

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

Charakteristika pohybových aktivit v basketbale a kineziometrické hodnocení
vybraných projevů hrubé motoriky u pravidelně sportujících basketbalistek
a nespportujících mladých žen

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Martina Haklová, fyzioterapie

Vedoucí práce: prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc.

Olomouc 2018

Jméno a příjmení: Bc. Martina Haklová

Název diplomové práce: Charakteristika pohybových aktivit v basketbale a kineziometrické hodnocení vybraných projevů hrubé motoriky u pravidelně sportujících basketbalistek a nespportujících mladých žen

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc.

Rok obhajoby diplomové práce: 2018

Abstrakt: V teoretické části diplomové práce je popsána biomechanika nejvíce zatěžovaných oblastí těla při basketbalu. Jsou zde uvedeny principy řízení pohybu, hrubá motorika člověka obecně i ve sportu. Závěr teorie je věnován problematice jednotlivých úkonů v basketbale, popisuje střelbu na koš, přihrávky a kineziologii běhu. Ve výzkumné části je prováděno měření pomocí kineziometru DTP-3, který zaznamenává pohybové úkony probanda pomocí snímače na ventrální straně krku, v úrovni vertebra prominens. Proband provádí testy předklonu krátce trvajícího, testy předklonu s výdrží a jejich varianty (se zátěží, na měkké podložce) s následným návratem do výchozí pozice. Výsledky neprokázaly příznivý vliv specifických pohybových aktivit v basketbale na provedení pohybových manévřů hrubé motoriky. Skupina nespportujících mladých žen vykazovala homogennější výsledky při jednotlivých testech předklonu. Tato skupina měla téměř shodné trajektorie při pohybu vpřed a vzad i vyvážený poměr rychlosti při pohybu vpřed a vzad v porovnání se skupinou pravidelně sportujících basketbalistek.

Klíčová slova: basketbalistky, hrubá motorika, kineziometr DTP-3, specifická pohybová zátěž

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci služeb knihovny.

First name and surname: Bc. Martina Haklová

Title of the thesis: Characteristics of physical activities in basketball and kinesiometric assessment of selected manifestations of rough movements gross motor skills in young women basketball players and young women with no active engagement in sport.

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc.

The year the thesis was defended: 2018

Abstract: The theoretical part of diploma thesis describes the biomechanics of the most stressed parts of the body during basketball. It mentions the principles of movement control, gross motor skills in general and during a physical sport activity in particular. The theoretical part concludes with the description of the individual activities in basketball, such as basket shots, passes and kinesiology of the run. The research part then shows measurements performed by a DTP-3 kinesiometer, which records movements of the proband using a motion sensor in the anterior part of the neck, at the level of vertebra prominens. The proband performs short-term forward bend tests, long-term forward bend tests, with different variants (with a load or on a soft mat), followed by return to the starting position. The results did not show a favourable effect of specific physical activities in basketball on indices of gross motor function. A group of young women with no active engagement in sport showed more homogenous results during individual forward bend tests. This group had almost the same trajectory when bending forward and back in comparison with a group of active female basketball players.

Keywords: DTP-3 kinesiometer , female basketball players, gross motor skills, specific physical load

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem magisterskou práci zpracovala samostatně pod vedením prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc., uvedla všechny použité literární, odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 2018

.....

Děkuji vedoucímu práce prof. MUDr. Jaroslavovi Opavskému, CSc. za jeho čas a odbornou pomoc, které mi při zpracování magisterské práce poskytl. Dále děkuji za pomoc při měření na DTP-3 paní Haně Opavské a panu RNDr. Milanovi Elfmarkovi za statistické zpracování a všem probandům, kteří se zúčastnili tohoto experimentu.

Obsah

ÚVOD.....	9
1 Hrubá motorika.....	11
1.1 Hrubá motorika člověka.....	11
1.1.1 Senzorická složka.....	11
1.1.2 Řídicí složka.....	13
1.1.3 Výkonná složka.....	14
1.2 Hrubá motorika v kolektivních míčových hrách.....	15
1.2.1 Motorické učení.....	16
1.3 Metody hodnocení hrubé motoriky.....	17
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	20
2.1 Funkční anatomie basketbalem zatěžovaných oblastí.....	20
2.1.1 Funkční anatomie krční páteře.....	20
2.1.2 Funkční anatomie hrudníku.....	20
2.1.3 Funkční anatomie bederní páteře.....	21
2.1.4 Funkční anatomie dolní končetiny.....	22
2.1.5 Funkční anatomie nohy.....	24
2.2 Řízení pohybu a složky posturální kontroly.....	25
2.3 Postura.....	26
2.3.1 Strategie zajištění posturální stability.....	29
2.4 Basketbal, základní pravidla a biomechanika.....	30
2.4.1 Kineziologie a biomechanika běhu.....	30
2.4.2 Basketbalové přihrávky.....	32
2.4.3 Střelba v basketbale.....	32
2.5 Hypermobilita a basketbal.....	35
2.6 Rozložení zátěže pohybového systému při basketbalovém výkonu.....	38
2.6.1 Tréninková jednotka basketbalistek.....	39
2.7 Pohybové testy použité pro zhodnocení rozvíjení páteře.....	40
2.8 Metoda DTP-3 použitá k hodnocení pohybu.....	41
3 CÍLE A HYPOTÉZY.....	45
4 METODIKA.....	46
4.1 Charakteristika souboru.....	46
4.1.1 Metodika výzkumu.....	46

4.2	Klinické vyšetření.....	47
4.2.1	Vybavení.....	47
4.2.2	Metody vyšetření.....	48
5	METODY STATISTICKÉHO ZPRACOVÁNÍ.....	56
6	VÝSLEDKY.....	57
6.1	Výsledky celého souboru.....	57
6.2	Porovnání mezi skupinami.....	57
6.3	Hypotézy a výzkumné otázky.....	65
7	DISKUZE.....	67
7.1	Diskuze k výzkumnému souboru.....	67
7.2	Diskuze k výzkumné metodě.....	68
7.3	Diskuze k výsledkům výzkumu.....	69
7.4	Diskuze k hypotézám.....	70
	ZÁVĚR.....	72
	SOUHRN.....	73
	SUMMARY.....	74
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	75
	PŘÍLOHY.....	83

Seznam vybraných zkratk

3D	trojrozměrný
AS	area of support
BMI	body mass index
BS	base of support
C	cervikální
CNS	centrální nervová soustava
COM	centre of mass
COP	centre of pressure
DTP-3	diagnostika tvaru páteře-3
FG	fitnessgram
FTK UP	fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého
GMFM-88	gross motor function measure-88
Hz	hertz
kg	kilogram
K-S test	Kolmogorov-Smirnovův test
L	lumbální
m	metr
M	průměr
m.,mm.	musculus, muscoli
MABC-2	movement assessment battery for children-2
MODE	nejčastěji se vyskytující hodnota ve skupině
N	nesportovci
n	počet osob ve skupině
p	hladina pravděpodobnosti
S	sportovci
TPKT	test předklonu krátce trvající
TPKTZ	test předklonu krátce trvající se zátěží
TPV	test předklonu s výdrží
TPVZ	test předklonu s výdrží se zátěží
TPVZP	test předklonu s výdrží se zátěží na měkké podložce

ÚVOD

Pojem motorika obecně zahrnuje lidské pohybové předpoklady a projevy. V rámci hrubé motoriky mluvíme o dvou hlavních funkcích pohybové soustavy a to funkci posturální a lokomoční. Společně zajišťují stabilitu a změnu polohy jednotlivých segmentů i celého těla. Jak již bylo výše zmíněno, je patrné, že systém posturální má za úkol stálost – posturu výchozí polohy těla. Naopak systém lokomoční má v sobě již určitou aktivitu a podílí se na změně polohy těla v prostoru (Véle, 1997). Mezi systémem posturálním a lokomočním existuje velmi úzká vazba, díky které se systémy spojují pod název posturálně-lokomoční. Jedná se o jednu funkční jednotku hrubé motoriky, kde udržování polohy a pohyb probíhají jako dynamický proces. Je to vysvětleno tím, že i při udržování polohy tzv. vzpřímeného držení těla je stále vyvíjena minimální svalová aktivita, díky které je tělo v rovnováze. Bez této svalové aktivity – minimálních titubací, by nebylo možné korigovat odchylky držení těla a docházelo by k přetížení podpůrného aparátu, mikrotraumatizacím i makrotraumatizacím svalově-kloubních struktur (Véle, 1997).

Téma jednostranné sportovní zátěže, nebo jinými slovy sportovní specializace, je v dnešní době často diskutováno. Dopad sportovní specializace na posturu a hrubou motoriku je významný, ale stále polemizujeme, do jaké míry je pro lidské tělo vrcholová sportovní aktivita fyziologická. Pro svou diplomovou práci jsem formulovala otázku: *Mají pravidelné specifické pohybové aktivity v basketbelu vliv na pohybové manévry hrubé motoriky?*

Stabilita páteře v podstatě znamená schopnost fixovat klidovou konfiguraci páteře (statická stabilita) a toto postavení udržet i při fyziologickém rozsahu pohybu (dynamická stabilita). Statická stabilita je podmíněna 3 stabilizačními pilíři páteře, dynamická stabilita je zajištěna pružností axiálních vazů a svalů. Mechanismy pro kontrolu stability hlavy a krku jsou vestibulární a propioceptivní systém (Ganong, 2005). Neméně důležitým faktorem pro kontrolu stability hlavy je zrak. Zrakový analyzátor napomáhá celkové orientaci v prostoru a kontroluje polohu hlavy, jak v klidu, tak v pohybu. Komplexní zpracování vjemu je docíleno integrací informací ze zrakového systému se somatosenzorickým a vestibulárním systémem (Vařeka, 2002).

V této práci budou projevy pohybového chování zaznamenávat kineziometricky pomocí přístroje DTP-3. Při flexi páteře dochází k určité výchylce z normy u každého jedince individuálně. Tuto výchylku budeme posuzovat v rámci každodenních činností

a sportovních aktivit probanda. Kineziometrické hodnocení bude doplněno o kineziologické vyšetření a stručné anamnestické údaje, které nám hodnocení zkompletují. Kineziometr bude snímat pohyb bodu na krční páteři, výstupem měření bude trajektorie a parametry pohybu v soustavě souřadnic x, y, z. Studie je zaměřena na hodnocení senzomotorických regulací, na posouzení návratu hlavy a trupu do výchozí pozice ve stoji po krátkém a maximálním předklonu a také po krátkém a maximálním předklonu s desetivteřinovou výdrží v dané pozici. Pro zvýraznění možné výchylky se použije zátěžová vesta s individuálně propočítanou hmotností pro daného probanda. V rámci finálního pokusu jsme situaci ztížili stojem na nestabilní podložce.

Basketbal je jeden z nejužitečnějších sportů pro budování motorických dovedností, koordinace a reakčních schopností. Hrubá motorika je nedílnou součástí jakékoliv sportovní aktivity a díky opakování a procvičování jednotlivých disciplín v basketbalu se pohybové předpoklady a projevy mohou rozvíjet (Bayazit, 2015).

1 Hrubá motorika

1.1 Hrubá motorika člověka

Již zmíněné dvě hlavní funkce pohybové soustavy a to funkce posturální a lokomoční zajišťují stabilitu klidové výchozí polohy těla a také umožňují změnu polohy těla i dílčích segmentů. Osový orgán (hlava, páteř, pánev) má za úkol realizovat funkci posturální a končetiny, jak horní, tak dolní, naopak zajišťují funkci lokomoční. Vzájemnou kooperací mluvíme o jedné funkční jednotce posturálně-lokomoční. Tato funkční jednotka má na starost vzpřímené držení těla za různých situací, jak statických, tak dynamických. Vzpřímené držení těla zajišťují tři hlavní složky, a to složka senzorická, řídicí a výkonná (Véle, 2006).

1.1.1 Senzorická složka

Složka poskytující informace o změně vnitřního či vnějšího prostředí, přijímá senzory (receptory) a mění je na vzruch, který se šíří do vyšších úrovní CNS, kde je daný senzor zpracován. Obecně dělíme senzory na exteroceptory (zrak, sluch, hmat, čich, chuť), interoceptory (reagují na chemické a mechanické podněty uvnitř organismu) a proprioceptory (svalová vřeténka, šlachová tělíska, kloubní receptory reagující na polohu a pohyb těla). Systémy senzorické zahrnují také systém vestibulární a somatoviscerální (hmatové, teplotní, hluboké a útrobní cití). (Trojan, 2003, Rokyta, 2008).

