaximální hodnoty s využitím maximální rychlosti provedení pohybu, který nemá dlouhodobé trvání. Posledním typem je síla absolutní spojená s překonáváním maximálního odporu. Je nutné zmínit, že existují individuální rozdíly a vysoká úroveň jedné ze zmíněných typů síly nezajišťuje tutéž úroveň u typu jiného (Dovalil a kol., 2009).

2.2.4.2 Psychické faktory

Psychologická stránka je důležitou částí sportu zahrnující udržení pozornosti, sebedůvěru, vyrovnávání se s úzkostí a také schopnost relaxovat vzhledem k tlaku, který je vyvíjen na hráče během hry (Uppal, 2010). Důležitým pojmem je také emoční vyzrállost, která určuje schopnost každého hráče vyjadřovat a zároveň ovládat vlastní emoce, což je nezbytné například před těžkým zápasem nebo v klíčových situacích, jako nechtěná penalta nebo strategická hra oponenta. Dále zahrnuje schopnost konstruktivně spolupracovat s realitou, odpoutat se od emocí, navazovat vztahy s nezištným záměrem a ochotou pomáhat, schopnost transformovat negativní energii do konstruktivních činností a adaptovat se na náhlé změny a krizové situace s nadhledem a lehkostí (Rathee, 2010).

Nedílnou částí je motivace zahrnující v sobě osobnostní, sociální a environmentální podmínky ovlivňující výkon, vytrvalost a intenzitu sportovního výkonu. Existují dva typy motivace, vnitřní a vnější. Hráči, kteří jsou charakterizováni jako namyšlení, egoističtí, zaměřeni na vlastní osobnost, vykazují mnohem větší vnitřní motivaci k výkonu, zatímco méně sebevědomí hráči považují hraní spíše za povinnost než zájem. U nich tak větší roli hraje motivace vnější ve formě ocenění a vyhrávání odměn. Dalším zdrojem vnější motivace může být trenér, který by měl podporovat příznivé motivační klima, povzbuzovat a podporovat úsilí jednotlivých hráčů, jejich osobní vývoj, schopností a spolupráci mezi členy týmu. I přesto nesmí v určité míře chybět negativní zpětná vazba pro další pokroky (Goméz-Lopéz et al., 2014).

2.2.4.1 Únava

Principem lokální únavy je zvýšení prahu citlivosti svalového vřeténka prostřednictvím místních metabolických změn (Niderseer et al., 2014), které vznikají dlouhodobým (trvajícím déle než hodinu) nebo vysoko-intenzivním tréninkem (Calder, 2010). Tyto změny dále ovlivňují proprioceptivní informace v kloubu a jeho neuromuskulární kontrolu, která je nezbytná pro kloubní stabilitu. Niderseer et al. (2014) ve své studii dále uvádí, že ke snížení proprioceptivní aferentace došlo u házenkářů již po 45 minutách zápasu. Následkem je snížení svalové síly, zhoršení flexibility kloubů a také snížení přesnosti hodů na terč (Tripp et al., 2007; Niderseer et al., 2014).

Kromě metabolické únavy se mohou hráči potýkat také s únavou na úrovni nervového systému, u jehož periferní části je jejím projevem lokálně snížená svalová síla a pomalejší reakce. V případě únavy centrálního nervového systému se zhorší neuromuskulární kontrola

a schopnost orientace v prostoru pomocí zraku. Dalším typem je únava psychická vznikající vlivem nedostatečné soudržnosti týmu, psychického tlaku, problémy v osobním životě. Důsledkem je snížená sebedůvěra, pokles komunikace, pocity úzkosti a negativní postoje hráče. U některých může být únava způsobena i častým cestováním, změnou časových pásem nebo počasím (Calder, 2010).

2.2.4.2 Svaly ovlivňující postavení lopatky

Nelze opomenout i vliv samotné lopatky, která vytváří s ramenním kloubem jeden komplex. Je známo, že během hodu probíhá aktivace svalů směrem proximo-distálním. Konkrétně od m. serratus anterior za účelem protrakce lopatky, který je následován horizontálními flexory (m. deltoideus, m. pectoralis major) a extenzory předloktí (m. triceps brachii) (Hirashima et al., 2002, Suzuki et al., 2006). Z toho vyplývá, že pozice lopatky je základem pro pohyby distálních částí horní končetiny. Vzájemný poměr a spolupráce svalů lopatky je nutná pro zachování koordinace pohybů horních končetin a zároveň je také místem, kde dochází k přenosu energie z oblasti dolních končetin a trupu na horní končetinu. Ovlivňuje tak výkon pohybů horních končetin a umožňuje jejich přesnost (Suzuki et al, 2006). Adekvátní pozice lopatky je nutná pro ideální délku svalových vláken, produkci síly a glenohumerální stabilitu. Svalové dysbalance v oblasti lopatky mohou vést k její dyskinezi, abnormální glenohumerální translaci či přetížení svalů rotátorové manžety. Házenkáři musí mít stabilizovanou lopatku zvláště ve chvíli, kdy ramenní kloub provádí pohyb ze zevní do vnitřní rotace (Ribeiro, Pascoal, 2012).

2.2.4.3 Kinematika hodu

Důležitými faktory pro přesnost hodu jsou rychlost míče a úhlové rychlosti jednotlivých segmentů těla. Konkrétně se jedná o úhlovou rychlost vnitřní rotace ramene, extenze loketního kloubu, která je spojena s maximální rychlostí hodu se současným zachováním přesnosti, a flexe zápěstí, jehož maximální úhlová rychlost nastupuje dříve než extenze loketního kloubu (Karadenizli et al., 2014). To je dáno tím, že flexory předloktí jsou svaly dvoukloubové a mohou tak zlepšit extenzi v lokti, i když vykonávají v loketním kloubu protipohyb. Tato skutečnost vede k myšlence, že flexe zápěstí se jen z malé části podílí na rychlosti hodu, ale má velký význam pro jeho přesnost (Tillaar, Ettema, 2004a; Karadenizli et al., 2014).

2.2.4.4 Technika hodu

Nebyl prokázán výrazný vliv na přesnost za využití různých technik hodu, konkrétně se jednalo o hod s výskokem, hod z místa s rozběhem a bez rozběhu a hod ze středové pozice (Wagner et al., 2011).

2.2.4.5 Instrukce

V případě, že hráči házejí na bránu a je jim zdůrazněno, aby zasáhli konkrétní místo v bráně, například terč, dochází ke snížení rychlosti hodu (Tillaar, Ettema, 2006). Tillaar a Ettema (2003) uvádějí, že pokud se hráči zaměřují na přesnost, klesne jejich hodnota rychlosti na 85 % z maximální možné. Nicméně vždy to nevede ke zlepšení a dosažení větší přesnosti. Při srovnání zkušených hráčů a začátečníků jsou začátečníci více vnímaví na instrukci upřednostňující přesnost před rychlostí a dochází u nich ke snižování hodnot rychlostí. Při instrukci s důrazem na rychlost se u začátečníků snižuje přesnost (García et al., 2013). Pokročilí hráči zvyšují rychlost hodu, pokud tak zní instrukce, se zachováním stejné přesnosti (Tillaar, Ettema, 2003; García et al., 2013).

2.2.5 Analýza vlivů na rychlost hodu

2.2.5.1 Věk a pohlaví

Lorson et al. (2013) se ve svém výzkumu zaměřuje na rychlost hodu a porovnává její hodnoty v rámci pohlaví a jednotlivých věkových skupin – adolescenti (14 – 17 let), mladší dospělí (18 – 25 let) a dospělí (35 – 55 let). Z hlediska pohlaví dosahovali muži vyšších rychlostí v každé věkové kategorii ve srovnání se ženami a dívkami. Tento genderový rozdíl je potvrzován i dalšími výzkumy (Tillaar, Ettema, 2004b; Tillaar, Cabri, 2012) a je vysvětlován tělesnou kompozicí a množstvím svalové hmoty, což jsou důležité faktory fyzického výkonu (Tillaar, Ettema; 2004b).

Z hlediska věkového porovnání vykazovala skupina mladších dospělých vyšší rychlost než skupina adolescentů (Lorson et al., 2013). Tato stoupající tendence je dávana do souvislosti s tělesným růstem a navyšováním svalové síly než se zvyšujícím se věkem (Sakurai et al., 1994). Hodnoty rychlostí u dospělých žen byly podobné hodnotám adolescentům. To poukazuje na to, že vrcholné výkony jsou dosahovány ve věku 18 – 25 let a poté opět dochází k pozvolnému poklesu během dospělosti (Lorson et al., 2013).

2.2.5.2 Fyzické faktory

Z hlediska dalších parametrů fyzického výkonu je rychlost hodů úzce spojena s výkonem a silou svalů, jejichž kombinace umožňuje provádět rychlé pohyby s maximálním úsilím, například hod (Laffaye, 2011). Čím vyšší je izometrická síla svalů, tím se zvyšuje i rychlost hodů (Bergün et al., 2009). Spolu s tím souvisí i množství svalové hmoty, které je klíčovým faktorem pro výkon a sílu svalů (Laffaye, 2011). Tillaar a Ettema (2004a) uvádějí, že při hodě vrchem s využitím míčů o hmotnostech 0, 2 – 0,8 kg je vztah síly a rychlosti lineární. Avšak do vzájemného vztahu rychlosti a síly vstupují ještě další parametry jako komplexnost pohybu, motivace, míra svalové aktivity a svalová koordinace.

2.2.5.3 Technika a kinematika hodů

V házené jsou využívány různé techniky hodů odlišující se v postavení dolních končetin, které mají vliv na postavení horní poloviny těla. Velikost rychlosti hodů tedy ovlivňuje již počáteční volba jeho provedení. Nejvyšších rychlostí hráči dosahují při hodě z místa s rozběhem ve srovnání s hodem z místa bez rozběhu nebo s výskokem (Wagner et al., 2011). Dalším vlivem je rychlost provedení maximální vnitřní rotace ramene a její načasování s extenzí v loketním kloubu při uvolnění míče (Tillaar, Ettema, 2004a; Tillaar van den, Ettema, 2007; Wagner et al., 2011). Hráči, kteří házejí rychleji, mají ve srovnání s ostatními menší úhel v lokti při uvolnění míče, což umožňuje zrychlení míče po delší trajektorii. U rychlejších jedinců míč uletí mnohem delší vzdálenost, což je dáno i rozsahem zevní rotace v akcelerační fázi. (Van den Tillaar, 2007). Důležitým prvkem je také načasování pohybu v oblasti pánve (Tillaar, Ettema, 2004a; Tillaar van den, Ettema, 2007; Wagner et al., 2011), kde by měla probíhat rotace již před začátkem hodů a měla by předcházet rotaci trupu (Tillaar van den, Ettema, 2007; Plummer, Oliver, 2013).

2.2.5.1 Načasování aktivity svalů

Základním předpokladem pro dosažení vysokých rychlostí při hodě je sekvence aktivace svalů proximo-distálním směrem. I když u některých svalů tato podmínka neplatí (aktivita flexorů předloktí předchází zapojení m. triceps brachii), v případě m. serratus anterior, m. pectoralis major a m. deltoideus (přední část) ano. To potvrzuje, že dřívější aktivita proximálních svalů je důležitým prvkem pro dosažení vyšší rychlosti při hodě (Hirashima et al., 2002).

2.2.5.1 Terč

Mířením míče během hodů na konkrétní terč dochází ke snížení rychlosti hodů o 6 %. Dalšími změnami ve srovnání hodů bez přítomnosti terče jsou snížení úhlové rychlosti vnitřní rotace a flexe v ramenním kloubu před uvolněním míče, což pravděpodobně vede ke zpomalení jejího přenosu k loketnímu kloubu a vede k celkovému snížení rychlosti hodů. Další změnou je i snížení úhlové rychlosti rotace v pánvi těsně před uvolněním míče. Rozdíly hodnot jsou nepatrné, ale poukazují na to, že hráči mají tendenci úhlovou rychlost snižovat ve prospěch zvýšení přesnosti (Karadenizli et al., 2014).

V několika studiích byl také zjišťován vliv barev na motorické dovednosti, jejichž výsledky se vzájemně neshodují. Ve studii zkoumající hráče šipek bylo zjištěno, že lepší výkon muži podávali v případě bílého terče než u vícebarevného (oranžová, žlutá, modrá, zelená). Totéž bylo zjištěno u basketbalistů ohledně barvy obroučky lemující koš. Současný výzkum také potvrdil vliv barvy na výkon hráčů šipek, ale upozorňuje na to, že záleží na množství použité barvy a doby expozice (Araki, Huddleston, 2002).

2.2.5.2 Trénink

Při použití různých typů tréninku nedošlo k výrazným změnám v hodnotách rychlosti hodů. Případné změny jsou dávány do souvislosti se změnami úhlové rychlosti vnitřní rotace v ramenním kloubu a extenze v loketním kloubu po tréninkové jednotce (Marques, Tillaar, 2011). Ovlivnit rychlost hodů lze prostřednictvím tréninků zaměřených na zvýšení síly a výkonu u hráčů. Konkrétně lze využít posilovací cvičení zahrnující squaty, benchpress, házení s využitím míčů o různé hmotnosti a cvičení stabilizační (Chittibabu, Jayakumar, 2014). Aguilar-Martínez et al. (2012) poukazuje na to, že posilovací cvičení v kombinaci s tréninkem technických a taktických dovedností je efektivnější než trénování každé komponenty nezávisle na sobě.

2.3 Propriomed

2.3.1 Obecné účinky vibrací na organismus

Vibraci lze charakterizovat jako kmitavý nebo rytmický pohyb jednotlivých bodů hmotného tělesa kolem rovnovážné polohy. Tento pohyb se vyznačuje určitými parametry, zejména amplitudou a frekvencí (Paráková et al., 2008). Neurofyziologické působení vibrací vychází z faktu, že svalová vlákna za fyziologické situace neustále vibrují s různou frekvencí. Intenzita těchto vibrací klesá během spánku a je obecně nižší u žen (Honová, 2012).

Konkrétní účinek vibrací na organismus může být velmi odlišný, neboť závisí na době a směru působení a frekvenci. Dalšími faktory jsou fyzický a psychický stav jedince, postavení jednotlivých segmentů těla (Honová, 2012), excitabilita centrálního nervového systému (CNS) a výchozí délka svalu (Paráková et al., 2008). Fratini et al. (2009) uvádí, že v případě celotělové vibrace je dalším parametrem i poloha těla na vibrační plošině. Například pro aktivaci břišních svalů je nejvhodnější sed na plošině bez opory horních končetin. Je zde tedy výrazná korelace s náročností polohy na stabilitu. Dalším parametrem je i vzdálenost vibrační plošiny od cíleného svalu. Čím je sval blíže vibraci, tím je jeho aktivita vyšší (Wirth et al., 2011).

Aplikace může být celková nebo lokální, ale i vibrace aplikovaná v jednom místě ovlivní ve svém důsledku celý organismus (Paráková et al., 2008), protože je přijímána jako komplexní vjem, který je zpracováván i vyššími etážemi nervového systému (Pavlů, Strachotová, 2011). Konkrétní mechanismus působení probíhá dvojnásobem – přímo a nepřímo. Přímé je zprostředkováno mechanickou cestou a ovlivňuje určitou strukturu tkáně, zatímco v nepřímé rovině účinku se jedná o ovlivnění dané tkáně přes více segmentů, celotělovou vibrační plošinou nebo podrážděním propioceptorů a exteroceptorů (Mileva et al., 2010; Honová, 2012). Vibrace jako senzoričtý vstup vyvolává iluzi pohybu a přes aferentní impulzy z propioceptorů přispívá k uvědomění si pohybu a postury (Kasai et al., 2002). Její kmity vedou k destabilizaci dané polohy jedince, jehož cílem je udržet zaujímanou polohu a nenechat se vychýlit. Tato snaha vede také k aktivaci svalů pánevního dna, bránice, břišních svalů, hlubokých extenzorů páteře a svalů pletence ramenního (Honová, 2012). Dickin a Hetah (2014) uvádějí, že jedna aplikace vibrace může vést díky navýšení aktivity svalového vřeténka k mnohem efektivnější aktivaci svalů v budoucích situacích či rychlejší

nebo silnější reakci somatosenzorického systému při zvýšených nárocích na posturální systém (Dickin, Heath, 2014).

Vlivem vibrace aplikované na kosterní sval vzniká tonický vibrační reflex (TVR). Jeho podstatou je působení vibrace na anulospirální zakončení svalového vřetenka, které reaguje na změnu jeho délky. Informace o rychlých a dynamických změnách délky svalu jsou vedeny silně myelinizovanými aferentními vlákny typu Ia do CNS, kde je tato situace vyhodnocena jako nárůst délky svalu v daném segmentu. Tyto délkové změny mají za následek dočasné snížení klidového potenciálu v aferentních vláknech a vzniká tak receptorový depolarizační potenciál. Pro vznik akčního potenciálu (AP) je nutná časová sumace jednotlivých potenciálů s dosažením prahové hranice (20 mV) (Paráková et al, 2008; Pavlů, Strachotová, 2011). AP se přes axon a motorické ploténky jednotlivých svalových vláken dostane až ke kontraktilním fibrilám a prostřednictvím aktinomyozinového komplexu proběhne kontrakce svalu. TVR je tedy neurální okruh na míšní úrovni, který zahrnuje i polysynaptické spoje, díky nimž je schopen náboru motorických jednotek (Adams et al., 2009; Pavlů, Strachotová, 2011; Cengiz, 2016), jejichž synchronizace je v souladu s kmity daného zdroje vibrací (Paráková et al, 2008). Kromě svalového vřetenka působí vibrace i na ostatní receptory jako Golgiho šlachové tělísko, kožní a kloubní receptory, které dávají tělu zpětnou vazbu a umožňují tak stabilizaci a korekci pohybu (Pavlů, Strachotová, 2011).

Kromě TVR lze efekt aplikované vibrace, například zvýšení svalové síly a výkonu, přičíst facilitaci neuromuskulárního systému, která zahrnuje zvýšení náboru motorických jednotek, jejich synchronizaci, zvýšení svalové koordinace a aferentace z proprioceptorů (Cardinale, Bosco, 2003; Adams et al., 2009). Dalším možným vysvětlením je změna gravitačních sil pomocí vibrací. Ty způsobí rychlé a krátké změny v délce svalu, na které následně reaguje svalové vřetenko s cílem snížit tyto výkyvy. V případě snížení gravitačního zatížení dojde ke snížení silové schopnosti svalu a naopak. Za normálních gravitačních podmínek si sval zachovává svůj výkon (Adams et al., 2009).

2.3.1.1 Vibrace vyšších frekvencí

Vyšší frekvence se používají u celotělové vibrace (Cardinale, Wakeling, 2005), která využívá k přenosu vibrací vibrační plošinu (Paráková et al, 2008; Pavlů, Strachotová, 2011). Její aplikace zahrnuje vystavení se repetitivní oscilaci o určité frekvenci s rozmezím 15 – 60 Hz a amplitudou 1 – 10 mm (Cardinale, Wakeling, 2005). Mezi prokázané účinky patří zvýšení svalové síly (Cardinale, Wakeling, 2005; Mester et al., 2006; Pavlů, Strachotová,

2011), flexibility, stability a motorické kontroly (Mester et al., 2006; Pavlů, Strachotová, 2011).

I přes prokázaný efekt prozatím nejsou jednoznačně určeny konkrétní parametry celotělové vibrace, které by byly nejvíce efektivní pro dosažení větší svalové síly a neuromuskulární dráždivosti (Pavlů, Strachotová, 2011). Optimální rozmezí frekvence při využití vibrační plošiny se pohybuje mezi 25 – 40 Hz (Adams et al., 2009), někteří autoři uvádí 35 – 45 Hz (Hazell et al., 2007). Perchthaler et al. (2013) uvádí jako optimální frekvenci 30 Hz pro zvýšení aktivity m. quadriceps femoris a hamstringů s využitím tréninku intermitentního charakteru. Kontinuální aplikací vibračního zdroje na konkrétní sval o stejné frekvenci lze naopak docílit snížení jeho aktivity (Jackson, Turner, 2003). Testování účinku zdroje vibrací drženého v rukách, konkrétně vibrační tyče, o frekvencích 18, 31 a 42 Hz vedlo k pozitivnímu účinku na aktivitu trojhlavého svalu pažního ve funkci agonisty při frekvenci 42 Hz. Efekt na dvouhlavý i trojhlavý sval pažní ve funkci antagonisty se zvyšoval přímo-úměrně ke zvyšující se frekvenci (Jiménez et al., 2015). Marín et al. (2012) ve své studii prokázal, že aplikace vibrační plošiny spolu se současným držením vibračních pásů připojených k této plošině o frekvenci 30 a 46 Hz umožnilo přenos vibrace i do horní poloviny těla a vedlo ke zvýšení svalové aktivity dvojhlavého svalu pažního. Adams et al. (2009) uvádí ve svém výzkumu obecné zjištění, že vyšší frekvence jsou efektivnější v kombinaci s vyšší amplitudou a stejně tak nižší frekvence s nižšími hodnotami amplitudy.

