

OBSAH

1	ÚVOD.....	4
2	TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....	5
2.1	Pohyb.....	5
2.2	Sport jako kompenzace nedostatku pohybu	5
2.3	Aspekty hodnocení pohybu	6
2.3.1	Hledisko fyzikální.....	6
2.3.2	Hledisko funkční.....	7
2.3.3	Hledisko účelové.....	7
2.3.4	Hledisko klinické	7
2.4	Řízení motoriky.....	7
2.4.1	Vliv CNS na řízení pohybu.....	8
2.4.2	Vliv limbického systému na pohyb	9
2.5	Motorika člověka	9
2.5.1	Obratná motorika (jemná motorika)	10
2.5.2	Posturální a lokomoční řízení motoriky (hrubá motorika)	11
2.5.3	Spolupráce posturálního a fázického řízení	13
2.6	Posturální stabilita.....	15
2.7	Posturální stabilizace.....	15
2.7.1	Pružná vnitřní (segmentová) stabilizace	16
2.7.2	Vnější (sektorová a celková) stabilizace.....	17
2.8	Stabilizační systém.....	17
2.8.1	Hluboký stabilizační systém	17
2.9	Posturální reaktibilita.....	20
2.10	Posturální vzor stabilizace těla	21
2.11	Posturální ontogeneze.....	22
2.12	Posturální program.....	24
2.13	Fyziologie somatomotorického systému.....	25
2.13.1	Motoneurony a jejich řízení na segmentální úrovni	25
2.13.2	Svalový tonus.....	25
2.13.3	Reciproční inhibice	27
2.13.4	Gama systém.....	28
2.13.5	Sval jako součást hybného systému.....	28
2.13.6	Typy svalových vláken	29
2.13.7	Svalová kontrakce.....	30

2.13.8	Nábor motorických jednotek	31
2.13.9	Svalová únava	32
2.13.10	Svalová koordinace	32
2.14	Propriomed	34
2.14.1	Koncepce a technické provedení	34
2.14.2	Vibrační vlastnosti Propriomedu	35
2.14.3	Oscilační roviny	39
2.14.5	Základní struktura cvičební jednotky	41
2.14.6	Držení těla při cvičení	43
2.14.7	Použití Propriomedu	44
2.14.8	Jednotlivá cvičení	45
2.14.9	Zpracování dat	49
2.15	Účinek vibrací	49
2.16	Střelba na koš v basketbalu	50
2.16.1	Charakteristika střelby	50
2.16.2	Hod ve sportovních odvětvích	51
2.16.3	Střelba trestných hodů	52
2.16.4	Kineziologický rozbor střelby trestných hodů	54
3.	CÍLE A ÚKOLY, HYPOTÉZY	57
3.1	Cíle práce	57
3.2	Úkoly práce	57
3.3	Hypotézy	57
4.	METODIKA PRÁCE	58
4.1	Charakteristika práce	58
4.2	Popis výzkumného souboru	58
4.3	Technické vybavení pro výzkum	59
4.4	Použité metody	59
4.4.1	Experiment	59
4.5	Sběr dat	60
4.5.1	Časový rozvrh	60
4.5.2	Provedení experimentu	60
4.6	Analýza dat	64
4.6.1	Statistické hodnocení	65
4.6.2	Párový t-test	65
5.	VÝSLEDKY	68
5.1	Statistické hodnocení	68

6. DISKUZE	76
7. ZÁVĚR.....	78
SEZNAM LITERATURY	79
SEZNAM ZKRATEK.....	83
SEZNAM TABULEK A OBRÁZKŮ	84
SEZNAM PŘÍLOH	86

1 ÚVOD

Propriomed je elastická tyč s nastavitelnými regulátory frekvence a tlumícími elementy. Tato diagnostická a terapeutická pomůcka zapadá do konceptu posturální terapie a koordinačního tréninku. Je poměrně snadným prostředkem pro zjištění posturální a sektorové instability. Nastavením frekvence je umožněno dávkování posturální terapie, vyšší frekvence kmitů znamená vyšší obtížnost cvičení. Přestože byla primárně zavedena pro bolestivé stavy ramenního kloubu, v terapii je hojně využívána jak pro funkční poruchy, tak i pro organické léze nosných kloubů. Tuto pomůcku vyvinul MUDr. Rašev a odborná dostupná literatura, v podobě článků a internetových stránek, o této pomůcce je převážně v německém jazyce.

Proto jsme se rozhodli s Dr. Raševem dokázat tento účinek na sportovcích. Mezi sportovci je cvičení s Propriomedem využíváno k prevenci bolestivých stavů a jako pomůcka pro aktivaci, posilování a zlepšení svalové koordinace. Jelikož pracuji jako fyzioterapeut zejména u vrcholových sportovců, téma diplomové práce jsem vybírala tak, aby bylo přínosné jak pro moji praxi s „běžnými“ pacienty, tak i se sportovci. S Propriomedem jsem se setkala již dříve na různých pracovištích během praxí a zejména pak na přednáškách Dr. Raševa na FTVS. Protože basketbal hraji závodně 12 let, zvolit vhodný sport pro experiment nebylo těžké. Účinek cvičení s Propriomedem jsme se rozhodli dokázat právě na skupině basketbalistek. Skupina basketbalistek pocházela z jednoho týmu - BLC Sparta Praha B. V tomto složení spolu trénují 4 roky a nyní hrají Pražský přebor žen. Tým je složen z hráček, které hrály několik let basketbal na té nejvyšší úrovni (extraligu dorostenek nebo první ligu žen). Tréninky probíhají dvakrát týdně a trvají hodinu a půl.

Teoretická část diplomové práce pojednává o posturální stabilizaci, účinku, využití a použití Propriomedu, o svalové koordinaci a o zapojení svalů během střelby. Další částí je experiment, ve kterém chceme zjistit, zda po cvičení s Propriomed dojde k bezprostřednímu zlepšení úspěšnosti střelby trestných hodů. Ke cvičení se používá Propriomed 190, 170, 150, 130 a 100. Pro tento experiment byl využit Propriomed 100/3.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

2.1 Pohyb

Základním projevem života je aktivní pohyb. Člověk se ale může pohybovat i pasivně působením vnější síly (např. jízda v autobuse). Proti účinku zevní síly je organismus schopen se vlastní silou bránit, aby nedošlo k poškození struktury (např. při náhlé akceleraci nebo deceleraci). Charakteristickým rysem lidského pohybu je rytmické střídání pohybových fází (Véle, 2006 a 1997).

Pohybové chování ovlivňuje podněty z vnějšího, tak i z vnitřního prostředí (např. zvýšení adrenalinu připravuje organismus na zvýšení pohybové aktivity). Samotný pohyb má vliv na prožitky a pocity jedince. Pohybová aktivita ovlivňuje stav mysli a může vést jak k uspokojení, tak i únavě, ale i depresi.

Při nedostatku aktivního pohybu může dojít k funkčním i strukturálním změnám. Dochází k úbytku svalové hmoty, ke zkracování vazivových struktur, svalů a ligament a ke změnám struktury skeletu. Také se snižuje cirkulace krve a lymfy. Jelikož je pohybový aparát největším spotřebitelem energeticky bohatých látek, má vliv na průběh metabolických pochodů v organismu. Při nedostatku pohybu se zhoršuje i kvalita pohybových programů, zhoršuje se pohybová koordinace a přesnost pohybu. Naopak při přetěžování pohybového aparátu vznikají mikrotraumata provázená jizvami po zhojení a po delší době dochází k omezení pohybu pro únavu. Může se objevit až bolest z přetížení a dojít ke strukturálním poruchám. I přestože značné přetížení dokáže tělo poškodit, mívá sportovec i z přetěžujícího pohybu uspokojení, pokud dosáhne zamýšleného cíle.

2.2 Sport jako kompenzace nedostatku pohybu

Sport je vhodným prostředkem k zotavení se ze stresových situací v dnešní vysoce industrializované společnosti. Přináší příjemný prožitek uvolnění a zlepšuje psycho-fyzickou rovnováhu spojenou s pocitem svěžesti a zdraví. Původní význam sportu, jako kompenzačního prostředku, ztrácí v dnešní době význam a je nahrazen snahou o dosažení nejlepšího výkonu. Stále se opakujícím poukazováním na škodlivý vliv hypokineze dochází k renesanci aktivní sportovní činnosti i v laické veřejnosti, protože se ukazuje, že při ucházení se o místo je

požadována jak odborná kvalifikace, tak i fyzická zdatnost jedince, která je nejen zárukou zdraví, ale i pracovní stability a trvalé pracovní schopnosti. Sport v původním slova smyslu je důležitým léčebným, ale také preventivním prostředkem pro zdravotnické i psychologické účely.

2.3 Aspekty hodnocení pohybu

2.3.1 Hledisko fyzikální

Hodnotí pohyb podle fyzikálních zákonů mechaniky na živém objektu. Důležitými veličinami jsou rychlost, síla a vztah mezi silou a odporem. Výchozím předpokladem tohoto přístupu je karteziánské chápání člověka jako složitého stroje. Tento princip nelze využít u živých systémů, protože živé systémy vnášejí do své funkce princip neurčitosti. Stejně tak nelze předpovědět proces, který nemusí být pokaždé dokonale stejný, přestože je vyvolán stejným podnětem. Opakované pohyby tedy neprobíhají za normálních podmínek nikdy stejně.

Steindlerova kineziologie je založena převážně na fyzikálním principu, která pracuje se svaly izolovaně a popisuje funkci každého svalu zvlášť. Izolované funkce svalů využila pro založení své metody sestra Kenny. Janda využil k hodnocení svalové síly funkci jednoho svalu, který se izoluje ze skupiny svalů tím, že je testován v poloze, která předpokládá zapojení daného svalu jako vedoucího pro daný pohyb. Janda tak založil svalový test pro testování svalové síly jednotlivých svalů (Véle, 1995). V posledních letech došlo k podstatné změně názorů na řízení hybnosti a provedení pohybu se posuzuje na mnohem komplexnějším základě, a proto svalový test začal být považován za metodu méně významnou z hlediska komplexní stabilizace motoriky. Nehodnotí se již jen jeden sval nebo svalová skupina, ale analyzuje se provedení celého pohybu (motorické stereotypy) (Janda a kol., 2004).

Basmajian dokázal, že je možné ovládat ve svalu dokonce jedinou motorickou jednotku, pokud její funkci kontrolujeme biologickou zpětnou vazbou (např. pomocí obrazovky EMG přístroje). Tento stav neodpovídá normálnímu přirozenému pohybu a je třeba se to naučit.

Fyzikální hledisko lze chápat jako strukturální základ hlediska funkčního.

2.3.2 Hledisko funkční

Hodnotí pohyb podle průběhu klinicky hodnotitelné pohybové aktivity, kterou řídí nervový systém. Funkční aspekt zahrnuje senzory, řídicí i výkonovou složku včetně mechanické struktury a logistických infrastruktur. Při pohybu jde o zpracování informací pro účely programového řízení. Při řídicí činnosti se trvale uplatňuje vliv vnitřního prostředí systému, který může průběžně modulovat provedení pohybu. Okamžitý stav vnitřního prostředí je předem nepředvídatelný, a tím pohybový projev proměnlivý. Každý pohybový projev probíhá individuálně.

Jak fyzikální tak i funkční hledisko musí tvořit základ, ze kterého se při analýze pohybu bude vycházet v klinické praxi.

2.3.3 Hledisko účelové

Hodnotí výsledky pohybového záměru, nikoli samotný pohyb. Hodnotí dosažené změny v zevním prostředí nebo výkon soustavy, povahu činnosti nebo charakter vytvářených artefaktů.

2.3.4 Hledisko klinické

Hodnotí poruchy pohybových funkcí vzniklé poruchou struktury, ale i poruchy funkce, kde struktura není porušena.

(Véle, 1995)

2.4 Řízení motoriky

Řízení volního pohybu ovládá CNS dvěma druhy aktivity. První je stimulující emocionální aktivita (podnět) a druhá je brzdící racionální aktivita (úvaha). Jestliže má pohyb dosáhnout určeného cíle, musí být dobře koordinovaný a je nutná vyváženost obou druhů kontroly. Při silné emoci a slabé racionální kontrole je reakce hůře koordinovaná a může pohybový aparát poškodit, naopak dlouhé racionální uvažování pohybové rozhodnutí zpomaluje až inhibuje.

Proces řízení probíhá obousměrnou výměnou informací mezi řídicími orgány CNS a výkonným pohybovým aparátem. Řídicí orgán musí mít vždy k dispozici zpětnovazební informace o průběhu pohybu, jejichž zdrojem jsou propioceptivní receptory ve svalech, šlachách, kloubech, vestibulárním aparátu a i v kůži a receptory zrakové a sluchové. Pohyb je průběžně kontrolován a korigován, aby se dosáhlo cíle.

U člověka lze rozlišit čtyři hlavní hierarchicky uspořádané řídicí úrovně:

- 1) autonomní úroveň řídicí základní biologické procesy
- 2) spinální úroveň (pro základní ovládání svalů)
- 3) subkortikální úroveň pro posturální a lokomoční motoriku
- 4) kortikální úroveň pro účelovou ideokinetickou motoriku

(Véle, 2006)

Toto hierarchické uspořádání je výsledkem dlouhého fylogenetického vývoje, při kterém se původně samostatně pracující etáže CNS, které se vyvíjely postupně, dostaly pod kontrolu vyšších (Králíček, 2004).

2.4.1 Vliv CNS na řízení pohybu

Vliv mozku na činnost svalů znal již starověk. Galenos ve své práci píše o vztahu mozku a svalů a říká: „spiritus animalis“ (živočišný duch) proudí nervy z mozku do svalů a způsobuje jejich pohyb. Naproti tomu Číňané neuznávali mozek ani jako orgán a místo proudu vzruchů předpokládali proud zvláštní substance čchi. Pohyb je řízen činností CNS. Podle staršího neurologického názoru o pohybu byl pohyb dělen na dva systémy: systém pyramidový, kterému byla přiřazena volní hybnost a systém extrapyramidový, kterému byla přiřazována mimovolní hybnost. Novější poznatky o motorických drahách dělí motorický systém na dvě odlišné části:

- 1) Nastavovací systém gama

Gama-systém připravuje a nastavuje podmínky pro realizaci pohybu, zatímco alfa-systém pohyb spouští a předchází gama-systému. Dráhy gama-systému vystupují z mozkového kmene a jdou ke gama-motoneuronům v míše a působením svalových vřetének nastavují dráždivost motoneuronů.

2) Spouštěcí systém-alfa

Alfa-systém spouští volní pohyb a řídí jeho průběh. Jeho dráhy vycházejí z kortikálních oblastí, ale i z některých struktur subkortikálních. Kortikospinální - pyramidová dráha se pokládala za hlavní dráhu volní hybnosti, ale po provedení pokusu s přetětím tractus corticospinalis pyramidalis se názor změnil. Systém pro řízení volního pohybu jsou sice nadále dva, ale jsou topicky a kvalitativně odlišné. Jeden je pro obratnou funkci svalů na akru končetiny (manipulace) a druhý pro opornou a silovou funkci svalů na kořeni končetiny a v ose těla. Nemůžeme je odlišit morfologicky na systém extrapyramidový a pyramidový, ale fyziologicky podle povahy jejich funkce.

(Véle, 2006)

2.4.2 Vliv limbického systému na pohyb

Limbický systém je aktivní při každém pohybu. Emocí ovlivňuje intenzitu pohybové reakce a zajišťuje i tvorbu paměťových stop (engramů) pro fixaci pohybových programů v paměti neboli podmíněných reflexních spojení podle Pavlova. Po příkazu k pohybu vzniká nejprve aktivita v oblastech subkortikálních, ve formatio reticularis a v limbickém systému, který je zdrojem prožitku podnětu. Následně se objeví aktivita v bazálních gangliích a později přejde do asociačních oblastí v kortexu. Nakonec se aktivuje kortikální motorická oblast a teprve potom se aktivita přenáší z kortikální motorické arey, z Betzových buněk, k míšním motoneuronům a odtud ke svalům. Iniciátorem pohybu je limbický systém (pocitový mozek). Výstupním orgánem mozku pro realizaci pohybu je motorická area kortexu (homunculus) (Véle, 2006).

Dysfunkce limbického řízení vede ke flekčním poloze trupu, naopak vyvážený stav emocí vede k extenčnímu držení těla (Rašev, 2010).

2.5 Motorika člověka

Na základě poznatků o funkci se rozděluje volní účelová motorika na tři systémy s odlišným zaměřením:

- 1) Obratná motorika akrální (jemná motorika) se dělí na:
 - a) Systém obratné motoriky akrální (provádí pohyby ideokinetické, uchopovacího a manipulačního rázu)
 - b) Systém sdělovací motoriky (ovládající muskulaturu obličeje a řečových orgánů)
 - 2) Podpurná motorika kořenová a axiální (hrubá motorika) se dělí na:
 - a) Systém posturální motoriky (statická motorika držení těla)
 - b) Systém lokomoční motoriky (dynamická motorika fázického pohybu)
 - 3) Respirační motorika (zasahuje do jemné i hrubé motoriky a také do komunikace)
- (Véle, 2006)

2.5.1 Obratná motorika (jemná motorika)

Složitě obratné i sdělovací pohyby je možné provádět pouze při současně dobře fungující posturální (hrubé) motorice (viz níže), která zaručuje stabilní pracovní polohu ruky pro uskutečnění cílených pohybů. Výkonným orgánem obratné motoriky jsou distální svaly (zejména na horních končetinách), které provádějí manipulaci ve spolupráci se svaly kořenovými a osovými. Jedna ruka má při manipulaci vedoucí úlohu a druhá je podpurná. Dráhy řídicí obratnou motoriku jsou dvouneuronové a dráhy posturálně-lokomoční jsou většinou tří nebo víceneuronové.

Obratná hybnost vyžaduje větší míru vědomí, pohyby nejsou geneticky fixované na rozdíl od posturální hybnosti, která probíhá podvědomě a pohyby jsou v ní geneticky fixované. Paměťový obraz obratného pohybu ztrácí kvalitu, pokud není postupně oživován. Předpokladem pro vznik obratné motorické funkce je velké množství sensorických informací přijatých a zpracovaných do prostorových představ, trvalá zpětnovazební kontrola a emoční tlak. Pokud chceme obnovit zcela nebo zčásti ztracenou funkci, je potřeba doplnit hrubou motoriku, která tvoří základ i pro motoriku jemnou. Při měření výsledného efektu reedukace pouze

pomocí dosažené síly v kilometrech nebo Newtonech nelze tím vyjádřit pokrok jemné motoriky, který nespočívá v síle, ale v obratnosti, kterou je nutno posoudit hodnocením průběhu pohybu a přesností dosaženého cíle. Jemná motorika dovršuje „finišuje“ pohybový akt, a proto je třeba hodnotit především kvalitu pohybu a ekonomické řešení pohybového cíle. Testování této pohybové aktivity lze provádět kvalitativním řešením pohybového úkolu, nikoliv pouze kvantitativně.

(Véle, 2006)

2.5.2 Posturální a lokomoční řízení motoriky (hrubá motorika)

Posturální a lokomoční řízení motoriky zajišťuje pohyb tak, aby byl bezpečný, bez přetížení či předčasného opotřebením kloubních ploch. K zabezpečení používá i silných svalů, označuje se proto jako hrubá motorika, která tvoří zároveň zabezpečovací a opornou bázi pro účelově cílenou ideokinetickou motoriku (jemnou motoriku – viz výše).

Systém k udržování stálé výchozí polohy organismu je označován jako posturální systém a systém sloužící ke změně polohy organismu v prostoru označujeme jako lokomoční systém (Véle, 1997).

Posturální funkce motoriky představuje hlavní úkol a každý pohyb předpokládá, že bude zajištěn proti gravitaci. Postura (z angl. posture = držení, postoj) označuje okamžité postavení tělesných segmentů vůči sobě proti gravitaci. Zaujetí určitého postoje v určitém čase je realizováno posturální funkcí motoriky, která zahrnuje jak řídicí programy, tak řízené struktury. Před započítím pohybu musí být postura anticipačně nastavena a během každého pohybu je konfigurace těla stále kontrolována. Před a pohybem a během pohybu musí být některé tělesné segmenty stabilizovány a v dalším okamžiku se tato posturální statická funkce změní a objeví se fázická funkce (z řeckého phasis = změna, pohyb). Během pohybu znamená stabilizace to, že je zajištěna postura a pohyb je koordinovaně proveden (Rašev, 1999).