Pro posturální stabilitu využíváme ze senzorické složky především propriocepci, vestibulární systém, zrak a receptory v kůži (Vařeka, 2002 II).

Propriocepcce

Je to schopnost NS zaznamenávat změny, které vzniknou ve svalech a uvnitř těla pohybem nebo svalovou činností. *Svalová vřeténka* reagující na změnu délky svalového vlákna a rychlost této změny mají podle svého názvu vřeténkovitý tvar a dosahují velikosti několika milimetrů. Každé svalové vřeténko je tvořené vazivovým pouzdrem obsahující intrafuzální a extrafuzální vlákna, zakončení vazivového pouzdra je připojeno ke šlachám na obou koncích svalu, tak může svalové vřeténko rychle reagovat na změnu délky a rychlost změny daného svalu. *Golgiho šlachový orgán* je složen z knoflíkovitých zakončení mající kolem šlachových svazečků síťovité uspořádání. Z Golgiho šlachového tělíska vychází nervová vlákna typu Ib (myelinizovaná, rychle vedoucí senzorická vlákna), které při podráždění způsobí vznik

inhibičního postsynaptického potenciálu na motoneuronech, které zásobují daný sval. Šlachová tělíska mají za úkol, aby nedošlo k přepětí svalu i jeho šlachy a citlivě reagují na tenzi kontrakce. Jak svalová vřeténka, tak Golgiho šlachový orgán spolu vzájemně kooperují (Ganong, 2005). *Kloubní receptory* v kloubních pouzdrech, vazech a perichondriu zaznamenávají a reagují na změnu polohy kloubu (Rokyta, 2008).

Exterocepce

Receptory v kůži (mechanoreceptory) jsou často v rámci posturální kontroly vynechávány, avšak důležitost těchto receptorů je nenahraditelná. Díky nim můžeme vnímat dotyk a tlak, zaznamenávat změny deformace kůže nebo ohnutí vlasu. Dochází k detekci receptorů, jejich přeměně na elektrický signál a jeho následné vedení aferentními drahami do CNS, ve které jsou tyto signály zpracovány a vyhodnoceny. Podle intenzity reakce na mechanický podnět můžeme rozdělit typy mechanoreceptorů na volná nervová zakončení nebo pomalu a rychle adaptující se receptory složitě opouzdřených nemyelinizovaných zakončení senzitivních vláken A β (Králíček, 2011).

Rozdíl mezi pomalu se adaptujícími a rychle adaptujícími se receptory je v tom, že u pomalu adaptujících se receptorů je signál produkován po celou dobu působení podnětu, řadíme zde Merkelovy disky a Ruffiniho tělíska. Naopak u rychle adaptujících se receptorů je reakce pouze na začátku nebo až na konci mechanického stimulu, řadíme zde Vater-Paciniho a Meissnerova tělíska. *Merkelovy disky* nalezneme v epidermis a reagují na dotek či lehký tlak na kůži, dokáží detekovat obrysy předmětu. *Ruffiniho tělíska* nalezneme v hluboké vrstvě koria a dokáží registrovat napnutí kůže při ohnutí prstů končetin. *Vater-Paciniho tělíska* nalezneme v tela subcutanea a slouží k detekci vibrace. *Meissnerova tělíska* nalezneme v papilách koria kůže a reagují na mechanické chvění optimálně o frekvenci 80 Hz, dokáží také detekovat strukturu povrchu předmětu, který člověk hmatá (Králíček, 2011).

Ruffiniho a Meissnerovy hmatové mechanoreceptory jsou také důležité pro identifikaci míst s různým zatížením a to se vztahuje i na polohu COP. Kontrolují také tření, které je v rámci zajištění posturální stability podstatný faktor (Vařeka, 2002).

Vestibulární systém

Receptory vestibulárního systému nacházíme v kostěném labyrintu skalní kosti a v sacculu a utriculu. Reagují na změnu gravitace v klidu i pohybu při vychýlení polohy hlavy (Rokyta, 2008).

Vestibulární systém je důležitý při posturálních reflexních reakcích – udržení hlavy a trupu ve vzpřímené poloze a vestibulookulomotorickém reflexu – fixace očima pozorovaný předmět během změny polohy hlavy (Králíček, 2011).

Zrak

Bez zrakové kontroly by posturální stabilizace nemohla stoprocentně fungovat, optická kontrola je základní předpoklad posturální stabilizace. Díky zrakovému analyzátoru je zajištěna celková orientace v prostoru, kontroluje polohu hlavy v klidu i pohybu a dokáže předvídat změny působení vnějších sil. Pro komplexnost celého vjemu jsou informace ze zrakového systému integrovány se somatosenzorickým a vestibulárním systémem (Vařeka, 2002).

1.1.2 Řídící složka

Primární funkcí CNS je přenos informací z receptorů, zpracování a odeslání signálů na efektory. Jednotlivé díly CNS (páteř, prodloužená mícha, Varolův most, střední mozek, mozeček, mezimozek, bazální ganglia, limbický systém a mozková kůra) navzájem kooperují pomocí vzestupných a sestupných drah (Ambler, 2011).

Jakýkoliv pohyb je komplexní souhra všech složek motoriky na všech hierarchických úrovních. Tyto úrovně se vzájemně ovlivňují a jedná se o spinální míchu, mozkový kmen, mozeček, bazální ganglia, thalamus a mozkovou kůru (Mysliviček a kol., 2009).

Pro udržení vzpřímeného stoje jsou nejdůležitější díly CNS spinální mícha, retikulární formace, střední mozek, mozeček, bazální ganglia a mozková kůra (Bartůňková, 2007). Vzpřímené držení těla je udržováno nejen těmito díly CNS, ale také pomocí reflexních systémů a to konkrétně postojovými reflexy, vzpřimovacími reflexy a umíst'ovací reakcí (Králíček, 2011).

Postojové reflexy

Postojové reflexy slouží, jak již bylo výše zmíněno k udržení vzpřímeného stoje. Základ pro postojové reflexy je svalový tonus zajišťovaný skrze propioceptivní spinální reflexy a γ -systém (Trojan, 2005).

Popisujeme tři typy těchto reflexů a to lokální, segmentální a celkové statické reakce. *Lokální statické reakce* jsou nejjednodušší formou postojových reflexů, zpevňují klouby končetin při vstávání, stojí nebo chůzi. Reakce jsou vyvolány jako odpověď na podráždění taktilních receptorů plosky nohy a proprioceptorů v mm. interossei při zátěži nohy. *Segmentální statické reakce* řadíme o stupeň výše než reakce lokální,

řídí souhru svalstva více končetin. Důsledkem těchto reakcí je to, že při pohybu jedné končetiny ovlivníme svalový tonus končetiny druhé. Příkladem je flexe pravé nohy, kterou doprovází extenze nohy levé, díky tomuto procesu je zajištěna rovnováha a vzpřímený stoj. Důležitou roli zde hrají proprioreceptory, a jakožto řídicí jednotka spinální mícha. *Celkové statické reakce* jsou nejkompexnější a nejvyšší řídicí formou postojových reflexů, zodpovídají za koordinaci tonu svalů horních a dolních končetin i trupu. Do celkových statických reflexů řadíme tonické šíjové reflexy, tonické a fázické labyrintové reflexy (Králíček, 2011).

Vzpřimovací reflexy a umístovací reakce řadíme mezi vyšší reflexní mechanismy. Jsou zachytitelné pouze u dekontikovaných zvířat, proto nebudou v této práci podrobněji probírány.

1.1.3 Výkonná složka

Výkonným orgánem při udržování vzpřímeného držení těla je sval, jakožto aktivní složka. Pasivní složkou pro udržení vzpřímené polohy zajišťují kostěné a chrupavčité struktury společně s ligamenty. Pro zajištění posturální stability se obě složky navzájem doplňují. Nelze pracovat izolovaně se složkou aktivní nebo pasivní, vždy je důležitá spolupráce obou složek (Suchomel, 2006).

Výkonná složka má v rámci posturální kontroly tyto tři hlavní oblasti – axiální systém, oblast pánve a dolních končetin (Véle, 1995).

Axiální systém

Jednotlivé komponenty axiálního systému společně zajišťují posturu a mají význam protektivní, nosný a hybný. Celý systém je tvořen osovým skeletem, spoji na páteři, svaly aktivující osový skelet, kosterním základem hrudníku, jeho spoji a dýchacími svaly. Z funkčního hlediska dělíme páteř na úsek horní krční, dolní krční, horní hrudní, dolní hrudní, horní a dolní bederní. *Horní krční úsek* má v souvislosti s posturální kontrolou největší význam. Jeho úzká spojitost s proprioceptivní aferencí z šíjových svalů společně se svaly v oblasti ruky a očí je podmíněna velkým množstvím svalových vřetének. Při nesprávné koordinaci mezi sensorickou aferencí z hlavové oblasti (optická, vestibulární, akustická) a výše zmíněnou proprioceptivní aferencí z úseku horní krční páteře vzniká posturální labilita, v horším případě i vertigo. *Hrudní páteř* je nejméně pohyblivým úsekem páteře, hlavním úkolem tohoto úseku je v rámci posturální stability udržet tělesnou osu ve správném postavení. *Bederní páteř* má v rámci posturální stability funkci nosnou, díky tomu je to úsek s nejvíce

mechanicky zatěžován. Z hlediska reakce na změnu postury je páteř ze všech tří výkonných složek nejrychlejší. Je to díky hluboko uloženým svalovým vrstvám, které korigují postavení jednotlivých obratlů. Jak již bylo napsáno, v oblasti šíjového svalstva je velké množství proprioceptorů, tudíž na vzpřímeném držení těla hraje velkou roli správné držení hlavy (Véle, 1995).

Oblast pánve

Pánev slouží v rámci posturální stability jako převaděč zátěže mezi páteří a dolními končetinami, určuje postavení páteře, její tvar a zakřivení. Nesprávné postavení pánve nám může zvyšovat bederní lordózu nebo naopak kyfózu. Je důležité umět pánev aktivně napřímit během každodenních činností (stoj, sed, chůze) (Larsen, 2005).

Oblast dolních končetin

Dolní končetiny v rámci posturální stability zajišťují pevný kontakt s podložkou. V kontaktu s podložkou máme chodidlo, na které se přenáší váha těla až z kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu. Noha vytváří oporu pro vzpřímené držení těla, zároveň má funkci proprioceptivní a exteroceptivní. Při poruše senzitivity nohy dochází k posturální nejistotě a správné postavení je kompenzováno svaly z oblasti pánve, thorakolumbálního úseku, šíje a žvýkacích svalů. Noha je flexibilní, pohyblivá a aktivní část těla, je potřeba ji neustále stimulovat, měnit terén a udržovat její aktivitu (Hermachová, 1998).

1.2 Hrubá motorika v kolektivních míčových hrách

Základem provedení jakéhokoliv pohybu je důležitá optimální postura tzv. vzpřímené držení těla. K udržení jednotlivých segmentů těla proti působení zevních sil nám napomáhá svalová aktivita řízená z CNS (Vařeka, 2006).

Příslušné svalové synergie pro udržení rovnováhy se v CNS formují na základě správné funkce periferního senzorkého systému, díky kterému zpracováváme a integrujeme příchozí proprioceptivní, zrakové a vestibulární informace na úrovni CNS (Hatzitaki a kol., 2002).

Každý pohyb v sobě zahrnuje prvek stability, z toho posturální stabilita je základní aspekt motorického učení. Pro zajištění posturální stability je využíván soubor statických a dynamických strategií jako je rovnováha a balance. Statická rovnováha neboli static standing balance je dynamický proces, který v sobě zahrnuje senzorkou

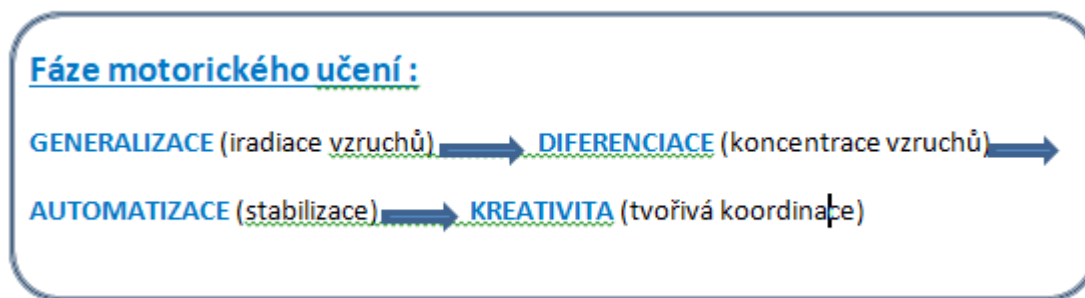
aktivitu, mapování terénu a vnějších stimulů pro následnou akci. Pokud není systém posturální kontroly dostatečně vyzrálý, zabrání následné tvorbě posturální stability i komplexnějším pohybovým dovednostem. Příkladem jsou děti bez dostatečné statické rovnováhy ve stoji, pro které bude problematictější získat adekvátní posturální stabilitu při chůzi a ještě hůř, při běhu (Gallahue & Ozmun, 1997).