2.3.1.2 Vibrace nízkých frekvencí – do 8Hz

Oscilující přístroje využívající nízkou frekvenci se v rehabilitaci používají u sportovců i široké veřejnosti v rámci rekonvalescence pro obnovu výkonu, koordinace, síly, vytrvalosti a stability. Konkrétně lze do této skupiny zahrnout například Bodyblade, Flexi-bar nebo Propriomed (Arora et al., 2013). Hlavní rozdíl mezi nimi spočívá v tom, že součástí Propriomedu jsou frekvenční modulátory, jejichž posunem lze regulovat obtížnost cvičení. Flexi-bar je považován za jednodušší, méně nákladnou alternativu Propriomedu s frekvencí 5 Hz bez možnosti její modulace (Mileva et al.; 2010, Honová, 2012). Totéž platí u Bodyblade s frekvencí 4, 5 Hz (Honová, 2012). Tyto přístroje vytváří vibrační stimuly, pomocí kterých dochází ke koaktivaci svalů za účelem zvýšení jejich síly a stabilizace daného segmentu. Používají se zejména pro stabilizaci horních končetin a zvýšení svalové síly stisku ruky. Nelze však opomenout, že výsledná síla pohybu končetiny je dána i schopností trupové muskulatury stabilizovat páteř (Arora et al., 2013).

Lee (2013) ve své studii srovnává účinek cvičení s Bodyblade a Flexi bar a uvádí, že Bodyblade vede k větší aktivaci svalů v oblasti trupu a ramenního pletence, v případě svalů paže jsou dosažené výsledky srovnatelné se cvičením s Flexi bar (Arora et al., 2013). V případě ramenního pletence se jako optimální frekvence pro stabilizační svaly lopatky, m. serratus anterior, horní a dolní část trapézového svalu, ukázala hodnota 3, 5 Hz. V případě m. serratus anterior bylo stejných výsledků dosaženo i při aplikaci vibrace s frekvencí 3 Hz.

Pozitivní efekt na aktivitu břišních a zádových svalů v oblasti bederní páteře byl prokázán také u Propriomedu s využitím frekvencí 3, 3, 5 a 4, 5 Hz. Zatímco aktivita břišních svalů se neměnila v závislosti na oscilační rovině, u zádových svalů tomu bylo jinak. V horizontální oscilační rovině se více aktivoval m. erector spinae (ES), z hlediska stabilizačního systému globální sval, ve vertikální rovině naopak m. multifidus, lokální stabilizační sval (Anders et al, 2008). Arora et al. (2013) také uvádí, že pro aktivitu ES lumbosakrální oblasti je optimální horizontální oscilační rovina stejně jako pro přední část deltového svalu, m. transversus abdominis (TA), m. obliquus internus abdominis (OIA) (Arora et al., 2013).

Propriomed byl také zkoumán z hlediska vlivu na koordinaci svalů. Výchozím bodem těchto výzkumů je fakt, že se změnami vzorců svalové koordinace je spojena svalová únava cílených svalů, k jejichž oslabené aktivitě se musí v rámci kompenzace zapojit i další svaly a převzít funkci agonisty. Selhání aktivity cílených svalů je považováno za stěžejní proces při změně svalové koordinace během činností. Ke změnám koordinačních vzorů dochází nejen vlivem svalové únavy, ale i ovlivněním bolesti, motorickým učením, jehož základním procesem je adaptace intermuskulární koordinace do optimálního vzorce, a vlivem velikosti a směru působení vnější síly. V tomto případě jsou vnějšími silami vibrace. Ty jsou vytvářené intervencí s Propriomedem s využitím frekvence 3, 5 – 4 Hz, během které trup reálně neprovádí žádný pohyb, pouze kompenzuje vnější vibrace pomocí stabilizační funkce svalů. Výsledky ukázaly, že při zvyšující se frekvenci se snižovala aktivita zádových svalů, u svalů břišních se naopak zvyšovala. Zároveň se více aktivovaly globální stabilizátory, zatímco při nižších frekvencích převažovala aktivita lokálních stabilizátorů, neboť byly na posturální systém kladeny nižší nároky. Z hlediska oscilačních rovin se jako stabilizačně náročnější prokázala rovina vertikální, ve které byl více aktivován m. multifidus a ES. Z hlediska kvalitativního nebyly zaznamenány výrazné změny v načasování aktivity svalů (Anders et al., 2007).

2.3.2 Charakteristika cvičební pomůcky Propriomed

Propriomed je neuroortopedická pomůcka ve formě ocelového prutu, která byla vytvořena v rámci konceptu posturální terapie vzájemnou spoluprací pana MUDr. Eugena Raševa s firmou Haider Bioswing (Putá, Herbsleb, 2005; Spáčilová et al., 2005). Tato oscilační tyč prostřednictvím svých kmitacíh pohybů o určité frekvenci ovlivňuje svalovou aktivitu ve smyslu optimalizace vzájemné spolupráce agonisty a antagonisty, tedy koaktivace, a zlepšuje muskulární koordinaci (Spáčilová et al., 2005; Kempf et al., 2008). Synergická aktivace svalů je klíčová pro ekonomickou posturální stabilizaci, tj. aktivní držení postury proti gravitaci (Putá, Herbsleb, 2005). Dalším účinkem je zlepšení síly a vytrvalosti zádových a břišních svalů spolu s podporou segmentální stabilizace. Využívá se hlavně v případě, kdy je problémem přednastavení svalového tonu a stabilizace není ideální ani při minimálním zatížení (Kempf et al., 2008).

Mezi další indikace patří jakákoliv nestabilita v ramenním kloubu, chronické luxace ramene, přítomnost kalcifikací, subakromiální bolest, postradikulární syndromy krční a bederní páteře, stavy po operacích a endoprotézách ramene, artrózy, whiplash syndrom, morbus Bechtěrev a morbus Scheuermann (zejména u adolescentů) (Spáčilová et al., 2005), oslabení dolních fixátorů lopatek, trénink koordinace pro stabilizační svaly páteře a svaly nosných kloubů (Rašev, 2015). Naopak kontraindikací je přítomnost zánětu, výpotku, ankylózy v kloubu či bolest vzniklá během cvičení s Propriomedem (Spáčilová et al., 2005), dále synkinéza horních končetin, hrudníku či pánevního pletence, svalové křeče, neschopnost dlouhodobě udržet oscilaci Propriomedu a dosažení maximální doby cvičební jednotky, tedy 15 sekund (Putá, Herbsleb, 2005).

Působení Propriomedu lze modifikovat nastavením jeho frekvence prostřednictvím modulátorů nebo variacemi s amplitudou za použití různé síly. Každý typ Propriomedu má svou optimální a maximální hodnotu amplitudy (viz Tabulka č. 1) (Putá, Herbsleb, 2005) a určité rozpětí frekvence odvíjející se od jeho dané délky. Ty jsou následující:

- 1) 100 cm: 3 - 4,5 Hz
- 2) 150 cm: 3,9 – 5,5 Hz
- 3) 170cm: 3 – 4,5 Hz
- 4) 190 cm: 2,5 – 3,5 Hz

Tabulka č. 1: Přehled optimálních hodnot amplitudy u Propriomedu dle jeho délky

	Lenght in cm	Weight in g	optimal amplitude	max. amplitude
□	100	504	30 cm	40 cm
■	190	1081	60 cm	70 cm
■	170	1035	50 cm	60 cm
■	150	994	40 cm	50 cm
■	130	947	30 cm	40 cm

Převzato z: Puta, Herbsleb, 2005

Na základě nastavení různých frekvencí se mění impulzy působící na konkrétní segment. Zapojením okolních svalů kloubu dochází k redukci zatížení na tento kloub. Čím kratší je tyč, tím je cvičení těžší (Spáčilová et al., 2005). Výjimkou je Propriomed o délce 100 cm, který má i nižší hmotnost a je vhodný pro pacienty v rané fázi po operaci ramenního nebo akromioklavikulárního kloubu, pro děti a adolescenty (Puta, Herbsleb, 2005). Žádoucí délkou je pro většinu populace 190 nebo 170 cm, 150 cm je délka určená pro sportovce (Puta, Herbsleb, 2005; Spáčilová et al., 2005).

2.3.3 Zásady cvičení s Propriomedem

2.3.3.1 Charakteristika výchozího postavení

Důležitou roli hraje každý segment těla. Postavení chodidel je zhruba na šířku jednoho kroku, jejich maximální vzdálenost je 5 – 13 cm. Chodidla jsou mírně vytočena zevně od longitudinální osy, asi 7°. Váha těla z 60 % spočívá na patě a klenba nohy by měla být aktivní. Osy jednotlivých segmentů dolních končetin, hlezenní, kolenní a kyčelní kloub, spočívají nad sebou. Kolenní klouby jsou cca v 5° flexi. Pánev je v rámci sagitální roviny v neutrální pozici a vytváří bázi pro bederní páteř a napřímenou páteř hrudní, která si ale zachovává svoje fyziologické kyfotické zakřivení. Ramenní pletence jsou aktivně stabilizované ve své fyziologické poloze, postavení horních úhlů lopatek je v úrovni třetího hrudního obratle a dolní úhly lopatek neodstávají od hrudního koše. Krční páteř je napřímená

a v anteroposteriorním směru zaujímá neutrální polohu. Proband se dívá před sebe (Putá, Herbsleb, 2005).

2.3.3.2 Průběh cvičení

Po zahájení oscilací by nemělo docházet již k žádným dalším pohybům kromě malých impulzů, které udržují oscilaci. Samotný nástroj nemá žádné aktivní části, proto každý jeho pohyb je dán pouze prostřednictvím interakce se subjektem (Anders et al., 2008). V oblasti hlavy, hrudníku, ramenního a pánevního pletence by měly být minimální odchylky a horní končetiny by se vůči Propriomedu hýbat neměly (Herbsleb, Puta, 2005).

Během cvičení se využívají dvě oscilační roviny – horizontální a vertikální (viz obrázek č. 3 a č. 4). V případě horizontální roviny probíhá oscilační pohyb v prodloužení předloktí, tedy dopředu a dozadu. Při pohybu ve vertikální rovině je pohyb prováděn v rovině kolmé na rovinu, která je v prodloužení předloktí. Pohyb je prováděn ve směru nahoru a dolů nebo doprava a doleva (Herbsleb, Puta, 2005; Anders et al., 2008).

Obrázek č. 3: Oscilační rovina horizontální (směr dopředu a dozadu)



Převzato z: Puta, Herbsleb, 2005

Obrázek č. 4: Oscilační rovina vertikální (směr nahoru a dolů)



Převzato z. Puta, Herbsleb, 2005

Z hlediska nastavitelnosti parametrů frekvence a amplitudy je cílem dosáhnout při cvičení takové frekvence u Propriomedu, aby došlo ke stabilizaci výchozí pozice (Kempf et al., 2008). Zároveň je nutné udržovat stálou amplitudu po celou dobu cvičení v rozmezí 10 % od její optimální hodnoty. Ukazuje se, že při vhodně zvolené úrovni cvičení s Propriomedem, nedochází k výrazným odchylkám v oblasti hlavy, ramen a pánve, tedy méně než 1 cm. Jejich přítomnost poukazuje na stabilizační problém (Rašev, 2015). Proto je u každého jedince nutné začínat vždy od nejnižší zátěže, kterou zvládá a postupně ji stupňovat a tím zvyšovat kvalitu posturálních reakcí ramenního pletence, tedy segmentální koordinaci. Zvyšováním frekvence se cvičení stává obtížnější a zároveň dochází k navyšování aferentních vstupů z oblasti proprioceptorů, vestibulárního a zrakového aparátu. Pokud jedinec cvičí těžší cviky, aktivitu přebírají polysegmentální svaly (Haider, Rašev, 2010).

Každý cvičební cyklus, kterému by mělo předcházet úvodní zahřátí celého těla, je intervalovým tréninkem zahrnující dobu cvičební jednotky a dobu relaxace. Jedna cvičební jednotka označuje dobu cvičení s Propriomedem bez přestávky. Tato doba by měla trvat v řádu 5 – 15 sekund. Po ní následuje relaxace trvající 5 – 10 sekund. Celá cvičební jednotka by se měla zopakovat minimálně pětkrát a maximálně desetkrát (Anders et al., 2008; Kempf et al., 2008; Bendíková, 2010). Celý cyklus cvičení, zahrnující jednotlivé cvičební jednotky a jejich opakování, by měl trvat 20 – 30 minut (Bendíková, 2010).

3 Cíle a úkoly práce, hypotézy

3.1 Cíle práce

Cílem diplomové práce je objektivizace vlivu neuro-ortopedické pomůcky Propriomed na výkon házenkářek. V rámci hodnocení je brána v úvahu přesnost hodu na bránu. Další sledovanou proměnnou je i rychlost hodu, u které bude zkoumán vzájemný vztah s přesností.

3.2 Úkoly práce

Ke splnění zvoleného cíle je nutné splnit následující úkoly:

1. Výběr vhodného vzorku probandů pro měření
2. Zajištění veškerého vybavení nezbytného pro průběh měření
3. Zjištění průměrné rychlosti každého hráče
4. Provedení 20 hodů každého probanda před a po tréninkové jednotce
5. Provedení 20 hodů každého probanda před a po jednotce s Propriomedem
6. Provedení 20 hodů každého probanda po měsíčním cvičení s Propriomedem
7. Zápis zjištěných hodnot během měření
8. Zpracování a vyhodnocení zjištěných výsledků

3.3 Hypotézy práce

H0: Předpokládá se, že se u probandů nevyskytne rozdíl v rámci naměřených hodnot přesnosti hodu po cvičení s Propriomedem.

H1: Předpokládá se, že se u probandů vyskytne rozdíl v rámci naměřených hodnot přesnosti hodu po cvičení s Propriomedem.

H2: Předpokládá se, že po jedné cvičební jednotce s Propriomedem nedojde alespoň u 75 % z celkového počtu probandů ke zvýšení přesnosti hodu. Ta je definována jako eliminace počtu hodů se vzdáleností větší než 20 cm od středu terče, a to minimálně o 4 hody.

H3: Předpokládá se, že alespoň u 75 % z celkového počtu probandů dojde ke zvýšení přesnosti hodu po dlouhodobé intervenci s Propriomedem. Ta je definována jako eliminace počtu hodů se vzdáleností větší než 20 cm od středu terče, a to minimálně o 4 hody.

4 Metodika práce

4.1 Charakteristika práce

Práce je charakteru teoreticko-empirického. Teoretická část je věnována problematice posturální stabilizace, charakteristice házené se zaměřením na analýzu vztahu přesnosti a rychlosti hodů vrchem, které patří mezi jeho hlavní atributy. Součástí je také pojednání o účinku vibrací a somatooscilační pomůcce Propriomed. Praktickou část tvoří experiment se skupinou 11 hráček házené, u kterých byly sledovány změny přesnosti hodů v závislosti na cvičení s Propriomedem.

4.2 Charakteristika výzkumného souboru

Výběr výzkumného souboru byl proveden metodou záměrného výběru. Jednalo se o hráčky házené, které jsou členy týmu TJ Sokol Vršovice a házené se aktivně věnují více než 10 let. Výběr probandů byl zaměřen výhradně na hráče ženského pohlaví hrající 1. ligu, z hlediska věkové kategorie za ženy. Průměrný věk hráček byl 25 let. U všech se vyskytovala dominance pravé horní končetiny.

Tréninky hráček probíhaly třikrát týdně, a to v pondělí, ve středu a ve čtvrtek. Měření dat probíhalo vždy v pondělí od 19:00 – 20:30, neboť byl tento trénink spíše volnějším charakteru se zaměřením na taktiku před nadcházejícími zápasy. Během jednoho tréninku byla získána data od 5 – 6 probandů. V den měření nesměl daný proband jevit jakékoliv známky únavy, svalového přetížení, bolesti, onemocnění či nadměrného stresu. Pokud se jeden z výše uvedených nežádoucích vlivů vyskytl, bylo měření u daného probanda přesunuto na jiný trénink.

4.3 Technické vybavení pro výzkum

V rámci technického vybavení byl využit Propriomed o délce 170 cm zapůjčený od pana doktora Raševa s rozsahem frekvence 3,3 – 4,8 Hz a maximální amplitudou 60 cm, dále radar Stalker Pro II pro měření rychlosti hodů. Pro realizaci experimentu bylo nutné zvolit vhodný terč pro hodnocení přesnosti hodů probandů. Pro tento účel byly vymezeny celkem čtyři prostory v rozích brány tvaru čtverce o rozměru 40x40cm vyplněné železnou mřížkou. Do tohoto prostoru se vejdou přibližně 4 míče. Pro následné zhodnocení přesnosti hodů byla využita kamera umístěná před bránou, která snímala průběh hodů a zachytila tak přesný

dopad míče do terče. Během cvičební jednotky s Propriomedem byly využity stopky pro dodržení přesných časových intervalů doby cvičení a doby relaxace.

4.4 Metoda získání dat

Za metodu získání dat byl zvolen experiment, který byl proveden na vzorku 11 probandů. Všichni probandi absolvovali celkem tři měření. Byly sledovány změny hodnot přesnosti hodů v závislosti na běžné tréninkové jednotce nezahrnující cvičení s Propriomedem, na jednorázové cvičební jednotce s Propriomedem a dlouhodobém cvičení s touto cvičební pomůckou. Zároveň byly měřeny hodnoty rychlostí jednotlivých hodů pro detekci vzájemného vztahu přesnost-rychlost. Zda tedy případné změny přesnosti nejsou pouze výsledkem daných rychlostí.

Každý proband házel ze 7 m hodem z místa. Instrukcí pro probandy bylo zasáhnout co nejpresněji střed zvoleného rohu brány. Posloupnost hodů do jednotlivých rohů byla předem dána. Pro eliminaci vlivu učení pohybu opakováním nesměřoval žádný z nich do stejného terče dvakrát za sebou. U každého hodu byla zaznamenána hodnota rychlosti a kamerou zachycen dopad míče. Pro případnou možnost zkreslení výsledků nebyl účastníkům sdělen cíl měření.

4.4.1 První měření – kontrolní

- Rozcvička 15 minut.
- Hod do brány – 5 pokusů na každý z terčů.
- Tréninková jednotka po dobu 15 minut.
- Hod do brány – 5 pokusů na každý z terčů.

Součástí tréninkové jednotky byla spíše taktická příprava na nadcházející zápasy. Obsah tréninku nebyl zaměřen na vytrvalostní a silový trénink. Zahrnoval počáteční rozcvičení, rozházení, přihrávky a trénink střelby z různých pozic včetně trestných hodů. Součástí této intervence nebylo cvičení s Propriomedem.

4.4.2 Druhé měření – krátkodobý efekt Propriomedu

- Rozcvička 15 minut.
- Hod do brány – 5 pokusů na každý z terčů.

- Cvičební jednotka s Propriomedem po dobu 15 minut.
- Hod do brány – 5 pokusů na každý z terčů.

Před samotným zahájením cvičení byl vždy zjišťován současný stav každého probanda. Pokud se u jedné z účastnic projevovaly v den měření známky únavy, bolesti, svalového přetížení, onemocnění či nadměrného stresu, byla tento den z cvičební jednotky vyřazena pro eliminaci zmíněných nežádoucích vlivů.

Na začátku cvičební jednotky byly probandky seznámeny s pomůckou Propriomed a se zásadami cvičení týkající se hlavně dodržení správného výchozího postoje a dodržení amplitudy, která by u použitého typu Propriomedu neměla přesáhnout 60 cm. Nastavená frekvence se vždy odvíjela a byla přizpůsobena aktuálnímu stavu probanda s přihlédnutím na odchylky v oblasti pánve, ramen a hlavy.

Bylo využito celkem 7 cviků. Tři v horizontální oscilační rovině – horizontální dekyfotizace, ke které byl přidán pohyb shora dolů a opačně, dále kmitání v horizontální rovině před tělem s úchopem obou rukou s následným pohybem horních končetin od těla a k tělu (viz Obrázek č. 5). Další čtyři cviky byly prováděny v rovině vertikální. První cvik zahrnoval úchop Propriomedu obouřuč před tělem a kmitání ventro-dorzálně. Druhý cvik měl stejnou výchozí polohu a byl přidán pohyb trupu do rotací. Během posledních dvou cviků probandi drželi Propriomed vždy jen v jedné ruce a prováděly pohyb do zevní a vnitřní rotace v ramenním kloubu s kmitáním ve vertikále, který by měl vést k optimální spolupráci vnějších a vnitřních rotátorů ramenního kloubu (viz Obrázek č. 6).