Podle Raševa (2010) rozhoduje o udržení polohy nebo intenzitě pohybové činnosti cíl a poloha těla vůči gravitaci. U fázické funkce motoriky není cílem nastavení konfigurace proti gravitaci, ale pohyb tělesných segmentů nebo celého těla z bodu A do bodu B – lokomoce. Podle Véleho (2006) při úmyslu udělat

pohyb se změni klidová poloha v polohu pohotovostní, která přechází před zamýšleným pohybem do atitudy a odtud k pohybovému cíli. Změna polohy se připravuje již během rozhodování o pohybu, nastavuje se dráždivost motoneuronů a cílová orientace postury před pohybem. Pohyb prochází nejprve fází přípravnou a poté fází aktivní. Udržení nastavení výchozí polohy těla (postury) probíhá dynamicky, i přesto že se může jevit oproti fázickému pohybu staticky. Pohyb můžeme rozdělit do několika kategorií:

- 1) pohyb ereismatický- podpůrný (projevuje se staticky posturální motorikou a je provázen pocitem jistoty)
- 2) pohyb teleokinetický – účelový (projevuje se dynamicky plánovanou fázickou motorikou)
- 3) pohyb ideokinetický – zamýšlený (projevuje se specificky plánovanou motorikou, která je spojena s komunikací)
- 4) pohyb respirační – logistický (probíhá automaticky při dýchání)

Posturální řízení udržuje nastavenou polohu pomocí stálého vyvažování zaujaté polohy, a tím se zajišťuje pohotovost k rychlému přechodu z klidu do pohybu a naopak. Podle Raševa (2010) posturální řízení motoriky zajišťuje stabilitu tak, aby nedocházelo k výchytkám a k titubacím. K řízení postury není využívána jen zpětná vazba (feed back), ale musí být uplatňována anticipace (feed forward), která umožní změnu konfigurace pohybových segmentů. Udržování polohy probíhá podvědomě a je trvale naprogramováno, ale přizpůsobuje se operativně a při neočekávané změně podmínek vstupuje okamžitě do vědomí. Vzájemný nesoulad mezi pohybem a posturálním řízením motoriky vede ke zhoršení pohybového efektu (např. u nezkušeného sportovce) a v horším případě:

- 1) k selhání záměru pohybu (funkční porucha motoriky)
- 2) k vadnému zátížení podpůrného aparátu (přetížení – mikrotraumata)
- 3) k poruše struktury (traumata, poranění, atd.)

Při dočasném zhoršení nebo selhání řídicího pochodu je důležitější než svalová síla schopnost rychle a přesně koordinovaně reagovat na aktuální stav prostředí. Nelze tedy těmto poruchám předcházet posilováním svalů (Véle, 2006).

Posilováním jednotlivých svalů nelze dosáhnout potřebné trvalé změny v zapojování svalů v celém komplexním pohybovém vzorci. Při posilování jednotlivých svalů bez ohledu na jejich zapojení do celkové souhry se může vytvořit jiný typ svalové nerovnováhy (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001).

2.5.3 Spolupráce posturálního a fázického řízení

Posturální řízení udržuje zaujatou polohu těla a brání její změně. Lokomoční řízení motoriky naopak tuto brzdu potlačuje a prosazuje změnu polohy těla. Během každého pohybu se v CNS hodnotí a propočítává souhra posturálních a fázických funkcí proto, aby pohyby byly prováděny plynule a nepřerušovaně. Obě funkce probíhají ve vyvážené spolupráci a zcela automaticky. Lokomoční řízení motoriky tlumí posturální funkci a tím facilituje pohyb. Posturální řízení motoriky pohyb přibrzdňuje, umožní zastavení a konečnou polohu stabilizuje. Během pohybu není posturální funkce zcela potlačena, ale její mírná brzdící aktivita spuštěný pohyb stabilizuje. Například při střelbě na koš u hráček basketbalu je v popředí posturální složka v oblasti trupu a pletence ramenního tak, aby pohyb horní končetiny a zápěstí při střelbě byl koordinačně co nejlepší. Podle Dylevského (2007) je končetinové svalstvo z části derivátem axiálního svalstva a zčásti se jedná o nově diferencované jednotky.

Každý systém pracuje s odlišnými svaly. Posturální motorika pracuje více s tonickými svaly schopnými vyvíjet sice menší úsilí, ale po delší dobu. Lokomoční motorika využívá spíše fázické svaly schopné vyvinout rychle větší sílu, ale po kratší dobu. Pokud překročí udržování polohy schopnost tonických svalů, je nutný zásah fázických svalů pro zábranu destabilizace s možností pádu.

Nepředvídané změny prostředí působí rušivě a rušení je korigováno rychlými reflexními náhradními mechanismy, které ale mají určitou toleranční mez. Před každým pohybem existuje určitá pohotovostní situace závislá na současném stavu zevního prostředí, která není stálá, ale mění se pod vlivem změn v zevním prostředí. Na této měnící se posturální fázi pohybu je vybudována cílená pohybová aktivita. Zjistilo se, že zvědavost mláďat spojená s radostí ze hry je podmínkou nejen pro vznik pohotovostní situace, ale i cíleně orientované polohy (atitudy). Pozitivní radostná emoce ze hry fixuje v paměti získané pohybové programy potřebné pro rozvoj motoriky (Véle, 1994).

Osový orgán (flexibilní segmentová stabilizace páteře) realizuje udržování stabilizované výchozí polohy segmentů páteře. Pohybový segment je prostor s elastickými tkáněmi mezi pevnými segmenty horního a dolního obrátle. Pohybový segment je funkční jednotkou umožňující flexibilní fixaci jednoho nebo

i více segmentů, a tím vytvoření relativní oporné báze (punctum fixum) pro sousední pohybující se segmenty. Skupina segmentů tvoří vyšší funkční jednotku, která je označována jako sektor. Sektorová stabilizace je zajišťována svaly působícími přes několik segmentů (krční, hrudní nebo bederní). Dlouhé svaly, které působí přes celou páteř umožňují i celkovou stabilizaci. Krátké svaly uložené v hluboké vrstvě podél osy páteře stabilizují jednotlivé pohybové segmenty, stabilizují svaly na páteři, v kyčelních i ramenních kloubech. Delší svaly, které jsou uloženy blíže k povrchu (segmentová stabilizace) integrují větší počet segmentů (sektorová stabilizace). Dlouhé a silné svaly povrchové jsou schopny vyvinout silný moment a stabilizují celý osový orgán (celková stabilizace) (Véle, 1994).

Segmentální (axiální) stabilita vyjadřuje účelové nastavení segmentů v oblasti trupu a nosných kloubů, zvláště ve vertikální poloze těla, proti gravitaci (ve stoji, sedu nebo při chůzi). Každý pohyb začíná v oblasti trupu (i pohyb volných končetin). Intersegmentální svaly stabilizují segmenty trupu a zajišťují anticipační lokomoci (Rašev, 1999).

Každý pohyb i držení provází vždy multisenzorická činnost smyslů. Při výpadku některé senzorické složky je pohyb dále možný zintenzivněním jiné smyslové složky.

Volba vhodného pohybového programu pro řešení dané situace je spojena s porovnáním současného stavu s předchozí zkušeností a z této činnosti se vyvíjejí specifické posturální programy. Posturální programy ovlivňují konfiguraci osového orgánu (Véle, 2006). Podle Čáповé (2008) kombinace všech aferentních zdrojů (tzv. aferentní set) společně s motivací k pohybu tvoří pro CNS „heslo“ potřebné ke spuštění daného programu či podprogramu.

„Celý náš život se odehrává v gravitačním poli, tak je posturální motorika všudypřítomná a posturální muskulatura pořád aktivní“ (Čáповá, 2008).

Podle Magnuse provází postura člověka jako jeho stín. Posturální funkce svojí přibrzdující činností přispívá ke zlepšení pohybové koordinace, která je vnímána jako pohybová jistota a má tak i vliv na stav mysli (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001).

2.6 Posturální stabilita

Véle, (1995) rozlišuje stabilitu statickou a dynamickou. Statická stabilita znamená udržení stabilní konfigurace obratlů v zaujaté poloze a dynamická stabilita umožňuje pohyb páteře jako celku odpovídající cíli motoriky.

Každá statická poloha (sed, stoj, atd.) zahrnuje děje dynamické. Nejedná se o jednorázové zaujetí stálé polohy, ale o kontinuální zaujímání stále polohy. Schopnost zajistit toto držení, aby nedošlo k neřízenému nebo nezamýšlenému pádu, nazýváme posturální stabilitou. Podmínkou stability je, že se musí těžiště promítat do opěrné báze (ale nemusí se promítat do opěrné plochy). Opěrná plocha je podložka v přímém kontaktu s tělem a báze bývá větší než plocha a zahrnuje opěrné plochy a vše mezi nimi. Pokud se při statické zátěži vektor tíhové síly nepromítá do opěrné báze, svaly a ligamenty je udržován trvalý otáčivý moment nebo je nutná značná svalová síla pro udržení rovnováhy. Nerovnovážný stoj je nejprve korigován zvýšenou svalovou aktivitou s hypertonií svalstva, poté bolestí a později i deformity (Kolář, 2009).

Stabilita kloubu je stav, kdy je nejméně namáháno kloubní pouzdro a periartikulární svaly, které pracují v co nejlepší spolupráci (vzájemná svalová koaktivace) a pohyb v kloubu je vykonáván co nejekonomičtěji (Suchomel, 2006).

Cílem je snaha o udržení optimálních statických a dynamických poměrů v celém pohybovém aparátu, a tím ideálního rozložení tlaků na jednotlivé kloubní plošky dle architektiky kostí (Janda, 1982). Jinými slovy se jedná o tzv. centraci. Centrované postavení neodpovídá pouze určité statické pozici segmentů, ale je dáno vyváženou svalovou aktivitou (Suchomel, 2006).

2.7 Posturální stabilizace

Posturální stabilizace je aktivní (svalové) držení segmentů těla proti působení zevních sil řízené centrálním nervovým systémem. Za statické situace je prostřednictvím svalové aktivity zajištěna tuhost skloubení koordinovaná aktivitou agonistů a antagonistů (kooaktivační aktivita), která tak vzdoruje gravitaci. Zpevnění segmentů umožňuje dosažení vzpřímeného držení a lokomoci těla jako celku (Kolář, 2009).

Véle (2006) dělí stabilizaci na vnitřní (segmentovou) a na vnější (sektorovou a celkovou).

Podle schopnosti podílet se na stabilizaci segmentů je možné dělit svalový systém na stabilizátory lokální (viz vnitřní stabilizace) a globální (viz vnější stabilizace). Někdy se k těmto dvěma stabilizátorům řadí i globální mobilizátory. Toto dělení vychází z rozdílů anatomie, histologie a fyziologie (Suchomel, 2006).

2.7.1 Pružná vnitřní (segmentová) stabilizace

Při vnitřní stabilizaci vzpřímené polohy těla v centrální zóně, kdy nejsou patrné pohyby korigující držení těla ve vertikále, jsou aktivní hluboké krátké intersegmentální svaly, které tvoří hluboký stabilizační systém páteře. Citlivé receptory, zejména v oblasti krční páteře, dostávají informace o odchylkách od střední polohy obratlů. Dle Jirouta dochází k aktivaci těchto svalů na krku při pouhé představě pohybu. Jedná se o aktivaci svalu již při anticipaci pohybu. Vestibulární část mozečku koriguje polohu segmentů páteře přímo a tím i osového orgánu vůči směru gravitace. Senzory hluboké vrstvy zádových svalů jsou citlivé na dýchací pohyby (Véle, 2006).

Segmentální stabilizace v oblasti páteře a nosných kloubů je nutný předpoklad pro každý pomalý a koordinovaný pohyb. Není-li axiální segmentální koordinace dobrá, jsou pohyby prováděny neekonomicky, s velkými energetickými nároky a vedou k přetížení určitých svalových skupin a k posturálně podmíněným bolestem (Rašev, 1999).

Poloha kloubů v centrální zóně je neustále snímána během stabilizace a tyto informace jsou porovnány s informacemi z jiných orgánů. Při aktivitě lokálních stabilizátorů dochází pouze k minimální změně jejich délky. Tato nejkratší vlákna jsou zodpovědná za nastavení jednoho segmentu vůči druhému a jsou tak nepostradatelná v procesu centrace. Drobné intersegmentální svaly mají asi sedmkrát více svalových vřetének než svaly „velké“ a s tím je i spojena významná propioceptivní aferentace (Suchomel, 2006).

Z hlediska histochemie v lokálních stabilizátorech spíše převažují vlákna typu I, která obsahují velké množství myoglobinu. Jsou to vlákna zabezpečující pomalejší činnosti (vlákna pomalá, tonická, slow oxidative)(viz níže – Typy svalových vláken) (Semiginovský, Vránová, 1994).

Pokud chceme aktivovat lokální svaly, pohyb by měl být proveden pomalou rychlostí bez nadměrného úsilí s volným soustředěním na danou oblast. Naopak rychlý pohyb nebo pohyb s větším odporem (nad 25% maxima) primárně aktivuje tzv. globální svaly (Suchomel, 2006).

2.7.2 Vnější (sektorová a celková) stabilizace

Probíhá v jednotlivých sektorech páteře, která se projevuje odchylkami od střední zóny (v rozsahu přesahujícím oblast centrální zóny). Na této stabilizaci se podílejí delší a silnější záběrové svaly spojující páteřní sektory a připojující končetiny přes pletence k osovému orgánu. Jejich cílem je dosáhnout po krátkou dobu značného úsilí k zabránění destabilizace s možností pádu (Véle, 2006).

Globální stabilizátory se účastní více na pohybu silovém, rychlém a méně přesném. Přesahují více kloubů a některé jsou organizovány do svalových řetězců nebo svalových smyček. Z hlediska histochemie převažují v těchto svalech převážně vlákna typu II, které zabezpečují intenzivní rychlou krátkodobou činnost (vlákna rychlá, fázická, fast glycolytic).

I když jsou zastoupeny v jednotlivých svalech všechny typy, vždy převažuje v určitém svalu jeden typ svalových vláken (Suchomel, 2006).

2.8 Stabilizační systém

Za stabilizační systém je většinou považován tzv. hluboký stabilizační systém, posturální systém nebo axiální systém. Svalový systém bereme jako celek a nelze striktně oddělit funkci tzv. lokálních a globálních stabilizátorů ani fázických a tonických svalů. Pro vyšší kvalitu funkcí pohybového systému musí být nejprve funkční tzv. lokální, hluboký systém, který podmiňuje ekonomickou práci „velkých“ globálních svalů a ne naopak.

2.8.1 Hluboký stabilizační systém

Hluboký stabilizační systém páteře (dále jen HSSP) představuje svalovou souhru, která zabezpečuje stabilizaci, neboli zpevnění páteře během

všech pohybů. Svaly HSSP jsou aktivovány i při jakémkoliv statickém zatížení (stojí, sedí, aj.) a doprovází každý cílený pohyb horních resp. dolních končetin. Zapojení svalů do stabilizace páteře je automatické, probíhá bez našeho volního úsilí. Na stabilizaci se nikdy nepodílí jeden sval, ale v důsledku svalového propojení celý svalový řetězec. Zapojená stabilizační souhra svalů také eliminuje vnější síly (kompresní, střížné apod.) působící na páteřní segmenty. Protože se tyto svaly zapojují do všech pohybů, jsou také zdrojem značných vnitřních sil, které působí na páteřní segment (Kolář, Lewit, 2005).

Spolupráce mezi lokálními a globálními stabilizátory musí být vyvážená. Při narušení této rovnováhy dochází k situaci, kdy nedostatečné zapojení lokálních stabilizátorů vede k převaze globálního svalového systému. Při převaze globálních svalů je stabilita méně výhodná a funguje jako kompenzační mechanismus zajišťující stabilitu a zároveň přispívá k vypojení lokálních stabilizátorů z pohybových schémat. Příčinou může být i činnost prováděná dlouhodobě se zaměřením pouze na globální svaly (časté u sportovců). HSSP je tvořen tzv. lokálními stabilizátory (viz výše). Tyto svaly mají schopnost participace na segmentálním pohybu. Při jejich včasné a dobré aktivaci je daný segment lépe chráněn před postupným přetížením díky kumulujícím se silám.

Samotný termín HSSP je nutné rezervovat pro lokální svaly páteře (krční, hrudní a bederní úseku) a funkční stabilizační jednotku bederní páteře (m. transversus abdominis, svaly pánevního dna, bránici, mm. multifidii, m. serratus posterior inferior, iliovertebrální a kostovertebrální vlákna m. quadratus lumborum). Z hlediska podobných funkcí se nachází analogie ve svalech na periférii a kořenových kloubech.

(Suchomel, 2006)

Tabulka č.1: Vlastnosti lokálních a globálních stabilizátorů (Suchomel, 2006)

Hledisko	Lokální stabilizátory	Globální stabilizátory
Anatomie	intersegmentální průběh	často multiaziartikulární
Histologie	„tónické“ motorické jednotky (svalová vlákna typu I)	„fázické“ motorické jednotky (svalová vlákna typu II)
Energetický metabolismus	více mitochondrií, oxidativní metabolismus, nižší unavitelnost	málo mitochondrií, glykolytický metabolismus, vyšší unavitelnost
Funkce	anticipace, propiocepce, lokální, segmentální, dynamická centrace, přímá kontrola neutrální zóny	„vnější“ stabilita, „silový pohyb“, výrazný odpor kladený pohybu, převod sil a zatížení mezi končetinami a trupem

Tabulka č. 2: Příklad dělení stabilizačního systému (Suchomel, 2006)

Lokální stabilizátory	Globální stabilizátory
m. transversus abdominis	m. obliquus abdominis externus a internus
mm. multifidi a rotatores	m. iliopsoas
mm. intertransversarii	m. quadratus lumborum (iliocostální)
mm. inetrspinales	m. rectus abdominis
m. longissimus pars lumbalis	m. erector spinae
m. iliocostalis lumb. pars lumb.	m. longissimus pars thoracica
m. quadratus lumborum (iliolumbalní a iliocostální)	m. iliocostalis lumb. pars thoracica

m. obliquus abdominis internus	m. latissimus dorsi
m. psoas maior (zadní část)	m. gluteus maximus, m. biceps femoris

Vzpřímené držení těla je dynamický proces udržující tělo ve vertikále. Držení těla má dvě varianty. První je pohotovostní držení (stand by) a druhá orientované držení (atituda). Podle Čáповé (2008) je atituda postura cíleně orientovaná. Je účelová a nese v sobě informace o pohybovém záměru. Vzpřímená poloha nepatrně kolísá vlivem dynamického udržování polohy a i vlivem dýchacích pohybů. Zřetelné kolísání polohy se projevuje titubacemi, což svědčí o zhoršení stabilizace těla ve vertikále. Rozdílné je spontánní vzpřímené držení těla, které je programově fixováno, a napřímené držení, které je vědomě korigováno (Véle, 2006).

Pokud jsou funkčně vypojeny hluboké lokální stabilizátory (např. vlivem nocicepce) a stabilizační funkce se dostává pod kontrolu globálních svalů jedná se o změnu strategie funkce (Suchomel, 2006).

2.9 Posturální reaktibilita

Při každém pohybu těla náročném na silové působení (zvednutí břemene, hození míče) je vždy generována kontrakční svalová síla potřebná k překonání odporu, která vyvolává reakční svalové síly v celém těle. Tato reakční stabilizační funkce se nazývá posturální reaktibilita. Účelem této reakce je zpevnění jednotlivých kloubů, aby bylo získáno co nejstabilnější punctum fixum a aby kloubní segmenty odolávaly účinkům zevních sil. Punctum fixum znamená, že jedna z úponových částí svalu je zpevněna, aby druhá úponová část svalu mohla provádět pohyb v daném kloubu (punctum mobile). Bylo experimentálně zjištěno, že aktivita bránice, pánevního dna, břišních a zádových svalů předbíhá pohybovou činnost horní a dolní končetiny. Žádný cílený pohyb tak není možné provést bez úponové stabilizace svalu (tuhost kloubního segmentu v úponové oblasti). Cílené pohyby volně kontrolujeme, ale reaktivní stabilizační funkce probíhají automaticky a mimovolně. Vnitřní síly, které vyvolávají nefyziologické zatížení segmentu, vedou ke vzniku obtíží (Kolář, 2009).

2.10 Posturální vzor stabilizace těla

Nábor svalů při působení zevních sil (např. zvedání břemene, pohyb horních končetin) je vždy spojen se zpevněním páteře. Vnitřní síly, které jsou zpevňovací silou svalů vyvolány, působí na meziobratlové ploténky a kloubní spojení. Koordinace svalů rozhoduje o způsobu zatížení. Svalová souhra je při působení zevních sil identická vleže, vsedě i ve stoje. Během fyziologické stabilizace se zapojují vždy extenzory páteře. Podle Véleho (1995) vzniká převaha extenze nad flexí (tzn. zvýšené nároky na svaly, které extendují páteř, kyčelní a kolenní klouby).

Aktivace probíhá podle následujícího timingu: nejdříve se zapojují hluboké extenzory a teprve při větších silových nárocích se kontrahují svaly povrchové. Jejich funkce je vyvážena flekční synergii, kterou tvoří hluboké flexory krku a souhra bránice - břišní svaly – pánevní dno. Při potřebě zpevnit páteř dochází ke kontrakci bránice (jejímu oploštění) a ke zvýšení nitrobřišního tlaku. Pro zachování kaudálního postavení hrudníku během aktivace musí být vyvážená svalová spolupráce mezi břišními svaly (dolní fixátory hrudníku), prsními, skalenovými a mm. sternocleidomastoideii (horní fixátory). V průběhu dýchání, když je zvýšen nitrobřišní tlak, je zásadní spolupráce bránice a dýchacích svalů. Pokud je souhra narušena, zapojují se horní fixátory hrudníku a dochází k přetížení extenzorů z důvodu nedostatečné přední stabilizace páteře (Kolář, 2007).