1.2.1 Motorické učení

V rámci kolektivních sportů je nejdůležitější fází učení pohybu. Pohyb lze naučit sledováním, napodobováním nebo zkušenostmi. Obecně je proces učení definován jako získávání zkušeností, návyků, dovedností a znalostí pomocí regulačních a autoregulačních mechanismů nebo zpětnovazebných informací (Kučera et al., 2011).

Výsledek motorického učení je nabytí pohybové dovednosti. Učíme se jak správně, rychle a úsporně řešit pohybový úkol. Dovednosti na rozdíl od schopností nejsou geneticky podmíněny a během života jedince se mění v závislosti na praxi a zkušenosti (Měkota, Novosad, 2007).

Rozlišujeme jednotlivé fáze motorického učení, které na sebe navazují a čerpají z předešlých informací. První fáze *generalizace* seznamuje žáka s novým pohybem pomocí smyslů (zrak, sluch, pohybové simulace), dochází ke zpracování daného pohybu a také první pokusy o tento pohyb. Fáze *diferenciace* je etapou opakování a nácviku pohybu. Pohybové dovednosti jsou přesnější a dokonalejší. Ve fázi *automatizace* jsou již pohyby automatické, bez vědomé kontroly a sportovec dosažením této fáze již daný pohyb nezapomene a může z něj čerpat do složitějších pohybů. Pro vrcholového sportovce je důležitá fáze *tvůřivé koordinace*, kdy je pohyb zařazen do sestavy, sportovec dokáže improvizovat, navazovat složitější pohyby a reagovat na změny. Tvořivá koordinace je nejen ve sportu spojena s určitou inteligencí jedince, proto ne každý sportovec může dosáhnout vrcholové úrovně (Dovalil et al., 2008).



Obrázek 1: Fáze motorického učení, přehledné schéma

Zdroj: Dovalil et. al., 2008

Motorické učení je možno rozdělit na imitační, instrukční, zpětnovazebné, problémové nebo ideomotorické. V každém sportu je podíl jednotlivých druhů motorického učení odlišný. V basketbale se dbá hlavně na přesnost pohybu, správné načasování, dobrou koordinaci a správné řešení problémů. Proto je zastoupeno z nejvíce učení zpětnovazebné, imitační a problémové (Linhart, 1982, Kučera et al., 2011).

1.3 Metody hodnocení hrubé motoriky

Motorické testy většinou vycházejí z fundamentálních pohybových vzorů raného dětství. Sledují se zde hlavně aspekty statické a dynamické rovnováhy, orientace v prostoru a celková pohybová koordinace (Gallahue & Ozmun, 1997). Fyzioterapeut se zaměřuje při hodnocení na kvantitu a kvalitu provedení pohybových komponent, jako je nastavení postury nebo změny těžiště (Kolář, 2009).

Statické testy

Testování ve staticce zahrnuje různé varianty stoje. Celkovou posturu, kvalitu stoje, rozložení těžiště, hru šlach extenzorů chodidla a bérce či titubace testujeme volným bipedálním stojem, při kterém můžeme následně zvyšovat stupeň obtížnosti. Vhodným příkladem je Rombergova zkouška, zahrnující tři druhy stoje:

- 1) Stoj s chodidly od sebe na vzdálenost ramen;
- 2) Stoj spojný tzn. o úzké bázi;
- 3) Stoj spojný s vyřazením zrakové kontroly. (Véle, 2006, Opavský, 2003)

Další statická vyšetření jsou například tandemový stoj, stoj na molitanu nebo stoj na jedné dolní končetině. Stoj na jedné dolní končetině je odvozen z lidské chůze a zaujímá výraznou část krokového cyklu. Tato pozice je jedna z nejzákladnějších poloh

člověka, brzy se vyvíjí a rychle zdokonaluje. Proto by stoj na jedné dolní končetině neměl být pro zdravého člověka výrazně energeticky náročný (Kolář, 2001).

Dynamické testy

Testování v dynamice hodnotí rytmus, frekvenci, souhyby horních končetin či posturu při daném pohybu (Opavský, 2003).

U sportovců, jak dětských, tak dospělých můžeme hodnotit například chůzi a její modifikace, jako je chůze po čáře, po špičkách nebo se zavřenýma očima. Dalším motorickým testem mohou být poskoky na jedné dolní končetině nebo vertikální skok (Gallahue & Ozmun, 1997, Touwen, 1979, Wickstrom 1983).

Od čtvrtého roku je koordinace chůze již odpovídající dospělému, i když je stále energeticky náročnější. Tyto energetické nároky vymizí po dvanáctém roku života (Vařeka, 2006). Pro dospělého člověka je charakteristická flexe kolene, která přetrvává během oporové fáze, rotace a lehký úklon pánve. Bipedální lokomoce ve zkříženém vzoru vyjadřuje schopnost diferenciací svalů trupu (Kováčiková & Beranová, 1998). U poskoků na jedné dolní končetině musíme respektovat věk dítěte, pro dítě do tří let tolerujeme normu pěti poskoků bezprostředně za sebou a to pouze na dominantní končetině. S věkem se počet opakování zvyšuje a u dospělých považujeme za normu minimálně dvacet poskoků bezprostředně za sebou se opakujících (Touwen, 1979). Zajímavostí je, že dívky mívají častěji kvalitnější provedení poskoku na jedné dolní končetině než chlapci (Wickstrom, 1983). Vertikální skok se skládá z fáze přípravné a to podřepu, fáze letové a fáze dopadu. Pro provedení vertikálního skoku neboli výskoku vzhůru je potřeba explozivní a energetický potenciál, který například u běhu není tolik běžný a proto je vertikální skok považován za dovednost náročnější nežli běh. K samotnému provedení patří také určitá míra odvahy a odhodlání, která tento motorický prvek může limitovat (Wickstrom, 1983).

Standardizované testy

Pro zhodnocení úrovně základních motorických výkonností u dětí a dospělých slouží testová baterie UNIFITTEST (6-60) a FITNESSGRAM.

UNITITTEST (6-60) je určen pro věkovou kategorii od 6 do 60 let. Základní čtyř-položková heterogenní testová baterie je doplněna o ukazatele tělesné stavby (tělesná výška, hmotnost a množství podkožního tuku). Čtyř-položková testová baterie je složená ze skoku dalekého z místa, leh-sed opakovaně, běh po dobu 12 minut nebo

člunkový běh volitelný dle věku pacienta, shyby u chlapců a výdrž ve shybu u dívek) (Měkota, 2002).

Společným základem pro všechny věkové skupiny *skok daleký z místa, leh sed opakovaně* a některá varianta *vytrvalostní lokomoce*. Dle věku doplňujeme společný základ o čtvrtou položku, která charakterizuje typické motorické projevy daného věkového období. Např. *člunkový běh* pro rozvoj rychlostních a obratnostních schopností v období od 6 do 15 let. *Opakované shyby nebo výdrž ve shybu* pro progresivní rozvoj a potřebu silových schopností v období dospívání tj. od 15 do 25/30 let a *test hloubky předklonu* u pacientů nad 30 let pro zhodnocení stupně kloubní pohyblivosti a ohebnosti (Měkota, 2002).

Jednotlivé testy jsou zařazeny do kategorií, aby bylo možné zkoumat podobnou tělesnou zdatnost. Skokem dalekým z místa zkoumáme *výbušnou sílu dolní části těla*, leh-sed opakovaně a shyby či výdrž ve shybu zkoumají *svalovou sílu a vytrvalost břišních svalů*. *Aerobní zdatnost* je zkoumána během po dobu 12 minut, vytrvalostním člunkovým během nebo chůzí na vzdálenost 2 km. Člunkový běh 4x 10 m zkoumá *běžecovou rychlostní schopnost* a na závěr hluboký předklon v sedu zkoumá *flexibilitu a ohebnost* pacienta (Měkota & Kovář, 1995).

Testová baterie FITNESSGRAM (FG) vyjadřuje úroveň zdatnosti, která je nutná k udržení zdraví. Celkové zaměření je shrnuto do tzv. HELP koncepce, jejímž cílem je podpora zdraví (Health) pro každého (Everyone) bez ohledu na věk, pohlaví a pohybové předpoklady. Důraz je kladen na celoživotní (Lifetime) pravidelnou pohybovou aktivitu, která uspokojí osobní (Personal) potřeby a zájmy. Tato baterie testů byla navržena Cooper institutem se sídlem v Dallasu (Cooper Institute, 2007).

Testová baterie FG je rozdělena do tří skupin podle složek zdravotně orientované zdatnosti. *Složka aerobní zdatnost* (běh na jednu míli, chůze na jednu míli, vytrvalostní člunkový běh), *složka tělesné složení* (měření kožních řas, měření BMI) a *složka svalová síla, vytrvalost a flexibilita* (hrudní předklony v lehu pokrčmo, záklon v lehu na břicho, 90 ° kliky, shyby, výdrž ve shybu, shyby ve svisu ležmo, předklon v sedu pokrčmo přednožněm pravou nebo levou dolní končetinou, dotyk prstů za zády). Na závěr je FG doplněn o tři otázky k pohybové aktivitě nebo třídení dotazník pohybové aktivity – ACTIVITYGRAM (Suchomel, 2006, Cooper Institute, 2007).

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Funkční anatomie basketbalem zatěžovaných oblastí

2.1.1 Funkční anatomie krční páteře

Krční páteř dělíme z anatomického a funkčního hlediska na horní krční páteř tzv. subaxiální, kterou tvoří okcipitoatlantoaxiální komplex (O-C1-C2) a dolní krční páteř (C3-C7) (Čihák, 2011). V rámci páteře je krční oblast brána za nejvíce pohyblivou. Na komplexnosti pohybu se podílí processus articulares, které mají kloubní plošky mírně zakřivené, sklopené dozadu a kaudálně. Společná rotační plocha má osu u C3 a C4 vzadu za koncem trnového výběžku a u C5-C7 vpředu před tělem obratle. Je to dáno anatomickým lordotickým zakřivením krční páteře. Pohyb krční páteře je souhra rotačních a translačních pohybů ve všech směrech. Rozsah axiální rotace i laterálních úklonů klesá kraniokaudálně. Segment C5-C6 je typický největším výskytem degenerativních změn, v této části krční páteře dochází k největšímu rozsahu pohybu ve flexi a extenzi (Panjabi, White, 1980). Pohyblivost krční páteře je v basketbale velice důležitá, často dochází k nadměrnému přetěžování kvůli tuhosti hrudní páteře. Omezená rotabilita hrudníku se řetězí do oblasti dolní krční páteře a může mít za následek migrény a závratě u mladých sportovkyň (Sillanpaa, Anttila, 1996).

2.1.2 Funkční anatomie hrudníku

Z hlediska funkční anatomie není hrudník separován od axiálního systému a hrudní páteře, právě naopak. Společně s hrudní páteří tvoří elasticou, pevnou a prostornou schránku pro vnitřní orgány v něm obsažené a rigidní oporu pro svaly. Postavení žeber má vliv na tvaru hrudníku, dýchání a správnou funkci bránice. Hrudník, jakožto axiální funkční elastický komplex má schopnost akumulovat energii nahromaděnou ve fázi vdechu a následně ji využívá ve fázi výdechu. I malé změny na hrudní jsou provázány dýchacími obtížemi. Volnost hrudníku, rotabilita a jeho šířka jsou důležité ukazatele správného držení těla. V basketbale je častá anteflexe hrudníku, především při driblinku a obraně. Při anteflexi se hrudník oplošťuje, žebra klesají a dochází k zúžení meziobratlových prostor. Hrudník se dostává do krajního výdechového postavení a dýchání je značně omezeno (Dylevský, 2009). Nedílnou součástí tohoto axiálního funkčního elastického komplexu je bránice, jako hlavní nádechový sval je sama schopna zajistit všechny základní nádechové funkce. Jednotlivé

partie bránice je možno izolovaně aktivovat a tím měnit tvar daných sektorů hrudníku. Dynamickou rovnováhou mezi bránicí a svalovými komplexy břišních a pánevních svalů je zajištěn fyziologický průběh dechového stereotypu (Myers, 2015). Mimo dechové funkce má bránice zásadní posturálně lokomoční funkci, která je spojená se zvýšením transdiafragmatického tlaku. Zvýšení transdiafragmatického tlaku je spojeno s každým pohybem těla a končetin, proto změna postury je vždy spojena s aktivitou bránice (Kolář, 2009).