Veškeré cviky byly prováděny s cílem optimalizovat aktivitu dolních fixátorů lopatek při současném napřímení trupu, neboť tato poloha je součástí náprahu při hodu. Doba kontrakce byla stanovena na 12 sekund s následnou pauzou po dobu čtyř sekund pro protřepání horních končetin a relaxaci. Pro dodržení přesných časových parametrů byly použity stopky.

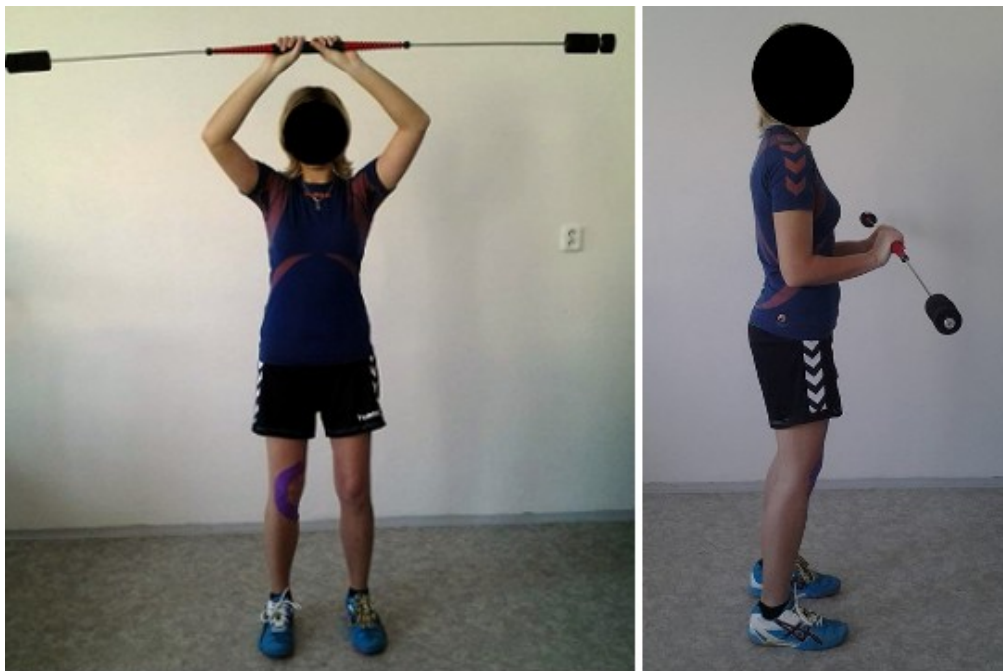
4.4.3 Třetí měření – dlouhodobý efekt Propriomedu

Dalším krokem byla dlouhodobá intervence s využitím neuro-ortopedické pomůcky Propriomed. Ta probíhala 3x týdně po dobu jednoho měsíce. Probíhala vždy na začátku tréninku, každý týden ve stejné dny. Každá cvičební jednotka trvala cca 15 minut s předchozím zahřátím organismu rozcvičkou pod mým vedením.

Měření pro zhodnocení dlouhodobého efektu cvičení s Propriomedem proběhlo následující trénink po absolvování poslední cvičební jednotky.

- Rozcvička 15 minut
- Hod do brány – 5 pokusů na každý z terčů

Obrázek č. 5: Výchozí polohy pro horizontální dekyfotizaci. Vpravo je zároveň výchozí poloha pro pohyb horních končetin od těla a k tělu s kmitáním ve ventro-dorzálním směru



Vlastní zdroj

Obrázek č. 6: Výchozí a konečná poloha pro cvik na rotátory ramenního kloubu (vlevo) a cvik pro aktivaci intersegmentálních svalů trupu (vpravo)



Vlastní zdroj

4.5 Metoda zpracování dat

Data získaná z kamer byla převedena do elektronické podoby a následně zpracována pomocí programu Dartfish. Pro účely zpracování dat v tomto programu byla před začátkem každého natáčení provedena kalibrace za pomoci kalibrační tyče pro určování vzdáleností středu dopadu míče od středu terče. Po získání konkrétních hodnot přesností a jejich spárování s hodnotami rychlosti, byla data převedena do programu MS Excel 2010 pro další zpracování. Pro analýzu dat bylo stanoveno v rámci terče celkem pět kategorií zahrnující konkrétní rozpětí hodnot vzdálenosti středu míče od středu terče (viz Tabulka č. 2)

Tabulka č. 2: Přehled jednotlivých kategorií dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče

KATEGORIE	I.	II.	III.	IV.	V.
VZDÁLENOST (v cm)	0 – 5	5, 1 – 10	10, 1 – 15	15, 1 – 20	více než 20

V rámci zpracování byly posuzovány rozdíly ve zkoumaném souboru na individuální úrovni. U každého z probandů byly porovnány hodnoty přesnosti hodů vždy před a po intervenci a dle dané hodnoty zařazeny do jednotlivých kategorií. Vzhledem k četnosti hodnot zařazených do páté kategorie byly vytvořeny její podkategorie pro další analýzu (viz Tabulka č. 3).

Tabulka č. 3: Charakteristika podkategorií v rámci páté kategorie

PODKATEGORIE	I.	II.	III.	IV.
VZDÁLENOST (v cm)	20,1 – 30	30,1 – 40	40,1 – 50	více než 50

Pro zhodnocení statistické významnosti na individuální úrovni ve změnách přesnosti hodů v závislosti na jednotlivých intervencích byl využit párový T-test. Výsledná hodnota „p“ byla hodnocena dle následujících kritérií:

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

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

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

Na skupinové úrovni byla využita vícecestná analýza rozptylu pro opakovaná měření (repeated measure ANOVA). Nejdříve byly samostatně pro jednotlivá měření (první, druhé a třetí) otestovány rozdíly v přesnosti hodů v rámci jednotlivých opakování (5 opakování), před a po tréninkové jednotce (před versus po) a v rámci všech rohů (4 rohy). Hodnocení změn přesnosti v průběhu času (první, druhé a třetí měření) bylo provedeno rovněž za využití analýzy rozptylu pro opakovaná měření při zohlednění hodnot rychlosti jednotlivých hodů. Průměry v jednotlivých časech byly srovnány pomocí post-hoc testů s Bonferroniho korekcí (Field, 2013).

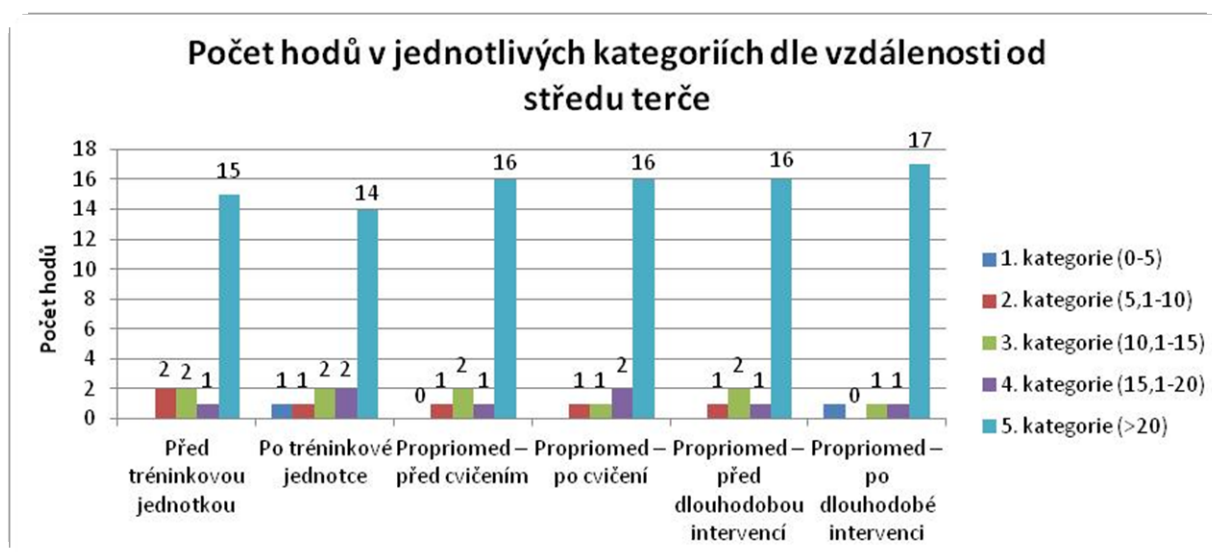
5 Výsledky

5.1 Rozdíly na individuální úrovni

5.1.1 Hodnocení změn přesnosti hodu

U první probandky je na první pohled viditelné (viz Graf č. 1), že k výrazným změnám v zastoupení hodnot v jednotlivých kategoriích nedošlo napříč všemi měřeními. Významný efekt neměla tedy nejen tréninková jednotka, ale ani jednorázová či dlouhodobá intervence s Propriomedem. V rámci změn přesnosti hodů nebyl nalezen statisticky signifikantní rozdíl. Převaha naměřených hodnot přesnosti hodu byla zařazena do páté kategorie.

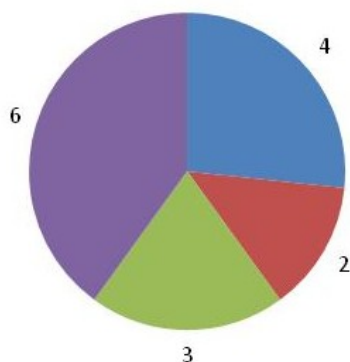
Graf č. 1: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 1



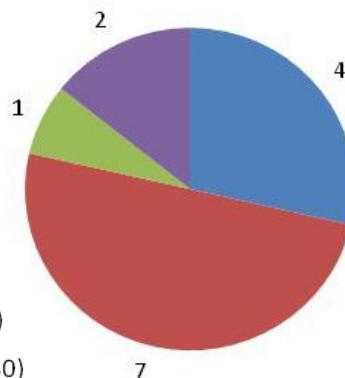
Při bližší analýze páté kategorie (viz Graf č. 2) lze pozorovat pozitivní účinek tréninkové jednotky v rámci kontrolního měření, kdy klesl počet hodů ve čtvrté kategorii ve prospěch kategorie druhé. Jednorázová intervence s Propriomedem byla bez efektu. Naopak u dlouhodobé intervence došlo ke zhoršení přesnosti hodu, neboť se zvýšilo množství hodů mající vzdálenost od středu terče více než 50 cm.

Graf č. 2: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: Trénink – 15, 14, Dlouhodobá intervence s Propriomedem – 16, 17

Před tréninkovou jednotkou

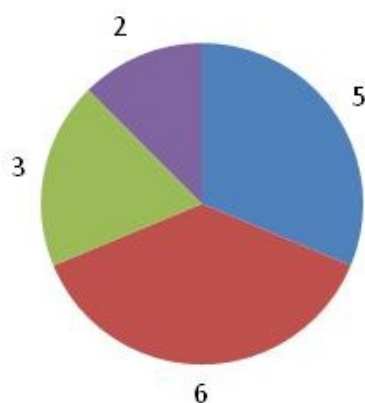


Po tréninkové jednotce

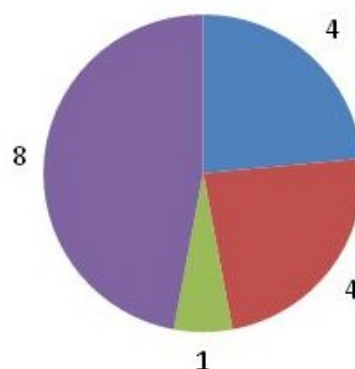


- 1. kategorie (20-30)
- 2. kategorie (30,1-40)
- 3. kategorie (40,1-50)
- 4. kategorie (>50)

Propriomed před dlouhodobou intervencí



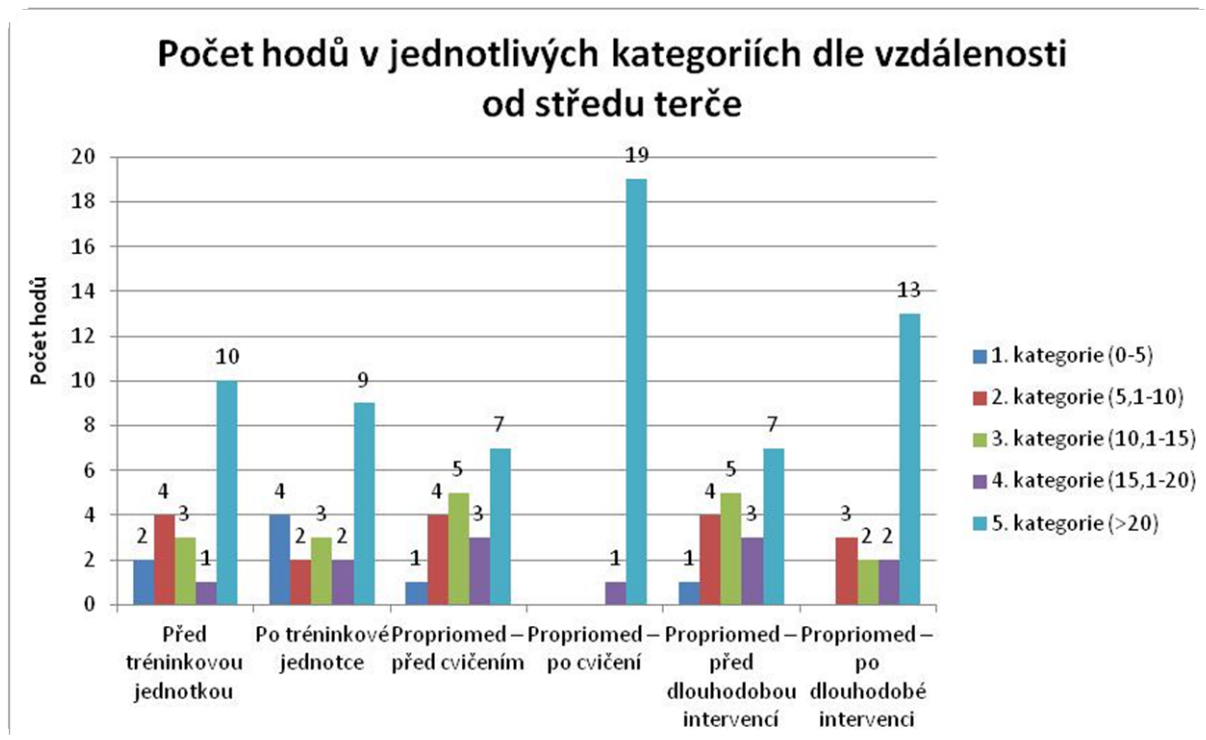
Propriomed po dlouhodobé intervenci



Zatímco tréninková jednotka neměla na druhou probandku výrazný vliv, obě intervence s Propriomedem vedly ke zhoršení přesnosti, zejména jednorázová cvičební jednotka s touto pomůckou, neboť po ní všechny hody kromě jednoho byly zařazeny do páté kategorie, jak je viditelné na Grafu č. 3. Těchto 19 hodů bylo dále rozřazeno do podkategorií, kdy nejvíce hodů, celkem 7, se pohybovalo mezi 30,1 – 40 cm od středu terče, 6 hodů mezi 20,1 – 30 cm a zbylé dvě kategorie zahrnovaly každá po třech hodech. V rámci změn

přesnosti hodů před a po jednorázové cvičební jednotce s Propriomedem byl nalezen statisticky signifikantní rozdíl ($p = 0,02$).

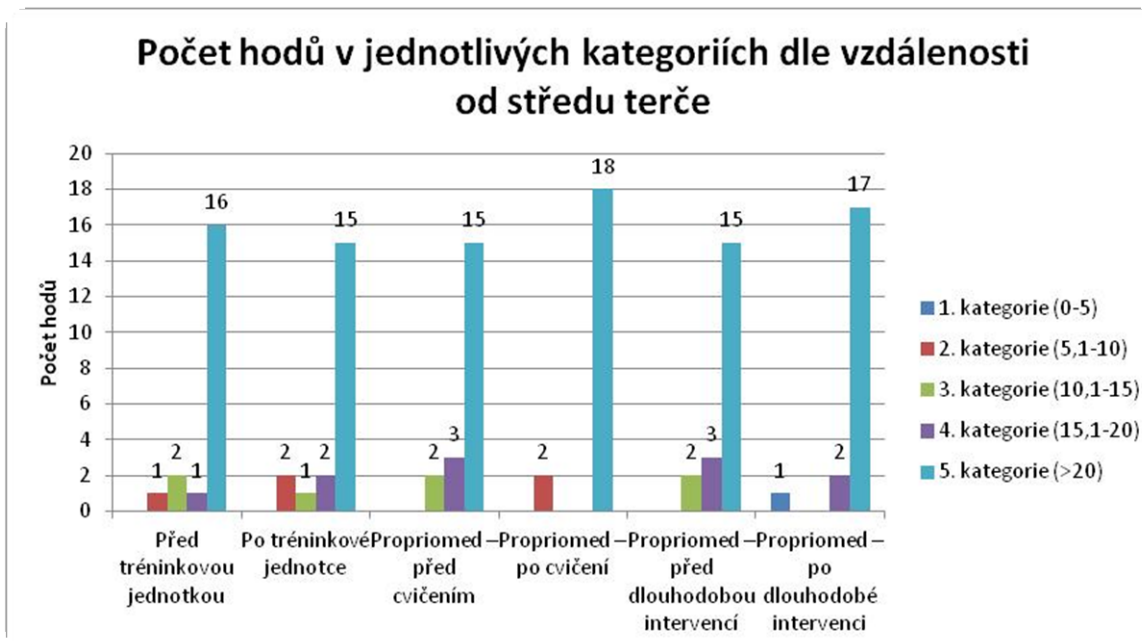
Graf č. 3: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 2



U třetí probandky se přesnost většiny hodů napříč všemi intervencemi pohybuje ve vzdálenosti nad 20 cm od středu terče (viz Graf č. 4). Z hlediska statistické významnosti nebyl nalezen signifikantní rozdíl naměřených hodnot.

Co se týče přesnosti hodů v páté kategorii, vlivem tréninkové jednotky došlo k jejímu zvýšení, neboť klesnul počet hodů ve třetí podkategorii (40,1 – 50 cm) ve prospěch první (20,1 – 30 cm). Viditelný rozdíl se nachází také u měření po absolvování dlouhodobé intervence s Propriomedem, po které sice vzrostl celkový počet hodů v páté kategorii o dva, ale zároveň byl eliminován počet hodů se vzdáleností více než 50 cm od středu terče ve prospěch druhé podkategorie (30,1 – 40 cm).

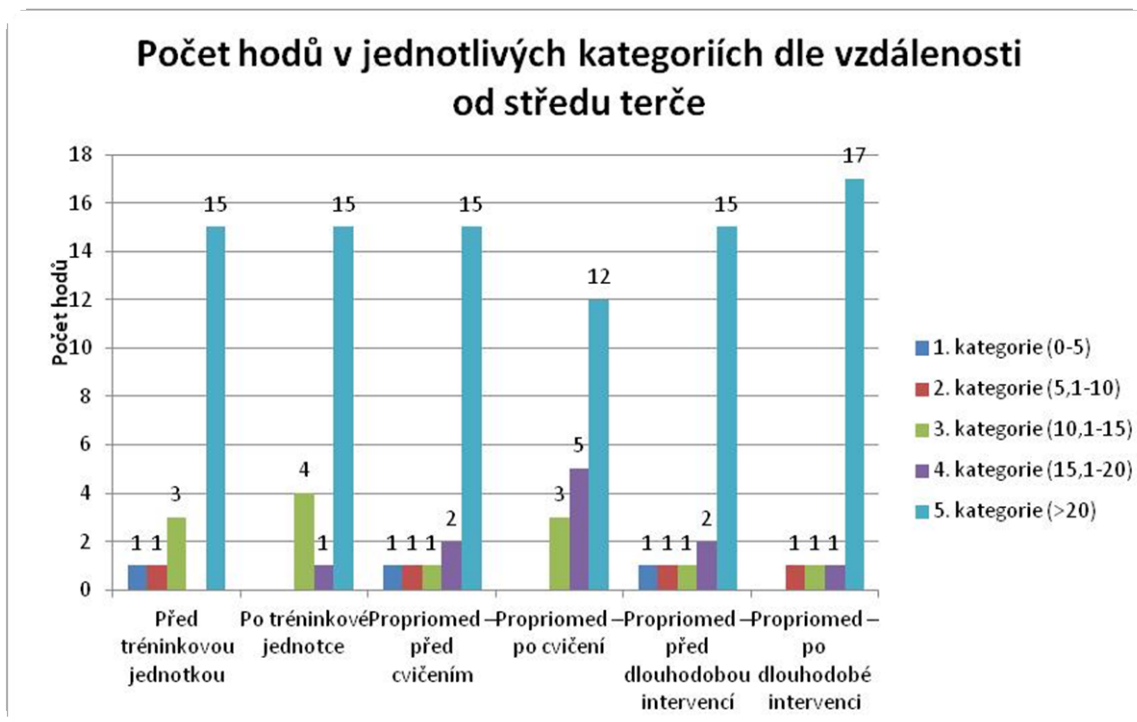
Graf č. 4: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 3



Převážná většina hodů u čtvrté probandky byla zařazena do páté kategorie v rámci všech měření (viz Graf č. 5). K výraznějšímu vzrůstu přesnosti vedla jednorázová cvičební jednotka s Propriomedem, neboť došlo k poklesu hodů v páté kategorii. I přesto, že vlivem dlouhodobé intervence s Propriomedem se zvýšil počet hodů v páté kategorii, při její bližší analýze lze pozorovat eliminaci vzdálenosti hodů nad 50 cm ve prospěch ostatních podkategorií (viz Graf č. 6).