Podle Véleho (1995) je řízení posturální funkce iniciováno z postavení očí, z polohy hlavy, ale na řízení se podílejí i distální sektory. Při korekci se zdá, že je postup opačný a proces probíhá z distálního konce (aktivace svalů na akrech) směrem proximálním. Minimální posturální reakce probíhají na páteři dříve, než korekční pohyby krátkých svalů nohy. Tato minimální reakce je prováděna hlubokými svalovými vrstvami, které regulují intersegmentální postavení obratlů. Iniciální posturální změny se projevují v drobnějších svalech, jak axiálním systému, tak i na akrech končetin. Teprve při potřebě zabránit pádu zasahují silné svaly v proximálních oblastech dolních končetin, pánve a erectores trunci. Posturální funkce axiální muskulatury je citlivým ukazatelem psychiky i stavu

energetických zásob. Páteř jako celek je zavzata do posturálních funkcí řízené posturálním programem, který vzniká při posturální ontogenezi jednice (viz níže) (Véle, 1995).

Pro udržení vertikální stability je nutné jak programové vybavení pro vzpřímené držení, tak i průběžná korektura polohy.

2.11 Posturální ontogeneze

Posturální ontogeneze je proces vyvolaný v pohybové soustavě po porodu v okamžiku kontaktu s gravitací. Přestože je tento proces geneticky zakódovaný, je pro jeho realizaci nezbytné ho zaktivovat pomocí zevních stimulů. Tento proces je nastartován porodem a pokračuje dle časového schématu od horizontální postury indiferentní k horizontální postuře orientované a přes horizontální lokomoci k vertikální lokomoci (bipedální chůze) (Véle, 1995). Tento vzor je geneticky fixován v paměti (Véle, 2009).

Vývojem motorických funkcí začíná ontogeneze motorického vývoje člověka. U novorozence jsou zakódovány posturální reakce globálního charakteru (např. Moroův reflex nebo při pomalém sledovacím pohybu). Naopak dospělý bude reagovat diferencovaněji (tzn. sekvencí pohybů očí, hlavy a páteře). Při náhlé změně polohy v prostoru vzniká vždy celková posturální reakce zakódována v systému. Podle vývoje funkční diferenciaci CNS při tvorbě posturálních programů se postupně mění celková posturální reakce. Dochází k diferenciaci prostorové a časové, kdy se synchronní aktivita přeměňuje na aktivitu sekvenční (Véle, 1995).

Ve čtyřech až šesti týdnech života dítěte uzrává schopnost optické fixace a dítě začíná používat hlavu k orientaci. Objevuje se automaticky vzorec motorického chování (držení těla), protože dítě potřebuje cílenou motoriku. Mění se tak celkové držení těla a objevuje se aktivní opěrná funkce. Prostřednictvím zrání programu se začíná uplatňovat synchronní aktivita mezi svaly s antagonistickou funkcí. Jedná se o svalovou kokontrakci nebo svalovou koaktivaci. V novorozeneckém věku, kdy tato úroveň řízení není ještě k dispozici (není koaktivační model), je možné vybavit reflexy, které jsou uspořádané na nižší úrovni. Všechny reflexy (chůzový automatismus, vzpěrné reakce končetin,

zkřížený extenční, atd.) jsou ve své provokované odpovědi vázány na reciproční vztah mezi antagonisty. Reflexní mechanismus je uložen v míše a je vyvolán pomocí proprioceptivní aference (Véle, 2009). Spinální úroveň je nejstarší část řízení motoriky, která je zapojena do funkce ihned po porodu a je analogická k chordě dorsalis například u červů (viz Řízení motoriky) (Rašev, 2008).

Zráním kortexu vzrůstá možnost potlačit reciproční inhibici a nahradit ji koaktivací, a s tím mizí i vybavitelnost těchto reflexů. Vývoj koaktivity není vázán pouze na oblast hlavy a krční páteř, ale i na změnu držení celého těla, do kterého se synchronně zapojuje celý komplex svalů. V této vývojové fázi se tedy aktivují hluboké flexory krku, dolní fixátory lopatek, zevní rotátory ramenních kloubů, extenzory hrudní páteře, supinátory předloktí, extenzory zápěstí, břišní svaly, svalstvo pánevního dna, zevní rotátory a abduktory kyčelních kloubů, pronátory a dorzální flexory nohy. Tyto svaly jsou začleněny do držení jako funkční jednotka. Naopak se uvolňují z převládajícího držení extenzory krku, horní fixátory lopatek, vnitřní rotátory a adduktory ramenních kloubů, pronátory předloktí, flexory prstů, adduktory palce ruky, flexory, adduktory a vnitřní rotátory kyčelních kloubů, flexory kolen a plantární flexory nohy. Vzniká tak rovnovážná koaktivace mezi dvěma funkčními jednotkami (mezi svaly aktivovanými a relaxovanými), které jsou vázány na globální vzor. Jedná se o vzájemnou komunikaci mezi systémem tonickým, který převládá v novorozeneckém věku, a systémem fázičným, který se do držení těla zapojuje ve čtyřech až v šesti týdnech života (v době uzrání optické orientace – viz výše) (Kolář, 1998).

Podle toho, jak dítě pohybuje končetinami a hlavou, mění se kontakt zad s podložkou. Jelikož se trup neuklání do stran, ale zůstává natažen, je kladen na páteř trvalý požadavek v jejím natažení a otáčení pro jemné a koordinované přizpůsobení. Tato funkce tvoří základ pro pozdější držení těla, když ve vyšších vzpřimovacích polohách není trup zahrnut do přímé opory na podložce, ale opora probíhá pouze pomocí končetin (Orth, 2009).

K dokončení vývoje koaktivace dochází na konci třetího měsíce života a je přesně definován model držení v tomto období: extenze osového orgánu, v oblasti periferních kloubů je nastavena rovnovážná aktivita umožňující symetrické osově zatížení kloubů. Jde o funkční postavení, které optimalizuje statické zatížení a tento genetický model je druhově specifický. Výše popsany model tříměsíčního kojence je obsahem celého dalšího posturálního vývoje (Kolář, 1998).

Při nedokončení vývoje koaktivity mezi oběma funkčními systémy (viz konec třetího měsíce) převažuje při vertikalizaci koaktivita tonického systému. Jedná se o globální svalovou nerovnováhu, která je vývojovým základem vadného držení těla (VDT). Uzrání rovnovážné koaktivity mezi svaly tonického a fázického systému je předpokladem správného držení těla (Kolář, 1998).

2.12 Posturální program

Centrální program má tyto znaky:

- 1) je nadřazen spinální a kmenové úrovni řízení
- 2) jed druhově specifický, nelze jej experimentálně sledovat na zvířatech
- 3) jeho realizace probíhá teprve v průběhu posturální ontogeneze (jako součást zrání CNS) a není výsledkem učení
- 4) jeho účelová podstata spočívá v automatickém ovládní polohy těla (Kolář, 1998)

Fyziolog Ivan Pavlov se domníval, že pohyb, který jsme se naučili je soubor podmíněných reflexů, ale dnes víme, že je to genetická vložka (Véle, 2009).

Je možné tento základní model držení (posturální program) vyvolat v rámci Vojtovy reflexní lokomoce. Tato reakce je závislá na výchozím postavení. Pokud jsou klouby v centrovaném postavení, tak se prostřednictvím reflexně vyvolané svalové aktivity dostávají do modelu držení, ve kterém je rovnováha mezi svaly s antagonistickou funkcí. Jestliže se při stejné stimulaci nastaví výchozí postavení, kdy je svalová nerovnováha, poté odpověď na stimulaci bude rozšířena v této nerovnováze do celého těla a vyvolá se tím svalová dysbalance nazývaná v procesu držení jako horní a dolní zkřížený syndrom (Kolář, 1998). Podle Lewita (2003) typické svalové dysbalance, které jsou konstantní a charakteristické, se dají považovat za syndromy, které mají i svůj klinický význam.

Posturální programy nastavují excitabilitu jednotlivých svalů tělesných segmentů na určitou úroveň (Rašev, 2010).

Podle Jandy (1982) se rozlišují tři typy svalových dysbalancí, a to horní a dolní zkřížený syndrom a vrstvý syndrom. Nejcitlivější strukturou jsou svaly,

které považujeme za křížovatku, kde se zrcadlí jak změny v periferních částech hybného systému tak v centrálním nervovém systému.

2.13 Fyziologie somatomotorického systému

Motorická aktivita kosterních svalů má dvojí původ:

- 1) Reflexní. Aktivita vzniká jako odpověď na podráždění receptoru.
- 2) Endogenní. Aktivita vzniká endogenní vzruchovou aktivitou neuronální sítě. Neuronální obvod funguje jako tzv. generátor vzorce pohybu a vzruchy které tento generátor produkuje se označují jako centrální motorický program.

(Kralíček, 2004)

2.13.1 Motoneurony a jejich řízení na segmentální úrovni míšni

Převod motorické informace z CNS do kosterních svalů zprostředkovávají somatické motoneurony předních rohů míšních, které představují konečnou společnou dráhu celého somatomotorického systému, a jader hlavových nervů.

Existují dva typy motoneuronů:

- a) Alfa motoneurony (jejich axony patří do skupiny A- α nervových vláken a inervují pracovní vlákna kosterního svalu – extrafuzální vlákna)
- b) Gama motoneurony (jejich axony patří do skupiny A- γ nervových vláken, inervují svalová vřeténka – intrafuzální)

(Kralíček, 2004)

2.13.2 Svalový tonus

I když jsou svaly v úplném klidu, nejsou nikdy úplně ochablé a jsou udržovány ve stavu mírné trvalé kontrakce. Příčinou svalového tonu je nízkofrekvenční, asynchronní vzruchová aktivita alfa motoneuronů. Řízení svalového tonu se uskutečňuje ze supraspinálních oblastí CNS, které působí na alfa motoneurony prostřednictvím sestupných drah. Svalový tonus se však

neustále odchyluje od požadované úrovně ze supraspinálních oblastí CNS. Příčinou jsou rušivé vlivy zevního i vnitřního prostředí (např. změna zevní síly nebo svalová únava). Na úrovni míšni a kmenové existují neuronální regulační obvody schopné zabránit těmto nežádoucím změnám. Jsou schopné trvale kontrolovat délku a mechanické napětí pracovních vláken svalu. Tyto obvody jsou součástí propioceptivních reflexů, mezi které patří myotatický (napínací) reflex a obrácený myotatický reflex. Jsou vyvolány stimulací svalových vřetének a Golgiho šlachových tělísek a jejich význam spočívá v regulaci svalového tonu.

Čidlem napínacího reflexu neboli myotatického je svalové vřeténko registrující změnu délky svalu. Intrafuzální vlákna svalového vřeténka, která jsou modifikací vláken kosterních svalů, jsou dvojího druhu. Koncové části intrafuzálních vláken, které mají zachovalou kontraktilitu, se mohou stahovat vlivem podnětů, které k nim přicházejí po axonech gama motoneuronů (patřící do skupiny A- γ) (viz níže - Gama systém). Kromě eferentních vláken jsou receptorové oblasti svalových vřetének opředeny terminály aferentních vláken senzoričkových neuronů, jejichž těla leží ve spinálních gangliích. Svalové vřeténko se podráždí prodloužením okolních extrafuzálních vláken. Dojde i k podráždění receptorové oblasti intrafuzálního vlákna, protože je s extrafuzálním paralelně spojeno, a tak k deformaci senzoričkových terminál. Jejich deformace vede ke vzniku generátorového potenciálu, který po dosažení prahové hodnoty odpálí salvu akčních potenciálů. Akční potenciály se dostanou až do míchy, kde aktivují alfa motoneurony, které aktivují kontrakci homonymního svalu a jeho synergistů. Zkrácení extrafuzálních vláken při jejich kontrakci vede k relaxaci receptorové oblasti intrafuzálních vláken a k opačnému efektu na sval.

Ochabnutí svalu, které je odpovědí na silné pasivní napnutí se nazývá obrácený napínací reflex. K ochabnutí dochází, když při pasivním protažení dosáhne mechanické napětí určité kritické velikosti, kontrakce myotatického reflexu ustane a sval naopak relaxuje. Receptorem obráceného napínacího reflexu jsou Golgiho šlachová tělíška, která jsou lokalizovaná ve šlaše a registrují svalové napětí. Aktivují se i při svalové kontrakci a kontrolují tak mechanické napětí svalu. Po vstupu do míchy vytváří přes inhibiční interneuron spoje na alfa motoneurony homonymního svalu a přes excitační interneuron spoje na alfa motoneurony příslušných antagonistických svalů. Uplatňuje se zde mechanismus reciproční inervace. Přes spoje s drahou zadních provazců míšních se signál šíří až

do somatosenzorického kortexu. Při pasivním natažení svalu nebo jeho aktivní kontrakci se kolagenních vláknů receptorů protáhnou a stisknou mezi sebou nervové terminály. Zmíněný mechanický podnět vede až k akčnímu potenciálu, který se pak šíří dál. Golgiho tělíska fungují jako senzor ve zpětnovazebném regulačním obvodu a pokud při aktivitě svalu vzroste jeho mechanická tenze nad mez, dojde k útlumu aktivity alfa motoneuronů daného svalu, a tím k poklesu svalového napětí. Dříve se myslelo, že fungují jako ochranný mechanismus a zabraňují ruptuře svalu.

(Králíček, 2004)

2.13.3 Reciproční inhibice

Při pohybu části těla se akční svaly aktivují a zároveň může docházet k inhibici antagonisty. Tento jev se nazývá reciproční inhibice a neuronální mechanismus, který jej způsobuje, jako reciproční inervace. U napínacího reflexu reciproční inhibicí probíhá tak, že aferentní vlákno po vstupu do míchy vyše excitací kolaterály k inhibičním interneuronům, které tlumí alfa motoneurony antagonistických svalů (Králíček, 2004).

Jenomže tahle inhibice antagonisty nesmí být přílišná, aby nedošlo k přestřelení pohybu, a proto se na konci pohybu aktivuje stále více antagonisty, až jeho aktivita může převládnout (Rašev, 2010).

Agonista s antagonistou tvoří partnerskou dvojici, kde existuje vztah reciproční inhibice, kdy agonista inhibuje antagonistu. Platí to ale s omezením pro fázi pohybu. Při vyšší aktivitě agonisty (nad 3. stupeň dle svalového testu) je v antagonistovi vždy určité napětí. Současná aktivita obou partnerů se nazývá kokontrakce neboli kokaktivace. Podle charakteru pohybu dochází buď k inhibici nebo koaktivaci antagonisty. Při pomalých pohybech je koaktivace vždy přítomna (převládá zde držení), například ve stoje je gluteus medius aktivován synergicky s adduktory, kteří jsou svaly antagonistickými. Naopak při rychlých pohybech převládá aktivace agonisty a inhibice antagonisty a ke koaktivaci obou dochází ke konci pohybu z důvodu zabránění poškození kloubu. Ve skupině svalstva předloktí pro stabilizaci zápěstí je koaktivace stabilní součástí funkce. V takových případech se označují antagonistické svaly jako stabilizátory (Véle, 2006).

Z vývojové hlediska se ještě rozeznává systém flexorový a extenzorový. Flexorový systém je vývojově starší, naopak extenzorový je mladší. Vzájemný vztah se projeví inhibicí flexorů extenzory (Véle, 2006).

2.13.4 Gama systém

Centrální část svalových vřetének se může natáhnout nejen prostřednictvím svalu, ale i kontrakcí intrafuzálních vláken svalových vřetének inervovaných systémem gama vláken. Řízení intrafuzálních vláken se tedy může realizovat vlákny A- γ z tzv. gama motoneuronů předních rohů míšních. Základní centra gama systému jsou v míše. Tato regulace je závislá na stupni natažení svalu a má charakter autoregulačního zpětnovazebného systému, který řídí dráždivost receptoru v závislosti na intenzitě a kvalitě podnětu (Trojan, 1996).

Mechanické předpětí receptorové oblasti způsobuje, že na stejně velké následující protažení svalu senzorické terminály zareagují výrazně vyšší vzruchovou aktivitou. Gama inervace tedy řídí citlivost svalových vřetének. Signál přenášený k alfa motoneuronům je současně převeden i na homonymní gama motoneurony. Tento jev se nazývá koaktivace alfa – gama motoneuronů a způsobuje, že extra- i intrafuzální vlákna se kontrahují současně a stejnou měrou a zachovávají tak dráždivost svalových vřetének i při nové výchozí délce svalu (Králíček, 2004).

Gama systém řídí především retikulární formace transformující i regulační vlivy z mozečku, bazálních ganglií a mozkové kůry. Asi 30% motorických vláken ve svalu je typu A- γ (Varsik a Černáček, 2004).

2.13.5 Sval jako součást hybného systému

Sval reprezentuje složitý motorický systém. Sval nemusí vždy pracovat jako jeden celek, ale jeho části mohou pracovat samostatně. Je možné dokonce i tréninkem dosáhnout samostatné řízené činnosti jednotlivých motorických jednotek. Vzájemné vazby mezi jednotlivými okolními a vzdálenými svaly vytváří proprioceptivní systém. Aktivita je závislá na stavu interneuronové sítě, která může být buď excitována nebo inhibována. U svalů končetinových a velkých svalů pletencových jsou dobře rozeznatelná bříška, úpony a fasciální obaly. U krátkých svalů v hlubokých vrstvách zádových nemají svaly výrazná bříška a

jednotlivé snopce jsou tak součástí ligamentózních struktur a jsou uloženy tak, že probíhají paralelně s ligamenty. Funkce je odlišná od svalů s typickými bříšky a začíná se blížit spíše vlastnostem ligament, také se někdy označují jako dynamická ligamenta. Činnost těchto svalových snopců předchází vlastní pohyb, má svoji autonomní organizaci a tyto svaly se aktivují při pouhé představě pohybu a jsou tak využity k přednastavení očekávané změny polohy (feed-forward). Naopak svaly břiškové jsou spojeny fasciálními snopci, vytvářejí dlouhé funkční řetězce nebo smyčky a propojují vzdálenější oblasti, ale přesto umožňují diferencovanou aktivitu lokální.

2.13.6 Typy svalových vláken

Na základě rozdílných vlastností morfologických, funkčních a biochemických se rozlišují tři typy svalových vláken (Semiginovský, Vránová, 1994).

Červená vlákna (oxidativní, pomalá, SO = „slow oxidative“, tonická) obsahují více myoglobinu, jsou odolná vůči únavě. Obsahují více menších nervosvalových plotének, bohaté prokrvení, velký počet mitochondrií, více lipidů, vlákna mají malý průřez a vysokou aktivitu oxidativních enzymů. Funkčně zabezpečují pomalejší činnosti vytrvalostního charakteru.

Bílá vlákna (glykolytická, rychlá, FG = „fast glycolytic“, fázická) obsahují malé množství myoglobinu, jsou více unavitelná, mají velký průřez vláken, velkou nervosvalovou ploténku a vysokou kapacitu pro anaerobní metabolismus. Zabezpečují intenzivní rychlé krátkodobé činnosti.

Smíšená vlákna (přechodná, FOG = „fast oxidative glycolytic“) jsou méně odolná únavě oproti červeným vláknům, ale kontrahují se rychleji. (Semiginovský, Vránová, 1994; Rokyta, 2000)

Podle Vacka (2007) se bílá vlákna dále ještě dělí na vlákna:

1. IIa (přechodný typ) = FR
2. IIb (typické fázické vlákno) = FF
3. IIc (typické pro fetální období 10-15%, do jednoho roku klesá na 2%)

Odlišné vlastnosti jednotlivých typů vláken je předurčují pro různou pohybovou činnost. U člověka jsou v těle zastoupeny všechny typy, ale procentuální zastoupení uvedených typů svalových vláken kosterního svalu je určeno geneticky. Také vlivem tréninku se vlákna spíše zpomalují, pomalá vlákna začínají převažovat i s procesem stárnutí (Dovalil, 2002).

2.13.7 Svalová kontrakce

Jeli vlákno stimulováno dříve, než dojde k jeho relaxaci, další kontrakce začíná z vyšší úrovně výchozího napětí a dosáhne tak vyššího maxima. Nově vzniklý stah má dva vrcholy (tzv. superpozice). Druhý záskub nasedá na první, když je ještě přítomno určité napětí nekontraktilních částí. Vápníkové ionty mezi aktinem a myozinem nejsou ještě zcela resorbovány a nový impuls zvyšuje dále jejich koncentraci. Zvýšená frekvence stimulace zvyšuje sílu kontrakce. Přijatelná frekvence je do 30Hz (normální naše aktivity se odehrávají do 20Hz), frekvence vyšší než 50Hz způsobuje až tetanický stah (Vacek, 2007).

Fyziologická kontrakce je asynchronní, kdy při 5Hz asynchronní stimulaci napětí kolísá pouze v cca 5% a síla se tak zvýší o 50%. Část vláken je tedy vždy v napětí a nově aktivovaná vlákna neztrácí svou energii napínáním šlach. Naopak při synchronní stimulaci při 5Hz dochází k neplynulé kontrakci a napětí mezi dvěma stimuly kolísá až o 50%. Tento stav platí pro nízké frekvence, např. při tetanickém stahu při synchronní stimulaci rozdíl vymizí (Vacek, 2007).