2.1.3 Funkční anatomie bederní páteře

Dolní bederní sektor je přechodem mezi L4 – S1 a dochází zde k přenosu sil z axiálního skeletu do struktur pánevního okruhu. Z hlediska inervace i cirkulace je velký vztah dolního bederního sektoru a dolních končetin, proto bolest, která zde vzniká, přechází kaudálně a může mít za následek funkční poruchy svalového systému končetin (Dylevský, 2009). Z biomechanického pohledu je úsek L5-S1 nejvíce pohyblivý v rovině sagitální a díky tomu také nejvíce zranitelný. Se zvýšenou pohyblivostí je spojena i zvýšená zátěž této oblasti. Druhým nejpohyblivějším úsekem bederní páteře je úsek L4-L5. Směrem kranálním se pohyblivost v rovině sagitální snižuje. Pro bederní páteř je nejméně významný pohyb do rotace, kde můžeme zaznamenat maximálně 3 stupně oboustranně. Důležitější je pohyb do lateroflexe, kde se setkáme až s osmi stupni oboustranně (Kapandji, 2010). Každý sport vyžaduje určité kompenzační cvičení a všestrannou průpravu, pokud tomu tak není, může dojít k nadměrnému zatížení v oblasti páteře. Konkrétně u basketbalistek, nadměrná zátěž se vyskytuje právě v okolí bederní páteře. Typický úsek páteře, kde vzniká nejčastěji spondylolýza je úsek L5 (Cardozo et. al., 2015).

2.1.4 Funkční anatomie pánve

Pánev vzniká spojením párových pánevních kostí, kosti křížové a kostrče. Tato kostěná struktura ohraničuje pánevní dutinu. Z klinického hlediska je významnější oblast malé pánve a v ní uložené části pohlavních a močových orgánů a také konečník. Žena má oproti muži pánev širší, nižší a prostornější, je to dáno především z důvodu porodu. Se šířkou pánve u žen také souvisí nízká symfýza a kratší křížová kost vyklenutá dozadu. Funkční význam pánve je velký, protože pánev má funkci transmisní, protektivní a podpůrnou. Mimo tyto důležité a nenahraditelné funkce je také místem úponu svalů, pro které jsou přizpůsobeny jednotlivé inzerční plochy (Dylevský, 2009).

Jedním z nejdůležitějších svalů v oblasti pánve je m. iliopsoas, který se podílí na flexi kyčelního kloubu. U většiny sportovců, bývá tento sval zkrácený a díky tomu dochází k nesprávnému naklonění pánve v transverzální rovině (Silva, 2004). Změněné postavení pánve vždy ovlivní páteř jako celek až k hlavě, pánev zajišťuje stabilizaci a podílí se ve velké míře na celkovém držení těla. Mimo celkové držení těla má zvětšená anteverze pánve vliv na low back pain (LBP) a také na mobilitu v oblasti lumbosakroiliakálního spojení, které je místem přenosu pohybu z dolních končetin a tlumičem dopadu (Vleeming et al., 2007).

Z hlediska basketbalu a obecně každého sportu je pánev základ dynamiky, rychlosti a síly. Jako mezník mez horní a dolní polovinou těla musí vyrovnávat a balancovat veškeré nesrovnalosti. Její naklonění určuje míru bederní lordózy a také má vztah ke kyčelnímu kloubu, kde ovlivňuje stupeň volnosti. Pro každého sportovce je nesmírně důležité zachovat rotabilitu mezi pánví a kyčelními klouby, bez této pohybové schopnosti není možné, především v kolektivních sportech jako je basketbal, házená nebo volejbal, trénovat na vrcholové úrovni. Při omezené rotabilitě mají kyčle sklon k nadměrné vnitřní rotaci, dochází k omezení flexe a vznikají mikrotraumata v této oblasti vedoucí až k artróze kyčelního kloubu (Kučera et al., 2011).

2.1.5 Funkční anatomie dolní končetiny

Volnou dolní končetinu spojuje s pánevní kostí kyčelní kloub. Díky kulovitému tvaru je kyčelní kloub velice variabilní a umožňuje nejen pohyb dolní končetiny vůči trupu, ale má také nosnou funkci trupu a balanční funkci, udržující vzpřímení trupu. Celková pohyblivost je dána tvarovou úpravou artikulujících kostí i průběhem vazů. Především u ženského pohlaví zaznamenáváme vrozené vykloubení kyčelního kloubu, které narušuje celý femoro-acetabulární komplex (Dylevský, 2009). Důsledkem je instabilita různého stupně nebo decentrace kyčelního kloubu. Špatná terapie této deformity může mít za následek omezený rozsah pohybu limitující sportovce při vrcholovém výkonu (Kolář, 2012).

Nosnou částí dolní končetiny a zároveň nejdelší a nejmohutnější kostí v těle je kost stehenní. Mimo tyto mechanické funkce má kost stehenní důležitou roli při chůzi (Dylevský, 2009). Délka femuru nám umožní přirozené stáčení končetiny při chůzi a tím minimalizuje svalovou práci, aby se druhá dolní končetina mohla posunout vpřed. Z hlediska vývoje má stehenní kost přirozeně zevně rotační postavení, které přispívá k centraci kyčelního kloubu a zajišťuje volnost mezi krčkem stehenní kosti a pouzdrem

kyčelního kloubu. Zevně rotační postavení stehenní kosti je u basketbalistů i ostatních vrcholových sportovců známkou volnosti pohybu, prevence kyčelního impigement syndromu, lepší dynamiky při běhu, výskoku apod. (Larsen, 2005). Pro prevenci kyčelního impigement syndromu tzv. sportovní kýly je také důležitá souhra a balanc svalů v oblasti kyčelního kloubu a stehenní kosti. Basketbal je sport vyžadující stálé změny směru, výskoky a pohyb dolních končetin do stran. Pro pohyb do strany jsou nejdůležitější stehenní adduktory, přitahující dolní končetiny ke střední čáře a udržující stabilitu. Přetížení adduktorů způsobuje bolest v tříse, přemáhá se musculus rectus abdominis a vzniká obtížně léčitelný stav zvaný sportovní kýla. Pro běh je důležitá souhra musculus gluteus maximus a hamstringů, táhnoucí dolní končetinu dozadu. Oproti musculus gluteus maximus musí hamstringy vykonávat také funkci brzdící, aby při běhu nedocházelo k nadměrné flexi, mimo jiné kontrolují a vyrovnávají musculus quadriceps femoris. Vlákna těchto brzdících svalů musí odolávat větším silám zahrnujícím jak kontrakci, tak protažení, proto u neekonomického pohybu a přetěžování dochází k častým bolestem a poškození této svalové skupiny (DeStefano a kol., 2010).

Nedílnou součástí dolní končetiny je složený a největší kloub v těle, kloub kolenní. Kolennímu kloubu dodává stabilitu, sílu, rovnováhu systém menisků, vazů a svalů (Dylevský, 2009). Kolenní kloub je pojítkem mezi kostí stehenní a bérce. Díky přirozené zevně rotační pozici stehenní kosti a naopak vnitřně rotační pozici bérce je kolenní kloub v neustálém sešroubování a rovnováze (Larsen, 2005). Problém nastává při osovém vybočení kolenního kloubu, které nazýváme genua vara – vybočení směrem laterálním a genua valga – vybočení směrem mediálním. Osové postavení v kolenním kloubu je závislé na výše zmíněné stehenní kosti, bérce, ale také na postavení lumbosakrálního přechodu i na postavení a tvaru nohy (Kolář, 2012). Obě vybočení mají u vrcholového sportovce negativní dopad na přilehlé struktury, jako jsou vazy nebo menisky, zvyšuje se předpoklad k úrazům a zkracuje se doba vrcholového sportování. Včasná kompenzace a práce s uvědoměním si vlastního tělesného schéma může osové postavení zlepšit a také napomoc jako prevence úrazů (Kučera et al., 2011). Při basketbalu dochází k neustálým výskokům a dopadům, pro tento pohyb je důležitá souhra předních stehenních svalů. Velmi častým zraněním je patelární tendinóza tzv. skokanské koleno, při níž je pociťována konstantní nesespecifická tupá bolest v přední části kolenního kloubu. Ženy mají obecně větší Q-úhel a to přispívá k tomu, že je při běhu česka tažena více ke straně. Incidence ke skokanskému kolenu

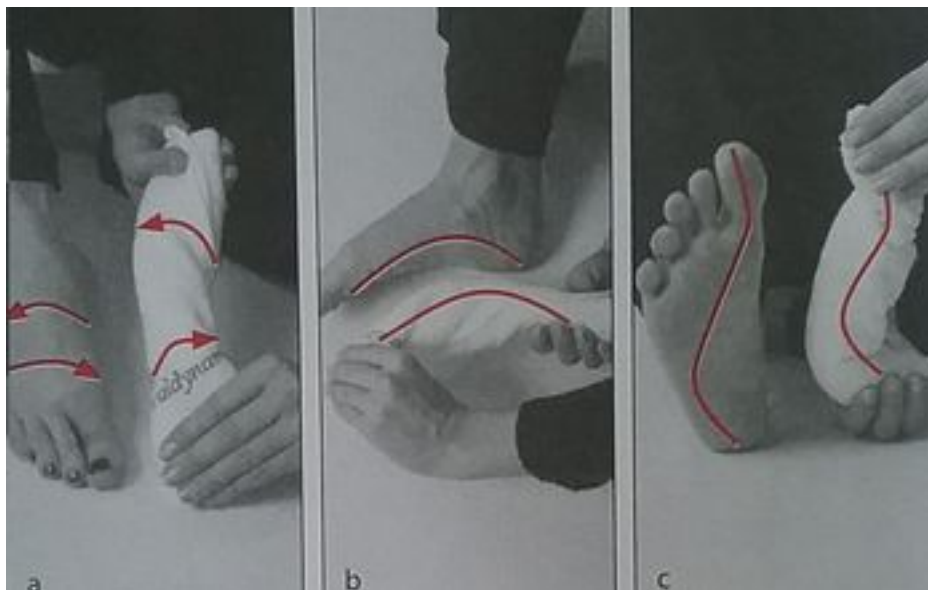
je častější u žen, proto by jsme měli za včas myslet na určitý druh prevence u vrcholových basketbalistek a to svalová léčba a posilování (DeStefano a kol., 2010).

2.1.6 Funkční anatomie nohy

Aby mohla dolní končetina provádět pro ni zcela specifickou lokomoční funkci, je nezbytné, aby noha plnila jak statickou, tak dynamickou funkci. Schopnost lokomoce si člověk budoval miliony let a noha se této funkci dokonale přizpůsobila svoji flexibilitou a zároveň rigiditou. Strukturu nohy tvoří 28 kostí včetně sesamoidních kůstek. Jednotlivé kosti jsou spojeny polotuhými a mobilními skloubeními, díky kterým je výrazně přizpůsobivá jakémukoliv povrchu (Nordin & Frankel, 2012). Chodidlo je významný zdroj mechanoreceptorů regulující posturu, udávající zpětnou vazbu o probíhajícím pohybu (Riemann & Lephart, 2002). Z pohledu funkční anatomie je důležité talokrurální spojení a problematika nožní klenby. Pohyb v horním hlezenním kloubu není zdaleka prostý, s plantární flexí je spojena inverze a s flexí dorzální naopak everze. S pohybem horního hlezna je také spojena rotace bérceových kostí, především fibuly. Své specifické postavení, mezi všemi klouby nohy, si horní hlezenní kloub získal díky lokalizaci patologických změn, které běžně postihují klouby ležící kraniálně a to kloub kolenní a kyčelní. Samotné talokrurální spojení postiženo nebývá (Dylevský, 2009). Zmíněné zřetězení potíží se často vyskytuje u basketbalistek a jiných pravidelně sportujících, kteří trénují v pevné obuvi na tvrdé palubovce. Nadměrné nošení pevné obuvi má značný vliv na svalové vybavení nohy, její pružnost a propriocepci. Noha se stává neaktivní a veškerá zátěž se přenáší do oblasti kolenního a kyčelního kloubu. S pevnou obuví je spojena také problematika oploštělé nožní klenby. Obě klenby jsou udržovány pasivně kostěnými strukturami a aktivně svalstvem s tím, že je vše propojeno vazy (Larsen, 2005).