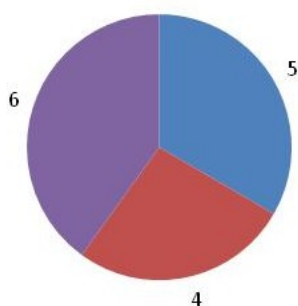
V rámci hodnocení změn přesností hodu vlivem jednotlivých intervencí nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl daných hodnot.

Graf č. 5: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 4

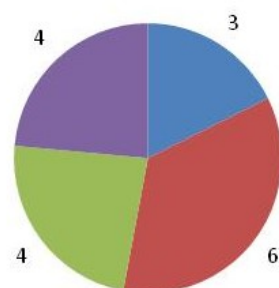


Graf č. 6: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: 15, 17

Propriomed před dlouhodobou intervencí

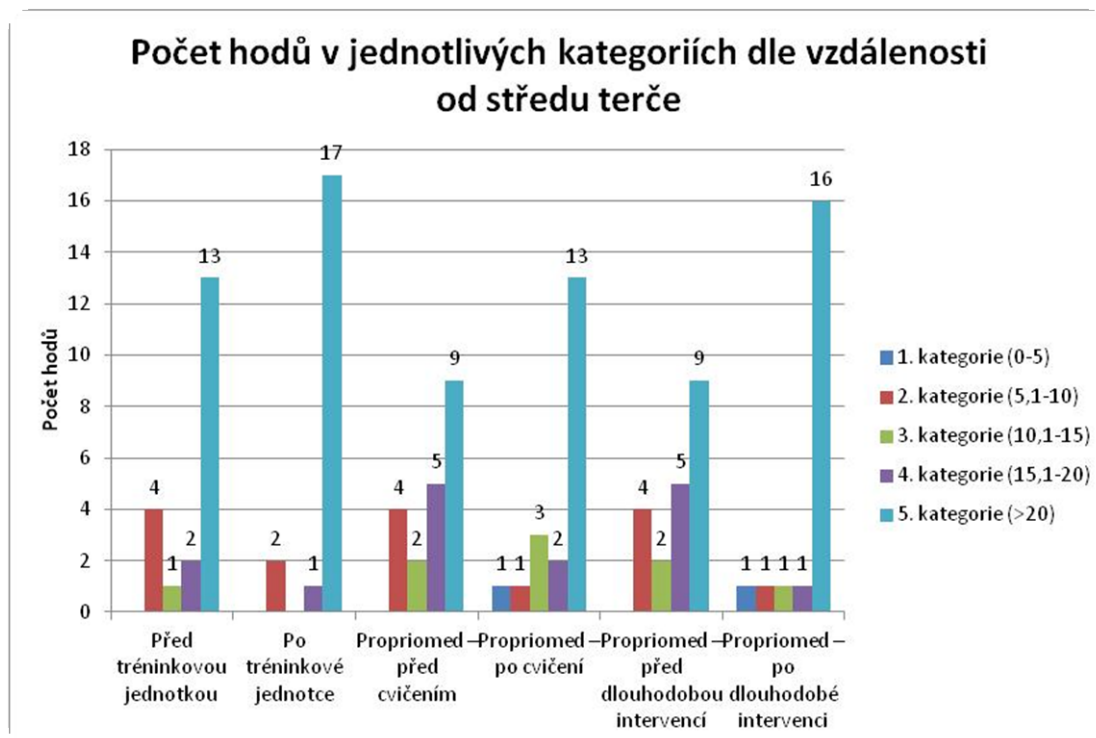


Propriomed po dlouhodobé intervenci



U probandky č. 5 se nacházejí změny spíše negativního charakteru u každé z intervencí (viz Graf č. 7). Během prvního měření vedla tréninková jednotka k navýšení počtu hodů v páté kategorii, a to zejména na úkor kategorie druhé (5, 1 – 10 cm). V rámci páté kategorie se přesnost většiny hodů pohybovala mezi 40, 1 – 50 cm.

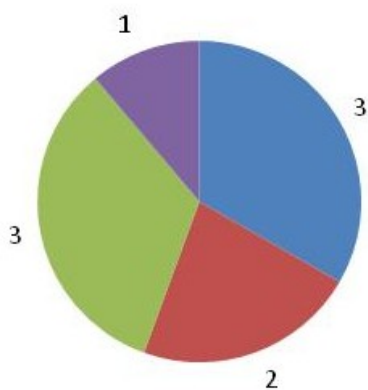
Graf č. 7: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 5



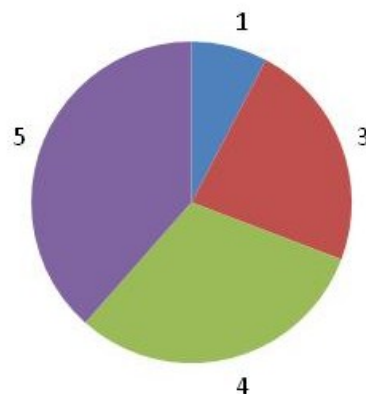
Vlivem jednorázové intervence s Propriomedem došlo k výraznějšímu úbytku počtu hodů ve všech ostatních kategoriích ve prospěch páté, ve které převažovaly hodnoty vzdálenosti dopadu míče od středu terče větší než 50 cm, a to zejména na úkor první podkategorie. Zároveň se v měření po intervenci objevilo zastoupení v kategorii první (1 hod) ve srovnání s měřením před intervencí. Nejvýraznější pokles přesnosti byl zaznamenán po dlouhodobé intervenci s Propriomedem, u které byl zaznamenán i statisticky signifikantní rozdíl ($p = 0,03$). Při bližším pohledu na přesnost hodů zařazených v páté kategorii zjistíme, že téměř u poloviny hodů byla vzdálenost od středu terče větší než 50 cm (viz Graf č. 8).

Graf č. 8: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: Krátkodobá intervence – 9, 13, Dlouhodobá intervence – 9, 16

**Propriomed
před krátkodobou intervencí**

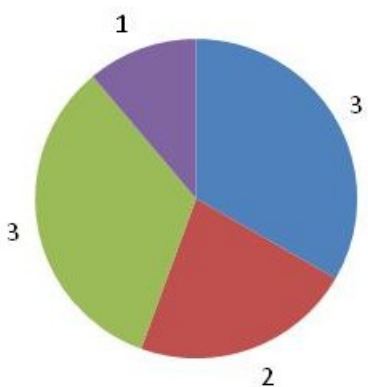


**Propriomed
po krátkodobé intervenci**

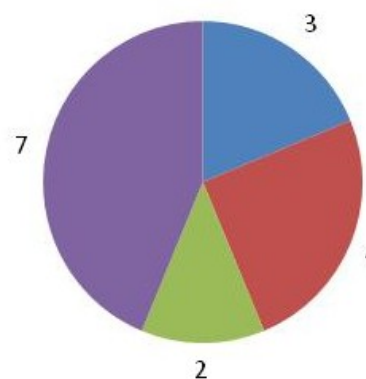


■ 1. kategorie (20-30)
 ■ 2. kategorie (30,1-40)
 ■ 3. kategorie (40,1-50)
 ■ 4. kategorie (>50)

**Propriomed
před dlouhodobou intervencí**



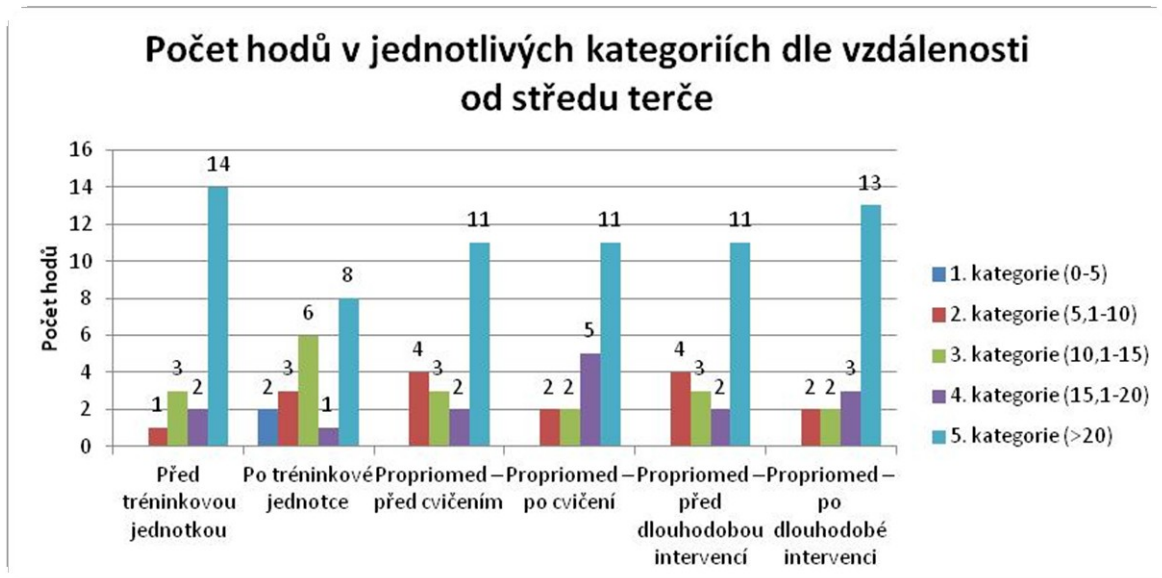
**Propriomed
po dlouhodobé intervenci**



Celkový přehled změn přesnosti hodů u probandky č. 6 je uveden v Grafu č. 9. Tréninková jednotka měla pozitivní vliv, neboť došlo ke zvýšení přesnosti hodů, které se projevilo jejich eliminací v páté kategorii a naopak jejich navýšení hlavně v třetí kategorii (10, 1 – 15 cm) a dva hody byly také zařazeny do první kategorie, která v měření před intervencí byla s nulovým zastoupením. Po krátkodobé intervenci s Propriomedem zůstaly hodnoty páté kategorie konstantní, ale změnilo se zastoupení v jejích podkategoriích. Z celkových 11 hodů se ve vzdálenosti 20, 1 – 30 cm nacházelo 8 hodů před intervencí

a 9 hodů po intervenci. V prvním případě byla dále zastoupena podkategorie druhá (30, 1 – 40 cm), po intervenci podkategorie třetí (40, 1 – 50 cm).

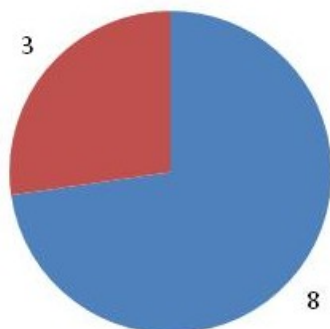
Graf č. 9: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 6



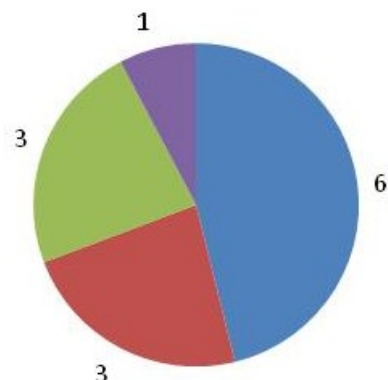
Po dlouhodobé intervenci se zhoršila přesnost nejen proto, že se opět zvýšil počet hodů v páté kategorii, ale také stoupl počet hodů v jednotlivých podkategoriích, které jsou spojeny s větší vzdáleností od středu terče (viz Graf č. 10).

Graf č. 10: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: 11, 13

Propriomed před dlouhodobou intervencí



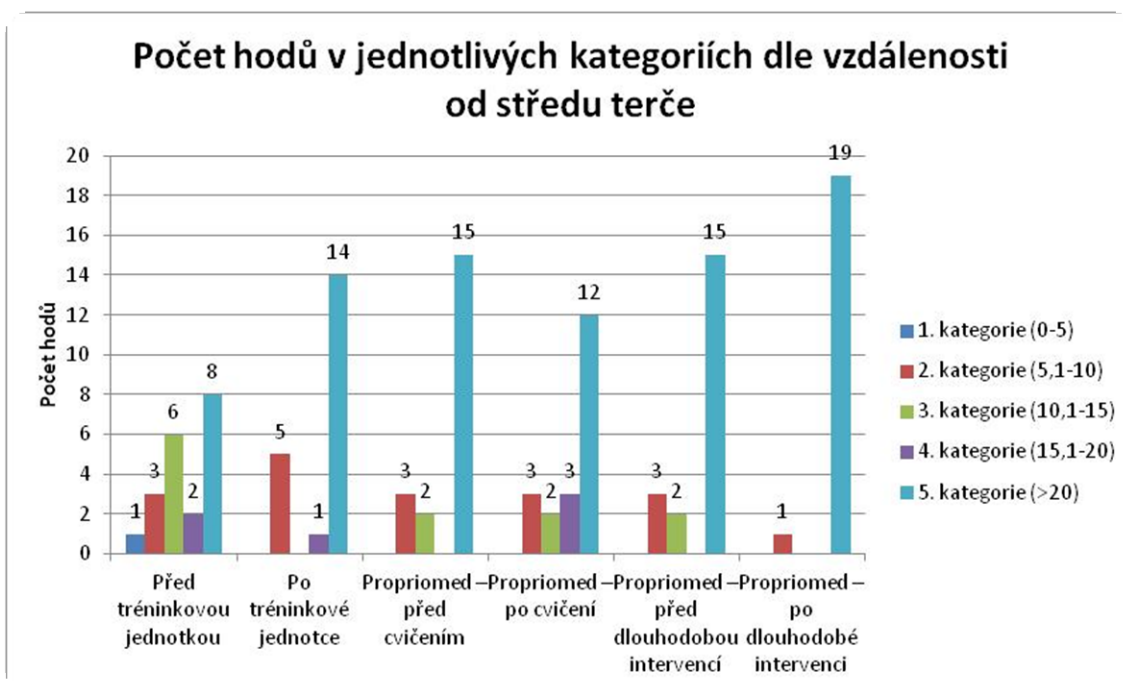
Propriomed po dlouhodobé intervenci



Z hlediska statistické významnosti nebyly nalezeny žádné signifikantní rozdíly v rámci naměřených hodnot.

Rozřazení jednotlivých hodů dle přesnosti u sedmé probandky uvádí Graf č. 11. Tréninková jednotka vedla k poklesu přesnosti, konkrétně k navýšení počtu hodů ve vzdálenosti větší než 20 cm na úkor první a třetí kategorie. Čtvrtina z celkového počtu hodů byla zařazena do kategorie druhé (5, 1 – 10 cm).

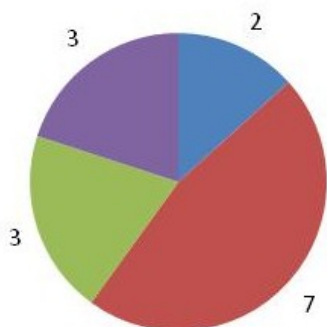
Graf č. 11: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 7



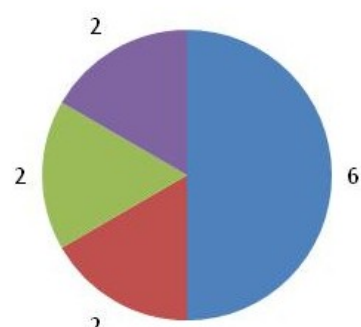
Jednorázová intervence s Propriomedem měla pozitivní účinek, neboť poklesl počet hodů v páté kategorii ve prospěch čtvrté. Při bližší analýze páté kategorie převažovala po intervenci z hlediska počtu hodů podkategorie první, zatímco před intervencí podkategorie druhá (viz Graf č. 12). Výrazný pokles přesnosti se projevil po dlouhodobé intervenci s Propriomedem, neboť vzdálenost veškerých hodů kromě jednoho přesahovala 20 cm. Zatímco před intervencí převažovala podkategorie druhá (30, 1 – 40 cm), po intervenci přesnost opět klesla, což se projevilo četností hodů hozených ve vzdálenosti větší než 50 cm od středu terče (viz Graf č. 12). Statisticky signifikantní rozdíl byl nalezen v případě intervence ve formě tréninkové jednotky ($p = 0,03$) a dlouhodobé intervence s Propriomedem ($p = 0,05$).

Graf č. 12: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: Krátkodobá intervence – 15, 12, Dlouhodobá intervence – 15, 19

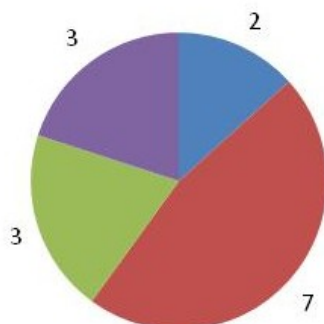
**Propriomed
před krátkodobou intervencí**



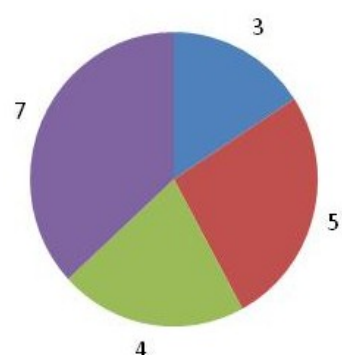
**Propriomed
po krátkodobé intervenci**



**Propriomed
před dlouhodobou intervencí**



**Propriomed
po dlouhodobé intervenci**

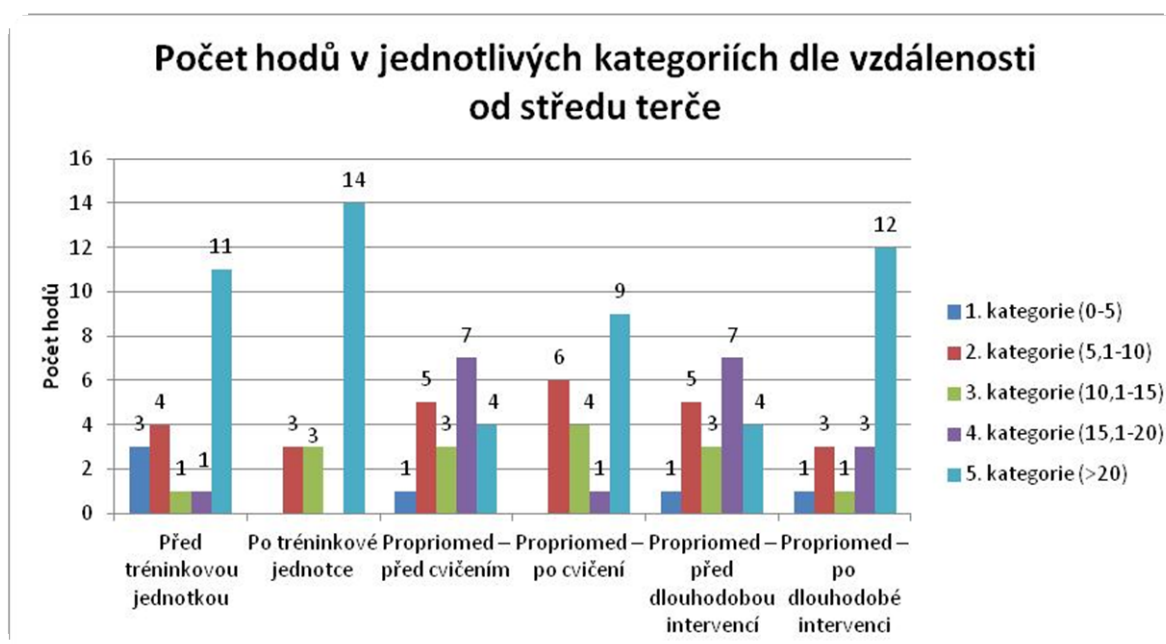


Na první pohled vedly veškeré intervence u probandky č. 8 k poklesu přesnosti (viz Graf č. 13). Po tréninkové jednotce již nebyla zastoupena první kategorie, vzdálenost dopadu míče se pohybovala mezi 5 – 15 cm od středu terče, ale u většiny hodů opět převažovala vzdálenost větší než 20 cm. V rámci páté kategorie se nově po tréninkové jednotce objevilo zastoupení hodů i ve čtvrté podkategorii (> 50 cm). Vlivem jednorázové intervence s Propriomedem došlo k nárůstu počtu hodů v páté kategorii, ale stále jich byla méně než polovina. Z těchto 9 hodů byl největší počet zařazen do první podkategorie (20, 1 – 30 cm). I přes pokles přesnosti vlivem dlouhodobé intervence s Propriomedem se hodnota vzdálenosti

u poloviny hodů v páté kategorii, z celkového počtu 12, pohybovala mezi 20, 1 – 30 cm. Každá další podkategorie byla zastoupena dvěma hody.