Jednotlivé motorické jednotky (MJ) mají vlastní rytmus výbojů, a proto je jejich činnost asynchronní. Zvyšování úsilí probíhá „prostorovou sumací“ aktivních neuronů (tzn. zvýšením počtu neuronů v prostoru svalu). Tímto způsobem ale nejde dosáhnout maximálního možného momentu síly, ale asynchronní aktivita umožňuje plynulou gradaci vyvíjené síly. Pokud je potřeba dosáhnout nadměrného úsilí v mezních situacích použije se „časová sumace“ (tzn. MJ vybíjejí vyšší frekvenci) a využije se pouze na přechodně, krátkodobě za cenu zvýšené únavy. Za normálních situací se synchronizace objeví na konci maximálního úsilí a krátkodobě (Véle, 1997).

Nejfyziologičtější činností svalu je krátkodobá rytmická aktivace střídaná s relaxací. Izometrická aktivace svalu po delší dobu se projeví nepříznivě v cirkulační funkci. Relaxační pauzy při svalové kontrakci jsou nutné pro udržení

výkonu svalu. Dlouhodobá relaxace je ale rovněž škodlivá. Podle Christensena, který popsal práci a relaxaci svalu, lze největší práci vyvinout při 30 sekundách plné aktivity a 30 sekundách relaxační pauzy. Je nutné také počítat se stupněm hospodárnosti svalové kontrakce. Svalstvo musí být aktivováno dokonale, koordinovaně a hospodárně, aby nedocházelo k plýtvání energie (Véle, 1997).

Ve velikosti frekvence se autoři rozcházejí. Podle Vacka (2007) a Véleho (2006) asynchronní stimulace dovoluje motorické jednotce pracovat do frekvence 10Hz a pauza 100ms dovoluje plnou restituci buňky. Při vyšší frekvenci stimulace dochází k rychlejšímu vyčerpání a nástupu únavy. Pro provedení plynulé, hladké a přesně odměřené kontrakce odpovídající silou je asynchronní stimulace nezbytná.

Rašev (2008) nastavuje frekvenci oscilačních pohybů Propriomedu maximálně kolem 6 Hz, protože refrakterní fáze (dočasné vymizení nebo snížení vnímavosti a reaktivity na podněty) trvá asi 120ms, a tím je MJ schopna pracovat do frekvence 8Hz.

2.13.8 Nábor motorických jednotek

Tonické MJ jsou inervovány malými alfa motoneurony (MN), které mají nižší práh dráždivosti a začínají pracovat dříve, naopak fázické MJ jsou inervovány velkými alfa motoneurony a nábor začíná později. Důvodem rozdílného náboru je jiný práh dráždivosti, rozdílná hustota synapsí, délka dendritů a nehomogenní rozvrstvení MJ ve svalu.

Nábor motorických jednotek probíhá v tomto pořadí: SO → FR (IIa – přechodné vlákno) → FF (IIb - fázické), inhibice probíhá v opačném pořadí. Při klidném stoji převažuje aktivita IIa (přechodný typ vláken), naopak při výbušné reakci (např. při sprintu) dochází k aktivaci nejprve velkých alfa motoneuronů a jako první se aktivují fázická vlákna (FF).

Čím rychlejší rychlost kontrakce, tím dříve se MJ aktivují v normálním pořadí. Při velmi rychlé kontrakci se projeví rozdílná rychlost vedení axonů a velké motoneurony jsou aktivovány dříve (viz výše). Velmi rychlá změna síly z jedné do druhé úrovně – rychlé, krátké zvýšení aktivity MN, která je nutná k zajištění vysoké rychlosti kontrakce. Frekvence všech MJ vzroste s mohutnou

aktivitou velkých MJ. Po dosažení nové úrovně síly klesá aktivita všech MJ a velké MJ jsou zcela vypnuty.

Ovlivnění náboru MJ závisí na druhu aferentních podnětů a na směru pohybu. Aferentní vstupy z kožních receptorů výrazněji stimuluje velké a inhibuje malé MJ.

Rozsah frekvence MJ je v rozmezí od 6-8 Hz do 20-35 Hz, výjimkou je potřeba prudkého zvýšení síly při začínající kontrakci při 150Hz. Jakmile je při náboru vyčerpán všechny možný počet MJ, dochází teprve poté ke zvýšení frekvence. Člověk je během běžných činností schopen používat 2/3 motorických jednotek, zbylá třetina je aktivována při vysoce emočních situacích.

(Vacek, 2007)

2.13.9 Svalová únava

Svalová únava je bezpečnostní mechanismus, modulovaný vstupy z CNS a periferie, který má za úkol zabránit energetické krizi a poškození svalového vlákna a dochází ke snížení odpovědi při konstantním podnětu. Při setrvalé zátěži frekvence klesá v tzv. bifázickém vzorci. Při svalové únavě dochází k hromadění tekutiny ve tkáních jak po izometrické, tak i dynamické zátěži a tvarově se mění intersticiální prostor a zvyšuje se vzdálenost pro difúzi mezi kapilárními a svalovými vlákny, hromadí se laktát. Tyto všechny popsane příčiny vedou ke snížení rychlosti vedení vzruchů membránou svalového vlákna (Vacek, 2007).

2.13.10 Svalová koordinace

Slovo koordinace pochází z latinského „cum“ a „ordo“ a znamená dle určitého uspořádání, řádu. Tím se myslí, že je řízena jak sekvence (pořadí), tak i intenzita pohybu. Řazení pohybů není statické, ale mění se stále podle právě probíhajících řídicích a regulačních mechanismů. V neurofyzologii jsou tyto mechanismy známé a pocházejí z kybernetiky, vědy o řídicích a regulačních mechanismech. Mnoho terapeutů si pod pojmem koordinace představí správné držení těla nebo harmonický pohyb. Je ale nezbytné pochopit hlavní funkce motoriky (viz níže).

Funkce slouží v živém organismu k zajištění životně důležitých úkolů, pohybová funkce zajišťuje motoriku. Každá motorická funkce sestává z:

1) řídicích programů CNS, které rozhodují o sekvenci a intenzitě zapojení jednotlivých svalů do pohybových řetězců a jsou závislé na aferentních informacích (input), na aktuálním stavu přenosu a zpracování dat (informaci, vzruchy) v neuronální síti, (bez aferentních informací není cílená motorika možná),

2) řízených struktur (svalů, měkkých částí a kloubů),

3) struktur nervového systému, ve kterém jsou obsaženy řídicí programy, regulační mechanismy a také jsou zde přenášeny a zpracovávány informace,

4) logistických struktur (dodání energie, která je nezbytné pro pohyb a odplavení odpadních produktů po svalové práci).

(Rašev, 1999)

Žádné svalové vlákno není schopno vyvinout konstantní sílu. Motorické jednotky pracují podle zákona „vše nebo nic“. Nejmenší funkční jednotka motoriky se proto projevuje mechanicky pomocí záškubů. Podle souhry motorických jednotek dochází ve svalu buď k hladké nebo trhané kontrakci. Pokud se jedná o všeobecné koordinaci, je míněna většinou koordinace pohybových sektorů (funkčně spojených skupin tělesných segmentů) při fázických pohybech např. při sportu (Rašev, 1999).

Koordinaci svalovou posuzujeme podle toho, zda pohyb probíhá podle určitého pravidelného pořádku a hodnotí se dodržování rytmu. Přetížení se začíná projevovat zhoršováním pohybové koordinace před zhoršením síly. Zvýšením zátěže se koordinace zhoršuje a signalizuje přetížení pohybového aparátu. Pohybová koordinace umožňuje plynulé vyrovnání rychlejších změn napětí tak, aby pohyb probíhal bez náhlých prudkých změn, které by mohly ohrozit šlachové úpony. Plynulý a hladce probíhající pohyb je provázen jistotou spojenou s příjemným prožitkem pohybu. Nedostatek dynamické stability pohybu i polohy provází pocit nejistoty (Véle, 2006).

2.14 Propriomed

Synergická svalová aktivace je klíčovým předpokladem pro zajištění stabilního držení těla a cíleného pohybu. Cvičení s Propriomedem podporuje toto synergické působení hlubokých intersegmentálních svalů. Cvičení s Propriomedem je možné využít ke stabilizaci držení těla, k aktivaci svalů dolních končetin, pletenců pánevních a ramenních, paží, břicha, trupu a zádových svalů.

Tato neuroortopedická pomůcka pomáhá odstranit funkčně způsobené posturální poruchy a nedostatky, stejně jako všechny funkční segmentové nestability po zranění či operaci ramen nebo páteře způsobující bolestivost. Bolest ovlivňuje pohybový aparát a ve většině případů je primárně zakořeněná ve funkčních poruchách nervosvalového systému a méně častěji je výsledkem strukturální poruchy způsobené patologickými změnami. S nastavitelnými regulátory frekvence a tlumícími prvky umístěnými na tyči je možné provádět cvičení formou dobře dávkované a přizpůsobené stimulace vhodné pro jednotlivce s různou úrovní výkonnosti a umožňuje tak postupné a progresivní cvičení.

2.14.1 Koncepce a technické provedení

Netradiční tréninková a terapeutická pomůcka Propriomed je tyč vyrobená ze speciálně testovaných kvalitních materiálů se zcela novými a přesně definovanými tlumícími elementy a regulátory frekvence (Obr.č.1).

Jeho vývoj trval několik let, na kterém spolupracovali Haider Bioswing, výrobce pomůcky, a MUDr. Eugen Rašev, profesor pro rehabilitační a fyzikální lékařství na Karlově Univerzitě v Praze, který je také spoluzakladatelem posturální terapie.

Cvičení s Propriomedem má za cíl především stabilizovat vzpřímené držení těla. Zvolením konkrétní pozice rukou na tyči, úchop jednou rukou nebo obouřuč, a změnou pozice těla, předem definovaným způsobem, je možné stimulovat rozdílné oblasti na těle. Tlumící prvky použité pro výrobu Propriomedu snižují zátěž na klouby. Prostřednictvím pečlivě dávkovaných a přesně definovaných impulsů tento vynález stimuluje antagonistické svaly daných kloubů současně. Synergická svalové aktivace má zásadní význam pro ekonomické

segmentální nastavení proti gravitaci a tvoří základ stabilního držení těla a pohybu ve vertikálním směru.

Činnost Propriomedu spočívá v tom, že pohyby vykonávané osobou a zvláštní oscilační vlastnosti tyče vytváří cyklicky spouštěné oscilace s definovanými frekvencemi, které jsou pečlivě tlumeny. Neurofyziologický účinek se objeví, když eferentní impulsy, s přesně dávkovanými stimuly, jsou zaměřené na svaly, které postupně vedou k synergické svalové aktivaci (koaktivaci). Tento efekt je rozhodující s ohledem na nároky stability pohybového aparátu při nutnosti vyrovnávání vzpřímeného držení těla proti gravitaci.

Tlumící a individuálně nastavitelné regulátory frekvence Propriomedu, stejně jako amplituda, jsou možné nastavit samostatně tak, že obě úrovně citlivosti a řízení výkonnosti pohybového aparátu může být optimalizováno cíleným způsobem.



Obrázek č. 1: Propriomed (Haider Bioswing)

2.14.2 Vibrační vlastnosti Propriomedu

Efekt Propriomedu může být ovlivněn manuálně na základě dvou fyzikálních vlastností:

- 1) Změnou ve svém přirozeném kmitočtu (ručním nastavením regulátorů frekvence).
- 2) Změnou amplitudy (pomocí měnicích se stupňů přenosu energie).

1) Frekvence

Vlastní frekvence, kterou Propriomedu může být stimulován k vibrování, lze měnit pomocí manuálně nastavitelných regulátorů v rozmezí 2,5 a 7,5 Hz, v závislosti na typu přístroje (Obr. č. 3). Je možné přirozené frekvence Propriomedu

měnit ve vztahu k délce zařízení (Obr. č. 4). To umožňuje individuálně dávkovat a upravovat terapii.

Tyto možnosti úprav poskytují následující výhody v preventivním cvičení a terapii:

- Globální a regionální aktivace nervosvalového systému: jednotlivé oblasti jsou zvláště stimulované, pokud je celé tělo ve stabilní pozici.
- Individuální nastavení v souladu s výkonnostní úrovní i tréninkovými a terapeutickými plány.
- Asymetrické nastavení frekvence regulátoru.

Při výběru vhodného typu Propriomedu je nutné si uvědomit, že čím kratší délka tyče, tím obtížnější cvičení. Číslo označení přístroje odpovídá délce zařízení v centimetrech (Obr. č. 2.).



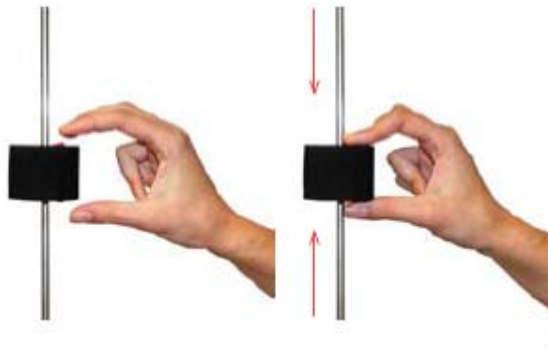
obtížné

Obrázek č. 2: Druhy Propriomedů (Haider Bioswing)

Legenda:

lehké cvičení (nízká frekvenční stimulace)

obtížné cvičení (vyšší frekvenční stimulace)



Obrázek č. 3: Manuální nastavení regulátorů frekvence (Haider Bioswing)

Výjimkou z této zásady je Propriomed 100. Speciální terapeutické požadavky přispěly k vývoji této lehké pomůcky. Propriomed 100 je ideální díky své nízké hmotnosti a frekvenčnímu pásmu. Je vhodný zejména pro terapii pacientů ihned po chirurgické operaci ramene (většinou po rekonstrukci vazů v ramenním kloubu a akromioklavikulárním kloubu) a také pro děti a adolescenty právě vzhledem k jeho nízké hmotnosti.








Obrázek č. 4: Soubor Propriomedů s různými stupni obtížnosti (Haider Bioswing)

2) Amplituda

Amplituda vibrace, která je průběžně nastavitelná, umožňuje multivariabilní použití v preventivním tréninku a terapii. Maximální oscilační amplituda závislá na daném zařízení by neměla být překročena (Obr. č. 5 a 6). Jakékoli zvýšení intenzity by mělo být prováděno upravením regulátorů frekvence nebo výměnou za menší přístroj. Pro udržení životnosti pomůcky výrobci nedoporučují překračovat požadovanou amplitudu.



Obrázek č.5: Optimální amplituda cvičení (Haider Bioswing)

	Délka v cm	Hmotnost v g	Optimální amplituda	Maximální amplituda
	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

Obrázek č. 6: Doporučené amplitudy (Haider Bioswing)

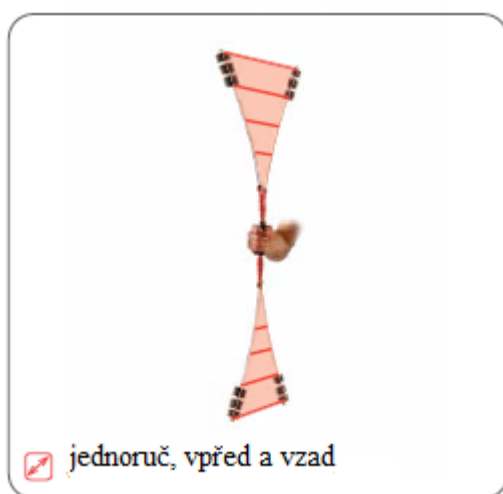
2.14.3 Oscilační roviny

Propriomed lze použít ve dvou různých oscilačních rovinách - v oscilační rovině 1 a oscilační rovině 2.

Oscilační rovina 1

S ohledem na tuto rovinu je Propriomed stimulován tak, aby osciloval v prodloužení předloktí (tj. ve směru osy předloktí). Pohyb je „dopředu a zpět“.



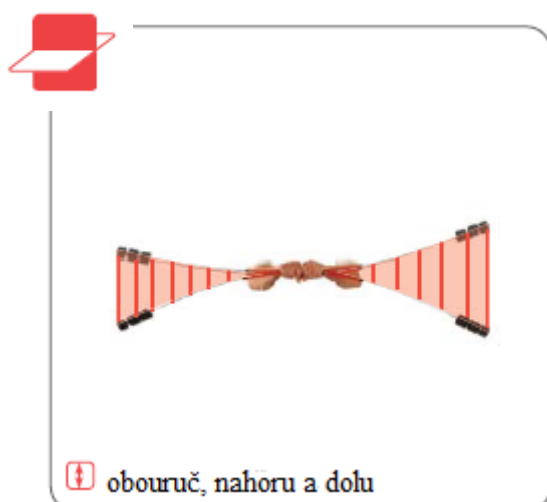


Obrázek č. 7: Cvičení v oscilační rovině 1 (Haider Bioswing)

Oscilační rovina 2

V této rovině je Propriomed přesunut přímo proti prodloužení předloktí (to odpovídá změně z oscilační roviny 1 do 90°).

Podle úchopu přístroje, pohyb je „doleva a doprava“ nebo „nahoru a dolů“.



Obrázek č. 8: Cvičení v oscilační rovině 2 (Haider Bioswing)

2.14.5 Základní struktura cvičební jednotky

Cvičební lekce by měla být strukturována podle zásady ilustrované na obrázku (Tab. č. 3 a 4, Obr. č. 9). V ideálním případě by mělo být provedeno celkové a poté specifické cvičení pro zahřátí těla před cvičením s Propriomedem. To by mělo trvat 5 až 10 minut. Celkové zahřátí se skládá ze specifických cvičení, které se týkají celého těla. Mezi ně patří například jízda na kole, skákání přes švihadlo, chůze nebo jiná tělesná cvičení. Specifické zahřátí zahrnuje uvolňující a mobilizační cviky celé páteře, hlavních kloubů končetin, cíleně se zaměřuje na cvičení pro různé partie těla jako je předklon trupu, krouživé pohyby paží, dolních končetin, nohou (nejlépe do vnější rotace), stejně jako kyvadlové pohyby.

Kritéria pro zastavení výkonu a náznaky nadměrného namáhání:

- Bolest
- Synkinéza (mimovolní pohyby) rukou, pletenců ramenních nebo pánevních
- Neudržení dostatečné oscilace Propriomedu
- Křeče svalů
- Pokud již bylo dosaženo maximální doby cvičení (15 s)

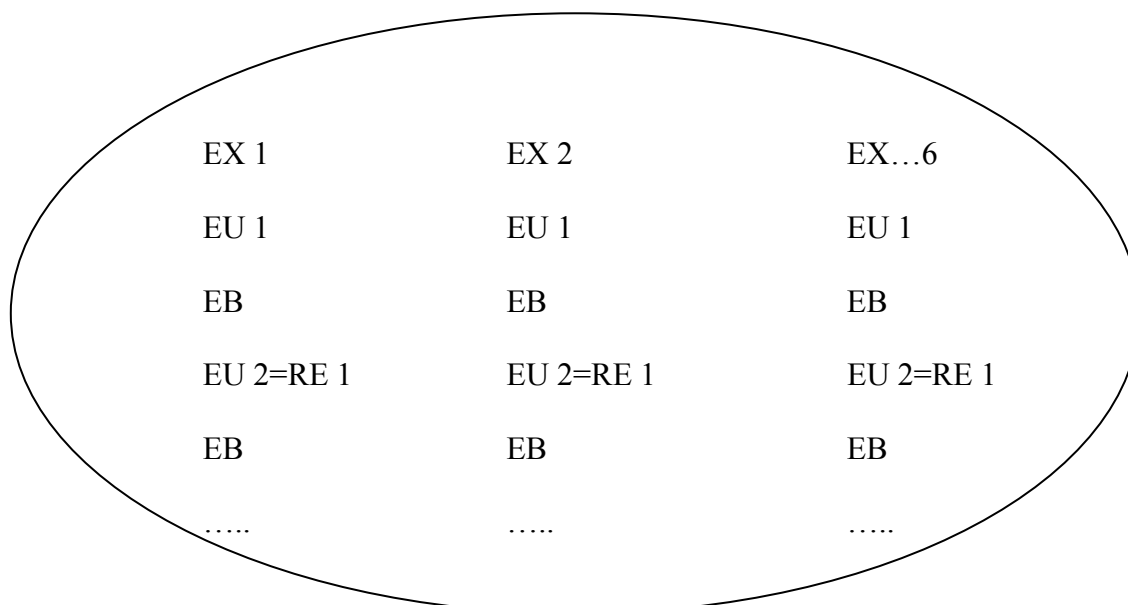
Tabulka č.3: Informační tabulka o cvičení

Termín	Vysvětlení
--------	------------

Cvičební jednotka (EU=exercise unit) EU 1 (5 – 15 s)	Cvičební jednotka představuje nepřetržitou dobu cvičení. To by mělo být mezi 5 až 15 sekundami. Dobrym měřítkem je počítání "ve vaší myslí" do 10ti.
Opakované cvičení (RE=repeated exercise) EU 1 EU 2 EU 10	Opakované cvičení je rovnocenné s dobou EU. Maximální počet opakování by neměl přesáhnout 5 až 10.
Cvičební cyklus (EC=exercise cycle) EC 1 (20 - 30 min)	Cvičební cyklus odpovídá jednorázovému dokončení cvičení zahrnující 5 – 10 opakování každého cviku. Maximální počet cyklů cvičení by neměla přesáhnout 2. Cvičební cyklus odpovídá celkové době cca 20 až 30 minut.
Cvičební pauza (EB=exercise break) EB (5 – 10 s)	Po každá cvičební jednotce by měla následovat aktivní pauza: 5 až 10 sekund třepání („vyklepání“) a uvolnění paží a rukou.