Koncept Spirál dynamik popisuje tzv. princip klínu a spirální princip (Obrázek 3). Klenba má na vrcholu šest kostí ve tvaru klínu (tři nártní a tři klínovité), díky anatomicky zabudovanému principu klínu může být noha celoživotně zatěžovaná a také v noze předpokládá rovné zatížení patní kosti. Spirální princip, který je pro koncept dominantní myšlenkou, funguje tehdy, vytáčí-li se pata do supinace, přední část nohy do pronace. Tak vzniká spirálovité zašroubování, špičky tří klínovitých kostí dolehnou těsně k sobě a zaklíní se (Larsen, 2008). Fyziologické spirálovité zašroubování paty a přednoží nám poskytuje pružící funkci nohy a vytváří fyziologickou stabilní podélnou klenbu. Klenba příčná je vymezena ploškou pod prvním a pátým metatarzem a její

obloukovitá struktura je neméně důležitá jako u klenby podélné. Výše zmíněnou neaktivitou při pevné obuvi dochází ke tvorbě plochonoží, které má následně vliv na postavení kolenního a kyčelního kloubu (Larsen, 2005).



Obrázek 2: Ukázka spirálního principu pacientovi s pomocí ručníku

Zdroj: Larsen, 2005

Legenda:

a – spirálovité zašroubování nohy

b – vznik podélné klenby

c – pohled z plantární strany nohy

I když většina síly pro běh vychází z oblasti nad kolenem, lýtkové svaly jsou ty, které způsobují poslední pohyb a to plantární a dorzální flexi. Musculus gastrocnemius a musculus soleus společně s jejich antagonisty musculus tibialis anterior, musculus extenzor hallucis longus a musculus extenzor digitorum longus by měly být vždy v rovnováze a vzájemně kooperovat. Pro prevenci častých distorzí, tendinitidy Achillovy šlachy nebo plantární fascitidy, které jsou u basketbalu velmi časté je udržení rovnováhy, posílení svalů, správný stretching a relaxace svalů, které na nohu působí jak přímo, tak nepřímo (DeStefano a kol., 2010).

2.2 Řízení pohybu a složky posturální kontroly

Pohyb řídí motorický systém regulovaný centrální nervovou soustavou (CNS). Efektorem motorického systému je sval, kontrolovaný na základě zpětné vazby z receptorových a aferentních okruhů (Dylevský, 2009).

2.3 Postura

Postura je pro každého člověka individuální a je typická pro jakýkoliv pohyb či polohu těla. Nelze tedy říci, že postura je synonymem vzpřímeného stoje nebo sedu, jedná se o aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil. Posturální systém, který funguje jako jeden celek má schopnost kontrolovat postavení těla v prostoru a vychází ze vzájemných interakcí mezi nervovým a pohybovým systémem (Shumway-Cook & Woollacott, 1995).

Posturu udržují vnitřní síly, mezi nejdůležitější patří svalová aktivita řízená CNS. Tři hlavní složky se podílí na systému vzpřímeného držení těla, a to složka *senzorická* (zrak, propiocepce a vestibulární systém), složka *řídící* (mozek a mícha) a složka *výkonná* (pohybový systém). Všechny tři složky jsou ve vzájemné kooperaci (Vařeka, 2002a). Narušením jedné složky vzniká posturální disharmonie, kterou mohou způsobit poruchy anatomické, neurologické nebo funkční. Posturu lze chápat také jako základní podmínku pohybu a nikoliv naopak. Posturální funkce můžeme rozdělit na jednotlivé části, a to posturální stabilitu, stabilizaci a reaktibilitu (Kolář, 2009).

Posturální stabilita

Cílem posturální stability je zajištění takového držení těla, aby nedošlo k neřízenému pádu. Tento dynamický proces umožňuje statickou polohu těla a kontrolovaný pohyb trupu. Při tomto dynamickém procesu jsou klouby nejméně namáhané, probíhá vzájemná koaktivace svalů a pohyb je ekonomický (Palaščáková-Špringrová, 2012).

Posturální stabilitu ovlivňují různé faktory, můžeme je rozdělit na faktory biomechanické, neurofyziologické a psychologické.

Biomechanické faktory stability: opěrná plocha (Area of Support, AS) a opěrná báze (Base of Support, BS), těžiště těla (Centre of Mass, COM), hmotnost a výška jedince, kontakt těla s podložkou a vzájemné postavení tělesných segmentů. Lidské tělo je z pohledu biomechaniky ve vzpřímené poloze velice nestabilní systém, tvoří ho malá plocha základny a vysoko uložené COM. AS myslíme plochu podložky přímo v kontaktu s tělem, při stoji má člověk dvě opěrné plochy a vše mezi nimi včetně samotných opěrných ploch se nazývá opěrná báze. Při stoji se COM promítá do opěrné báze, tak může být stoj stabilní (Kolář, 2009). Působíště tíhové síly působící na tělo se nazývá těžiště (COM). COM se nachází v malé pánvi, konkrétně u druhého či třetího sakrálního obratle. Ženy a muži mají rozdílnou anatomickou stavbu těla, proto se udává

u žen COM o 1-2 % níže (Janura, 2003). Stabilita je ovlivňována také hmotností a výškou jedince. Zákon o setrvačnosti udává, že osoby s větší hmotností těla, jsou stabilnější (Véle, 1995). S tímto tvrzením se neshoduje studie, dle které, se zvyšující se hmotností, klesá stabilita a narůstá riziko pádů (Hue, 2007). Výška jedince je dalším markerem, podle kterého lze určit stabilitu jedince, čím je člověk vyšší, tím je méně stabilní. U vysokých lidí je těžiště umístěno výše, proto se doporučuje pokrčení nohou, pokud chce být daný jedinec stabilnější, poloha COM se tím dostává níže. Kontakt těla s podložkou je neméně důležitým ukazatelem stability. Prostřednictvím nožních kloubů je zajištěn převod zátěže na podložku, proto musí noha na podložku přilnout a udržet s ní kontakt. Podmínky mohou být zhoršeny špatným kontaktem, nerovným terénem nebo nesprávnou obuví. Při takových podmínkách může dojít k poškození kloubů nohy, pouzder i ligament (Véle, 1995). Jednotlivé segmenty těla jsou uspořádány tak, že těžnice prochází středy jednotlivých segmentů. Dojde-li k vychýlení jednoho, hned je kompenzována stabilita vychýlením druhého segmentu, většinou na opačnou stranu (Janura, 2003).

Neurofyziologické faktory stability: procesy nastavující excitabilitu, spouštěcí pohybové programy a zpětnovazebné procesy. Z pohledu neurofyziologie je posturální stabilita řízena CNS na bázi přijatých a zpracovaných multimodálních sensorických aferencí, které mohou být ze systému zrakového, vestibulárního, propioceptivního či exteroceptivního. Procesy nastavující excitabilitu pomáhají vnímat připravenost či odpočinek organismu dle nastavení organismu a vnějšího prostředí. Spouštěcí pohybové programy jsou ovlivněny vnějším prostředím, určující výběr programu a spuštění a také výchozí polohou (organismus zaujme určitou polohu podle předpokládaného provedení pohybu). Zpětnovazebné procesy jsou řízeny signály z exteroceptorů a propioceptorů a tím mohou měnit či udržovat stálost postury, ovlivňovat pohybové chování, stabilizovat polohu i jednotlivé pohybové vzorce (Véle, 1995, Psotta a kol., 2011).

Psychologické aspekty stability: držení těla i volba daného programu pro udržení stability je výrazně ovlivněno psychikou. Stabilita je pozitivně podporována přiměřenou mírou soustředění, zato negativní dopad má na stabilitu výrazná psychická tenze. U lidí, kteří mají obavu z neovladnutí situace, sledujeme vyšší svalové napětí (Vařeka, 2002b).

Posturální stabilizace

Jedná se o aktivitu svalů, které zpevní segmenty těla proti zevním silám. Posturální stabilizace je nedílnou součástí všech pohybů těla a podílí se na ní celý svalový řetězec. Jednotliví autoři popisují svalový systém z různých pohledů. Dle Jandy je svalový systém rozdělen na tonický (tendence k hyperaktivitě, hypertonii až zkrácení) a fázický (tendence k hypotonii a oslabení). Oba tyto svalové systémy zajišťují i funkci posturální (Suchomel, 2006). Kolář rozděluje svalový systém z pohledu časového zapojení do posturální funkce v rámci ontogeneze, kdy ontogeneticky mladší systém fázický a ontogeneticky starší systém tonický (Kolář, 2009).

Propojení postury a sportovní zátěže je velice úzké. Postura určuje sportovní výkon sportovce a s ohledem na posturu můžeme předvídat budoucí poškození pohybového aparátu. Chronicky nesprávná posturální zátěž, jednostranná zátěž, nefyziologické zatěžování kloubů a nedostatečná kompenzace při vrcholovém tréninku vede k přetížení určitého segmentu těla až strukturálním změnám. Vrcholoví sportovci využívají k zajištění postury svalové vzory působící stále stejným způsobem, nevědomě si budují špatné stereotypy, které se frekvencí tréninků velmi těžko předělávají na stereotypy vhodné (Máček, Radvanský, 2011).

Posturální reaktivita

Reakční stabilizační funkce, nebo-li posturální reaktivita, je výsledkem momentů sil v pákovém segmentovém systému lidského těla. Každý pohyb segmentu lidského těla je náročný na silové působení, aby byl překonán tento odpor, je vždy generována kontrakční svalová síla, která je následně převedena na výše zmíněné momenty sil. Celá tato reakce probíhá za konkrétním biologickým účelem, a to zpevnit jednotlivé klouby, pro získání co možná nejstabilnějšího punctum fixum a pro jejich ochranu proti zevním silám. Zajištěním co možná nejstabilnějšího punctum fixum je jedna z úponových částí svalů zpevněna a tím druhá úponová část svalu tzv. punctum mobile provádí v kloubu daný pohyb. Kloubní tuhost a stupeň volnosti v kloubu by měly vždy navzájem korespondovat, aby bylo možné dosáhnout tíženého pohybu. Pevný rám tvořený hrudním košem, páteří a pletenci je podmínkou pro všechny pohybové činnosti (Kolář, 2009).

Nedílnou součástí cíleného pohybu je úponová stabilizace svalu. Tímto termínem se myslí zajištění tuhosti kloubu v úponové oblasti. I minimální pohyb v segmentu je převeden do celé postury a dochází ke zřetězení svalové aktivity pohybového

systemu. Každý cílený pohybový manévr má převod stabilizace do úponově provázaných oblastí. Naše mysl volně kontroluje každý cílený pohyb, ale posturální reaktivita probíhá bez našeho uvědomění. Proto je vždy důležité tyto reaktivní stabilizační funkce u pacienta vyšetřit (Kolář, 2009).

2.3.1 Strategie zajištění posturální stability

Jak již bylo výše zmíněno, lidské tělo má ve svém vertikálním postavení labilní polohu, díky vysoce posazenému COM a malé opěrné bázi. Motorické strategie jsou korekční pohyby, nutné pro zachování stabilizovaného vzpřímeného stoje. Tyto strategie probíhají především v předozadním a bočním směru (Kolářová, 2012). Rozlišujeme tři druhy motorických strategií v předozadním směru a to, statická kotníková a kyčelní strategie a dynamická kroková strategie (Horak, 2006).

Statická kotníková strategie

Tělo se u kotníkové strategie pohybuje kolem hlezenních kloubů jako převrácené kyvadlo. Zapojením svalů směrem distoproximálně dojde k regulaci menších posturálních vychylek (Horak, 2006). Posunem COM směrem dopředu se prvně zapojují plantární flexory, následují hamstringy a na závěr aktivace paraspinálních svalů zad. Posunem COM směrem vzad se prvně zapojuje m. tibialis anterior, m. quadriceps a na závěr aktivace břišních svalů. Tato strategie bývá využívána lidmi bez výrazných poruch rovnováhy (Shumway-Cook et al., 2001).