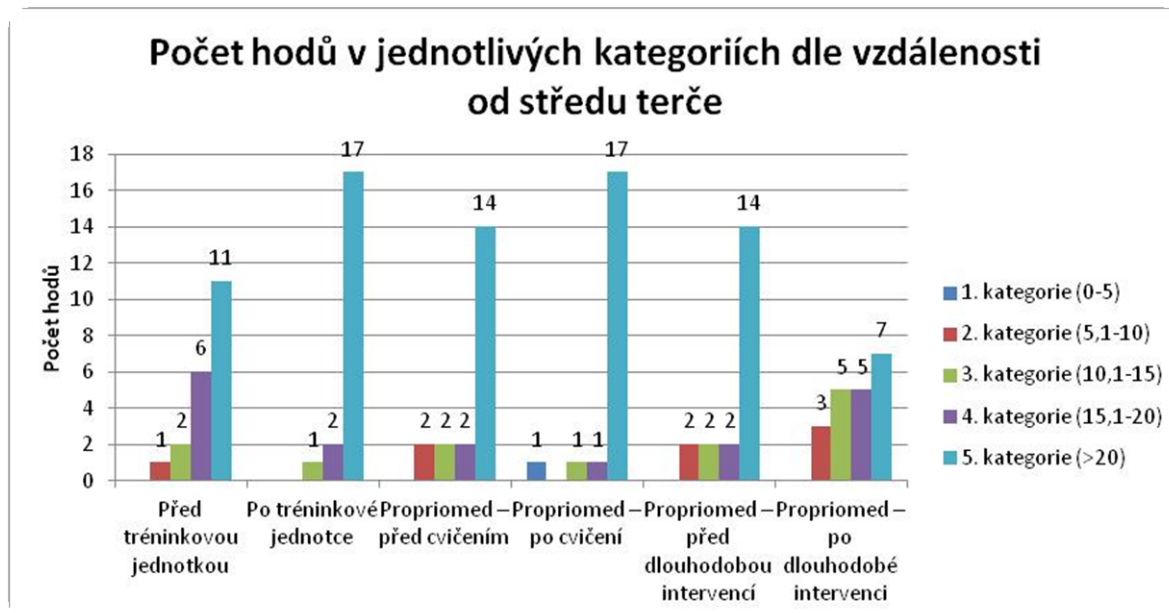
Statisticky signifikantní rozdíl byl nalezen v případě intervence ve formě dlouhodobé intervence s Propriomedem ($p = 0,04$).

Graf č. 13: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 8



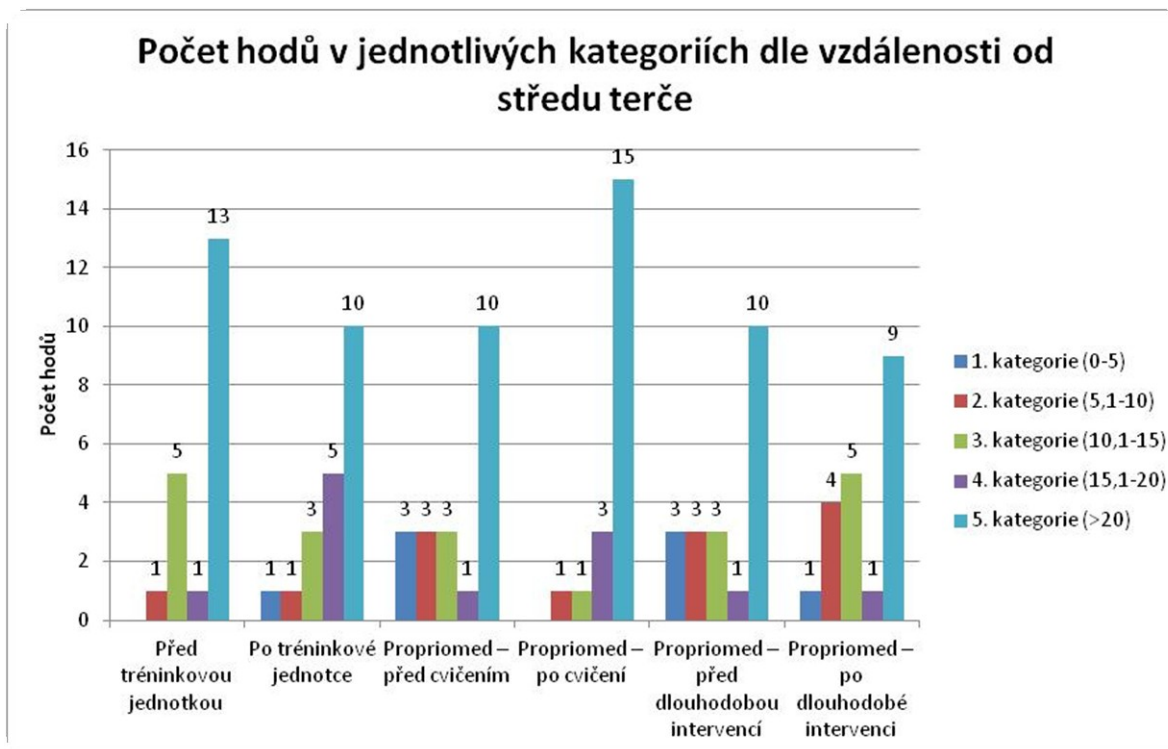
První dvě měření zahrnující zkoumání vlivu tréninkové jednotky a jednorázové intervence s Propriomedem u deváté probandky vedly k navýšení počtu hodů v páté kategorii, tedy poklesu přesnosti. Ten byl výraznější při hodnocení přesnosti po tréninkové jednotce, u které byl nalezen statisticky významný rozdíl ($p = 0$). Při rozboru páté kategorie převažovala četnost hodů ve druhé podkategorii (30, 1 – 40 cm), a to jak před, tak i po tréninkové jednotce. V případě jednorázové intervence s Propriomedem disponovala největším počtem hodů (téměř polovina) podkategorie první. Dlouhodobá intervence naopak vedla ke zvýšení přesnosti, což se projevilo poklesem počtu hodů v páté kategorii o polovinu a zvýšením četnosti hodů v ostatních kategoriích, zejména ve vzdálenostech 10, 1 – 20 cm. I zde byl nalezen statisticky signifikantní rozdíl ($p = 0,04$). Celkový přehled je uveden v Grafu č. 14.

Graf č. 14: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 9

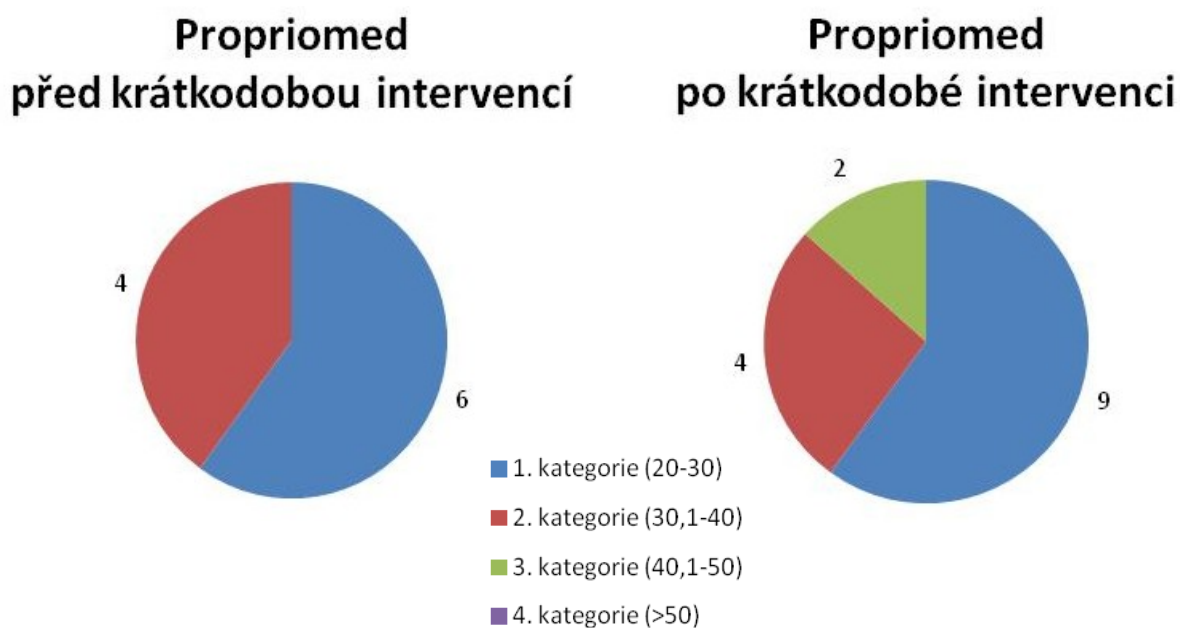


U probandky č. 10 lze pozorovat (viz Graf č. 15) pozitivní změny vlivem tréninkové jednotky, neboť se objevilo zastoupení v první kategorii, zároveň poklesl počet hodů páté kategorie, i když stále zahrnovala polovinu z celkového počtu hodů. Z těchto 10 hodů se většina, konkrétně 6, pohybovala ve vzdálenosti 20,1 – 30 cm. Jednorázová intervence s Propriomedem měla za následek navýšení počtu hodů v páté kategorii na úkor prvních třech kategorií. Ve čtvrté kategorii naopak počet hodů po intervenci vzrostl, což svědčí o celkovém poklesu přesnosti. Při bližším pohledu na pátou kategorii byla více než polovina hodů zařazena do podkategorie první (20,1 – 30 cm), a to jak před, tak i po intervenci (viz Graf č. 16). V rámci této intervence byl také nalezen statisticky signifikantní rozdíl ($p = 0,03$). Po dlouhodobém cvičení s Propriomedem došlo k eliminaci hodů v první kategorii se současným navýšením četnosti hodů ve vzdálenostech 5,1 – 15 cm a vzdálenosti větší než 20 cm. Počet hodů v páté kategorii poklesl vlivem intervence pouze o jeden a zároveň se objevilo zastoupení třetí podkategorie, které ve srovnání před intervencí chybělo (viz Graf č. 16).

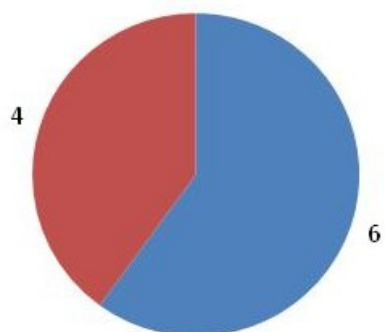
Graf č. 15: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 10



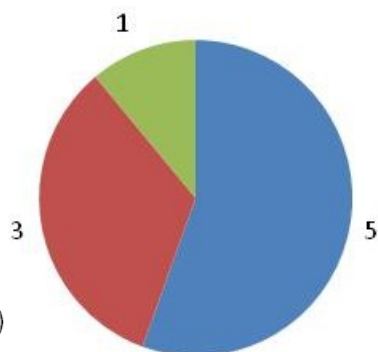
Graf č. 16: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: Krátkodobá intervence – 10, 15, Dlouhodobá intervence – 10, 9



**Propriomed
před dlouhodobou intervencí**



**Propriomed
po dlouhodobé intervenci**

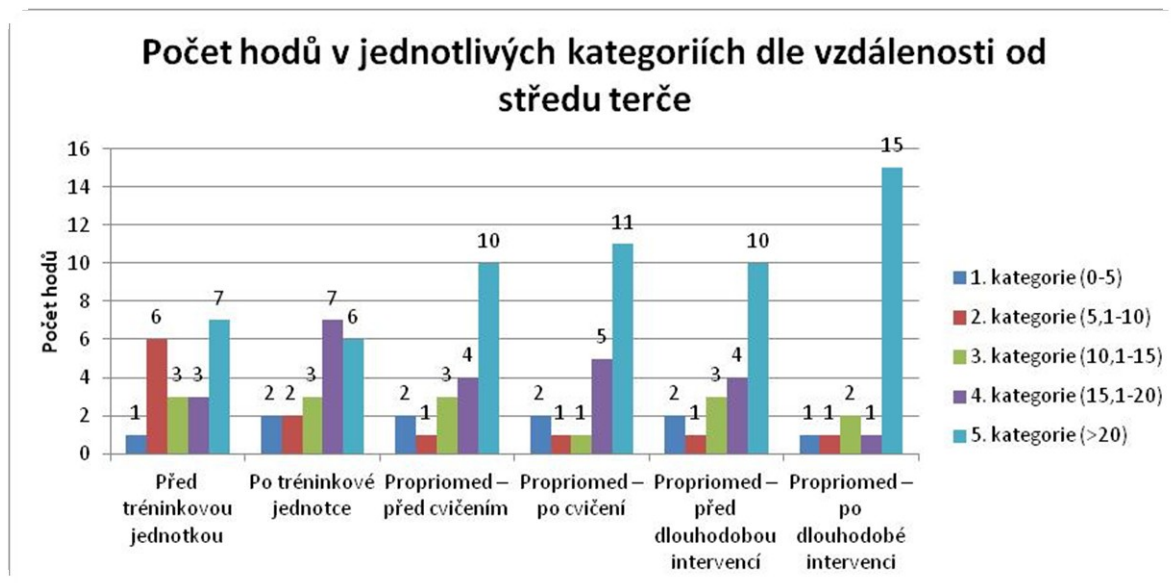


- 1. kategorie (20-30)
- 2. kategorie (30,1-40)
- 3. kategorie (40,1-50)
- 4. kategorie (>50)

Z naměřených hodnot u probandky č. 11 (viz Graf č. 17) lze vyčíst, že tréninková jednotka vedla k poklesu počtu hodů v páté kategorii a nejvíce hodů se pohybovalo ve vzdálenostech 15, 1 – 20 cm od středu terče. V rámci páté kategorie bylo šest hodů rozřazeno do druhé a první podkategorie. V první byla více než polovina hodů, tedy s hodnotou vzdálenosti mezi 20, 1 – 30 cm. Jednorázová intervence s Propriomedem vedla ke snížení počtu hodů ve třetí kategorii ve prospěch čtvrté a páté. V rámci páté kategorie se polovina hodů před i po intervenci nacházela v první podkategorii, ale po intervenci se objevilo zastoupení i v podkategorii čtvrté. U dlouhodobé intervence je viditelný pokles přesnosti, neboť se eliminoval počet hodů ve všech kategoriích ve prospěch kategorie páté. Avšak zatímco před intervencí byly hody rozřazeny do prvních třech podkategorií s nejvyšší četností podkategorie první, po intervenci byly zastoupeny pouze první dvě podkategorie. Vzdálenosti hodů od středu terče se tedy po intervenci pohybovaly v rozmezí 20, 1 – 40 cm, z toho dvě třetiny mezi 20, 1 – 30 cm (viz Graf č. 18).

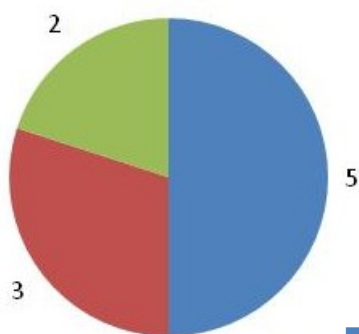
Z hlediska statistické významnosti nebyly nalezeny signifikantní rozdíly v naměřených hodnotách napříč všemi intervencemi.

Graf č. 17: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 11

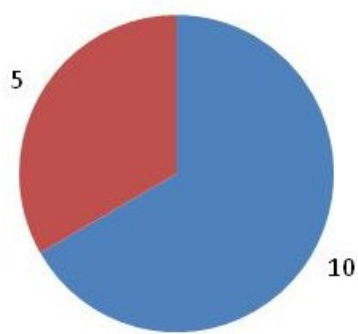


Graf 18: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: 10, 15

Propriomed před dlouhodobou intervencí



Propriomed po dlouhodobé intervenci



- 1. kategorie (20-30)
- 2. kategorie (30,1-40)
- 3. kategorie (40,1-50)
- 4. kategorie (>50)

Tabulka č. 4: Souhrn výsledných p hodnot vypočtených pomocí T-testu hodnotící signifikanci změn v přesnosti hodu

Proband	1. měření p hodnota	2. měření p hodnota	3. měření p hodnota
1	0,12	0,86	0,17
2	0,55	0,01*	0,36
3	0,86	0,26	0,98
4	0,27	0,62	0,48
5	0,57	0,12	0,02*
6	0,17	0,67	0,18
7	0,03*	0,29	0,05
8	0,06	0,15	0,04*
9	0*	0,45	0,04*
10	0,36	0,03*	0,77
11	0,44	0,77	0,65

* $p < 0,05$ = statisticky signifikantní rozdíl

5.2 Rozdíly na skupinové úrovni

Z pohledu celého výzkumného souboru byla analyzována přítomnost tendence sledovaného parametru, přesnosti hodů, se současným zohledněním hodnot rychlostí. Pro zhodnocení statistické významnosti výsledků práce byly použity průměrné hodnoty, neboť při analýze konkrétních dat nebyl zjištěn žádný statisticky signifikantní rozdíl. U každého ze tří měření byly porovnávány průměrné hodnoty přesnosti hodů v rámci opakování pěti pokusů na každý roh, před a po dané intervenci a v závislosti na jednotlivých rozích (viz Tabulka č. 5, č. 6 a č. 7).