Tabulka č. 4: Průběh cvičení

celkové zahřátí uvolnění	⇒	specifické zahřátí	⇒	cvičební cyklus	⇒
- jízda na kole		- předklon trupu			
- skákání přes švihadlo		- krouživé pohyby			
- tělesná cvičení		(pažemi, dolními končetinami,			
- chůze		nohami)			



Obrázek č. 9: Cvičební cyklus

Legenda:

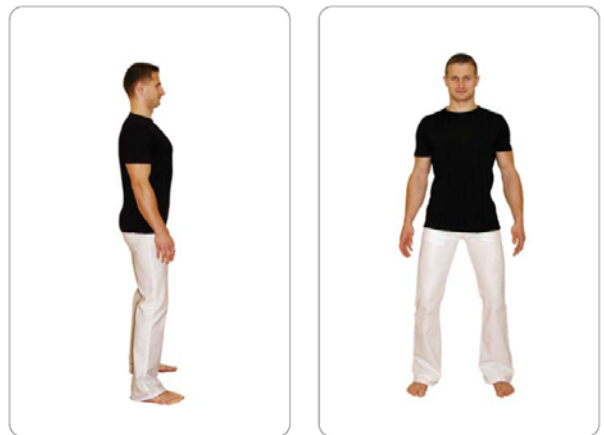
- EX = exercise (cvičení)
- EU = exercise unit (cvičební jednotka)
- EB = exercise break (pauza)
- RE = repeated exercise (opakované cvičení)

2.14.6 Držení těla při cvičení

Aby se zajistila účinnost a specifčnost každého cvičení, je zvláště důležité sledovat a zaujmout, co nejlepší pozici. Na jedné straně to napomáhá k odlehčení pasivních struktur, zatímco na druhé straně to optimalizuje cíleně svalové napětí během cvičení. Ideální postoj je charakterizován úmyslným segmentovým zarovnáním hlavy, pletence ramenního, páteře, pánve a nohou (Obr. č. 10).

Stoj

- stoj na šíři ramen (váha rozložena rovnoměrně na obou nohách)
- kyčelní a kolenní kloub mírně ohnuté (cca 10 °)
- dolní končetiny vytočeny do zevní rotace (cca 10-15°)
- hlava (occiput), pletenec ramenní, hýždě tvoří přímku



Obrázek č. 10: Ideální stoj při cvičení (Haider Bioswing)

Segmentové zarovnání

Postavení

- dívat se vpřed a mírně dolů
- vzpřímené držení hlavy s bradou vzad

Horní část těla

- zvednout hrudník (zvýšit hrudní kost mírně dopředu a nahoru ("chlubit se medailí")).
- nechat lopatky spustit dozadu (stejně jako se dávají ruce do kapes)
- relaxovat břišní stěnu (především břišní dýchání)

Osa dolních končetin

- lehká flexe kyčelních a kolenních kloubů (mírně naklonit vzpřímený trup vpřed)
- dolní končetiny v mírné zevní rotaci

Poznámka: stehna, lýtka a nohy tvoří jednu rovinu (bez pozice nohou do „O nebo X“)

Nohy

- vyvážené zatížení (rozložení zátěže mezi přední a zadní částí chodidla = 1 / 2 : 1 / 2)
- pokud to jde, tak provádět cvičení naboso
- "malá noha" dle Jandy: natáhnout prsty, pak je rozevřít a zatlačit do podlahy tak, že krátké svaly podél vnitřní klenby nohy se uvolní

2.14.7 Použití Propriomedu

V závislosti na stylu cvičení, způsobu držení přístroje a pozici Propriomedu je nejdůležitější, aby skupina svalů trénovala a cvičila prostřednictvím vzájemného koordinačního působení. Bolest ovlivňující pohybové ústrojí je často založena na funkčních poruchách nervosvalového systému a je méně často důsledkem strukturálních selhání.

Základní informace o použití:

- Impuls se převádí z těla do Propriomedu, který se spouští pohybem ruky rytmicky dopředu a dozadu nebo nahoru a dolů.
- Je nutné udržet Propriomed stále kmitající pomocí opakujících se krátkých impulsů.
- Oscilační střídání amplitudy (kmitání Propriomedu) závisí na dostupných silových potenciálech a na typu cvičení.
- Za žádných okolností by neměla být překračována doporučená maximální amplituda.
- Pohybové amplitudy by měly být omezeny na minimum v oblasti pletence ramenního a pánevního.
- Po každém cvičení je nutné uvolnit a protřepat ruce a paže (uvolnit flexory prstů).
- Doporučené počty opakování cvičení a přestávky mezi cvičeními by měly být dodrženy.

· Schopnost kmitat a udržet Propriomed oscilovat je prvním a zpočátku nejdůležitějším úkolem a zároveň pohyb ruky by měl být minimální, jedině tak lze maximalizovat sílu a energii k dosažení požadovaného svalového účinku.

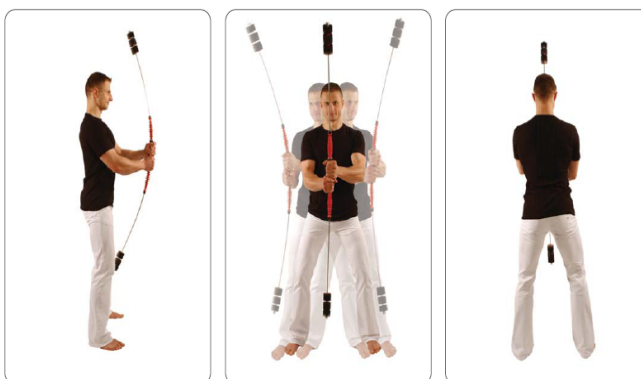
2.14.8 Jednotlivá cvičení

Cvičení 1

Rovina 1

Počet jednotek: 5-10

Pauza: 5-10 s



Obrázek č. 11: Cvičení 1 (Haider Bioswing)

Způsob držení a poloha Propriomedu: obouruč, ruce zkřížené, Propriomed je držěn ve svislé poloze ve středu v přední části těla;

Provedení: pomocí pohybu ruky vpřed a vzad provedeme impuls, zatímco je zachována oscilace, otočíme horní částí těla vlevo o 5-10 ° a zpět na střed a pak vpravo, během cvičení je nutné držet pánev stabilní, nechat hlavu sledovat rotaci horní části těla;

Zvláštní poznámky: amplituda kmitání pouze 20 až 30 cm, změna polohy rukou po každé cvičební jednotce (horní ruka dolů, spodní ruka nahoru).

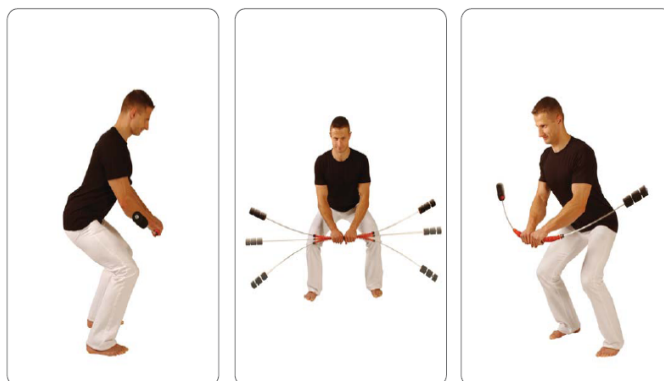
Cvičení 2

Rovina 1

Počet jednotek: 5-10

Pauza: 5-10 s

Držení těla: flexe kolenních kloubu: ohnuté cca 110°, předklon trupu cca 30°

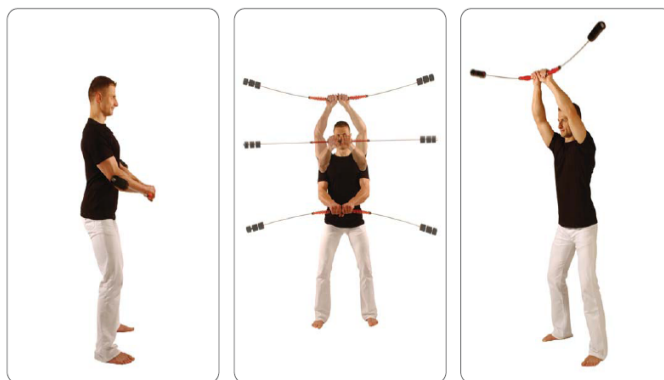


Obrázek č. 12: Cvičení 2 (Haider Bioswing)

Způsob držení a poloha Propriomedu: obouřuč, ruce vedle sebe (palce jsou položeny na sebe), Propriomed je držen před tělem a souběžně se středem těla, mírně nad koleny;

Provedení: pomocí pohybu ruky vpřed a vzad provedeme impuls, během cvičební jednotky se výchozí pozice nemění, během cvičení je nutné držet pánev stabilní;

Zvláštní poznámky: patella nesmí přesahovat špičku nohy, pozice kolen: vizuálně, natažení druhého prstu, rozložení zátěže nohy (mezi přední a zadní částí chodidla = 2 / 3: 1 / 3).



Obrázek č. 13: Cvičení 3 (Haider Bioswing)

Cvičení 3

Rovina 1

Počet jednotek: 5-10

Pauza: 5-10 s

Držení těla: viz cvičení číslo 1

Způsob držení a poloha Propriomedu: obouřuč, ruce vedle sebe (palce jsou položeny na sebe), Propriomed je držen před tělem v úrovni pupku, obě paže jsou flektované v loktech (cca 20-30 °);

Provedení: pomocí pohybu ruky vpřed a vzad provedeme impuls, zatímco je zachována oscilace, je potřebné zvedat Propriomed nad hlavu půlkruhovým pohybem (lokty by měly přibližně dosahovat až k uším), poté snižovat do úrovně pupku, toto pořadí odpovídá jedné cvičební jednotce;

Zvláštní poznámky: udržet flektované horní končetiny po celou dobu cvičení.

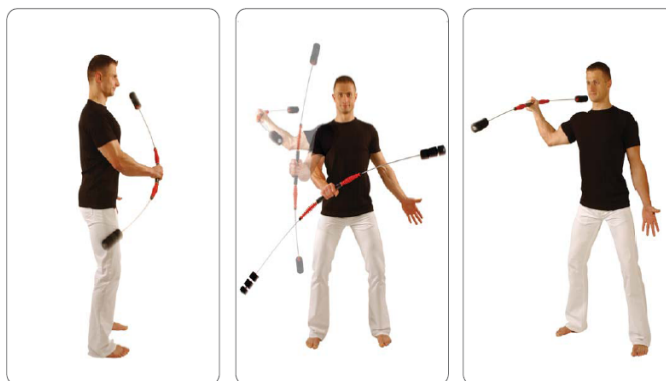
Cvičení 4

Rovina 1

Počet jednotek: 5- (10)

Pauza: 10 s

Držení těla: viz cvičení číslo 1



Obrázek č. 14: Cvičení 4 (Haider Bioswing)

Způsob držení a poloha Propriomedu: držení jednoruč, na cvičící straně je Propriomed držen v úrovni pupku, pohyb ruky nahoru a zevně, loket je mírně ohnutý, volná dlaň je nasměrována dopředu s nataženými a roztaženými prsty;

Provedení: pomocí pohybu ruky vpřed a vzad provedeme impuls, zatímco je zachována oscilace, je potřebné zvedat Propriomed nahoru a dozadu půlkruhovým pohybem (lokty by měly přibližně dosahovat až k uším), poté snižovat do úrovně pupku, v koncové poloze, hřbet ruky směřuje dolů, ruka a rameno tvoří jednu linii, vždy držet loket nad pomyslnou linií;

Zvláštní poznámky: po každé cvičební jednotce výměna cvičící ruky.

Cvičení 5

Rovina 1

Počet jednotek: 5- (10)

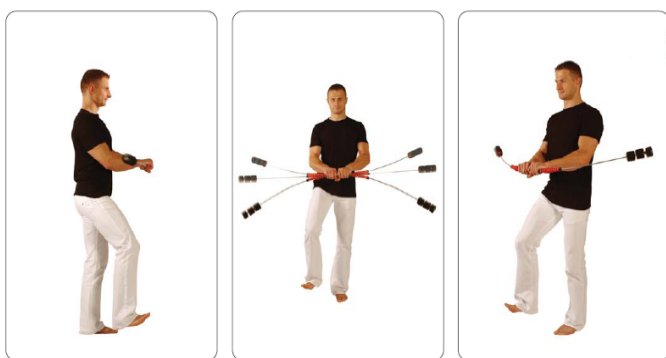
Pauza: 10 s

Držení těla: volná dolní končetina: kyčelní kloub

flektovaný cca 30°,

mírná zevní rotace,

lýtko svisle dolů (rovnoběžně s podporou nohy), zvednout prsty a přední část chodidla; představit si chůzi do schodů;



Obrázek č. 15: Cvičení 5 (Haider Bioswing)

Způsob držení a poloha Propriomedu: obouruč, ruce vedle sebe (palce jsou položeny na sebe), Propriomed je držen před tělem v úrovni pupku;

Provedení: pomocí pohybu ruky vpřed a vzad provedeme impuls, pozice paží, volné dolní končetiny a stojné dolní končetiny zůstávají beze změny po celou dobu cvičení

Zvláštní poznámky: změna stojné a volné dolní končetiny po každé cvičební jednotce.

Přerušit výkon, pokud:

- není stojná dolní končetina stabilní (balancování pomocí poskoků)
- koleno stojné končetiny je nakloněno dovnitř
- vnitřní klenba stojné končetiny nakloněna dovnitř

Jakmile byl výkon přerušen, pokračovat na druhou stranu.

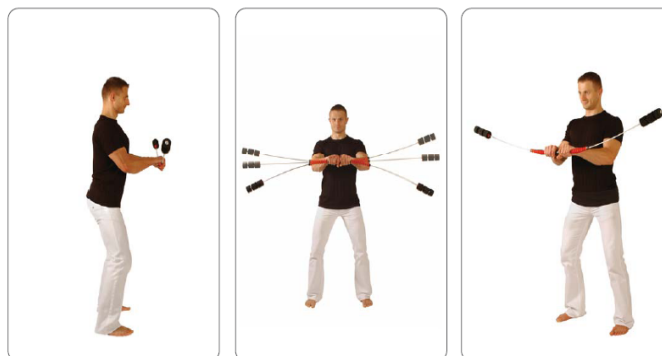
Cvičení 6

Rovina 2

Počet jednotek: 5- 10

Pauza: 5 - 10 s

Držení těla: viz cvičení číslo 1



Obrázek č. 16: Cvičení 6 (Haider Bioswing)

Způsob držení a poloha Propriomedu: obouruč, ruce vedle sebe (palce jsou položeny na sebe, Propriomed je držen před tělem bezprostředně pod hrudní kostí, obě paže jsou flektované v loktech cca 20-30°

Provedení: pomocí pohybu ruky vpřed a vzad provedeme impuls, ruce a paže nemění pozice v prostoru, ruce a lokty zůstávají téměř v jedné linii, udržet oscilaci v této poloze

Zvláštní poznámky: během cvičení je nutné nezvedat ramena a udržet flektovanou pozici paží, neohýbat zápěstí, udržovat segmentální vyrovnání během cvičení (například vaše horní část těla se nesmí houpat dopředu nebo dozadu)

2.14.9 Zpracování dat

Při použití přístroje Propriomed v terapii je potřeba objektivizovat získaná data. Tímto problémem se zabýval Vostatek (2007) ve své bakalářské práci z ČVUT. Ke snímání dat pro analýzu jsou využity akcelerometry připevněná na místa, kde je odečítáno zrychlení. V současné době v terapii jsou využívány 4 akcelerometry umístěné v klíčových bodech posturálních funkcí, a to na bocích, na rameni, na ruce a na přístroji na místě s největším rozkmitem. Německá firma Haider Bioswing, výrobce Propriomedu, dodává k terapii počítačový program MicroSwing sloužící pro nahrávání a zpracování dat z Propriomedu.

2.15 Účinek vibrací

Jako vibrace je označováno mechanické kmitání a chvění. Působí-li celotělově, bývají při velmi nízké frekvenci (pod 1 Hz) a vyšší amplitudě příčinou kinetózy. Vysokofrekvenční vibrace přenášené na ruce mohou způsobit traumatické vazoneurózy projevující se bělením prstů při chladu. Postiženy mohou být také klouby, kosti a svalové úpony (Pometlová, 2006).

Účinek vibrací je komplexní a zasahuje organismus přímo mechanickou cestou působící na strukturu tkání, tak i nepřímo např. atakem na exteroceptory a proprioceptory, kde působí na funkce pohybového systému. Působí tedy na mechanickou i biologickou strukturu organismu. Celkový efekt vibrací je přímo závislý na frekvenci, množství přenášené mechanické energie a směru působení, dále na zátěžové historii a stavu organismu. Důležitým stavem, ve kterém probíhají procesy pod vlivem vibrací je rezonance. Organismus vystavený silovému působení blízkému rezonanci má tendenci se rozkmitat „nade všechny meze“ (Kol. autorů, 1997).

V medicíně se za významné považuje nežádoucí vliv vibrací na lidský organismus a nejčastěji se zkoumají vlivy zevních vibrací. Vnímání vibrací je komplexní vjem zprostředkovaný hierarchií receptorů a dalších struktur. Metodicky je možné rozlišit celkové a lokální působení vibrací. Lokální vibrace trvající déle než 30s a vedou spíše ke snížení klinicky chápané „valové výkonnosti“. U celotělových vibrací výsledky studie prezentují spíše zhoršenou

koaktivaci kolemkloubních agonistů a antagonistů a autoři diskutují reciproční inhibicí: set aferentních vzruchů ze svalového vřeténka agonisty excituje homonymní motoneurony stejného svalu, ale současně interneurony inhibují motoneurony antagonistických svalů. Jakékoliv dlouhodobější působení vibrace není pro lidský organismus vhodné (Paráková, Míková, Krobot, 2008).

Základní rezonancí lidského organismu je oblast 2 až 6 Hz. Byla také prokázána důležitá rezonance pro systém ruka – paže ve frekvenčním pásmu 30 až 40 Hz. Při přenosu vibrací na horní končetiny nemusí vždy docházet k přesně definovanému kmitání. Průběh mechanické impedance ruky výrazně ovlivňuje její poloha. Na přenosu vibrací se dále podílí stisk drženého přístroje (Gromnica, 1994).

Na povrchu těla při úplné svalové relaxaci je možné pozorovat mikrovibrace, které se skládají z oscilací s frekvencemi 7 až 13 Hz. Tyto oscilace jsou vyvolány srdeční akcí (Galash, Kenner, 1998).

Není vyvráceno, že vibrace Propriometru (viz výše) v rozmezí 2,5 až 7 Hz mohou mít na člověka negativní vliv. Vliv vibrační zátěže ve sportu (cyklistika, aerobic, gymnastika) je zřejmý (Kol. autorů, 1997).

2.16 Střelba na koš v basketbalu

2.16.1 Charakteristika střelby

Podle Dobrého a Velenského (1987) je střelba jednou z herních činností jednotlivce a jejím cílem je vhodit nebo odbít míč do koše. Střelba je pro hráče završením útočných činností. U střelby je možné odlišit mnoho způsobů provedení, z různých míst na hřišti, vzdáleností.

Jedním z hlavních charakteristických rysů basketbalové střelby je její přesnost, jelikož je potřeba dopravit míč (s přesně danou velikostí a hmotností podle pravidel) do, relativně k tomu, malého koše. Efektivita střelby je do značné míry podmíněna přesností provedení vlastního pohybu. To klade enormní nároky na její osvojení. Požadavek přesnosti provedení basketbalové střelby se stává inspirací pro řadu přesných charakteristik výzkumného typu, zejména biomechanické analýzy. Zjištění, která se týkají především koordinačních záležitostí pohybu, přinášejí velký prospěch pro praxi a odpovídají tomu, co se

v podmínkách motorického učení označuje jako proces automatizace pohybu. Rovněž v těchto „praktických“ případech se střelba považuje za vysoce diskrétní dovednost (Velenský, 2006).

Z didaktického popisu vrchní střelby jednoruč ve výskoku je zřejmé, že celý pohyb vychází z dolních končetin. Oblast dolních končetin přenáší gravitační zátěž těla přes kyčelní kloub na kolenní a odtud přes oblast kotníku až na oblast chodidla, které tvoří vlastní kontakt se zemí (Véle, 1995).