Statická kyčelní strategie

Pokud je statická kotníková strategie nedostačující nebo je potřeba rychlého přesunu COM, dochází k zapojení statické kyčelní strategie. Prostřednictvím pohybů v kyčelních kloubech a současně protirotace v hlezenních kloubech je udržována poloha COM (Horak, 2006). Zapojení svalů probíhá směrem proximodistálním. Posunem COM směrem dopředu se prvně zapojují paraspinální svaly zad a následně hamstringy. Posunem COM směrem vzad se prvně zapojují břišní svaly a následně m. quadriceps femoris. Statická kyčelní strategie funguje lépe než kotníková ve směru bočním, dochází k přenášení váhy z jedné dolní končetiny na druhou. Na stojné dolní končetině se aktivují abduktory a na dolní končetině kontralaterální naopak adduktory (Shumway-Cook et al., 2001). U obou strategií, jak kotníkové, tak kyčelní se jedná pouze o statiku, dolní končetina při snaze o zachování rovnováhy zůstává stále na své původní pozici (McIlroy, 1996).

Dynamická kroková strategie

V situacích, kdy nejsou dostačující předchozí strategie, nastupuje strategie kroková. Bývá to v situacích náročných na udržení rovnováhy nebo u lidí staršího věku, trpících poruchami rovnováhy. Při dynamické krokové strategii je člověk nucen provést krok, aby zamezil následnému pádu (Horak, 2006). Dochází k rozšíření opěrné báze krokem dopředu, dozadu, či úkrokem do strany (McIlroy, 1996).

2.4 Basketbal, základní pravidla a biomechanika

Zakladatelem jednoho z nejoblíbenějších kolektivních sportů na světě byl v roce 1891 Dr. James Naismith. V českých zemích se basketbal objevil o šest let později v roce 1897. V samotné hře je na palubovce celkem deset hráčů, pět z každého týmu. Na soupisce družstva pro daný zápas může být maximálně dvanáct hráčů. Cílem hry je získat více bodů než soupeř vhadzováním basketbalového míče do koše. Obroučka je zavěšená ve výšce 3,05 m, délka palubovky činí 28 m a šířka 15 m. Body lze získat střelbou na koš ze střední, krátké vzdálenosti nebo střelbou za trojčárkovým obloukem. Další způsob je střelba po faulu protihráče tzv. trestný hod (<http://www.sportgym-ostrava.cz>).

2.4.1 Kineziologie a biomechanika běhu

Při běhu se rytmicky střídají švihové a oporné fáze dolních končetin, jedná se o cyklický lokomoční pohyb. Oproti chůzi chybí dvojí opora, která je nahrazena letovou fází. Letová fáze je typická tím, že člověk na krátkou chvíli ztratí kontakt obou dolních končetin s podložkou (Grimshaw et al., 2006).

Oporná fáze

Přesun COM na stranu oporné nohy a promítnutí do jejího středu napomáhá zachovat stabilitu polohy. Počáteční fáze tzv. fáze zatížení je typická zvětšením všech flexí, které v době středního zatížení a aktivního odrazu přejdou do extenze a plantární flexe. Na oporné fázi se podílejí svaly m. gluteus maximus, hamstringy, m. quadriceps femoris a m. triceps surae. Nedílnou součástí oporné fáze jsou také svaly nohy, jejichž aktivita se v průběhu stále mění kvůli adaptaci na běžecký povrch. Při basketbalu jsou svaly nohy v mírném útlumu díky neměničím se povrchu a pevnou basketbalovou obuví (Véle, 2006, Grimshaw et al., 2006).

Švihová fáze

Běžecý cyklus je z 60 % zaplněn právě švihovou fází. Počáteční část je typická flexí kyčelního kloubu, kterou iniciuje m. iliopsoas, m. rectus femoris a m. pectineus. Následuje flexe v kolenním kloubu díky koncentrickému stahu hamstringů a konečná část švihové fáze, dorzální flexe hlezenního kloubu je způsobená kontrakcí m. tibialis anterior (Véle, 2006, Grimshaw et al., 2006). V pozdní části švihové fáze jsou všechny předešlé pohyby zmírněny protipohybem a dochází ke snížení flexe kyčle, flexe v kolenním kloubu i dorzální flexe hlezna (Grimshaw et al., 2006).

Aby bylo docíleno co možná nejekonomičtějšího běhu, dobrého stylu běhu, dostatečné rychlosti a perfektního výkonu jedince, je potřeba myslet nejen na práci dolních končetin, ale také na práci končetin horních. Jejich pozice a správné zapojení usnadní sportovci také změny směru, výskok nebo další činnosti s daným sportem spojené. Zapojení trupového svalstva pomůže vytvořit správné punctum fixum pro končetiny, měla by být přítomná flexe v loketním kloubu, uvolněné zápěstí a ruka. Aby nedošlo k přetížení drobných kloubů horní končetiny, což se v basketbale stává velice často, měl by být kladen důraz na to, aby daný pohyb vycházel až z ramenního pletence (Harper, 2006, Gerych & Tvrzník, 2014).

Specifika běhu v basketbale

U basketbalu, stejně jako u většiny kolektivních míčových sportů je nejenom důležitý přímý běh, ale také časté změny směru, na které musí hráči adekvátně reagovat. Rychlost běhu se obecně skládá z dvou veličin a to frekvence a délka kroku. Při basketbalu musí umět hráč využít obě tyto veličiny, i když frekvence je trénovatelná pouze z malé části. Prodloužení délky kroku využívá hráč například při rychlém protiútku, kde běží výhradně přímo a dlouhé kroky mu pomohou předběhnout soupeře. Naopak zkrácení délky kroku je výhodou při změnách směru, jako je brzdění, zpomalení a dalších situacích, odehrávajících se na hřišti (Krasňanská, 2014). Aby došlo ke větší síle při odrazu, zlepšení stability a kratší kontaktní době s podložkou je při běhu vhodné směřovat chodidla mírně laterálně, ne však vytáčet cíleně chodidla do strany, aby nedošlo k zavření v kyčelních kloubech a úrazům v kloubech kolenních (Krasňanská, 2014).

Hlavním a koordinačně těžce zvládnutelným specifikem při běhu u basketbalu je současné vedení míče tzv. dribling. Tato činnost má svá pravidla, která zakazují nošení míče v pohybu, takže hráč musí po celou dobu běhu s míčem driblovat. Samotný

nácvik driblingu je nejdříve ve statické pozici a postupně se zakomponuje do pohybu. Pohyb vychází z předloktí a konečná síla a směr je dána zápěstím. Hráč by měl zvládnout bez problému driblovací techniky pravou i levou rukou (Nykodým et al., 2006).

2.4.2 Basketbalové přihrávky

Technika a rychlost basketbalové přihrávky je velmi důležitá pro útočnou činnost jednotlivce. Pomocí přihrávek je hra zrychlována a jsou vytvářeny herní kombinace. Hlavním předpokladem efektivní přihrávky je držení míče, míč je většinou držen oběma rukama se široce roztaženými prsty, palce směřují k sobě a prsty dopředu od těla. Dlaň je v kontaktu s míčem pouze v její mozolovité části, ostatní část dlaně je od míče lehce odtažená. Míč si hráč kryje roztažením loktů mírně od těla, lokty jsou flektované a připravené na provedení přihrávky, či zpracování míče. Hráč míč přijímá i přihrává většinou z úrovně spodní části hrudní kosti, tím zajistí největší sílu přihrávky. Samotný postoj hráče musí být takový, aby zabezpečil maximální stabilitu, toho se dá dosáhnout nakročením jedné dolní končetiny, vzpřímením trupu a pohledem na cíl, kam chceme míč přihrát. Pro horní končetiny, nejvíce akra jsou tvrdé nárazy míčem velice zatěžující, proto se chycení míče koriguje zanožením jedné dolní končetiny a utlumením přihrávky flexí loketních kloubů (Horička, Šmíd, 2012).

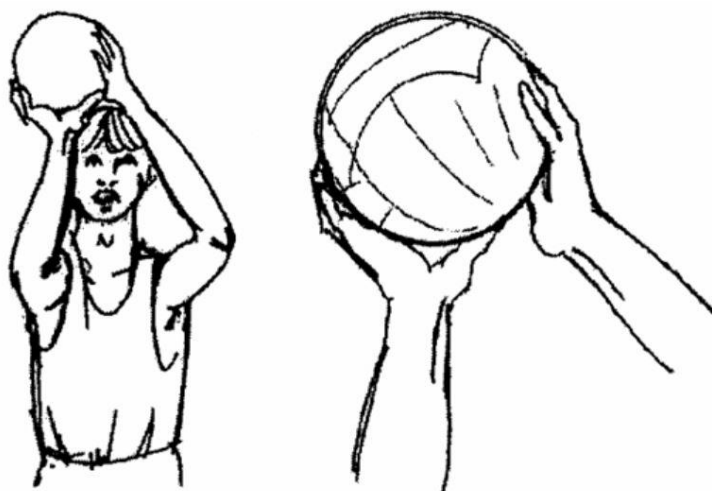
2.4.3 Střelba v basketbale

Střelba na koš je jediná možnost jak získat pro družstvo body, je to herní činnost jednotlivce s cílem vhodit míč do koše. Rozlišují se různé typy střelby, mezi základní typ řadíme vrchní střelbu obouruč ve výskoku, boční střelbu přes hlavu, spodní střelbu jednoruč z bezprostřední blízkosti koše nebo také střelbu po odrazu z jedné nohy. Míč může obroučkou prolétnout bez odrazu tzv. čistý koš nebo se záměrně střílí s odrazem o desku koše, tak aby úhel odrazu odpovídal úhlu dopadu tzv. koš o desku (<https://publi.cz>).

Střelba má pět základních fází: postoj, držení míče a poloha míče těsně před hodem na koš, zamíření a koncentrace na střelbu, vypuštění míče a dráha letu míče (Dobrá, Velenský, 1987, Mačura, 2008).

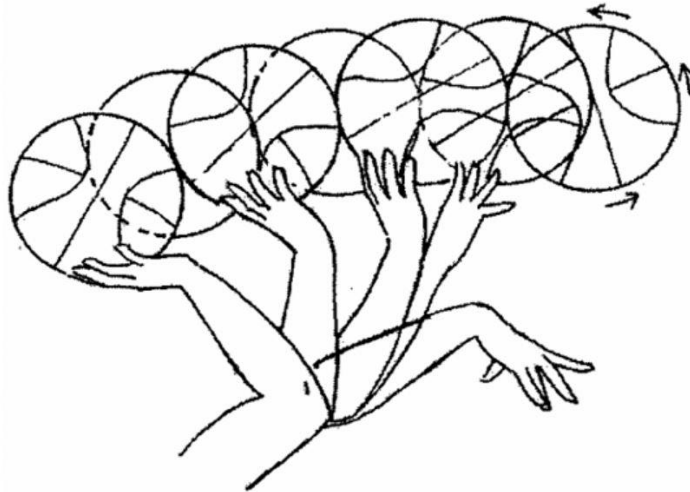
Postoj hráče do velké míry ovlivní střelbu, je potřeba udržet stabilní postoj a nejvíce vyhovující jednotlivému hráči. Obecně se učí střelba ze statického postoje, dolní končetiny jsou na šířku ramen, jedna dolní končetina nákročná nebo obě na stejné úrovni, hlava v ose těla. I při střetu s protihráčem by měl hráč udržet stabilitu

a zvládnout se zároveň trefit do koše. *Držení a poloha míče těsně před hodem na koš* je obdobná jako u držení míče při nahrávce, s tím že, hráč střílí pouze jednou rukou a druhá ruka je na míč přiložená ze strany a zastává funkci pomocnou (Obrázek 4). *Zamíření a koncentraci* lze při hře udržet pouze krátkou dobu, odlišné je to u trestného hodu, kdy máte na hod delší časový interval a je možná maximální koncentrace. Úspěšná střelba je taková, pokud se při míření hráč soustředí na bod ve středu vzdálenější části obruče. U hodu z bezprostřední blízkosti koše nebo po dvojtaktu se hráč vždy úspěšně trefí, když zamíří na horní bližší roh obdelníku nakresleného na desce. *Vypuštění míče* je komplexní, synchronizovaný pohyb horních končetin, trupu i dolních končetin. Je zde důležitá práce celého těla a stabilita trupu. Odhod je rozložen z dorzální flexe zápěstí, která postupně přechází do flexe palmární. Míč je kutálen přes konečky prstů, které udávají skrze taktilní cití přesnost hodu. Přejít z flexe dorzální na palmární udělí míči zpětnou rotaci a tím větší stabilitu dráhy letu (Obrázek 5). Míč je vypuštěn a došlo k protažení celého těla a celé horní končetiny ve směru trajektorie míče ke koši. Řada zevních faktorů ovlivní *dráhu letu míče*, patří mezi ně počáteční rychlost, úhel, pod kterým míč vypouštíme, gravitace atd. Obecně platí, že čím je oblouk vyšší, tím se zvýší možnost trefit koš. Nejmenší možný úhel, pod kterým je možnost střílet koš je 30°. Norma se pohybuje kolem 45° (Dobry, Velenský, 1987, Mačura, 2008).