Tabulka č. 5: Signifikance rozdílů v přesnosti hodu v 1. měření v závislosti na počtu pokusů u hodů, intervenci a umístění rohu v bráně

1. měření	SV	F	p
Efekt opakování	4, 40	0,776	0,547
Efekt před a po tréninkové jednotce	1, 10	0,009	0,925
Efekt rohů	3, 30	3,582	0,025

SV = stupně volnosti, p = hodnota statistické významnosti rozdílů v přesnosti hodu

Tabulka č. 6: Signifikance rozdílů v přesnosti hodu v 2. měření v závislosti na počtu pokusů u hodů, intervenci a umístění rohu v bráně

2. měření	SV	F	p
Efekt opakování	4, 40	0,579	0,679
Efekt před a po cvičební jednotce s Propriomedem	1, 10	4,281	0,065
Efekt rohů	3, 30	0,403	0,752

SV = stupně volnosti, p = hodnota statistické významnosti rozdílů v přesnosti hodu

Tabulka č. 7: Přehled signifikance rozdílů v přesnosti hodu v 3. měření v závislosti na opakování jednotlivých hodů, intervenci a umístění rohu v bráně

3. měření	SV	F	p
Efekt opakování	4, 40	1,299	0,057
Efekt před a po dlouhodobé intervenci s Propriomedem	1, 10	0,368	0,776
Efekt rohů	3, 30	0,368	0,776

SV = stupně volnosti

p = hodnota statistické významnosti rozdílů v přesnosti hodu

Ve všech třech měřeních nebyly zjištěny signifikantní rozdíly v přesnosti hodu. Výjimkou byla signifikantní změna v hodnotách přesnosti při porovnání efektu jednotlivých rohů u prvního měření, u kterého byla intervencí běžná tréninková jednotka. Z tohoto důvodu byla přesnost hodů dále analyzována samostatně pro jednotlivé rohy (viz Tabulka č. 8)

Tabulka č. 8: Analýza signifikance rozdílů přesnosti u jednotlivých rohů

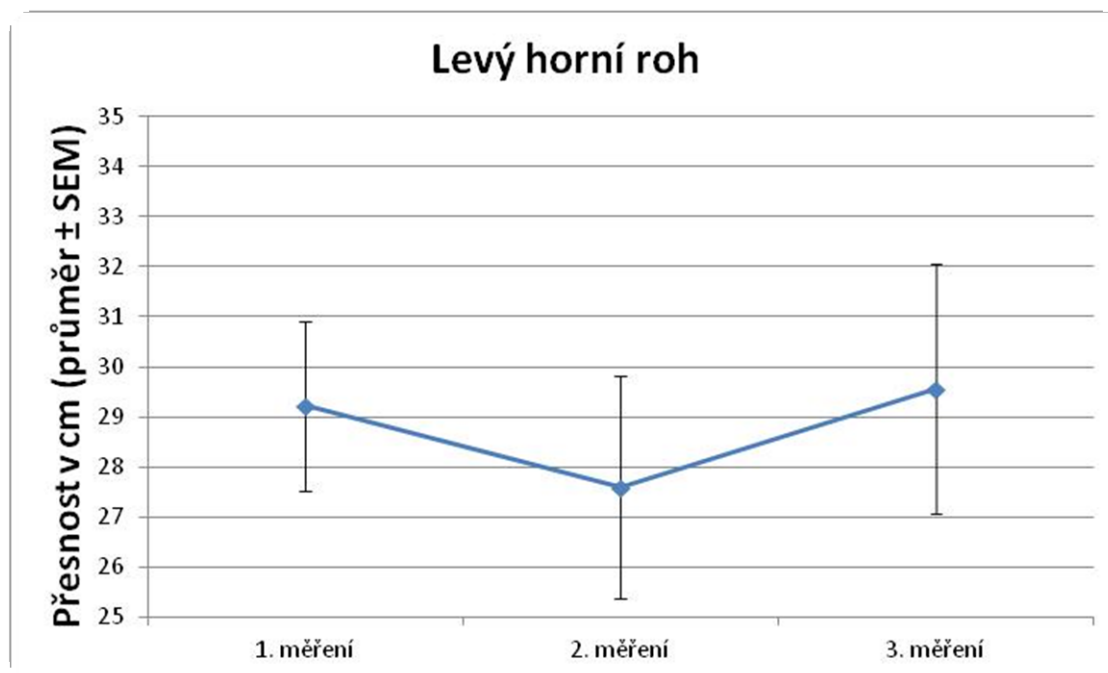
Roh	Měření	Průměr	SEM	p hodnota
Levý horní roh	1. měření	29, 21	1,70	$p^{1,2} = 1, 000$
	2. měření	27, 6	2, 21	$p^{2,3} = 0, 468$
	3. měření	29, 54	2, 48	$p^{3,1} = 1, 000$
Pravý horní roh	1. měření	29, 26	1, 88	$p^{1,2} = 0, 963$
	2. měření	27, 43	1, 55	$p^{2,3} = 1, 000$
	3. měření	28, 14	2, 89	$p^{3,1} = 1, 000$

Levý dolní roh	1. měření	24, 6	1, 85	$p^{1,2} = 0, 273$
	2. měření	29, 08	2, 75	$p^{2,3} = 1, 000$
	3. měření	30, 65	3, 68	$p^{3,1} = 0, 334$
Pravý dolní roh	1. měření	30, 81	1, 75	$p^{1,2} = 1, 000$
	2. měření	29, 05	2,30	$p^{2,3} = 1, 000$
	3. měření	28,93	1, 69	$p^{3,1} = 1, 000$

SEM = standardní chyba průměru

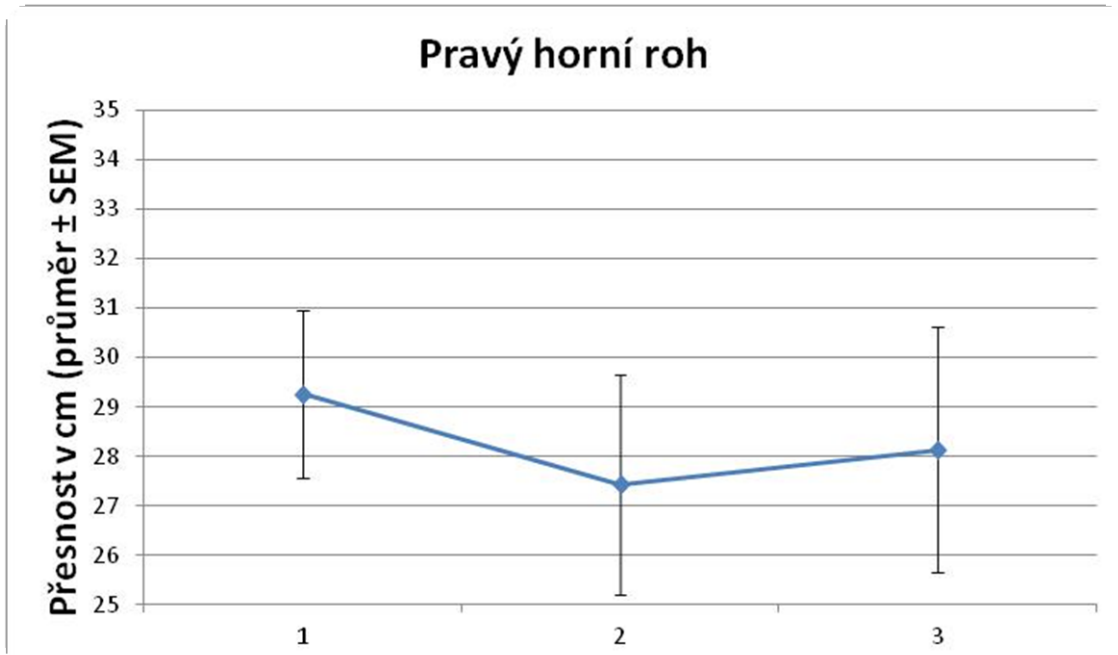
Při bližší analýze změn přesnosti v závislosti na jednotlivých rozích nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly. Přesnost hodů u jednotlivých rohů v závislosti na intervencích je uvedena v následujících grafech.

Graf č. 19: Průměrná hodnota přesnosti hodů u levého horního rohu v závislosti na intervenci



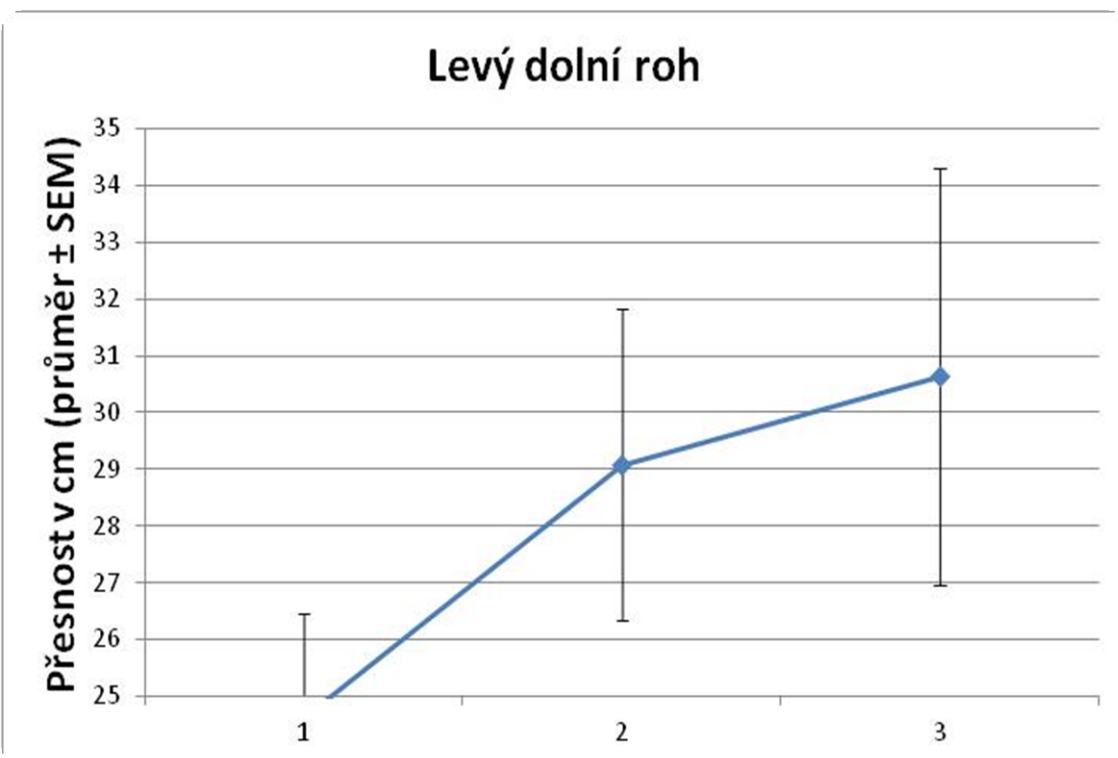
SEM = standard error of the mean (standardní chyba průměru)

Graf č. 20: Průměrná hodnota přesnosti hodů u pravého horního rohu v závislosti na intervenci



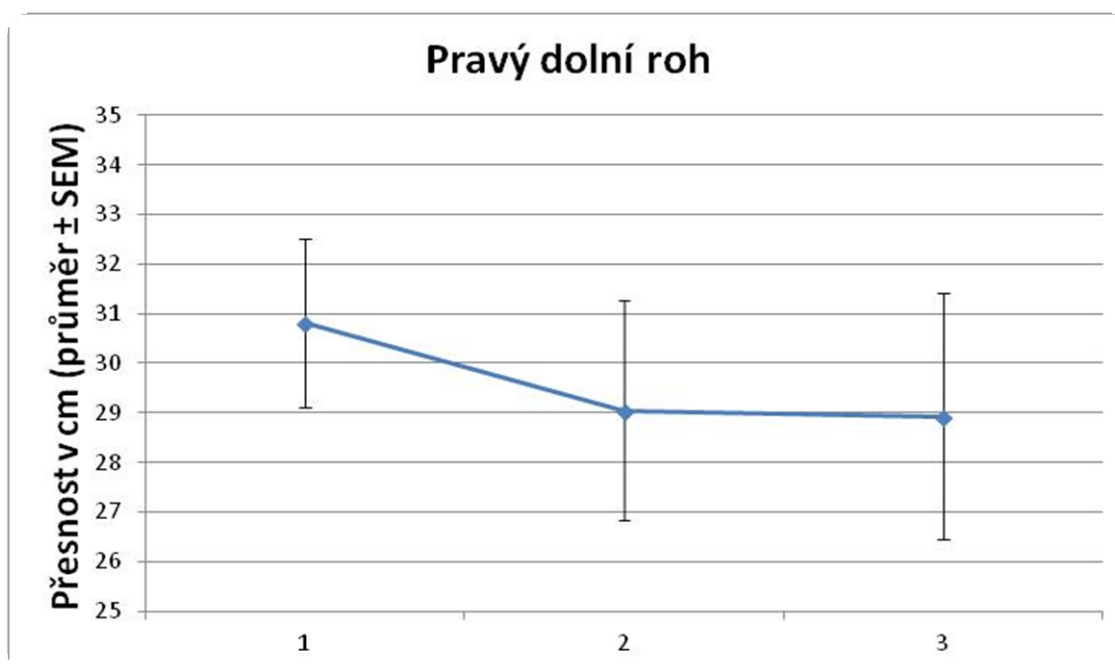
SEM = standard error of the mean (standardní chyba průměru)

Graf č. 21: Průměrná hodnota přesnosti hodů u levého dolního rohu v závislosti na intervenci



SEM = standard error of the mean (standardní chyba průměru)

Graf č. 22: Průměrná hodnota přesnosti hodů u pravého dolního rohu v závislosti na intervenci



SEM = standard error of the mean (standardní chyba průměru)

5.3 Vzájemný vztah přesnosti a rychlosti hodu

Pro zjištění vzájemného vztahu přesnosti a rychlosti hodu byla využita korelační analýza s použitím Spearmanova korelačního koeficientu. Očekávaným výsledkem bylo zjištění, zda existuje nějaký monotónní trend v časovém sledu jednotlivých měření. Konkrétní hodnoty jsou uvedeny v Tabulce č. 9. Interpretace korelačního koeficientu proběhla dle následujících kritérií:

$r = 0,1 - 0,3$ „malá síla asociace“

$r = 0,3 - 0,7$ „střední síla asociace“

$r = 0,7 - 1,0$ „velká síla asociace“

Tabulka č. 9: Přehled hodnot korelačních koeficientů mezi přesností a rychlostí hodu během jednotlivých měření

Typ měření, konkrétní roh	r
1 LH	-0,136
2 LH	-0,301
3 LH	0,223
1 PH	0,209
2 PH	-0,173
3 PH	0,310
1 LD	-0,245
2 LD	-0,291
3 LD	0,055
1 PD	0,091
2 PD	-0,218
3 PD	-0,155

r = korelační koeficient ukazující vztah mezi přesností a rychlostí hodu

Typ měření: 1 = 1. měření, 2 = 2. měření, 3 = 3. měření

Konkrétní roh: LH = levý horní, PH = pravý horní, LD = levý dolní, PD = pravý dolní

Vzhledem k uvedené tabulce lze poznamenat, že ve většině případu se ve vztahu přesnost-rychlost hodu jedná o malou sílu asociace. Výjimkou je hodnota u levého horního rohu při druhém měření a pravého horního rohu u třetího měření, které se velmi lehce přehoupaly přes hranici mezi malou a střední silou asociace. Výraznější střední síla asociace je viditelná u levého dolního rohu v rámci třetího měření (0,55) a nelze přehlédnout hodnotu korelačního koeficientu u prvního měření pravého dolního rohu (0,91) značící velkou sílu asociace. Poměr kladných a záporných hodnot je velmi variabilní a není konstantní ani při srovnání hodnot jednotlivých měření v rámci konkrétního rohu. Závěrem lze říci, že v uvedených hodnotách není viditelná jakákoliv tendence udávající směr, kterým by se ubíral vztah přesnosti a rychlosti.

6 Diskuze

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit efekt cvičení se somatooscilační pomůckou Propriomed na přesnost hodu v házené se současným zohledněním rychlosti hodu. Výsledky experimentu potvrdily první hypotézu H1, tedy, že existuje rozdíl mezi naměřenými hodnotami v závislosti na cvičení s Propriomedem. Hypotéza H2, že jednorázová intervence s Propriomedem nebude mít pozitivní vliv na přesnost hodu, byla potvrzena. Zároveň je také nutné zamítnout třetí hypotézu H3, která tvrdí, že vlivem dlouhodobé intervence s Propriomedem dojde ke zvýšení přesnosti při hodu na bránu. U těchto dvou hypotéz, H2 a H3, je nutné podotknout, že pozitivní vliv se musí projevit alespoň u 75 % z celkového počtu probandů, tedy u osmi, a je definován jako eliminace počtu hodů se vzdáleností větší než je 20 cm od středu terče. Toto zvýšení přesnosti by se mělo projevit alespoň u čtyř hodů, kdy každý z nich by měl zasáhnout jiný terč, tj. levý horní, pravý horní, levý dolní a pravý dolní.

6.1 Účinek krátkodobé intervence

V rámci měření hodnot přesnosti hodu před jednorázovou cvičební jednotkou s Propriomedem byla většina hodů zařazena do páté kategorie (vzdálenost > 20 cm). Vlivem této intervence došlo k vzestupu počtu hodů v této kategorii a zároveň tedy k poklesu přesnosti u 7 probandek, u dvou se daný počet nezměnil a u posledních dvou došlo ke zvýšení přesnosti, neboť klesnul počet hodů ve vzdálenosti 20 cm od středu terče, a to celkem o 3 hody u obou z nich. Statisticky signifikantní rozdíl hodnot přesnosti, ve smyslu jejího poklesu, byl nalezen u dvou probandek, a to u desáté ($p = 0,03$) a u druhé ($p = 0,01$), u které zároveň došlo k největšímu poklesu přesnosti, neboť 95 % hodů bylo zařazeno do páté kategorie, zatímco před intervencí tvořilo pátou kategorii 35 % hodů z celkového počtu.

Potvrzení hypotézy ohledně nepřítomnosti změny přesnosti hodu vlivem jedné cvičební jednotky s Propriomedem byl očekáván. Předpokládalo se, že intervence po dobu 15 minut nebude dostatečná k modifikaci průběhu pohybu, která by měla vycházet ze změny výchozího postavení lopatky vůči hrudníku a trupu vůči gravitaci. Gál (2014) uvádí, že jakékoliv krátkodobé změny v průběhu pohybu nejsou procesem motorického učení a nemají tedy trvalý charakter, neboť hlavním produktem učení je uložení nových informací do paměti a schopnost jejich zpětného vybavení. Pozitivní účinek intervence na přesnost hodu u dvou probandů lze tedy považovat spíše za náhodný jev s krátkodobým efektem.

V souvislosti s jednorázovou intervencí s Propriomedem uvádí Trefná (2011) ve svém výzkumu pozitivní vliv tohoto cvičení na výkon hráček basketbalu. U experimentální skupiny s 12 probandy došlo ke zvýšení přesnosti střelby na koš ihned po intervenci. Odlišný efekt na skupinu házenkářek může mít několik příčin.

Jedna z nich by mohla být dána rozdílem průběhu pohybu při hodů v házené a střelbou na koš v basketbalu. Parrington et al. (2015) uvádí, že větší přesnost při hodů míčem je určena výchozím postojem a už ten se v těchto dvou sportech liší. Zatímco v házené je ve fázi náprahu postavení horní končetiny za vertikální rovinou těla, v basketbalu je držen míč rukama nad hlavou a trup se pohybuje během odrazu a dopadu ve směru nahoru a dolů, není zde rotační pohyb trupu. Zároveň se liší postavení nohou, neboť v basketbalu je mírně vpředu stejnostranná noha s házející rukou a v házené je vpředu noha kontralaterální k házející horní končetině (Trefná, 2011). Optimální výchozí polohou vůči cílovému objektu pro dosažení větší přesnosti je stoj o širší bázi, který umožňuje větší rozsah rotace trupu, která, jak už bylo řečeno, ve střelbě na koš není obsažena (Parrington et al., 2015). Tím se dostáváme k další možné příčině v rozdílu výsledků daných experimentů. Soubor cviků s využitím Propriomedu byl zaměřen na oblast ramenního pletence, zároveň je ale nutné si uvědomit, že výsledný pohyb horní končetiny není dán jen výchozím postavením lopatky ve vztahu k hrudníku. Je tedy možné, že i přes optimalizaci její výchozí polohy byl zachován negativní vliv počátečního nastavení polohy těla v prostoru, z kterého se dále odvíjel i rozsah pohybu v oblasti trupu do rotace.

Dalším rozdílem těchto dvou sportů spočívá v charakteru cílového objektu při hodů. Zatímco v basketbalu je tímto objektem basketbalový koš, v házené je to brána, již součástí je také brankář. Czerwinski a Taborsky (1997) uvádějí, že největší doménou tohoto hráče je taktika. Ta vychází ze sledování průběhu hry a schopnosti odhadnout dopad míče při hodů. Během střelby na bránu je nutné, aby míč dosahoval určité rychlosti. A to takové, při níž brankář stěží odhadne jeho dopad a současně bude zachován původně zamýšlený směr letu míče a přesnost jeho dopadu. Avšak s přesností pohybu je spojen jeho pomalejší průběh umožňující větší množství korekcí a menší variabilitu odchylek (Elliott et al., 2004). Velký důraz na přesnost tedy může vést k příliš pomalému pohybu. Každý hráč házené tak musí při manipulaci s míčem najít rovnováhu mezi přesností a rychlostí hodů, zatímco v basketbalu nehraje rychlost střelby na koš výraznou roli.

Dalším faktorem odlišného výsledku u házenkářů a basketbalistů by mohl být počet hodů, který měly probandky k dispozici. Pro zvýšení reliability bylo v experimentu této práce zvoleno pět pokusů na každý z terčů a při sečtení tohoto počtu před intervencí a po intervenci absolvoval každý celkem 40 hodů. Zatímco u basketbalistek byl počet hodů o polovinu menší. Lze tedy předpokládat, že u házenkářů je vyšší pravděpodobnost nástupu únavy během druhého měření a tak i ovlivnění hodnot přesnosti v rámci 20 hodů po intervenci.

Ostatní nepříznivé faktory mohly nastat během samotné cvičební jednotky s Propriomedem zahrnující například neudržení optimální výchozí polohy po celou dobu cvičení. Rašev (1995) také poukazuje na vliv aktuálního stavu limbického systému a na charakter aferentních impulzů z arthromuskulárních struktur, které mohou rozhodovat, zda je u daného jedince podporována patologie či není. Vzhledem k výraznému vlivu těchto vstupních informací na pohyb, je nutné podotknout, že mohou být i nociceptivního charakteru. A ne každý jedinec vnímá nocicepci jako bolest a přesto u něj podvědomě dochází ke změně průběhu pohybu (Véle, 2006).