M. triceps surae vykonává 9/10 práce při plantární flexi a je významným svaelem lokomočním, neboť urychluje do pohybu 97 % tělesné hmotnosti. Zbývající svaly podávají přitom podstatně menší výkon, jsou krátké a ovládají jen krátkou páku, jejich význam spočívá v nastavení a udržení vhodné pracovní polohy nohy, čímž jsou dány podmínky pro plné pracovní rozvinutí m. triceps surae. Další pohyb pokračuje přes kolenní kloub, kde se hráč při zaujmutí postoje pro zahájení celého pohybu dostává na pokrčené dolní končetiny a vzniká tzv. „předpětí“, následuje rychlý odraz, při němž se dolní končetiny propínají. V kolenních kloubech nejdříve tedy nastává flexe a poté následuje prudká extenze. Na začátku pohybu je trup mírně předkloněn. V průběhu odrazu a celého pohybu se postupně vzpřimuje. Současně s pohybem dolních končetin pracují i končetiny horní, které jsou pokrčeny a drží míč. Jestliže jsou horní končetiny ve vzpažení, loket je zpočátku ve flexi. Při odhodu míče na koš dochází u střelecké ruky k propnutí v lokti, k extenzi. Svaly jdoucí k zápěstí se také při střelbě zapojují, v supinačním postavení předloktí pracují hlavně m. biceps brachii a m. brachialis, v pronaci m. coracobrachialis. Největší podíl mají obě krátké hlavy m. triceps, celková pracovní možnost flexorů je větší. Poslední impuls míči dává zápěstí a prsty odhodové ruky. Při odhodu dochází k úplnému sklopení zápěstí u střelecké ruky (Velenský, 2006).

Dobrý se zmiňuje, že podstatou střelby v basketbalu je šikmý vrh. Dráha letu míče je parabola. Uvádí také rozdíly mezi střelbou na čistý koš a střelbou o desku, jelikož faktorů, které ovlivňují dráhu letu míče je méně než při střelbě o desku (Velenský, 2006).

2.16.2 Hod ve sportovních odvětvích

U hodů dochází jsou popisovány následující kritická místa, kterými jsou náprahová fáze s rukou za vertikální rovinou těla a s flexí v loketním kloubu, rotační pohyb trupu, postavení s nesouhlasnou nohou vpředu (a délce kroku větší než polovina výšky házejícího) při odhodu a význam práce předloktí, zápěstí a prstů jako distálních článků kinematického řetězce. Rozdíl hodů v jiných sportovních disciplínách a střelbě na koš v basketbalu je následný: náprahovou fází můžeme v basketbalu charakterizovat jako fází držení míče a polohou míče před hodem (Dobry a Velenský, 1987). V této fázi není míč za vertikální rovinou těla, při odhodu je držen oběma rukama nad hlavou. Rotační pohyb se u basketbalové střelby, na rozdíl od normálního hodu, nevyskytuje. Trup se pohybuje jen směrem vzhůru a dolů při odrazu a dopadu na zem. Důležitý rozdíl je také v postavení nohou při odhodu. V basketbalu je mírně vpředu stejnostranná noha s házející rukou, asi půl stopy. Při normálním hodu je vpředu noha nesouhlasná (Velenský, 2006).

Pro cílený hod je důležitá aktivita CNS. V porovnávání hodu člověka s hodem šimpanze, který je pohybově velmi obratný je patrné, že u šimpanze schází poslední zaměřovací část hodu, která zajišťuje zasažení cíle. Pro efektivnost hodu je důležitý i emotivní náboj házejícího (Véle, 2006).

2.16.3 Střelba trestných hodů

Na Obr. č. 17 na pozicích 3 – 12, dále jen (3 – 12) jsou pokrčovány dolní končetiny v kolenním kloubu, tím se snižuje těžiště hráče a dochází k tzv. předpětí. Pokrčené horní končetiny drží míč a pohybují se směrem od prsou k pasu. Trup je v mírném předklonu. 13 zachycuje hráče ve střeleckém postoji, tedy dolní končetiny pokrčeny a na šíři ramen, stejnostranná noha se střeleckou rukou je mírně vpředu, míč je držen v pokrčených horních končetinách a trup je mírně předkloněn.

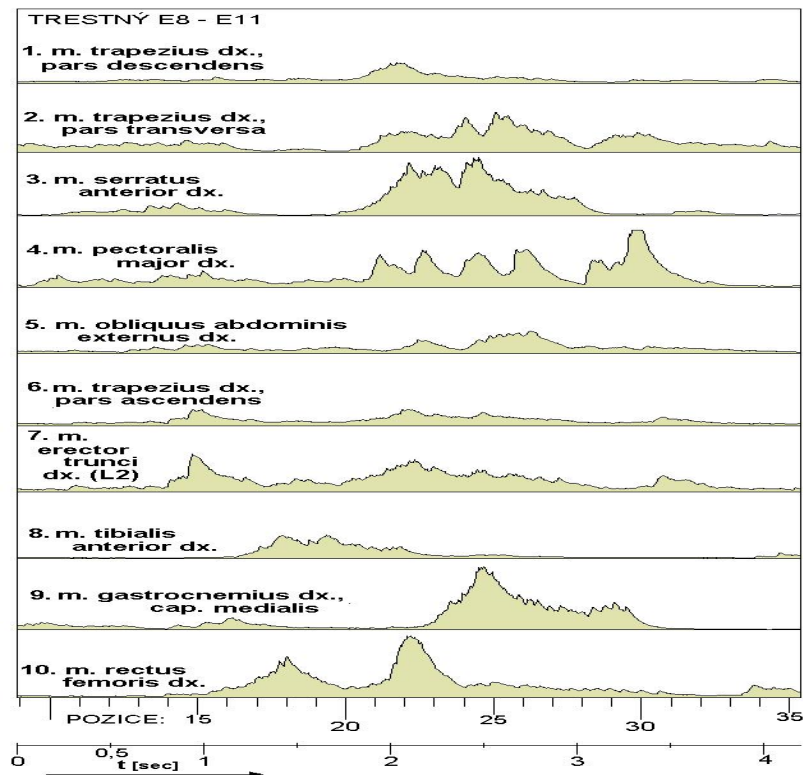
14 – 23 zachycují odhodovou fází. Těžiště střelce se pohybuje vzhůru, dolní končetiny jsou propínány v kolenním kloubu. Pokrčené horní končetiny s míčem elevují nad hlavu, kde dochází k extenzi v loketním kloubu, zápěstí střelecké ruky je v maximální extenzi. Trup se napřimuje, hlava je vzhůru, hráč sleduje cíl – koš.

Vypuštění míče přes konečky prstů a začínající flexe zápěstí ukazuje 23.

Střelec je na 24 – 32 zcela napřímen, odhodová (střelecká) horní končetina je propnuta v loketním kloubu. Zápěstí střelecké horní končetiny je sklopené – flexe. Obě horní končetiny sledují – „kontrolují“ míč (follow through). Dolní končetiny jsou propnuty v kolenním kloubu.
(Velenský, 2006)



Obrázek č. 17: Analýza střelby na koš z trestného hodu (Velenský, 2006)



Obrázek č. 18: Kinogram EMG trestného hodu (Velenský, 2006)

Legenda: Čísla na odpovídají hornímu číslování na elektromyografickému záznamu, tedy na řádku „pozice“. Spodní číselná osa na elektromyografickému záznamu určuje čas v sekundách.

2.16.4 Kineziologický rozbor střelby trestných hodů

Na Obr. 17 a 18 horní část trapézového svalu – pars descendens zvedá ramena pro střelbu pozice 21 – 23, dále jen (21-23). Tato poloha je kontrolována spodní částí trapézového svalu – pars ascendens.

Realizace střelby je zajištěna fixovanou lopatkou prostřednictvím m. serratus anterior a m. trapezius, pars transversae (21-28). Převaha aktivace m. serratus anterior ukazuje zajištění pletence ramenního pro střelbu a posun lopatky směrem vpřed. Po střelbě (po 28) přetrvává po krátkém uvolnění (28) aktivace střední části trapézového svalu, který vrací lopatku směrem vzad (stahuje lopatky k sobě).

M. pectoralis major vykazuje značně rozkolísanou úroveň aktivity (21-27). Předpokládáme antagonistickou spolupráci se zevními rotátory (m. infraspinatus a m. teres minor), jejichž výsledkem by mělo být vedení pohybu všech tří velkých skloubení horních končetin přísně v sagitální rovině. Tento trend

pokračuje i později (28-31) po krátké přestávce či poklesu aktivace většiny svalů (28). V této pozici je hráč uvolněn, sledované svaly inhibují. Pozice (28) přitom odpovídá i obdobné pozici při střelbě ve výskoku na střední vzdálenost.

M. obliquus abdominis externus (s velkou mírou pravděpodobnosti jako funkční jednotka s kontralaterálním m. obliquus abdominis internus) fixuje přední stranu trupu při střelbě (21-27).

Spodní část m. trapezius je funkčně propojen se sledovaným m. erector trunci (druhý sledovaný sval je součástí puncta fixa pro stabilizující funkci spodní části trapézového svalu pro lopatku. Nejdříve (14 -17) udržují lopatku v depresi, poté ji uvolňují (17-21), aby tuto fixaci prováděly v dalším průběhu střelby (21-28). V tomto časovém úseku hlídají lopatku před působením horní části m. trapezius, tzn. proti nadměrné elevaci. Oprávněnost tvrzení o těsné funkční provázanosti obou svalů při sledované fázi činnosti horních končetin vyplývá z porovnání timingu obou svalů (14-32). Uvolnění (po 28) souvisí s obecným uvolněním po střelbě. Fáze poměrně dokonalého uvolnění basketbalisty může být indikátorem dokonalé koordinace pohybu, kdy je schopen střídat napětí s uvolněním. Toto aktivační „vakuum“ se opakuje pravidelně i při dalších hodech. To je spolu s obecnou tvarovou podobností a timingem aktivace sledovaných svalů při opakovaných pokusech vizitkou dokonale fixovaného pohybového stereotypu na vysokém stupni koordinace (méně koordinovaný pohyb by zřejmě nevykazoval obecnou inhibiční pauzu, jinými slovy: pohyb je prováděn bez zbytečného nadměrného úsilí).

M. tibialis anterior svojí aktivací (16-22) dovoluje prostřednictvím dorzální flexe nohy provést podřep před vlastní střelbou.

M. rectus femoris svým prvním vrcholem aktivace (18) ilustruje zajištění excentrické kontrakce při semiflexi – podřepu. Druhý vrchol (po 22) ukazuje na jeho práci při extendování kolen. Tento druhý vrchol m. rectus femoris nacházíme při nástupu aktivace svalů ovlivňujících postavení lopatky. Na aktivitu svalu navazuje aktivita m. gastrocnemius (24-30), který dokončuje „odraz“ po odhození míče. Jeho práce se může jevit jako zbytečná a opožděná. Bez jeho následného zapojení by zřejmě nemohl proběhnout fyziologický odraz, který je tvarově reprezentován fenoménem trojextenze. Ten je znázorněn jak následným timingem m. rectus femoris a m. gastrocnemius, tak inhibicí m. tibialis anterior, která

umožňuje pohyb nohy z dorzální flexe směrem k flexi plantární (obecný odraz u většiny suchozemských obratlovců).

(Velenský, 2006)

3. CÍLE A ÚKOLY, HYPOTÉZY

3.1 Cíle práce

Prvním cílem práce je popsat metodiku cvičení s Propriomedem. Druhým, hlavním, cílem práce je zjistit, zda po cvičení s Propriomedem dojde k vyšší úspěšnosti střelby trestných hodů u hráček basketbalu.

3.2 Úkoly práce

Ke splnění vytyčeného cíle je nezbytné splnit následující úkoly:

Pomocí dostupné literatury zpracovat problém metodiky cvičení s Propriomedem a využitelnost této pomůcky v propioceptivní posturální terapii.

1. Zajistit vhodný počet probandů pro měření a kontrolní skupinu.
2. Provést kontrolní střelbu trestných hodů bez cvičení a po cvičení s Propriomedem vždy na začátku a konci tréninkové jednotky.
3. Zaznamenat úspěšnost trestných hodů bez cvičení i po cvičení s Propriomedem.
4. Vyhodnotit a popsat získané výsledky.

3.3 Hypotézy

H0: Neexistuje žádný rozdíl mezi naměřenými hodnotami kontrolních trestných hodů a trestných hodů po cvičení s Propriomedem.

H1: Existuje rozdíl mezi naměřenými hodnotami kontrolních trestných hodů a trestných hodů po cvičení s Propriomedem.

H2: Po cvičení s Propriomedem se zvýší úspěšnost střelby z trestných hodů.

H3: Úspěšnost střelby po cvičení s Propriomedem na začátku tréninkové jednotky bude jiná než na konci tréninkové jednotky.

4. METODIKA PRÁCE

4.1 Charakteristika práce

Práce má charakter analyticko-experimentální studie. V první části teoreticky zpracovává problematiku cvičení s pomůckou Propriomed a obecnou problematiku posturální stabilizace a svalové koordinace. Rešeršní zpracování je postaveno jak na tištěných, tak elektronických monografiích, učebnic, odborných periodik a diplomových prací (ne starších než 10 let).

Druhá část zahrnuje jednoduchý experiment se skupinou dvanácti hráček basketbalu a sleduje úspěšnost střelby na koš z trestných hodů bez cvičení a po cvičení s Propriomedem.

4.2 Popis výzkumného souboru

Výběr výzkumného souboru byl proveden metodou záměrného výběru, hráčky basketbalu. Celkový výběr zahrnoval 17 probandů a obsahoval pouze ženy basketbalistky. Do experimentální skupiny bylo náhodně přiřazeno 12 probandů a do kontrolní skupiny probandů 5.

Testovanou skupinou byly hráčky basketbalu z jednoho týmu – BLC Sparta Praha B. Věkové rozmezí hráček se pohybovalo mezi 25 až 30 lety. Hráčky v tomto složení spolu trénují 4 roky a hrají Pražský přebor žen. Tým je složen z hráček, které hrály několik let basketbal vrcholově – extraligu dorostenek a některé i první ligu žen. Tréninky probíhaly dvakrát týdně v úterý a ve čtvrtek a jedna tréninková jednotka trvala vždy hodinu a půl.

Výběr do skupin byl uskutečněný randomizací, kdy byly jednotlivé hráčky náhodně přiřazeny do experimentální skupiny a do kontrolní skupiny. Tento náhodný výběr byl proveden podle čísel na dresu každé hráčky. Prvních pět hráček s nejnižším číslem bylo přiřazeno do kontrolní skupiny a zbylých 12 do skupinu hlavní, experimentální. Experimentální i kontrolní skupina v den měření nesměla jevit známky únavy, svalového přetížení, bolesti či nadměrného stresu nebo onemocnění. V případě výskytu jednoho z výše jmenovaných nežádoucích vlivů, byl experiment u příslušné hráčky posunut na jiný trénink.

Testování bylo prováděno vždy v úterý, kdy hráčky mají spíše volnější trénink zaměřený na taktiku před nadcházejícím zápasem, který se koná většinou ve středu nebo ve čtvrtek. Sběr dat probíhal tedy vždy ve stejný tréninkový den a ve stejnou denní hodinu od 18:00 do 19:30. Za jednu tréninkovou jednotku byly získány data maximálně od dvou hráček z experimentální skupiny a od jedné z kontrolní skupiny.

4.3 Technické vybavení pro výzkum

Měření bylo prováděno vždy na úterním tréninku a byla využita hala, ve které tým pravidelně trénuje. Hala se nachází v ZŠ Na Chodovci, kde hráčky pravidelně trénují a hrají se zde i domácí zápasy. Hala je v pronájmu klubu Sparta Praha.

Pomůcku Propriomed potřebnou k uskutečnění výzkumu jsem si zakoupila od Dr. Raševa. Zakoupila jsem dvě pomůcky (Propriomed 100/3 a 170) využitelné do budoucna i pro svoji terapii se sportovci a pacienty. K experimentu byla použita pouze kratší tyč, Propriomed 100/3.

4.4 Použité metody

4.4.1 Experiment

Podle Hartla (2000) se jedná o vědeckou metodu, ve které jsou kontrolovány všechny proměnné tak, aby se ze změny daly vyvozovat kvantitativně vyjádřitelné závislosti. Pravý experiment musí být opakovatelný a ověřitelný.

Podle Čápa (2001) v experimentálním výzkumu záměrně a plánovitě zasahujeme do zkoumaného dění, abychom je mohli lépe poznat. Vyvoláme nebo změníme jednu podmínku a ostatní podmínky zachováme nezměněné. Sledujeme pak změny v projevech zkoumaných osob v závislosti na změnách podmínky. To nám umožňuje zjišťovat zejména příčinné vztahy, působení jednotlivých podmínek, a tak dosáhnout hlubšího poznání. Experiment je možné opakovat a kontrolovat tak platnost výsledků, popřípadě upřesnit, za jakých podmínek platí a

za jakých ne. To má zásadní význam pro objektivní vědecké poznání a jeho postupné zdokonalování. Experiment je možné rozlišit na laboratorní nebo v přirozených podmínkách.

V tomto experimentu metodou hodnocení při posuzování úspěšnosti střelby bylo zaznamenání počet pokusů a počet úspěšných střel na koš (pouze vstřelený koš) z trestných hodů. Střely, které „vypadly“ z koše, nebo dopadly těsně kolem obroučky, či se nedotkly konstrukce byly započítány jako nezdařené. Při cvičení s Propriomedem jsme využili stopky pro měření doby cvičení a následné pauzy. Měření probíhalo vždy na začátku a na konci tréninkové jednotky. U experimentální skupiny střelba z trestných hodů byla prováděna bezprostředně po cvičení s Propriomedem a u kontrolní skupiny bez cvičení. Každá hráčka z dané skupiny vždy před vlastním měřením provedla 10 kontrolních trestných hodů.

4.5 Sběr dat

4.5.1 Časový rozvrh

Tato práce byla prováděna v roce 2009/2010. Časový plán byl následující:

- Říjen – únor 2009/2010: Nashromáždění a nastudování odborné literatury vztahující se k tématu, příprava osnovy diplomové práce.
- Únor – duben 2010: Promyšlení experimentu, zajištění podmínek a pomůcek pro realizaci.
- Duben – červen 2010: Výběr probandů, realizace experimentu.
- Červen – září 2010: Zpracování teoretické části a analýza získaných hodnot, jejich konfrontace v rámci jednotlivých měření. Vyvození závěrů, zpracování výsledků a konečná úprava diplomové práce.

4.5.2 Provedení experimentu

Měření bylo prováděno vždy ve stejný tréninkový den, v úterý, jelikož úterní tréninky nebývají tolik fyzicky náročné, spíše jsou zaměřeny na taktickou přípravu pro nadcházející zápas, zkoušejí se signály a akce a hráčky provádějí několik sérií střel na koš z různých pozic, jejichž součástí je samozřejmě i střelba

z trestných hodů. Při těchto trénincích před zápasy není obsah tréninkové jednotky zaměřen na vytrvalostní a silový trénink, spíše je pozornost soustředěna právě na taktickou přípravu.

První měření bylo provedeno 13. dubna 2010, kde jsem všechny hráčky seznámila s průběhem experimentem a po domluvě s trenérkou jsem jim sdělila harmonogram následující tréninkové jednotky. Pro nezkreslení výsledků nebyl hráčkám sdělen cíl práce, nevěděly tedy, co chceme cvičením s Propriomedem dokázat a k čemu je tato pomůcka vhodná. Hráčky předem ani nevěděly, na jakém tréninku budou testovány. Všechny hráčky z týmu jsem si rozdělila náhodně do dvou skupin (podle čísel na dresu). Pět hráček mající nejnižší čísla jsem zařadila do kontrolní skupiny, ostatních 12 hráček bylo zařazeno do skupiny experimentální.

Každý úterní trénink jsem testovala maximálně dvě hráčky z experimentální skupiny a jednu hráčku z kontrolní skupiny, a to vždy na začátku a na konci tréninkové jednotky. Každé hráčce v daný den měření byly položeny otázky, které se týkaly dostatečného množství spánku, únavy, bolestivých stavů a celkové fyzické a psychické kondice. Při výskytu jednoho z uvedených nežádoucích zevních vlivů u testované hráčky se měření v daný trénink neuskutečnilo a bylo přeloženo.

Měření následovalo vždy po standardním rozcvičení všech hráček, které zahrnovalo úvodní zahřátí organismu lehkým klusem kolem tělocvičny s mírnou intenzitou (5 koleček), rozcvičení s míčem se zakončováním na koš, pohyb po tělocvičně s míčem (dribling, obrátky, prohazování míče za zády, pod tělem) a následovalo společné protažení před tréninkem (uvolnění kloubů a protažení svalů, dynamická cvičení). Rozcvičení bylo řízené, vždy pod mým vedením. Po ukončení úvodního zahřátí jsem si vybrala maximálně 3 hráčky k měření v daný trénink. Ostatní hráčky, ten den nevybrané, na polovině hřiště pod vedením trenérky pokračovaly v tréninku.

Pro experiment byl použit Propriomed 100/3, basketbalový míč Wilson velikosti 6 náležící klubu, stopky pro měření doby cvičení a pauz mezi sériemi. Vše bylo realizováno v basketbalové hale v ZŠ Na Chodovci.