Obrázek 3: Držení a poloha míče těsně před odhodem na koš

Zdroj: <https://publi.cz/books/74/04.html>



Obrázek 4: Vypuštění míče

Zdroj: <https://publi.cz/books/74/04.html>

Kineziologická analýza střelby

Střelba není záležitostí pouze horních končetin, ty se spoluzapojují až v závěru a udávají přesnost a jemnost pohybu. Samotný pohyb a síla vychází z dolních končetin a váha těla je přenášena přes kyčelní kloub na kolenní kloub, z něj dále přes hlezenní kloub do oblasti chodidla (Véle, 1995). Pro střelbu jednoruč ve výskoku je důležité zastavení a odraz před samotným provedením střelby, tyto pohyby jsou závislé na náležitě práci hlezenních kloubů. Dorzální flexi a inverzi nohy provádějí svaly na ventrální straně bérce a to m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus. Everzi a plantární flexi nohy provádí svaly laterální strany bérce a to m. peroneus longus et brevis. Plantární flexe je prováděna svaly dorzální strany bérce a to jak vrstvou povrchovou, tak hlubokou (m. gastrocnemius, m. soleus, m. plantaris, m. popliteus, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus). Pohyb se přes hlezenní klouby řetězí do kloubů kolenních, které pro správné nastavení postury před střelbou zaujímají flexi díky aktivaci dorzální skupiny svalů stehna a to m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. biceps femoris. Vzniklé předpětí podněcuje rychlý odraz a dolní končetiny se aktivací m. quadriceps femoris propnou. Kyčelní kloub se z flekčního postavení dostává do extenčního postavení při kontrakci m. gluteus maximus (Dylevský, 2009).

Postavení trupu na začátku pohybu je v mírném předklonu, který se během odrazu postupně napřimuje, toto postupné napřimování dodává další sílu pro samotnou střelbu. Rozsah pohybu z předklonu do napřimování je vázáno na síle agonistů, protažení

antagonistů, flexibilitě vazivového aparátu a pohyblivosti malých kloubů páteře (Velenský, 1998).

Závěrem dochází ke spoluzapojení horních končetin, které se s rotací lopatek dostávají do vzpažení. Loketní kloub je lehce flektován a při odhodu míče se z flexe dostává do extenze. Veškeré pohyby jsou řízeny aktivací svalů ramenního pletence a svalů dorzální a ventrální strany paže. Cílený impulz a jemnost odhodu míče udává zápěstí, které se z dorzální flexe postupně dostává do flexe palmární. Pro tento pohyb jsou důležité svaly ventrální, dorzální i laterální strany předloktí a neméně důležitou roli zastávají drobné svaly ruky (Dylevský, 2009, Dobrý & Velenský, 1971).

2.5 Hypermobilita a basketbal

Hypermobilita je popisována jako zvýšený rozsah pohybu v kloubech. Rozlišujeme dvě formy hypermobility a to formu *lokalizovanou* a *generalizovanou* (Smits-Engelsman et al., 2010). Další známé rozdělení dle Sachseho je na *lokální patologickou hypermobilitu*, která vznikne jako kompenzační mechanismus, pokud je v jiném kloubu rozsah pohybu snížený nebo vzniká vlivem jednostranného zatížení určitým druhem sportu. Druhým typem je *generalizovaná patologická hypermobilita*, vyskytující se u vrozených neurologických onemocnění či periferních paréz (Balkó a spol., 2014). U dalších českých autorů můžeme nalézt pojem *konstituční hypermobilita*. Tímto pojmem je popisován zvýšený kloubní rozsah nad fyziologickou normu společně s lehkou svalovou hypotonií v rámci celého těla a sníženou svalovou silou. Projevy jako je svalová hypotonie či snížená síla se mohou vyskytovat nesymetricky a také nemusí být hypermobilita stejného stupně ve všech oblastech těla. Tato forma hypermobility nemusí být podmíněna bolestmi, avšak u vrcholových sportovců může docházet k přetěžování kloubních struktur, narušení chrupavky nebo vzniku instability. Po těchto degenerativních změnách se v pozdějším stádiu projeví i bolest daných kloubů (Janda, 2004).

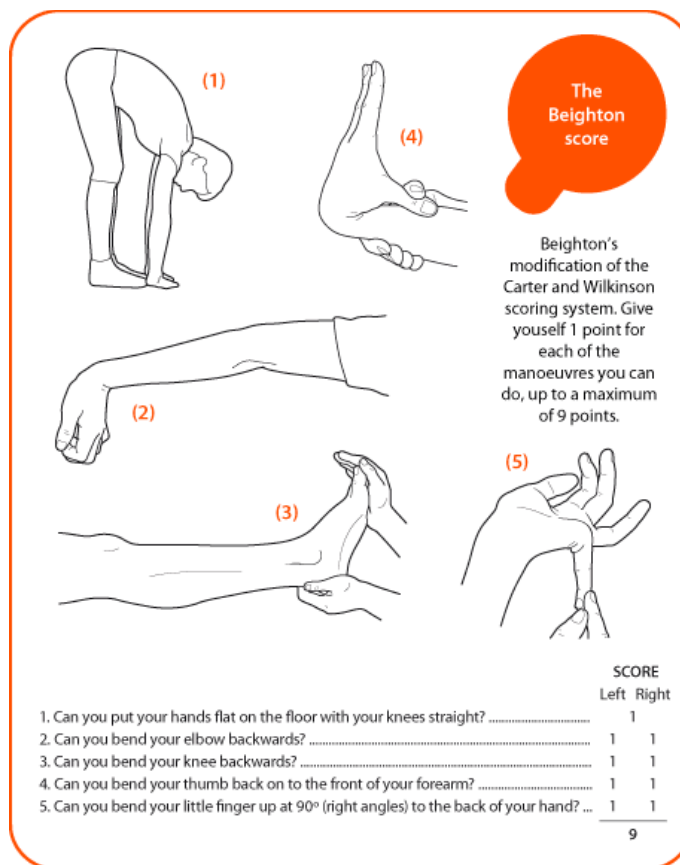
Pokud srovnáme výskyt generalizované hypermobility mezi ženami a muži, dostaneme poměr 2:1 až 3:1 (Levitová et al., 2009). Zajímavý výzkum zkoumal vztah mezi generalizovanou hypermobilitou a pohlavím u basketbalistů a fotbalistů na střední a vysoké škole. Vzorek činil 275 dívek a 143 chlapců. Hypermobilita byla hodnocena dle Beightona a zjistilo se, že není významný rozdíl mezi pohlavím v pre-pubertálním období, ale po nástupu puberty se dalo s jistotou tvrdit, že přítomnost vyšší kloubní laxicity je výraznější u dívek (pubertální období 33,3 % dívek a 2,3 % chlapců,

post-pubertální období 28,5 % dívek a 6,5 % chlapců) (Quatman at al., 2008). U sportů, kde jsou projevy hypermobility naopak žádoucí (plavání, gymnastika, balet apod.) je symptomatologie hypermobility u většiny těchto sportovců diagnostikována (Votavová, 2010).

V současné době se pro diagnostiku využívají především komplexní pohybové testy, které slouží k posouzení jednotlivých segmentů těla. Samozřejmě se tyto testy dají doplnit zobrazovacími metodami, goniometrií nebo na základě vyšetření biologických markerů. V předešlém odstavci je zmíněno hodnocení dle Beightona, který vytvořil společně s Horanem Beightonův skórovací systém. Tento systém má specifické bodové skóre, které určí stupeň hypermobility. Skóre 3 až 4 představuje lehký stupeň hypermobility naopak 5 až 9 značí výraznou hypermobilitu. Negativum tohoto skórování spočívá v tom, že zde nejsou zařazeny kořenové klouby, proto i hypermobilní člověk může dosáhnout hodnot nulových (Levitová et al., 2009). Škála hodnocení dle Beightona je využívána v různých věkových kategoriích a také v různé populaci (Clinch et. al., 2011).

Pět hodnotících testů dle Beightona:

- 1) Flexe trupu s plně extendovanými kolenními klouby, tak aby byly dlaně přiloženy na zem;
- 4) Hyperextenze v loketních kloubech nad 10 stupňů (1 bod za každou HK);
- 5) Hyperextenze v kolenních kloubech nad 10 stupňů (1 bod za každou HK);
- 6) Pasivní opozice palce ruky k ventrální straně předloktí (1 bod za každou HK).
- 7) Pasivní dorzální flexe malíku ruky na 90 stupňů a více (1 bod za každou HK).



Obrázek 5: Hodnotící testy dle Beightona

Zdroj: Clinch et al., 2011

Hodnotící systém dle Beightona vychází z hodnotícího systému dle Cartera a Wilkinsona, akorát je zde doplněna flexe trupu a lehce modifikované další dva dílčí testy (Levitová et al., 2009). Z řady českých terapeutů se osvědčil hodnotící systém dle Jandy, který zahrnuje dvanáct zkoušek. Zkoušky jsou cíleny jak na periferní, tak na kořenové klouby včetně hodnocení páteře. Janda diferencuje hypermobilitu u dolní a horní poloviny těla (Janda, 2004).

Hodnocení kloubní pohyblivosti u vrcholových sportovců je důležité pro prevenci úrazů. Zvýšená či snížená kloubní hybnost má velký vliv na samotný sportovní výkon. Každý sport vyžaduje specifický rozsah pohybu, který se může lišit i v rámci specializace jednoho sportu. Příkladem této specializace je plavání, kdy pro plavecký styl kraul rozhoduje flexibilita pletence horní končetiny, zatímco pro plavecký styl prsa rozhoduje flexibilita kloubů dolních končetin (Balkó et al., 2014). Konkrétně u vrcholových basketbalistek se setkáváme s hypermobilitou lokální a to především s posttraumatickou nestabilitou vznikající po úrazech kolenních a hlezenních kloubů. Druhým typem lokální hypermobility je kompenzační hypermobilita, kdy je snížený

rozsah pohybu jednoho segmentu kompenzován zvýšeným rozsahem pohybu segmentu nad či pod. Jednostranná zátěž většinou zahrnuje oba typy lokální hypermobility (Satrapová a Nováková, 2012).

Basketbal společně s americkým fotbalem, gymnastikou, plaváním, volejbalem, profesionálním baletem a kontaktním rugby patří k nejrizikovějším sportovním odvětvím pro vznik lokální hypermobility a následným úrazům pohybového aparátu (Simmonds a Keer, 2007).

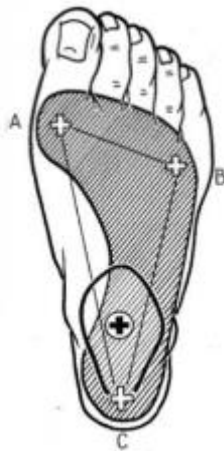
2.6 Rozložení zátěže pohybového systému při basketbalovém výkonu

Basketbal vyžaduje multisegmentární koordinaci, jedná se o komplexní pohyby celého těla, které musí navzájem ladit. Výborným příkladem je střelba na koš. Hráč musí zkoordinovat celé tělo, zůstat stabilní a navíc přesně zamířit na daný cíl. Například, pro zkušeného basketbalistu nepatrná odchylka pohybu ramene bude kompenzována vhodným pohybem zápěstí, aby byla zachována přesnost a jemnost pohybu. Zatímco u začátečníka nebo nespportovce dochází k tzv. zmrazení pohybu a kontrola daného segmentu je o to horší. Zkušený hráč by měl vynikat lepší flexibilitou organizovanosti pohybu (Han Yun Chiang, Yeou-Teh Liu, 2006)

Stejně jako u každého sportu je důležitá souhra ventrální a dorzální muskulatury, díky které se pohyb stane ekonomicky nenáročný, plynulý a efektivní. Pokud je tato rovnováha narušena, může vzniknout strukturální problém, který se opakováním určitého pohybu stále více prohlubuje. Ventrální a dorzální muskulatura se navzájem ovlivňují. Neaktivitou muskulatury ventrální dochází k přetěžování povrchových svalů zad a nestabilitě jednotlivých obratlů. Naopak neaktivita muskulatury dorzální má dopad na břišní svalstvo i pánevní dno, které jsou v neustálé tensi (Myers, 2015).