6.2 Účinek dlouhodobé intervence

Vlivem dlouhodobé intervence došlo téměř u všech probandek k poklesu přesnosti. Výjimkou byly pouze dvě hráčky, u kterých se přesnost zvýšila. Tento vzrůst byl viditelný zejména u deváté házenkářky, u které klesnul počet hodů v páté kategorii o polovinu ve srovnání před intervencí a byl zde nalezen i statisticky signifikantní rozdíl v naměřených hodnotách přesnosti ($p = 0,04$). Pouze tato probandka splnila dané kritérium pozitivního účinku Propriomedu na přesnost hodu. Další statisticky významné rozdíly byly nalezeny u páté ($p = 0,02$) a osmé probandky ($p = 0,04$). Tento rozdíl však poukazuje na pokles přesnosti.

V rámci dlouhodobé intervence absolvovaly probandky cvičební jednotku s Propriomedem celkem 12x. Neprokázaný efekt by mohl být způsoben, kromě výše uvedených důvodů u krátkodobé intervence, také nedostatečnou motivací, která má dle Gála (2014) klíčovou roli pro vstup nových informací do paměťového procesu a závisí na ní kvalita jejich zpětného vybavení a tím i jejich aplikace do daného pohybu.

Při hodnocení jednotlivých probandek byla větší míra motivace viditelná u deváté a desáté probandky, které cvičení s Propriomedem bavilo a dokázaly by si ho představit i jako součást běžného tréninku. Z hlediska efektu cvičení došlo u těchto dvou házenkářek ke

zvýšení přesnosti, i když u desáté probandky v menší míře. Ostatní vnímaly tuto intervenci spíše jako nutnou část daného experimentu než jako možnost ovlivnit svůj výkon ve hře. K nedostatečné motivaci mohla přispět také délka intervence probíhající v pravidelných intervalech po dobu jednoho měsíce. „Únava“ z dlouhodobější vzájemné spolupráce byla viditelná zejména u páté a sedmé probandky, a to při sérii hodů sloužící k hodnocení dlouhodobého efektu cvičení s Propriomedem. To se také projevilo v hodnotách přesnosti v negativním slova smyslu. Nedostatek motivace by mohl být spjat také s tím, že po cvičení hráčky nepocitovaly výrazné změny při pohybu horní končetiny během hodu. Pouze dvě z nich uváděly pocit „volnější ruky“ po cvičební jednotce. Tento údaj konkrétně udávala již zmíněná desátá probandka a probandka šestá, u které došlo k poklesu přesnosti.

Každý den cvičení byla znovu nastavována výsledná frekvence Propriomedu dle aktuálního stavu jedince. Vhodnost dané frekvence byla určována dle velikosti výchylek v oblasti hlavy, ramen a pánevního pletence. Se stoupajícím počtem absolvovaných cvičebních jednotek nebyl viditelný výrazný progres ve velikosti nastavovaných frekvencí a tedy tendence ke zvýšení schopnosti funkční stabilizace klíčových oblastí. To by mohlo poukazovat na vhodnost komplexnější cvičební jednotky zahrnující navíc optimalizaci aferentních impulsů a eliminaci svalových dysbalancí, což jsou prvky patřící do konceptu posturální terapie a jsou spíše terapeutického rázu.

Mezi zevní vlivy, které se podařilo udržet pod kontrolou, patřil stejný den v týdnu, stejná denní doba, stejné a známé prostředí tělocvičny, stejný míč. Před začátkem házení byla hráčkám předána instrukce, že primárním cílem je zasažení středu terče a zároveň jim nebyla během měření sdělována rychlost daného hodu, aby se plně soustředily na splnění kritéria přesnosti. Pro eliminaci učení opakováním bylo hráčkám udáváno pořadí terčů, do kterých mají házet, žádný hod nesměřoval dvakrát za sebou do stejného terče. V den měření bylo u probandů také zjišťováno, zda nepocitují únavu, svalové přetížení či příznaky nějakého onemocnění. Pro eliminaci dalších vlivů působících na efekt dlouhodobé intervence s Propriomedem bylo měření realizováno následující trénink po absolvování poslední cvičební jednotky, tedy s odstupem jednoho dne.

Mezi limity daného experimentu jistě patří fakt, že ne všechny probandky byly měřeny ve stejný den. I přesto, že bylo měření realizováno vždy v pondělí, z časových důvodů se v daný den experimentu zúčastnilo 5 – 6 probandů, z toho byla vždy jedna polovina změřena před začátkem tréninku, zatímco ta druhá ve chvíli, kdy už trénink probíhal. I to mohlo

ovlivnit výkon házenkářek, neboť podvědomě mohly urychlit samotný průběh hodů, aby zmeškaly co nejmenší část tréninku a méně se tak soustředily na splnění hlavního kritéria – přesnosti hodů. I přes to, že probandky udávaly nepřítomnost pocitu bolesti, nelze u každé z nich zcela vyloučit přítomnost nociceptivního dráždění, které by mohlo vést ke změně průběhu pohybu při hodování míčem. I přes opakující se dotaz na přítomnost únavy, nelze zcela vyřadit její potenciální vliv, neboť vzhledem k pravidelné účasti probandů na trénincích a zápasech mohou být navyklé na určitý stupeň únavy, vyhodnocovat ji jako určitý standard a tudíž její intenzitu podhodnocovat.

Z hlediska hodnocení, zda existuje určitá tendence ve výsledcích v rámci celé skupiny, je viditelné, že výsledky jsou velmi variabilní a nelze je generalizovat už kvůli nedostatečnému počtu výzkumného souboru.

7 Závěr

Cílem této práce byla objektivizace vlivu neuroortopedické pomůcky Propriomed na přesnost hodů v házené se současným zohledněním hodnot rychlostí. Byl zkoumán efekt krátkodobý, který byl vyhodnocen na základě změn přesnosti hodů po jednorázové intervenci s Propriomedem, a účinek dlouhodobý prostřednictvím sledování hodnot dané proměnné po absolvování 12 cvičebních jednotek probíhajících třikrát týdně po dobu jednoho měsíce. Součástí bylo také měření zjišťující vliv běžné tréninkové jednotky nezahrnující cvičení s Propriomedem na přesnost hodů. Cíl této diplomové práce byl splněn. Z hlediska hypotéz byla potvrzena první, neboť došlo ke změně hodnot v přesnosti hodů vlivem cvičení s Propriomedem, a druhá hypotéza, která nepředpokládala pozitivní účinek jednorázové cvičební jednotky s Propriomedem na přesnost. Třetí hypotéza ohledně pozitivního účinku dlouhodobé intervence s Propriomedem byla zamítnuta.

U výsledků experimentu byl prokázán statisticky signifikantní rozdíl u jednorázové intervence s Propriomedem pouze u dvou probandů ve smyslu poklesu přesnosti. U dlouhodobé intervence s touto cvičební pomůckou se vyskytl u tří probandů, u dvou z nich se signifikantní změna projevila ve formě poklesu přesnosti, zatímco u jedné se přesnost zvýšila. U tréninkové jednotky byl prokázán statisticky signifikantní rozdíl pouze ve smyslu snížení přesnosti hodů, a to u tří probandů.

I přes to, že se u některých hráček nevyskytl statisticky významný rozdíl v daných hodnotách, nelze opomenout i význam změn v počtu hodů napříč jednotlivými kategoriemi. Z toho vychází dané kritérium hodnotící efekt jednotlivých intervencí na přesnost hodů. Neboť změní-li se vzdálenost dopadu míče od cílového objektu v řádu pěti až deseti centimetrů, může to mít rozhodující vliv na průběh hry a její konečný výsledek. K eliminaci počtu hodů minimálně o čtyři se vzdáleností větší než 20 cm od středu terče, a tedy splnění kritéria pozitivního účinku intervence, došlo v případě tréninkové jednotky, která nezahrnovala cvičení s Propriomedem, a dlouhodobého cvičení s Propriomedem. V obou případech splnila kritérium pozitivního účinku pouze jedna probandka. Jednalo se o dvě různé házenkářky.

Co se týče subjektivních pocitů po cvičení s Propriomedem, dvě hráčky udávaly pocit „volnější ruky“, zatímco zbytek výzkumného souboru nepocítil žádný výrazný efekt. Zároveň však ani jedna z probandek nevnímala účinek cvičení negativně ve smyslu únavy, zhoršení koordinace pohybu horní končetiny, třesu a podobně.

Výzkumu se zúčastnilo celkem 11 žen hrající házenou za stejný tým. Vzhledem k variabilitě výsledků v rámci výzkumného souboru a jeho nedostatečného počtu nelze zjištěné výsledky zobecnit na širší populaci hráčů házené. Z hlediska vzájemného vztahu přesnosti a rychlosti, které se považují za dva hlavní atributy hodu v házené, byla ve většině případů prokázána malá síla asociace. Při celkovém pohledu na dané hodnoty nelze definovat jasně danou tendenci, kterou by se ubíral vztah těchto dvou proměnných.

Přínos této diplomové práce lze spatřit v obohacení literatury týkající se problematiky hodu v házené v souvislosti se vztahem jeho přesnosti a rychlosti včetně vlivů, které na ně působí. Z hlediska praktické části může být tato práce zdrojem pro seznámení s cvičební pomůckou Propriomed. Samotný experiment lze využít jako teoretický podklad pro inspiraci s účelem pokračovat ve vědeckém výzkumu této problematiky a cílem zjišťovat další možnosti využití cvičební pomůcky Propriomed.

SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ

Seznam obrázků

Obrázek č. 1: Pozice hráčů na hřišti v házené	20
Obrázek č. 2: Jednotlivé fáze hodů vrchem.....	22
Obrázek č. 3: Oscilační rovina horizontální (směr dopředu a dozadu).....	40
Obrázek č. 4: Oscilační rovina vertikální (směr nahoru a dolů).....	41
Obrázek č. 5: Výchozí postoj pro horizontální dekyfotizaci a pohyb horních končetin od těla a k tělu s kmitáním ve ventro-dorzálním směru (vpravo), druhá výchozí poloha pro horizontální dekyfotizaci (vlevo)	46
Obrázek č. 6: Výchozí a konečná poloha pro cvik na rotátory ramenního pletence (vlevo) a cvik pro aktivaci intersegmentálních svalů trupu (vpravo).....	47

Seznam tabulek

Tabulka č. 1: Přehled optimálních hodnot amplitudy u Propriomedu dle jeho délky ..	39
Tabulka č. 2: Přehled jednotlivých kategorií dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče	47
Tabulka č. 3: Charakteristika podkategorií v rámci páté kategorie	48
Tabulka č. 4: Souhrn výsledných p hodnot vypočtených pomocí T-testu hodnotící signifikanci změn v přesnosti hodů	64
Tabulka č. 5: Signifikance rozdílů v přesnosti hodů v 1. měření v závislosti na počtu pokusů u hodů, intervenci a umístění rohu v bráně.....	65
Tabulka č. 6: Signifikance rozdílů v přesnosti hodů v 2. měření v závislosti na počtu pokusů u hodů, intervenci a umístění rohu v bráně.....	65
Tabulka č. 7: Přehled signifikance rozdílů v přesnosti hodů v 3. měření v závislosti na opakování jednotlivých hodů, intervenci a umístění rohu v bráně	66
Tabulka č. 8: Analýza signifikance rozdílů přesnosti u jednotlivých rohů	66
Tabulka č. 9: Přehled hodnot korelačních koeficientů mezi přesností a rychlostí hodů během jednotlivých měření.....	70

Seznam grafů

Graf č. 1: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 1	49
Graf č. 2: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: Trénink – 15, 14, Dlouhodobá intervence s Propriomedem – 16, 17	50
Graf č. 3: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 2	51
Graf č. 4: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 3	52
Graf č. 5: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 4	53
Graf č. 6: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: 15, 17	53
Graf č. 7: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 5	54
Graf č. 8: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: Krátkodobá intervence – 9, 13, Dlouhodobá intervence – 9, 16	55
Graf č. 9: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 6	56
Graf č. 10: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: 11, 13	56
Graf č. 11: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 7	57
Graf č. 12: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: Krátkodobá intervence – 15, 12, Dlouhodobá intervence – 15, 19	58

Graf č. 13: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 8.....	59
Graf č. 14: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 9.....	60
Graf č. 15: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 10.....	61
Graf č. 16: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: Krátkodobá intervence – 10, 15, Dlouhodobá intervence – 10, 9.....	61
Graf č. 17: Změny počtu hodů v jednotlivých kategoriích dle vzdálenosti středu dopadu míče od středu terče v závislosti na jednotlivých intervencích u probandky č. 11.....	63
Graf 18: Analýza páté kategorie a počet hodů v jejích podkategoriích dle vzdálenosti od středu terče. Celkový počet hodů páté kategorie uveden zleva doprava: 10, 15.....	63
Graf č. 19: Průměrná hodnota přesnosti hodů u levého horního rohu v závislosti na intervenci	67
Graf č. 20: Průměrná hodnota přesnosti hodů u pravého horního rohu v závislosti na intervenci	68
Graf č. 21: Průměrná hodnota přesnosti hodů u levého dolního rohu v závislosti na intervenci	68
Graf č. 22: Průměrná hodnota přesnosti hodů u pravého dolního rohu v závislosti na intervenci	69

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ADAMS, B. J. et al. Optimal frequency, displacement, duration, and recovery patterns to maximize power output following acute whole-body vibration. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2009, vol. 23, no. 1, s. 237-245. ISSN: 1064-8011.

AGUILAR-MARTÍNEZ, D. et al. Effect of power training in throwing velocity in team handball. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Fisica y del Deporte*, 2012, vol. 12, no. 48, s. 729-744. ISSN: 1577-0354.

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 co-ordination. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 2007, vol. 20, no. 4, s. 167-175. ISSN: 1053-8127.

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, vol. 89, no. 7, s. 1314-1322. ISSN: 0003-9993.

ARAKI, K., HUDDLESTON, S. The Effect of Color on a Target Accuracy Task. *International Sports Journal*, 2002, roč. 6, č. 2, s. 86-92. ISSN: 1094-0480.

ARORA, S. et al. The effect of double versus single oscillating exercise devices on trunk and limb muscle activation. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 2013, vol. 8, no. 4, s. 370-380. ISSN: 2159-2896.

BENDÍKOVÁ, E. Flexibar – modifikácia propriometu a jeho využitie v školskej telesnej a športovej výchove. *Športový edukátor*, 2010, roč. 3, č. 1, s. 31-40. ISSN: 1337-7809.

BERGŮN, M. et al. 3D kinematic analysis of overarm movements for different sports. *Kinesiology*, 2009, vol. 41, no. 1, s. 105-111. ISSN: 1331-1441.

BOGACZ, R. et al. The neural basis of the speed–accuracy tradeoff. *Trends in Neurosciences*, 2010, vol. 33, no. 1, s. 10-16. ISSN: 0166-2236.

BON, M.; PORI, P.; ŠIBILA, M. Position-Related Differences in Selected Morphological Body Characteristics of Top-Level Female Handball Players. *Collegium Antropologicum*, 2015, vol. 39, no. 3, s. 631-639. ISSN: 0350-6134.

BOWMAN, M. C.; JOHANNSON, R. S.; FLANAGAN, J. R. Eye–hand coordination in a sequential target contact task. *Experimental Brain Research*, 2009, vol. 195, no. 2, s. 273-283. ISSN: 0014-4819.

BUCHHEIT, M. Programming high-intensity training in handball. *ASPETAR Sports medicine Journal* [online]. 2014, vol. 3., s. 120-128 [cit. 2016-04-02]. Dostupné z: <http://www.aspetar.com/journal/upload/PDF/201449113341.pdf>.

CALDER, A. The scientific basis for recovery training practices in sport. *International Journal of Sports Science and Physical Education*, 2010, vol. 1, no. 1, s. 43-49. ISSN: 2454-6380.

CARDINALE, M.; BOSCO, C. The Use of Vibration as an Exercise Intervention. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 2003, vol. 31, no. 1, s. 3-7. ISSN: 0091-6331.

CARDINALE, M.; WAKELING, J. Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? *British Journal of Sports Medicine*, 2005, vol. 39, no. 9, s. 585-589. ISSN: 0306-3674.

CENZIG, A. Acute effects of static stretching or whole body vibration on peak torque and peak power of collegiate athletes. *Science & Sports*, 2016, vol. 31, no. 1, s. e9-e13. ISSN: 0765-1597.

CRAWFORD, J. D.; MEDENDORP, W. P.; MAROTTA, J. J.. Spatial Transformations for Eye–Hand Coordination. *Journal of Neurophysiology*, 2004, vol. 92, no. 1, s. 10-19. ISSN: 1748-6645.

CZERWINSKI, J.; TABORSKY, F. Basic Handball: Methods/ Tactics/ Technique. [online]. c1997, [2016-12-15]. Dostupné z: <http://www.olympichandball.org/wp-content/Basic%20Handball%20Methods.pdf>.

ČAVALA, M.; RATKO, K. Morphological, Motor and Situation-Motor Characteristics of Elite Female Handball Players According to Playing Performance and Position. *Collegium Antropologicum*, 2010, vol. 34, no. 4, s. 1355-1361. ISSN: 0350-6134.

DICKIN, C. D.; HEATH, E. J. Additive Effect of Repeated Bouts of Individualized Frequency Whole Body Vibration on Postural Stability in Young Adults. *Journal of Applied Biomechanics*, 2014, vol. 30, no. 4, s. 529-533. ISSN: 1065-8483.

DIEDRICHSEN, J.; SHADMEHR, R.; IVRY B. R. The coordination of movement: optimal feedback control and beyond. *Trends in Cognitive Sciences*, 2009, vol. 14, no. 1, s. 31-39. ISSN: 1364-6613.

DOVALIL, J. a kol. *Výkon a trénink ve sportu*. 1.vyd. Praha: Olympia. 2002. 331 s. ISBN: 80-7033-760-5.

ELLIOTT, D. et al. Learning to Optimize Speed, Accuracy, and Energy Expenditure: A Framework for Understanding Speed–Accuracy Relations in Goal-Directed Aiming. *Journal of Motor Behavior*, 2004, vol. 36, no. 3., s. 339-351. ISSN: 0022-2895.

ELLIOTT, D. et al. Goal-Directed Aiming: Two Components but Multiple Processes. *Psychological bulletin*, 2010, vol. 136, no. 6., s. 1023-1044. ISSN: 0033-2909.

ESCAMILLA, R. F.; ANDREWS, J. R. Shoulder Muscle Recruitment Patterns and Related Biomechanics during Upper Extremity Sports. *Sports Medicine*, 2009, vol. 39, no. 7, s. 569-590. ISSN: 0112-1642.

FIELD, A. *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics*. 4. vydání. London: SAGE Publications Ltd, 2013. 952 stran. ISBN: 978-9351500827.

FRATINI, A. et al. Muscle motion and EMG activity in vibration treatment. *Medical Engineering & Physics*, 2009, vol. 31, no. 9, s. 1166-1172. ISSN: 1350-4533.

FREESTON, J.; FERDINANDS, R.; ROONEY, K.: Throwing velocity and accuracy in elite and sub-elite cricket players: A descriptive study. *European Journal of Sport Science*, 2007, vol. 7, no. 4, s. 231-237. ISSN: 1746-1391.

GÁL, O. *Neurologie*. Přednáška. Praha: 1. LF UK, Neurologická klinika a Centrum klinických neurověd, listopad 2014.

GARCÍA, A. J. et al. Analysis of the relation between throwing speed and throwing accuracy in team-handball according to instruction. *European Journal of Sport Science*, 2013, vol. 13, no. 2, s. 149-154. ISSN: 1746-1391.

GÓMEZ-LÓPEZ, M. et al. Goal orientation effects on elite handball players motivation and motivational climate. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 2014, vol. 132, s. 434-440. ISSN: 1877-0428.

GOWEN, E.; MIAL, CH. R. Eye–hand interactions in tracing and drawing tasks. *Human Movement Science*, 2006, vol. 25, no. 4-5, s. 568-585. ISSN: 0167-9457.

GRASGRUBER, P.; CACEK, J. *Sportovní geny*. 1. vyd. Brno: Computer Press, 2008. 480 stran. ISBN: 978-80-251-1873-3.

HAND, J.; VERSCHEURE, S.; OSTERNIG, L. Comparison of Whole-Body Vibration and Resistance Training on Total Work in the Rotator Cuff. *Journal of Athletic Training*, 2009, vol. 44, no. 5, s. 469-74. ISSN: 1062-6050.