Průběh měření hráček z *experimentální skupiny* probíhal následovně:

- 1) Po standardním rozcvičení (viz výše) pauza 1 minuta,
- 2) Střelba na koš: kontrolních 10 trestných hodů (dále jen TH),
- 3) Před cvičením s Propriomedem 1 minuta pauza,
- 4) Vlastní cvičení s Propriomedem (3 cviky):
 - a) „*dekyfotizace*“ (horizontálně), držení obouřuč – 2x opakování (Obr. č. 19 a, b),
 - b) cvičení na *zvní rotátory pletence ramenního*, držení jednoruč – 2x (dominantní horní končetina) + 1x (nedominantní horní končetina) (Obr. č. 20),
 - c) *simulace střelby*, držení jednoruč – 3x (dominantní horní končetina) (Obr. č. 21),

Každé jednotlivé cvičení (a – c) trvalo 12-15s, což byla jedna série. Mezi jednotlivými cvičeními si hráčka „vyklepala ruce“. Jedna série tedy zahrnovala jednotlivá výše popsaná 3 cvičení (a – c). Hráčka prováděla celkem 3 série opakování, mezi kterými byla 1 minuta pauza.

- 5) Po poslední sérii opět 1 minuta pauza.
- 6) Střelba na koš: kontrolních 10 TH
- 7) Zapojení do zbylého programu tréninku.
- 8) Na konci tréninkové jednotky proběhlo nové měření – bod 2 – 6.



Obrázek č. 19a: Dekyfotizace z boku
zpředu



Obrázek č. 19b: Dekyfotizace



Obrázek č. 20: Cvičení na zevní
na koš
rotátory pletence ramenního

Obrázek č. 21: Simulace střelby

Zdůvodnění výběru a popis jednotlivých cviků:

- bod 4a) : *dekyfotizace* (Obr. 19a, b) – posturální stabilizaci nejvíce vadí tonus flexorů trupu, proto při cvičení se trup pohybuje směrem do extenze, do mírného záklonu; při cvičení je loketní kloub ve flexi cca 60°, začíná se v oblasti pupku a pokračuje se směrem nahoru až do mírného záklonu trupu;
- bod 4b) : cvičení na *zevní rotátory pletence ramenního* (Obr. č. 20) – stabilizace a kaudalizace lopatky má vliv na jakýkoliv pohyb ruky; s Propriomedem se vypracovává kaudalizace a stabilizace lopatky, což vede k lepší stabilizaci kloubní jamky; při cvičení horní končetina je ve flexi v loketním kloubu (90°), loket držen u těla a pohyb jde směrem do zevní rotace;

- bod 4c) : *simulace střelby* (Obr.č. 21) – příprava a aktivace svalů na střelbu na koš; při cvičení se začíná v oblasti sternu a pokračuje se vzhůru (jako při střelbě na koš) s konečnou flexí zápěstí;

Při dysfunkci posturální stabilizace je nejčastější svalovou dysbalancí zvýšený tonus flexorů trupu, na druhém místě zvýšený tonus vnitřních rotátorů paže a na posledním místě adduktorů ramenního pletence.

Stoj u každého cviku je na šířku pánve, kolenní klouby jsou v semiflexi, mírná zevní rotace kyčelních kloubů, hlava vzpřímena, brada vzad a pohled očí je vpřed (viz kapitola Propriomed – Držení těla při cvičení).

Průběh měření hráček z *kontrolní skupiny* probíhal následovně:

- 1) Po standardním rozcvičení (viz výše) pauza 1 minuta.
- 2) Střelba na koš: kontrolních 10 TH.
- 3) Pauza po celou dobu cvičení hráčky z experimentální skupiny. Hráčka během pauzy neprováděla žádné jiné pohybové činnosti, pouze seděla na lavičce.
- 4) Střelba na koš: kontrolních 10 TH.
- 5) Zapojení do zbylého programu tréninku.
- 6) Na konci tréninkové jednotky proběhlo nové měření – bod 2 – 4.

Vybraná pomocná hráčka, nezařazená ten den do výzkumu, asistovala pod košem a podávala míč.

4.6 Analýza dat

Jednotlivá data jsem zapisovala a zpracovávala v programu MS Excel 2007 pomocí tabulek, výpočtů a dalších funkcí tohoto programu. Každou naměřenou hodnotu (počet úspěšných trestných hodů z 10ti pokusů) jsem zaznamenala u každé hráčky jednotlivě do tabulky. Byly tedy zaznamenány u každé hráčky z experimentální skupiny čtyři získané hodnoty. Dvě hodnoty o úspěšnosti střelby z trestných hodů (dále jen TH) na začátku tréninkové jednotky (dále jen TJ), první hodnota měření pocházela z kontrolních TH a druhá z TH po

cvičení s Propriomedem. Další dvě hodnoty byly získány na konci tréninkové jednotky, kontrolní TH a TH po cvičení s Propriomedem. U hráček z kontrolní skupiny jsem rovněž získala čtyři data o úspěšnosti střelby TH (kontrolní TH a TH bez cvičení, vždy před a po TJ).

4.6.1 Statistické hodnocení

Po sepsání výsledných hodnot měření jsem údaje zpracovala pomocí statistických funkcí, abych vyhodnotila konečné výsledky. V programu MS Excel 2007 jsem vytvořila tabulky pro hodnocení výsledků úspěšnosti střelby na koš z TH, nejprve u experimentální skupiny na začátku tréninku a poté na konci. Tyto totožné tabulky jsem využila i u kontrolní skupiny hráček. Získané hodnoty (počet úspěšných TH) jsou zapsány podle časového pořadí, ve kterém byly získány.

Abych vyhodnotila statistickou významnost výsledných hodnot bez cvičení a po cvičení s Propriomedem u experimentální skupiny a také u kontrolní skupiny, provedla jsem pomocí statistických funkcí v programu MS Excel 2007 tzv. párový t-test. Vypočítala jsem nejdříve aritmetický průměr, diferenci jednotlivých hodnot, rozptyl a nakonec testové kritérium, které jsme porovnála s tabulkovou hodnotou.

4.6.2 Párový t-test

Tento statistický test významnosti je možné použít v případech, kdy se opakovaně (dvakrát) měří u téže skupiny určitá vlastnost (proměnná) a je potřeba rozhodnout, zda mezi výsledky těchto dvou měření jsou statisticky významné rozdíly. V těchto situacích není použit Studentův t- test, protože ten předpokládá, že oba výběry jsou nezávislé (Chráška, 2007).

Podle Kováře a Blahuše (1989) se zde nepočítá pouze s výběrovými průměry \bar{x}_1 a \bar{x}_2 , ale s rozdíly u každého páru hodnot výběrového souboru, které jsou označeny d_i (pokud výsledky 1. jsou označeny jako x_{1i} a výsledky 2. měření jako x_{2i} , pak $d_i = x_{1i} - x_{2i}$). Z hodnoty odchylek pak počítáme obvyklým způsobem průměr odchylek \bar{d} (nebo \bar{x}), rozptyl s_d^2 nebo směrodatnou odchylku s_d podle následujících vzorců:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

$$s_x^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2$$

$$s_x = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} = \sqrt{s_x^2}$$

Testujeme-li nulovou hypotézu $H_0 : \mu_1 = \mu_2$ o shodě středních hodnot obou párových výběrů, je testovým kritériem statistika

$$t = \bar{d} / (\sqrt{s_d^2 / n - 1})$$

Alternativní hypotézy mají tradičně tvary:

$H_1 : \mu_1 < \mu_2$ (levostranná alternativa),

$H_1 : \mu_1 > \mu_2$ (pravostranná alternativa),

$H_1 : \mu_1 \neq \mu_2$ (dvoustranná alternativa).

Statistika t má při platnosti H_0 rozdělení t ($n - 1$). Kritické obory jednotlivých alternativ jsou tyto:

Tabulka č. 5: Kritické obory alternativ

Alternativní hypotéza	Kritický obor
$H_1 : \mu_1 < \mu_2$	$t \leq t_\alpha(n-1)$
$H_1 : \mu_1 > \mu_2$	$t \geq t_{1-\alpha}(n-1)$
$H_1 : \mu_1 \neq \mu_2$	$t \leq t_{\alpha/2}(n-1)$ a $t \geq t_{1-\alpha/2}(n-1)$

Po vypočtení testového kritéria najdeme tabulkovou hodnotu kvantilů rozdělení t pro zvolenou pravděpodobnost a počtem stupňů volnosti $\nu = n - 1$. Pro $P < 0,5$ jsou hodnoty kvantilů dány vztahem $t_p = - t_{1-p}$. Porovnáme vypočtenou hodnotu t s tabulkovou hodnotou t a rozhodneme o platnosti H_0 a H_1 (Tab.č. 5).

(Cyhelský, Kahounová, Hindls 2001)

5. VÝSLEDKY

Po vyhodnocení výsledků jsme došli ke zjištění, že po cvičení s Propriomedem byla úspěšnost střelby z trestných hodů vyšší než při kontrolních trestných hodech jak na začátku tréninkové jednotky, tak i na konci. U experimentální skupiny byla úspěšnost po cvičení s Propriomedem vyšší na začátku tréninkové jednotky než na konci tréninku. Na začátku tréninkové jednotky nejlepší úspěšnosti dosáhla hráčka č. 8, která se zlepšila po cvičení s Propriomedem o 6 trestných hodů oproti kontrolním TH. Nejhoršího výsledku dosáhla hráčka č. 3, která se po cvičení zhoršila o 2 TH. Na konci tréninkové jednotky nejlepší hráčkou byla hráčka č. 9, která se zlepšila o 4 TH a nejhorší hráčkou byla opět hráčka č. 3, která se zhoršila o 2 TH, tak jako na začátku tréninkové jednotky. Celkový rozdíl všech hráček mezi kontrolními TH a TH po cvičení s Propriomedem na začátku tréninkové jednotky byl 22 a na konci tréninku 20.

5.1 Statistické hodnocení

U *experimentální skupiny* jsme testovali hypotézu $H_0 : \mu_1 = \mu_2$ proti levostranné alternativě $H_1 : \mu_1 < \mu_2$ (tj. zda skutečně po cvičení s Propriomedem došlo k vyšší úspěšnosti střelby z trestných hodů u hráček basketbalu).

U experimentální skupiny, ve které bylo 12 hráček, jsme zjistili z každého i -tého párově uskutečněného pokusu na začátku tréninkové jednotky (Tabulka č. 6) rozdíly $d_i = x_{1i} - x_{2i}$, stanovili jsme velikost průměrné odchylky $d^- = -22/12 = -1,833$ a dále rozptyl (vzorec viz výše) $s_d^2 = 49,67/12 = 4,139$. Poté po dosazení do vzorce jsme určili hodnotu testového kritéria (viz výše) $t = -2,989$.

V tabulkách jsme našli tabulkovou hodnotu kvantilů rozdělení t pro zvolenou pravděpodobnost 95% i 99% a pro počet stupňů volnosti $v = 11$, která se rovná $-1,796$ ($t_{0,05}(11) = -1,796$) a $-2,718$ ($t_{0,01}(11) = -2,718$).

Jelikož vypočtené $t = -2,989 < -1,796$ i $< -2,718$, je úspěšnost TH po cvičení s Propriomedem statisticky významná, a lze tedy zamítnout hypotézu H_0 a přijmout hypotézu H_1 .

Tabulka č. 6: Analýza dat u experimentální skupiny na začátku tréninkové jednotky

Hráčky <i>i</i>	Kontrolní TH (x_{1i})	Po cvičení (x_{2i})	Diference d_i	$(\frac{d_i - \bar{d}}{s_d})^2$
1	7	7	0	3,361111
2	6	8	-2	0,027778
3	9	7	2	14,694444
4	4	6	-2	0,027778
5	7	9	-2	0,027778
6	4	7	-3	1,361111
7	7	10	-3	1,361111
8	2	8	-6	17,361111
9	5	9	-4	4,694444
10	8	8	0	3,361111
11	7	7	0	3,361111
12	5	7	-2	0,027778
Celkem	71	93	-22	49,66667
Aritmetický průměr				-1,83333
Rozptyl				4,138889
Testové kritérium				-2,98879
Kvantil $t_{0,05(11)}$				-1,796
Kvantil $t_{0,01(11)}$				-2,718

Totožný postup výpočtu t-testu jsme použili u experimentální skupiny na konci tréninkové jednotky (Tabulka č.7). Velikost průměrné odchylky $\bar{d} = -20/12 = -1,667$ a dále rozptyl $s_d^2 = 34,667/12 = 2,889$. Hodnota testového kritéria $t = -3,252$.

V tabulkách jsme našli tabulkovou hodnotu kvantilů rozdělení t pro zvolenou pravděpodobnost 95% i 99% a pro počet stupňů volnosti $v = 11$, která se rovná $-1,796$ ($t_{0,05(11)} = -1,796$) a $-2,718$ ($t_{0,01(11)} = -2,718$).

Jelikož vypočtené $t = -3,252 < -1,796$ i $< -2,718$, je úspěšnost TH po cvičení s Propriomedem statisticky významná, a lze tedy zamítnout hypotézu H_0 a přijmout hypotézu H_1 .

Tabulka č.
skupiny na
jednotky

Hráčky <i>i</i>	Kontrolní TH (x_{1i})	Po cvičení (x_{2i})	Diference d_i	$(\frac{d_i - \bar{d}}{s_d})^2$
1	5	9	-4	5,444444
2	6	8	-2	0,111111
3	7	5	2	13,444444
4	4	6	-2	0,111111
5	8	8	0	2,777778
6	5	8	-3	1,777778
7	6	9	-3	1,777778
8	10	10	0	2,777778
9	6	10	-4	5,444444
10	7	8	-1	0,444444
11	5	7	-2	0,111111
12	6	7	-1	0,444444
Celkem	75	95	-20	34,66667
Aritmetický průměr				-1,66667
Rozptyl				2,888889
Testové kritérium				-3,25222
Kvantil $t_{0,05(11)}$				-1,796
Kvantil $t_{0,01(11)}$				-2,718

7: Analýza dat u
experimentální
konci tréninkové

U experimentální skupiny při hodnocení jednotlivé diferencí na začátku a na konci tréninkové jednotky jsme zjistili, že na začátku TJ byla celková úspěšnost TH vyšší o 2 vstřelené koše (22 úspěšných TH) oproti úspěšnosti TH na konci TJ (20 úspěšných TH) (Tabulka č. 8), a tím jsme potvrdili hypotézu H3, že existuje rozdíl mezi úspěšností TH na začátku a na konci TJ. Horší úspěšnost na konci TJ by se dala přisoudit větší únavě a zhoršené soustředěnosti, která nastává ke konci tréninku.

Celkově (na začátku i na konci TJ) největšího zlepšení po cvičení s Propriomedem dosáhla hráčka č.9, která se zlepšila o 8 TH a byla i nejlepší hráčkou na konci TJ, nejhůře na tom opět byla hráčka č. 3, která se zhoršila po cvičení s Propriomedem o 4TH (Tabulka č. 9, Graf č.1 a 2). Celkové zlepšení

hráček po cvičení s Propriomedem bylo o 42TH (o 22 na začátku a o 20 TH na konci TJ), a tím byla potvrzena hypotéza H1 a H2.

Pomocí t-testů jsme prokázali, že na hladině významnosti 0,05 (95%) i na hladině významnosti 0,01 (99%) je úspěšnost TH po cvičení s Propriomedem u experimentální skupiny na začátku i na konci TJ statisticky významná (Tabulka č. 9).

Tabulka č. 8:
jednotlivých
z experimentální

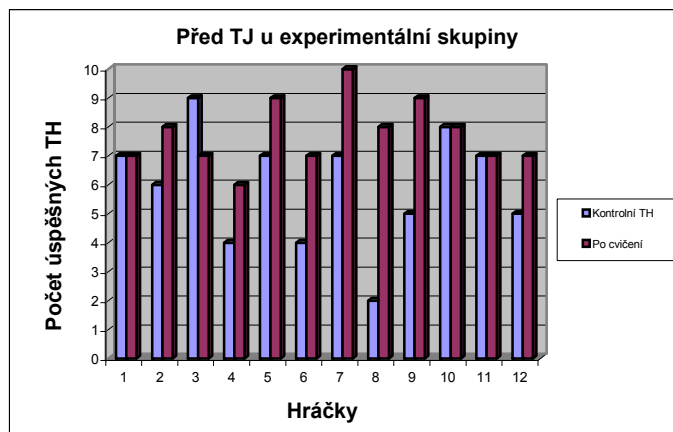
Hráčky (číslo) <i>i</i>	Začátek TJ d_{iZ}	Konec TJ d_{iK}	Celková úspěšnost TH $d_{iC}=(d_{iZ} + d_{iK})$
1	0	-4	-4
2	-2	-2	-4
3	2	2	4
4	-2	-2	-4
5	-2	0	-2
6	-3	-3	-6
7	-3	-3	-6
8	-6	0	-6
9	-4	-4	-8
10	0	-1	-1
11	0	-2	-2
12	-2	-1	-3
Celkem	-22	-20	-42

Diference u
hráček
skupiny

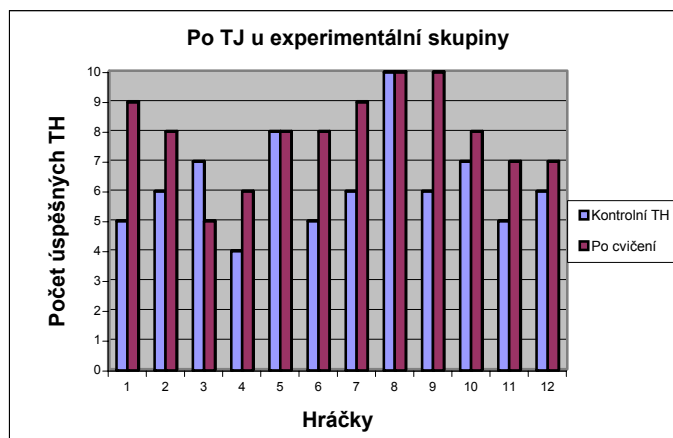
	Začátek TJ	Konec TJ
Diference	-22	-20
Aritmetický průměr	-1,83333	-1,66667
Rozptyl	4,138889	2,888889
Testové kritérium	-2,98879	-3,25222
Kvantil $t_{0,05(11)}$	-1,796	-1,796
Kvantil $t_{0,01(11)}$	-2,718	-2,718

Tabulka č. 9: Celkové zhodnocení výsledků experimentální skupiny

Graf č. 2: Úspěšnost u jednotlivých hráček před TJ u experimentální skupiny



Graf č.1: Úspěšnost u jednotlivých hráček po TJ u experimentální skupiny



U kontrolní skupiny jsme testovali hypotézu $H_0 : \mu_1 = \mu_2$ (tj. zda skutečně neexistuje rozdíl mezi naměřenými hodnotami mezi kontrolními TH a TH bez cvičení s Propriomedem) proti levostranné alternativě $H_1 : \mu_1 < \mu_2$.

U kontrolní skupiny, ve které bylo pouze 5 hráček, jsme získali následující hodnoty.

Na začátku TJ velikost průměrné odchylky $d^- = -1/5 = -0,2$, rozptyl $s_d^2 = 6,8/5 = 1,36$, hodnota testového kritéria $t = -0,343$. V tabulkách jsme našli tabulkovou hodnotu kvantilů rozdělení t pro zvolenou pravděpodobnost 95% i 99% a pro počet stupňů volnosti $v = 4$, která se rovná $-2,132$ ($t_{0,05}(4) = -2,132$) a $-3,747$ ($t_{0,01}(4) = -3,747$). Jelikož vypočtené $t = -0,343 > -2,132$ i $> -3,747$, je úspěšnost TH bez cvičení statisticky nevýznamná, a lze tedy přijmout hypotézu H_0 a zamítnout hypotézu H_1 .

Na konci TJ jsme dospěli k obdobným výsledkům, kde velikost průměrné odchylky $d^- = 1/5 = 0,2$, rozptyl $s_d^2 = 4,8/5 = 0,96$, hodnota testového kritéria $t = 0,408$. V tabulkách jsme našli tabulkovou hodnotu kvantilů rozdělení t pro zvolenou pravděpodobnost 95% i 99% a pro počet stupňů volnosti $v = 4$, která se rovná $-2,132$ ($t_{0,05}(4) = -2,132$) a $-3,747$ ($t_{0,01}(4) = -3,747$). Jelikož vypočtené $t = 0,408 > -2,132$ i $> -3,747$, je úspěšnost TH bez cvičení statisticky nevýznamná, a lze tedy přijmout hypotézu H_0 a zamítnout hypotézu H_1 .

Celková úspěšnost rozdílů mezi kontrolními měřeními a měřením bez cvičení byla nulová (Tabulka č. 10 a 11). U kontrolní skupiny rozdíly v TH mezi dvěma měřeními byly zanedbatelné a t-testy nám potvrdili, co jsme předpokládali a nulovou hypotézu tedy nelze zamítnout.

Tabulka
dat u
skupiny
jednotky

Hráčky <i>i</i>	Kontrolní TH (x_{1i})	Bez cvičení (x_{2i})	Diference d_i	$(d_i - \bar{d})^2$
1	5	5	0	0,04
2	9	9	0	0,04
3	6	6	0	0,04
4	7	5	2	3,24
5	7	8	-1	1,44
Celkem	34	33	1	4,8
Aritmetický průměr				0,2
Rozptyl				0,96
Testové kritérium				0,408248
Kvantil $t_{0,05(4)}$				-2,132
Kvantil $t_{0,01(4)}$				-3,747

č. 10: Analýza
kontrolní
na začátku
tréninkové

Tabulka
dat u
skupiny

Hráčky <i>i</i>	Kontrolní TH (x_{1i})	Bez cvičení (x_{2i})	Diference d_i	$(d_i - \bar{d})^2$
1	7	8	-1	0,64
2	7	9	-2	3,24
3	3	2	1	1,44
4	6	6	0	0,04
5	8	7	1	1,44
Celkem	31	32	-1	6,8
Aritmetický průměr				-0,2
Rozptyl				1,36
Testové kritérium				-0,343
Kvantil $t_{0,05(4)}$				-2,132
Kvantil $t_{0,01(4)}$				-3,747

č. 11: Analýza
kontrolní
na konci
tréninkové

jednotky

6. DISKUZE

Výsledky experimentu zamítly nulovou hypotézu H₀, že neexistuje žádný rozdíl mezi naměřenými hodnotami kontrolních trestných hodů a trestných hodů po cvičení s Propriomedem a potvrdili tak hypotézu H₁, že u experimentální skupiny existuje rozdíl mezi naměřenými hodnotami trestných hodů. Zároveň také potvrdily hlavní hypotézu H₂, že po cvičení s Propriomedem dojde k vyšší úspěšnosti střelby na koš z trestných hodů. A rovněž hypotéza H₃ byla přijata, že úspěšnost střelby po cvičení s Propriomedem na začátku tréninkové jednotky bude jiná než na konci tréninkové jednotky.

U experimentální skupiny došlo po cvičení s Propriomedem ke zlepšení úspěšnosti střelby na koš z trestných hodů jak na začátku tréninkové jednotky, tak i na konci. Statická významnost této vyšší úspěšnosti střelby na koš byla dokázána pomocí t-testů. Ke zlepšení střelby po cvičení s Propriomedem došlo téměř u všech dvanácti hráček, pouze u jedné hráčky byla úspěšnost střelby horší po cvičení než bez cvičení u kontrolních trestných hodů. Vyšší úspěšnost byla prokázána téměř okamžitě, s minutovou pauzou, po cvičení s Propriomedem, čehož lze využít nejen k tréninku u sportovců, ale i u terapie s pacienty, kdy účinek cvičení nastává okamžitě. Rozdíl v úspěšnosti byl i mezi začátkem a koncem tréninkové jednotky, kdy na konci tréninkové jednotky byla úspěšnost horší než na začátku, což přisuzují nastupující únavě a snížené koncentraci s blížícím se koncem tréninku.

U kontrolní skupiny se nám potvrdila nulová hypotéza, že neexistuje žádný rozdíl mezi naměřenými hodnotami kontrolních trestných hodů a trestných hodů bez cvičení s Propriomedem. Rovněž úspěšnost na konci tréninkové jednotky byla horší než na začátku.

Úskalím experimentu bylo to, že nebyly zachovány naprosto stejné podmínky pro všechny hráčky. I když jsme se snažili vyloučit co nejvíce zevních vlivů, které by mohly zkreslit výsledek, tak stejně každá hráčka měla trochu jiné podmínky. Mezi zevní vlivy, které jsme podchytili patřila stejná denní doba, stejný den v týdnu, míč, koš, tělocvična, Propriomed a podobná tréninková náplň. Také před zahájením měření byly vždy hráčce položeny dotazy na dostatek spánku, únavu, bolest, celkovou psychickou a fyzickou kondici. V případě

pozitivního výskytu jednoho z výše jmenovaných vlivů bylo měření hráčky přesunuto na ideálnější den bez výskytu zevních vlivů. Mezi nepodchycené vlivy patřil nestejný den v měsíci, kdy měření sice probíhalo vždy během úterního tréninku, ale měření v daný den se mohly, z časového důvodu a materiálního zabezpečení, zúčastnit maximálně dvě hráčky z experimentální skupiny a jedna z kontrolní. Také nestejně početná experimentální a kontrolní skupina stěžovala porovnání mezi těmito skupinami, protože jsme chtěli zařadit co nejvíce hráček do experimentální skupiny, aby bylo měření co nejvíce platné. Jelikož hráčky pocházely z jednoho týmu, který se skládá z 19ti hráček, tak by nebylo možné sestavit dvě stejně a dostatečně početné skupiny.

Ideální a stejné podmínky pro experiment by byly vytvořeny tehdy, pokud bychom všechny hráčky stihly otestovat během jediného tréninku, což by znamenalo zajistit velké množství Propriomedů, stejných míčů a dostatek hráček do experimentální i kontrolní skupiny, které by už nepocházely z jednoho týmu (v žádném týmu není více jak 20hráček). V tomto případě by nebylo zase možné zachovat stejné podmínky v podobě totožných košů.

Dalším úskalím bylo to, že při střelbě na koš se zapojují i dolní končetiny, kdy před zahájením střelby dochází k tzv. předpětí v dolních končetinách, což prokázal ve své diplomové práci Velenský (2006), který popsal pomocí EMG aktivitu jednotlivých svalů během střelby na koš z čáry trestného hodů. Existují však rozdíly v prováděné technice a někteří hráči basketbalu při střelbě TH zapojují dolní končetiny méně nebo téměř vůbec. Pro objektivizaci na populaci hráčů basketbalu je potřebná početnější skupina probandů a ne pouze jeden, jak tomu bylo u této diplomové práce. Je ale zřejmé, že předpětí svalů na dolních končetinách při střelbě TH je mnohem menší, než např. při střelbě z tzv. jumpu.

Účinkem Propriomedu se zabývaly Bicanová (2001) a Ryšánková (2002) ve svých diplomových pracích, kde

7. ZÁVĚR

Vytyčené cíle a úkoly byly dosaženy, v teoretické části byla představena metodika cvičení s Propriomedem, problematika postury a střelby na koš, v experimentální části byly popsány změny v úspěšnosti střelby trestných hodů po cvičení s Propriomedem na začátku a na konci tréninkové jednotky

Výsledky experimentu prokázaly, že po cvičení s Propriomedem došlo k bezprostřednímu zlepšení střelby trestných hodů u hráček basketbalu. Pomocí t-testů jsme prokázali, že tato vyšší úspěšnost se dá považovat za statisticky významnou. Zlepšení střelby po cvičení s Propriomedem jsme prokázali jak na začátku, tak i na konci tréninkové jednotky.

Subjektivně hráčky pocítovaly „volnější ruku“ při střelbě a po cvičení s Propriomedem byla většina košů vstřelena v podobě tzv. čistých košů (bez dotyku desky a ani obroučky).

Pro možnost zobecnění výsledků na širší populaci, nejen u hráček basketbalu, by byla potřeba zajistit větší množství probandů a vytvořit dvě stejně velké skupiny (kontrolní i experimentální) pro porovnání výsledků mezi sebou nebo zvolit jinou metodu pro dokázání zlepšení svalové koordinace a přesnosti pohybu po cvičení s Propriomedem než je střelba na koš, kde dochází i k zapojení svalů dolních končetin.

Využití Propriomedem bych volila jako vhodný prostředek ke cvičení na začátku tréninku u hráček basketbalu nebo jako „zbraň“ v průběhu zápasu například před střelbou trestných hodů po soupeřově chybě. Zlepšení střelby nastalo téměř okamžitě po cvičení s Propriomedem, čehož lze využít v terapii, kdy efekt cvičení v podobně zlepšené koordinace a přesnosti pohybu bude patrný ihned.

SEZNAM LITERATURY

- BICANOVÁ, J. *Propriomed a jeho využití ve fyzioterapii: objektivizace vyšetření stability Propriomedem pomocí 3D analýzy*. Praha : FTVS UK, 2001. Vedoucí diplomové práce MUDr. Eugen Rašev.
- BOLDIŠ, P. Bibliografické citace podle ČSN ISO 690 a ČSN ISO 690-2. Část 1 – Citace: metodika a obecná pravidla. Verze 3.3.(2004). c1999-2004, poslední aktualizace 11.11.2004. Dostupné z: <<http://www.boldis.cz/citace/citace1.pdf>>.
- BOLDIŠ, P. Bibliografické citace podle ČSN ISO 690 a ČSN ISO 690-2. Část 2 – Modely a příklady citací u jednotlivých typu dokumentu. Verze 3.0 (2004). c1999-2004, poslední aktualizace 11.11.2004. Dostupné z: <<http://www.boldis.cz/citace/citace2.pdf>>.
- CYHELSKÝ, L., KAHOUNOVÁ, J., HINDL, R. *Elementární statistická analýza*. 2.vyd. Praha : Management Press, 2001. 273-275s. ISBN 80-7261-003-1.
- ČÁP, J., Mareš, J.. *Psychologie pro učitele*. Praha: Portál, 2001.
- ČÁPOVÁ, J. *Terapeutický koncept: bazální programy a podprogramy*. Ostrava : Repronis, 2008. ISBN 978-80-7329-180-8.
- DOBRÝ, L., VELENSKÝ, E. *Košíková: teorie a didaktika*. 2. vyd. Praha : SPN, 1987.
- DOVALIL, J. A KOL. *Výkon a trénink ve sportu*. 1. vyd. Praha : Olympia, 2002. 47 s. ISBN 80-7033-760-5.
- DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha : Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1649-7.
- GALLASH, E. KENNER, T. Microvibrations: An Interrelation between Heart Beat, Muscel Tremor and Resting Muscel Tone. In *Scripta Medica*. 1998, roč. 71, s. 165-169.
- GROMNICA, R. *Onemocnění z vibrací*. 1.vyd. Ostrava: Výtvarné centrum Chagall, 1994. s. 93 ISBN 80-900648-7-6.
- HARTL, P. *Psychologický slovník*. Praha: Portál, 2000.
- CHRÁSKA, M. *Metody pedagogického výzkumu: Základy kvantitativního výzkumu*. Praha : Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1369-4.

- JANDA, V. , VÁVROVÁ, M. Senzomotorická stimulácia. In *Rehabilitácia*. 1992, roč. 25, č. 3, s. 14-34
- JANDA, V. a KOL. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada Publishing, 2004. 328 s. ISBN 80-247-0722-5.
- JANDA, V. *Základy kliniky funkčních neparetických poruch*. Brno : IDVPVZ, 1984.
- KÁBA, B., SVATOŠOVÁ, L. *Matematická statistika I*. Praha : ČZU, 2006. 66-67 s. ISBN 80-2132-1439-7.
- KOL. AUTORŮ. *Pohybový systém a zátěž*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997. 260 s. ISBN 80-7169- 258-1.
- KOLÁŘ, P, LEWIT, K. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi* [online]. 2005, č.5, s. 270-275 [cit. 2010-08-01]. Dostupné z: <<http://www.solen.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>>.
- KOLÁŘ, P. a kol. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha : Galén, 2009. 39 s. ISBN 978-80-7262-657-1
- KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, č.4, s.142-147.
- KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2007, č.1, s. 3-17.
- KOVÁŘ, R., BLAHUŠ, P. *Aplikace vybraných statistických metod v antropomotorice*. 1. vyd. Praha : SPN, 1989. 42-46 s. ISBN 1041-6068.
- KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vyd. Praha : Karolinum 2004, 123-137 s. ISBN 80-246-0350-0.
- LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. vyd. Praha: Sdělovací technika, 2003. 142-143 s. ISBN 80-86645-04-5.
- LEWIT, K. Stabilizační systém bederní páteře a pánevního dna. In *Rehab. Fyz. Lék*. 1999, roč. 9, s. 46-48
- ORTH, H. *Dítě ve vojtové terapii: příručka pro praxi*. 1. vyd. České Budějovice: KOPP nakladatelství, 2009. ISBN 978-80-7232-378-4.
- PARÁKOVÁ, B., MÍKOVÁ, M. , KROBOT, A. Vibrace: neurofyzilogické aspekty a možnosti klinického využití. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2008, č.1, s. 11-17.
- POMETLOVÁ, M. A KOL. *Obecná patofyzologie*. Praha : 3. LF UK, 1996.

- PUTA, CH., HERBSLEB, M. Propriomed: Trainings- und Therapiesysteme. *Haider Bioswing* [online]. 2007, [cit. 2010-06-08]. Dostupné z: <http://www.bioswing.de/cmsupload/products/therapiegeraete/propriomed/Anleitung_Propriomed_deutsch.pdf>.
- RAŠEV, E. *Kineziologie*. (ústní sdělení) Praha : FTVS UK, 2010.
- RAŠEV, E. *Speciální kineziologie*. (přednáška) Praha : FTVS UK, 2008.
- RAŠEV, E. Was ist koordination? In *Die Saule*. 1999, roč. 9, č. 4, s. 6-14.
- ROKYTA, R. a kol. *Fyziologie*. Praha : ISV, 2000. ISBN-10: 80-86642-47-X.
- RYŠÁVKOVÁ, A. *Vliv cvičení s Propriomedem na stabilitu těla a pohyblivost páteře*. Praha : FTVS UK, 2002. Vedoucí diplomové práce Doc.MUDr. František Véle, CSc.
- SEMIGINOVSKÝ, B., VRÁNOVÁ, J. *Fyziologická chemie*. Praha : FTVS UK, 1994. s.100
- SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2006, č.3, s.112-124.
- TROJAN, S. a kol. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada, 1996. 175 s. ISBN 80-7169-257-3.
- VACEK, J. *Neurofyziologie*. (přednáška) Praha : 3.LF UK, 2007.
- VARSÍK, P., ČERNÁČEK, J. a kol. *Neurologická propedeutika*. Bratislava: S+S Typografik, 2004. 399 s. ISBN 80-968663-5-4.
- VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-100-5.
- VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
- VÉLE, F. *Kineziologie*. (přednáška) Praha : FTVS UK, 2009.
- VÉLE, F. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha : Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- VÉLE, F., ČUMPELÍK, J., PAVLŮ, D. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č.3, s.103-105.
- VELENSKÝ, J. *Střelba na koš*. Praha, 2006. Diplomová práce na FTVS UK.

- VELENSKÝ, M., KARGER, J. *Basketbal : herní trénink, kondiční trénink, technika, taktika*. 1. vyd. Praha: Grada, 1999. 99 s. ISBN 80-7169-834-2.
- VOSTATEK, P. *Posturální analýza stabilizace motoriky*. Praha : ČVUT, 2007.
Vedoucí bakalářské práce Ing. Daniel Novák, PhD.

SEZNAM ZKRATEK

CNS	–	Centrální nervová soustava
EB	–	Exercise break
EMG	–	Elektromyografie
EU	–	Exercise unit
EX	–	Exercise
FF	–	Typické fázické vlákno IIb
FG	–	Fast glycolytic
FOG	–	Fast oxidativeglycolitic
FR	–	Přechodný typ svalových vláken IIa
FTVS	–	Fakulta tělesné výchovy a sportu
HSSP	–	Hluboký stabilizační systém páteře
MJ	–	Motorická jednotka
MN	–	Motoneuron
MS	–	Microsoft
RE	–	Repeated exercise
SO	–	Slow oxidative
TH	–	Trestné hody
TJ	–	Tréninková jednotka
VDT	–	Vadné držení těla

SEZNAM TABULEK A OBRÁZKŮ

SEZNAM TABULEK

Tabulka č. 1: Vlastnosti lokálních a globálních stabilizátorů

Tabulka č. 2: Příklad dělení stabilizačního systému

Tabulka č. 3: Informační tabulka o cvičení

Tabulka č. 4: Průběh cvičení

Tabulka č. 5: Kritické obory alternativ

Tabulka č. 6: Analýza dat u experimentální skupiny na začátku tréninkové jednotky

Tabulka č. 7: Analýza dat u experimentální skupiny na konci tréninkové jednotky

Tabulka č. 8: Diference u jednotlivých hráček z experimentální skupiny

Tabulka č. 9: Celkové zhodnocení výsledků experimentální skupiny

Tabulka č. 10: Analýza dat u kontrolní skupiny na začátku tréninkové jednotky

Tabulka č. 11: Analýza dat u kontrolní skupiny na konci tréninkové jednotky

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek č. 1: Popis Propriomedu

Obrázek č. 2: Druhy Propriomedů

Obrázek č. 3: Manuální nastavení regulátorů frekvence

Obrázek č. 4: Soubor Propriomedů s různými stupni obtížnosti

Obrázek č. 5: Optimální amplituda cvičení

Obrázek č. 6: Doporučené amplitudy

Obrázek č. 7: Cvičení v oscilační rovině 1

Obrázek č. 8: Cvičení v oscilační rovině 2

Obrázek č. 9: Cvičební cyklus

Obrázek č. 10: Ideální stoj při cvičení

Obrázek č. 11: Cvičení 1

Obrázek č. 12: Cvičení 2

Obrázek č. 13: Cvičení 3

Obrázek č. 14: Cvičení 4

Obrázek č. 15: Cvičení 5

Obrázek č. 16: Cvičení 6

Obrázek č. 17: Analýza střelby na koš z trestného hodu

Obrázek č. 18: Kinogram EMG trestného hodu

Obrázek č. 19a: Dekyfotizace z boku

Obrázek č. 19a: Dekyfotizace z předu

Obrázek č. 20: Cvičení na zevní rotátory pletence ramenního

Obrázek č. 21: Simulace střelby na koš

SEZNAM GRAFŮ

Graf č.1: Úspěšnost u jednotlivých hráček po TJ u experimentální skupiny

Graf č. 2: Úspěšnost u jednotlivých hráček před TJ u experimentální skupiny

SEZNAM PŘÍLOH

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

Příloha č. 2: Informovaný souhlas

Příloha č. 2: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas účastníka výzkumu s dobrovolnou účastí na výzkumném projektu diplomové práce na katedře fyzioterapie FTVS v Praze, vyžádaný zejména podle §27b zákona č. 20/1966 Sb. "O péči a zdraví lidu".

Diplomová práce: Využití Propriomedu u hráček basketbalu

Řešitel: Bc. Tereza Trefná

Cílem této práce zjistit, zda pomůcka Propripomed má vliv na svalovou koaktivaci pletenců ramenních a zda dojde ke zlepšení střelby z trestných hodů u hráček basketbalu.

Prohlašuji, že jsem byl/a seznámen/a s výzkumným projektem diplomové práce na téma "Využití Propriomedu u hráček basketbalu". Tímto potvrzují, že toto seznámení pokládám za srozumitelné a dobrovolně souhlasím se svou účastí.

Proband: _____

Ročník: _____

V _____, dne _____

podpis

Znění informovaného souhlasu ze dne 12.2.2010 zpracovala Tereza Trefná.

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



Využití Propriometru u hráček basketbalu
Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:
MUDr. Eugen Rašev

Vypracovala:
Tereza Trefná

Praha, srpen 2010

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně a uvedla v ní veškerou literaturu a ostatní zdroje, které jsem použila.

V Praze, dne

.....

podpis diplomanta

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 práce MUDr. Eugenovi Raševovi za cenné rady, které mi poskytl při psaní diplomové práce.

Abstrakt

Název: Využití Propriomedu u hráček basketbalu

Cíle: Cílem práce je ověření hypotézy, že po cvičení s Propriomedem dojde k vyšší úspěšnosti střelby z trestných hodů u hráček basketbalu.

Metody: Podstatou experimentu bylo zaznamenání úspěšnosti střelby na koš z trestných hodů bez použití Propriomedu a po cvičení s Propriomedem. Experiment byl prováděn vždy na začátku a ke konci tréninkové jednotky. Výzkumu se zúčastnilo 17 probandů ve věku 25-30let, z toho 12 probandů bylo náhodně přiřazeno do experimentální skupiny a 5 do skupiny kontrolní. Testovanou skupinou byly hráčky basketbalu z týmu BLC Sparta Praha B. K výzkumné části byl využit Propriomed 100/3.

Výsledky: Zjistili jsme, že po cvičení s Propriomedem došlo k vyšší úspěšnosti střelby na koš z trestných hodů. Po cvičení s Propriomedem byla úspěšnost střelby z trestných hodů vyšší na začátku tréninkové jednotky než na konci tréninkové jednotky. Hráčky po cvičení s Propriomedem udávaly subjektivně pocit „volnější ruky a lehkosti“ při střelbě. Také více úspěšných pokusů bylo vstřeleno v podobě tzv. čistého koše, kdy se míč nedotkl desky a ani obroučky.

Závěr: Cvičení s Propriomedem se ukázalo jako vhodné pro zařazení do úvodní části tréninkové jednotky u hráček basketbalu.

Klíčová slova: Propriomed– střelba – basketbal – postura

Abstract

Title: Propriomed use for basketball player's

Objectives: The objective of this assignment is to proof better effectiveness of basketball player's shooting of free throws by using Propriomed.

Methods: The base of the experiment is noting the results of free throw shooting with use of Propriomed and without Propriomed. The experiment was performed on the beginning of the training. There were invited 17 probands in age of 25-30. Out of that 12 probands were randomly selected to special group and 5 were given to control group. The test group was established by basketball players from BLC Sparta Praha B. There was used Propriomed 100/3.

Results: We recognized that there was significant improvement in free throw shooting with using Propriomed. There was slightly better effectiveness in the beginning of the training than in the end. Players subjective feedback given was stated as "easiness shooting hand". Also more attempts were directly scored to basket, when the ball not touched the ring or the board.

Conclusion: Exercise with Propriomed is useful for basketball player's on the beginning of exercise unit.

Keywords: Propriomed– shooting – basketball – posture