HAVEL, Z.; HNÍZDIL, J. *Rozvoj a diagnostika koordinačních a pohyblivostech schopností*. 1. vyd. Banská Bystrica: BRATIA SABOVCI, 2010. 176 stran. ISBN: 978-80-8083-950-5.

HAZELL, J. T.; JAKOBI, M. J.; KENNO, A., K. The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 2007, vol. 32, no. 6, s. 1156-1163. ISSN: 1715-5312.

HIRASHIMA, M. et al. Sequential muscle activity and its functional role in the upper extremity and trunk during overarm throwing. *Journal of Sports Sciences*, 2002, vol. 20, no. 4, s. 301-310. ISSN: 0264-0414.

HONOVÁ, K. Aktivace hlubokého stabilizačního systému a trénink stabilizace kloubů končetin s využitím tyče flexi-bar. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2012, roč. 19, č. 2, s. 90-94. ISSN: 1211-2658.

CHITTIBABU, B. Relationship of selected physical fitness components on shooting accuracy of women handball players. *International Journal for Life Sciences and Educational Research*, 2014, vol. 2, no. 2, s. 49-51. ISSN: 2321-1180.

CHITTIBABU, B.; JAYAKAMUR, C. Changes Observed on Upper and Lower Extremities Explosive Power of Male Handball Players During a Handball Match. *Indian journal of applied research*, 2014, vol. 4, no. 11, s. 170-172. ISSN: 2249-555X.

JACKSON, W. S.; TURNER, L. D. Prolonged muscle vibration reduces maximal voluntary knee extensit performance in both the ipsilateral and the contralateral limb in man. *European Journal of Applied Physiology*, 2003, vol. 88, no. 4-5, s. 380–386. ISSN: 1439-6319.

JANURA, M.; JANUROVÁ, E. *Fyzikální základ biomechaniky*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. s. 95. ISBN: 978-80-244-1805-6.

JIMÉNEZ, R. S. et al. Effect of vibration frequency on agonist and antagonist arm muscle activity. *European Journal of Applied Physiology*, 2015, vol. 115, no. 6, s. 1305-1312. ISSN: 1439-6319.

KARADENIZLI, Z. I. et al. Accuracy and Velocity of the Elite Female Turkish Handball Players. *International Journal of Sports Science*, 2014, vol. 4, no. 1, s. 21-26. ISSN: 2169-8759.

KARPAN, G. et al. Analysis of female handball players' effort in different playing positions during official matches. *Kinesiology*, 2015, vol. 47, no. 1, s. 100-107. ISSN: 1331-1441.

KASAI, T.; YAHAGI, S.; SHIMURA, K. Effect of vibration-induced postural illusion on anticipatory postural adjustment of voluntary arm movement in standing humans. *Gait and Posture*, 2002, vol. 15, no. 1, s. 94-100. ISSN: 0966-6362.

KEMPF, D. H.; PUTA, CH.; HERBSLEB, M. Stabilisationsübungen in der Rückenschule mit dem Propriomed. *Die Säule*, 2008, vol. 18, no. 4. ISSN: 0930-4894.

KOBESOVA, A.; KOLAR, P. Developmental kinesiology: Three levels of motor control in the assessment and treatment of the motor system. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 2014, vol. 18, no. 1, s. 23-33. ISSN: 1360-8592.

KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, č. 4, s. 142-147. ISSN: 1211-2658.

LAFFAYE, G. Predicting the throwing velocity of the ball in handball with anthropometric variables and isotonic tests. *Journal of Sports Sciences*, 2011, vol. 29, no. 7, s. 705-713. ISSN: 0264-0414.

LATASH, L. M. *Neurophysiological Basis of Movement*. 1. vyd. Champaign County Illinois (USA): Human Kinetics, 1998. 269 stran. ISBN: 0-88011-756-7.

LEE, K. et al. Development of a novel approach to the assessment of eye–hand coordination. *Journal of Neuroscience Methods*, 2014, vol. 15, no. 228, s. 50-56. ISSN: 0165-0270.

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, vol. 25, no. 11, s. 1407-1409. ISSN: 0915-5287.

LORSON, M. K. et al. Age and Gender Differences in Adolescent and Adult Overarm Throwing. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 2013, vol. 84, no. 2, s. 239-244. ISSN: 0270-1367.

MARÍN, P. J. et al. Whole-body vibration increases upper and lower body muscle activity in older adults: Potential use of vibration accessories. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2012, vol. 22, no. 3, s. 456-462. ISSN: 1050-6411.

MASSUCA, L. et al. Physical Fitness Attributes of Team-Handball Players are Related to Playing Position and Performance Level. *Asian Journal of Sports Medicine*, 2015, vol. 6, no. 1. ISSN: 2008-000X.

MENDEZ-REBOLLEDO, G. et al. The recruitment order of scapular muscles depends on the characteristics of the postural task. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2016, vol. 31, s. 40-47. ISSN: 1050-6411.

MESTER, J.; KLEINÖDER, H.; YUE, Z. Vibration training: benefits and risks. *Journal of Biomechanics*, 2006, vol. 39, no. 6, s. 1056-1065. ISSN: 0021-9290.

MICKEVIČIENĖ, D.; SKURVYDAS, A.; KARANAUSKIENĖ, D. Is intraindividual variability different between unimanual and bimanual speed-accuracy movements? *Perceptual & Motor Skills: Motor Skills & Ergonomics*, 2015, vol. 120, no. 1, s. 125-138. ISSN: 0031-5125.

MILANESE, CH. et al. Anthropometry and body composition of female handball players according to competitive level or the playing position. *Journal of Sports Sciences*, 2011, vol. 29, no. 12, s. 1301-1309. ISSN: 0264-0414.

MILEVA, N. K. et al. Acute effects of flexi-bar vs. Sham-bar exercise on muscle electromyography activity and performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2010, vol. 24, no. 3, s. 737-748. ISSN: 1064-8011.

MORENO-BRISENO, P. et al. Sex-related differences in motor learning and performance. *Behavioral and Brain Functions*, 2010, vol. 6, no. 74. ISSN: 1744-9081.

MYKLEBUST, G. BETWEEN BASKETBALL AND RUGBY: The risk of injury in handball. *ASPETAR Sports medicine journal* [online]. 2014, vol. 3., s. 138-141 [cit. 2017-03-02]. Dostupné z: <http://www.aspetar.com/journal/upload/PDF/2014410103654.pdf>.

NIEDERSEER, D. et al. General Fatigue and Joint Position Sense in Male Elite Handball Players. *Deutsche zeitschrift für sportmedizin*, 2014, vol. 65, no. 6. ISSN: 0344-5925.

NOCERA, J. et al. The Effects of Repetitive Throwing on Shoulder Proprioception and Internal and External Rotation Strength. *Journal of Sport Rehabilitation*, 2006, vol. 15, no. 4, 351-362. ISSN: 1056-6716.

PANJABI, M. M. The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorder*, 1992, vol. 5, no. 4., s. 390-397. ISSN: 0895-0385.

PANJABI, M. M. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2003, vol. 13, no. 4, s. 371-379. ISSN: 1050-6411.

PARÁKOVÁ, B.; MÍKOVÁ, M.; KROBOT, A. Vibrace: neurofyziologické aspekty a možnosti klinického využití. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2008, roč. 15, č. 1, s. 11-17. ISSN: 1803-6597.

PARRINGTON, L.; BALL, K.; MACMAHON, C. Kinematics of a striking task: accuracy and speed-accuracy considerations. *Journal of Sports Sciences*, 2015, vol. 33, no. 4, s. 346-357. ISSN: 0264-0414.

PAVLŮ, D.; STRACHOTOVÁ, H. Terapie a trénink s využitím vibrací: současný trend nebo účinný prostředek? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2011, roč. 18, č. 3, s. 138-144. ISSN: 1803-6597.

PERCHTHALER, D.; HORTSMANN, T.; GRAU, S. Variations in Neuromuscular Activity of Thigh Muscles during Whole-Body Vibration in Consideration of Different Biomechanical Variables. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2013, vol. 12, no. 3, s. 439-446. ISSN: 1303-2968.

PLUMMER, H.; OLIVER, G. D. Quantitative analysis of kinematics and kinetics of catchers throwing to second base. *Journal of Sports Sciences*, 2013, vol. 31, no. 10, s. 1108-1116. ISSN: 0264-0414.

PUTA, CH.; HERBSLEB, M. *Propriomed: Exercise instructions for postural training according to Dr. Rašev* [online]. Pullenreuth (Německo): Haider Bioswing, 2005 [cit. 2017-03-15]. Dostupné z: http://www.bioswing.de/sites/bioswing.de/files/categorized-downloads/files/therapieanleitung_propriomed_englisch.pdf.

RAŠEV, E. Proprioceptivní posturální terapie. *Rehabilitácia*, 1995, roč. 28, č. 1, s. 8-11. ISSN: 0375-0922.

RAŠEV, E., HAIDER, E. *Posturomed: Terapeutický návod pro posturální terapii podle dr. Eugena Raševa*. Pullenreuth (Německo): Haider Bioswing, 2010.

RAŠEV, E. *Speciální kineziologie I. Přednáška*. Praha: FTVS UK, katedra fyzioterapie, prosinec 2015.

RATHEE, N. K. Exploring Cognitive Style and Emotional Maturity among Indian Handball Players Performing at Varying Levels. *International Journal of Sports Sciences and Physical Education*, 2010, vol. 1, s. 26-33. ISSN: 2454-6380.

REIMAN, P. M. Trunk stabilization training: An evidence basis for the current state of affairs. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 2009, vol. 22, no. 3, s. 131-142. ISSN: 1053-8127.

REINOLD, M. M. et al. Biomechanics and Rehabilitation of Elbow Injuries During Throwing. *Human Kinetics*, 2000, vol. 5, no. 3, s. 12-18. ISSN: 1640-5544.

RIBEIRO, A.; PASCOAL, G. A. Scapular contribution for the end-range of shoulder axial rotation in overhead athletes. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2012, vol. 11, no. 4, s. 676-681. ISSN: 1303-2968.

ROSEMEYER, R. J. et al. Effects of Core-Musculature Fatigue on Maximal Shoulder Strength. *Journal of Sport Rehabilitation*, 2015, vol. 24, no. 4, s. 384-390. ISSN: 1056-6716.

SAKURAI, S.; ELLIOTT, B.; GROVE, J. R. Age-Related Differences in Throwing Techniques Used by the Catcher in Baseball. *Pediatric Exercise Science*, 1994, vol. 6, no. 3, s. 225-235. ISSN: 0899-8493.

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. s. 20-23 [cit. 2017-01-16]. Dostupné z: http://www.spinalcord.cz/_userfiles/dokumenty/2005/2-symp-spin-jednotek-vybr-prednasky.pdf.

SUZUKI, H. et al. Alterations in Upper Extremity Motion After Scapular-Muscle Fatigue. *Journal of Sport Rehabilitation*, 2006, vol. 15, no. 1, s. 71-88. ISSN: 1056-6716.

ŠIBILA, M.; PORI, P. Position-Related Differences in Selected Morphological Body Characteristics of Top-Level Female Handball Players. *Collegium Antropologicum*, 2009, vol. 33, no. 4, s. 1079-1086. ISSN: 0350-6134.

TÁBORSKÝ, F. et al. *Základy teorie sportovních her*. 1. vydání. Praha: UK, 2007. 128 s. ISBN 80-86317-48-X.

TAGLIABUE, M.; ARNOUX, L.; MCINTYRE, C. Keep your head on straight: facilitating sensori-motor transformations for eye–hand coordination. *Neuroscience*, 2013, vol. 248, s. 88-94. ISSN: 0306-4522.

TILLAAR, van den R.; ETTEMA, G. Influence of instruction on velocity and accuracy of overarm throwing. *Perceptual and Motor Skills*, 2003, vol. 96, no. 2, s. 423-434. ISSN: 00315125.

TILLAAR, van den R.; ETTEMA, G. A force-velocity relationship and coordination patterns in overarm throwing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2004a, vol. 3, no. 4, s. 211-219. ISSN: 1303-2968.

TILLAAR, van den R.; ETTEMA, G. Effect of body size and gender in overarm throwing performance. *European Journal of Applied Physiology*, 2004b, vol. 91, no. 4, s. 413-418. ISSN: 1439-6319.

TILLAAR, van den R. The biomechanics of the elbow in overarm throwing sports. *International SportMed Journal*, 2005, vol. 6, no. 1, s. 7-24. ISSN: 1528-3356.

TILLAAR, van den R.; ETTEMA, G. A comparison between novices and experts of the velocity-accuracy trade-off in overarm throwing. *Perceptual and Motor Skills*, 2006, vol. 103, no. 2, s. 503-514. ISSN: 00315125.

TILLAAR, van den R.; ETTEMA, G. A Three-Dimensional Analysis of Overarm Throwing in Experienced Handball Players. *Journal of Applied Biomechanics*, 2007, vol. 23, no. 1, s. 12-19. ISSN: 1065-8483.

TILLAAR, van den R.; MARQUES, M. Effect of training on ball release velocity and kinematics in overarm throwing among experienced female handball players. *Kinesiologia Slovenica*, 2011, vol. 17, no. 2, s. 38-46. ISSN: 1318-2269.

TILLAAR, van den R.; CABRI H. M. J. Gender differences in the kinematics and ball velocity of overall throwing in elite team handball players. *Journal of Sports Sciences*, 2012, vol. 30, no. 8, s. 807-813. ISSN: 0264-0414.

TOTTENHAM, L. S.; SAUCIER, D. M. Throwing accuracy during prism adaptation: male advantage for throwing accuracy is independent of prism adaptation rate. *Perceptual and Motor Skills*, 2004, vol. 98, no. 3, s. 1449-1455. ISSN: 00315125.

TREFNÁ, T. *Vliv specifické pomůcky na efektivitu střelby v basketbalu*. Praha, 2011. 95 stran. Diplomová práce na FTVS UK. Vedoucí diplomové práce PaedDr. Michael Velenský, Ph.D.

TRIPP, L. B. et al. Functional Fatigue and Upper Extremity Sensorimotor System Acuity in Baseball Athletes. *Journal of Athletic Training*, 2007, vol. 42, no. 1, s. 90-98. ISSN: 1062-6050.

TŮMA, M. Zvyšuje maximální zapojení svalové síly přesnost pohybu?. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 1999, roč. 65, č. 5, s. 45-46. ISSN:1210-7689.

UPPAL, K. A. Fitness and psychological skill variations in national level athletes and shooters of Bangladesh. *International Journal of Sport Sciences and Physical Education*, 2010, vol. 1, no. 1, s. 21-25. ISSN: 2454-6380.

URBIN, A. M. et al. Impulse-Variability Theory: Implications for Ballistic, Multijoint Motor Skill Performance. *Journal of Motor Behavior*, 2011, vol. 43, no. 3, s. 275-283. ISSN: 0022-2895.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002a, roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN: 1211-2658.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002b, roč. 9, č. 4, s. 122-129. ISSN: 1211-2658.

VÉLE, F.; ČUMPELÍK, J.; PAVLŮ, D. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 3, s. 103-105. ISSN: 1211-2658.

VÉLE, F. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.

VYSKOTOVÁ, J. *Úvod do obecné a vývojové kineziologie* [online]. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2013 [cit. 2016-04-06]. ISBN 978-80-7464-420-7. Dostupné z: http://projekty.osu.cz/svp/opory/LF_Vyskotova_Obecna-kinez.pdf.

WAGNER, H. et al. Performance and kinematics of various throwing techniques in team-handball. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2011, vol. 10, no. 1, s. 73-80. ISSN: 1303-2968.

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, vol. 21, no. 3, s. 450-457. ISSN: 1050-6411.

XAVEROVA, Z. et al. Isokinetic Strength Profile of Elite Female Handball Players. *Journal of Human Kinetics*, 2015, vol. 49, s. 257-266. ISSN: 1640-5544.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 : Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

Příloha č. 2: Informovaný souhlas

Příloha č. 1: Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

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

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

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

Název projektu: Stabilizační trénink s neuroortopedickou pomůckou Propriomed v házené

Forma projektu: Výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: 11 – 01/2017

Předkladatel: Bc. Iveta Marešová

Hlavní řešitel: Bc. Iveta Marešová

Spoluřešitel(é): –

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

Název grantu: –

Popis projektu: Cílem projektu je objektivizovat vliv cvičební pomůcky Propriomed na výkon házenkářek, který je specifikován jako zasažení konkrétního cíle v bráně. V bráně budou celkem čtyři čtvercové otvory umístěné v rozích, do kterých budou probandí házet, jejich hod bude snímán kamerou a zároveň bude měřena rychlost hodu. Toto měření absolvuje každý dvakrát, před a po intervenci. Intervence zahrnuje cvičení s Propriomedem 3x týdně po jeden měsíc.

Zajištění bezpečnosti pro posuzované odborníky: Nebude použita invazivní metoda. Absolvoval jsem instruktáž ke zmíněné cvičební pomůcce pod vedením vedoucího mé diplomové práce. U vybraných probandů vždy proběhne dotaz na jejich zdravotní stav, kvalitu spánku a pocit únavy pro eliminaci zdravotních komplikací. Pokud budou odpovědi dotazovaného vykazovat zvýšené riziko výskytu zdravotních komplikací v důsledku cvičební jednotky, bude daný den vyřazen ze cvičební jednotky. Rizika prováděného cvičení nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u tohoto typu aktivity.

Etické aspekty výzkumu: Účastníci projektu jsou plnoletí jedinci a jejich veškeré osobní informace budou zpracovány a uchovány v anonymní podobě. Po skončení výzkumu budou osobní data smazána.

Informovaný souhlas: příložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebestanění, 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.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá níže uvedené realizaci projektu a že při jakémkoli změně projektu, zejména použitých metod, zašla Etická komise UK FTVS nevidovanou žádost.

V Praze dne: 16.11.2016

Podpis předkladatele: 

Vyjádření Etické komise UK FTVS

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

Členové: prof. PhDr. Pavel Šlepička, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majerová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 143/2016

dne: 19. 11. 2016

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi 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
– 20 –


podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2: Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS

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 biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce s názvem Stabilizační trénink s neuroortopedickou pomůckou Propriomed v házené.

Cílem diplomové práce je objektivizace vlivu cvičební pomůcky Propriomed na výkon házenkářek, který je specifikován zasažením konkrétního cíle v bráně. Propriomed je pomůcka ve formě kmitací tyče, již účinkem je aktivace nožního, hýžd'ového, břišního, zádového, ramenního a pažního svalstva. Cvičení tak vede k eliminaci svalových dysbalancí, tedy k uvolnění přetížených a posílení oslabených svalů. V empirické části bude využita metoda experimentu, ve kterém bude zjišťován vliv cvičení s Propriomedem na úspěšnost hodů míčem. Každá z vás bude házet do každého ze čtyř čtvercových otvorů umístěných v rozích brány. Bude hodnocena přesnost hodu a zároveň měřena i rychlost pomocí radaru. Toto měření proběhne celkem dvakrát, před a po intervenci.

Intervenci podstoupíte 3x týdně po dobu jednoho měsíce. Jedna cvičební jednotka bude trvat cca 15 minut. Výsledky mohou poukázat, jaký vliv má cvičení s Propriomedem na hod do brány a zda je tedy vhodné zahrnout tento typ cvičení do tréninků hráčů tohoto sportu.

Projektu se účastní plnoleté ženy bez zdravotních problémů. Nejedná se o invazivní metodu. Rizika prováděného cvičení nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u tohoto typu aktivit.

Cvičení by nemělo vyvolávat bolest, v případě bolesti bude cvičení ukončeno a účastník vyřazen z projektu.

Cvičení během projektu vždy bude probíhat pod mým dohledem a před cvičením také nebude chybět dotaz ohledně Vašeho zdravotního stavu, kvality spánku a pocitu únavy.

V případě nevyhovující odpovědi budete pro eliminaci úrazů vyřazeni daný den z cvičební jednotky.

Získaná data budou zpracovaná, uchovaná a publikovaná v diplomové práci v anonymizované podobě. Práce bude uchována v digitálním repozitáři závěrečných prací UK, kde bude k dispozici k nahlédnutí i pro vás samotné jako účastníky projektu. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu:

Iveta Marešová

Podpis:.....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení:

Iveta Marešová

Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím se svojí účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měla možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se mé účasti ve výzkumu a že jsem dostala jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Také souhlasím, aby fotodokumentace cvičební jednotky byla zveřejněna v této diplomové práci. Byla jsem poučena o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum:.....

Jméno a příjmení účastníka:.....

Podpis:.....