Nejvýrazněji zatěžovanou částí těla u basketbalistek je chodidlo, zde dochází nejvíce k poranění. Typicky distorzi, ale také fraktury, ruptury vazů, únavovým zlomeninám článků prstů atd. Rozložení váhy těla na klenbu ovlivňují jak vnitřní, tak zevní faktory. Mezi vnitřní faktory řadíme tvar klenby, směr osy těla proti gravitaci, průmět těžiště do opěrné plochy nebo polohu hlavice femuru v acetabulu kyčelního kloubu. Mezi zevní faktory řadíme opornou plochu klenby a její profil, obuv nebo frikční vlastnosti podložky (Larsen, 2005). Hmotnost lidského těla je přenášena skrze hlezenní kloub a dále přemístěna do tří opěrných bodů A, B, C (Obrázek 6). Pokud člověk stojí vzpřímeně, jeho paty nesou polovinu hmotnosti těla, laterální klenba

1/3 hmotnosti a mediální 2/3 hmotnosti. Zátěží dochází k oploštění a protažení jak laterální, tak mediální klenby (Kapandji, 2011).



Obrázek 6: Tři opěrné body

Zdroj: Kapandji, 1998

Podle fáze krokového cyklu se liší rozložení tlaků na nožní klenbu. Fáze první je popisovaná kontaktem paty se zemí, čili zadním podpěrným bodem klenby. Ve fázi následující je v kontaktu se zemí celá plocha chodidla. Přenesením váhy před nosnou dolní končetinu dochází k postupnému odvíjení plošky nohy od země a snižuje se plošné rozpínání nožní klenby. Zátěž těla se přemísťuje na přednoží, které se plně oplošťuje a rozpíná po obou stranách druhého metatarzu. Zátěž je v konečné fázi přesunuta na hlavičky prvních tří metatarzů a ve finále pouze na břicho palce (Kapandji, 2011).

Při neaktivním chodidle nedochází k postupnému odvíjení od země, chodidlo je také u basketbalistek fixováno v pevné obuvi, takže ztrácí kontakt se zemí a veškerý tlak se koncentruje na oblast přednoží. Je důležité kompenzovat stereotypní běh v pevné obuvi chůzí na boso nebo zařadit do úvodního protažení prvky atletické abecedy na boso, aby chodidla dostala impulz a sílu (Larsen, 2005). Tlak je při chůzi na boso nejdříve koncentrován v centru paty, poté se plynulým odvíjením přesouvá přes středonoží k přednoží. Zátěž je na přednoží soustředěna pod druhým metatarzem a následně pod středem břicha palce (Nordin & Frankel, 2012).

2.6.1 Tréninková jednotka basketbalistek

Skladba tréninkové jednotky je u každého sportu individuální. Díky tomu je také rozložení zátěže u basketbalu velice specifické a typické lokality zvýšeného přetížení

pohybového aparátu. Základem u basketbalu je nadprůměrný výkon, rychlost, agilita a síla dolních končetin. Na začátku tréninkové jednotky se provádí dynamický strečink a následuje zahřívací část bez míče, která by měla trvat zhruba 10 minut. Následuje práce s míčem, střelba, herní kombinace, útočné i obranné situace apod. Celá jednotka je průměrně 90 minut dlouhá a v závěru ukončená kompenzačním cvičením pro prevenci úrazů (Bernaciková et al., 2010).

V basketbale je kladen důraz na rozvoj rychlostně-silových schopností, explozivní síly, rychlosti akcelerační, frekvenční a rychlosti se změnou směru. Neméně důležitý je rozvoj koordinačních schopností, orientace v prostoru, schopnosti rytmizace a sdružování pohybů pro přesný a rychlý dribling (Dobry & Velenský, 1971).

Intenzita zátěže se v průběhu hry střídá v délce trvání zápasu 4 x 10 minut. Pro basketbal je dominantní intervalová zátěž, se střední až maximální intenzitou zatížení. Většina zápasu se odehrává v anaerobním pásmu a metabolické krytí zabezpečuje ATP-CP, anaerobní glykolýza a aerobní fosforylace (Krasňanská, 2014).

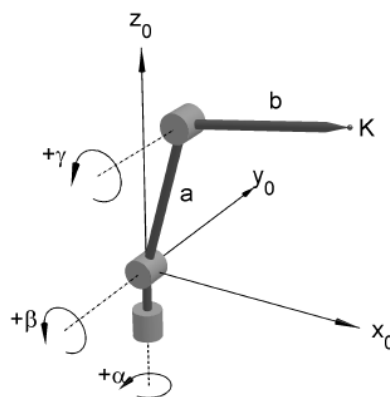
2.7 Pohybové testy použité pro zhodnocení rozvíjení páteře

Do vyšetřovacího schématu byla zařazena *Thomayerova zkouška*, díky které lze hodnotit rozvíjení všech úseků páteře. Thomayerův příznak byl vyšetřen při stoji spatném, naboso. Proband měl za úkol plynulý a pomalý předklon bez pokrčení kolenních kloubů. Měříme vzdálenost daktylion – podlaha. Pokud proband nedosáhl na zem je to značeno jako pozitivní Thomayerův příznak a odečítám vzdálenost chybějící k podložce. Přesným opakem je negativní Thomayerův příznak, kdy se proband bez problému dotýká podložky. Za normu je tolerována vzdálenost 10 cm od podložky, více než 30 cm značí jasnou patologii. Při testu musíme počítat se zkreslením pohybu, sledovat či není pohyb kompenzován pohybem v kyčelních kloubech nebo omezen díky zkrácení flexorů kolenních kloubů. Je důležité brát v úvahu hypermobilní probandy, u kterých je rozsah pohybu zvýšen a dochází k dotyku celé plochy dlaní či předloktí s podložkou (Kolář, 2009).

Zkouška lateroflexe hodnotí rozvíjení bederní a dolní hrudní páteře do úklonu. Proband byl postaven ke stěně a provedl izolovaný úklon. Hodnotíme symetrii na pravé a levé straně, tak že si poznačíme vzdálenost dosahu třetího prstu ruky na laterální ploše dolní končetiny. Tato zkouška je pouze orientační, ale může nám odhalit asymetrii pohybu způsobenou například díky skolióze páteře (Kolář, 2009).

2.8 Metoda DTP-3 použitá k hodnocení pohybu

Přístroj DTP-3 (diagnostika tvaru páteře- 3) je zařízení s možností snímat dynamický pohyb bodu v 3D prostoru. Tento přístroj jsme v diplomové práci zvolili pro analýze pohybu. Pomocí polohového snímače skládajícího se z pantografického mechanismu se dvěma rameny (Obrázek 7), je celý pohyb diagnostikován. Poloha ramen v prostoru je snímána třemi inkrementálními snímači, v elektronické vyhodnocovací jednotce jsou signály předzpracovány a údaje o poloze ramen přeneseny do počítače. Přijímaná data jsou dekodována pomocí softwaru a následně proveden výpočet polohy bodu ve 3D (trojrozměrné) kartézské soustavě souřadnic. Tato metoda neinvazivně zaznamenává dynamické vlastnosti pohybujícího se segmentu lidského těla. V původní verzi bylo možné zaznamenat pouze polohu bodu v klidu, nyní je možnost snímat i trajektorii pohybu bodu. Pro dynamické vlastnosti pohybujícího se segmentu bylo vyvinuto speciální rameno polohového snímače, které je zakončeno kovovou kuličkou. Pro tuto kuličku je vytvořeno pouzdro s permanentním magnetem a společně tvoří kulový kloub. Pouzdro se připevní na měřený segment, v této práci konkrétně na krční páteř ve výši vertebra prominens z přední strany. Obě součásti, jak kulička, tak pouzdro, spolu perfektně kooperují a umožňují kontinuální měření polohy bodu v pohybu. Trajektorii je možno zobrazit v projekci frontální, sagitální nebo transverzální. Společně s tím lze také vypočítat i další parametry pohybu, jako rychlost, zrychlení nebo polohu segmentu v soustavě souřadnic (Krejčí et al., 2004).



Obrázek 7: Geometrický model polohového snímače s rovným ramenem a měřicí kuličkou na konci
Zdroj: Krejčí et al., 2004

Legenda:

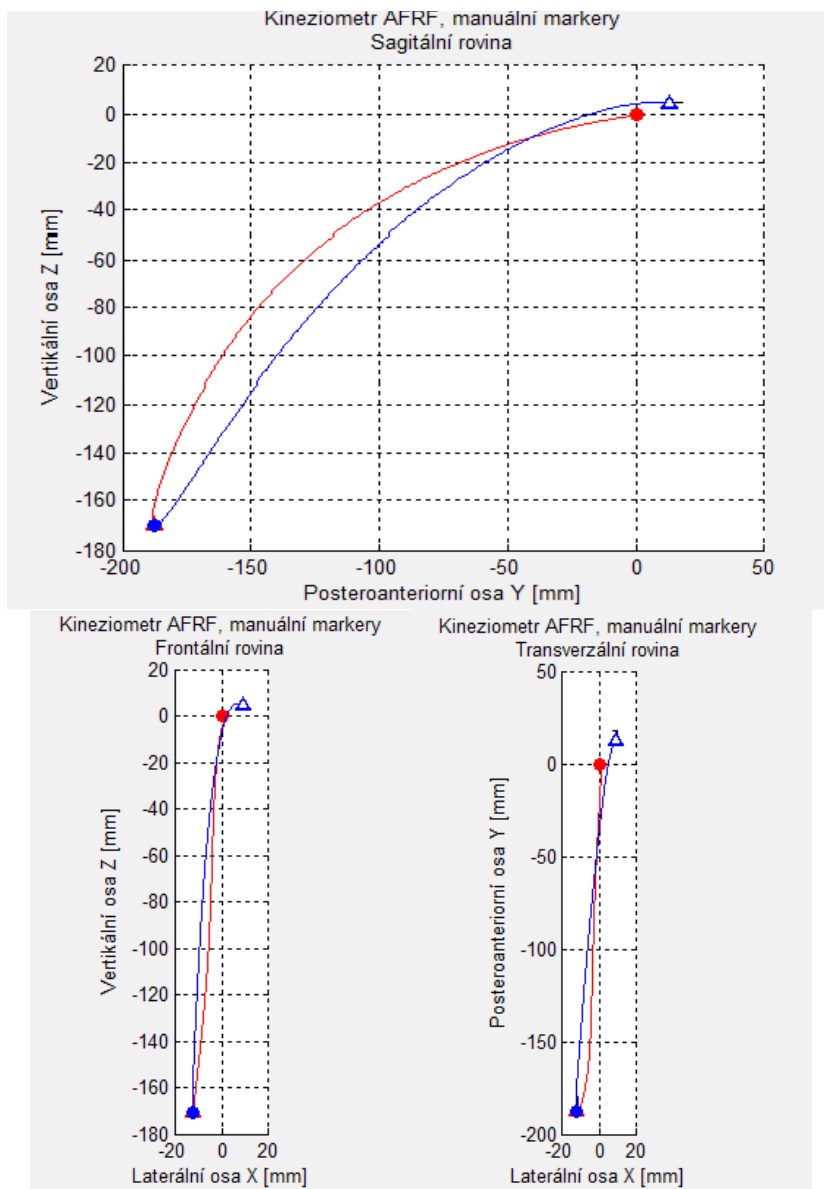
K – hrot s kuličkou

a, b – ramena polohového snímače

x_0, y_0, z_0 – souřadnice měřeného bodu

γ, α, β – úhly rotace snímání rotačními inkrementálními snímači

Během pohybu segmentu dochází ke snímání vzorku, na modelu je bod K, jehož poloha je vzorkována frekvencí 250 vzorku za sekundu a následně sestrojena trajektorie pohybu. 3D soustava souřadnic X, Y, Z, zobrazena jak v sagitální, frontální, tak transverzální rovině, díky softwaru, který polohu bodu v soustavě okamžitě vypočítá (Obrázek 8). Pomocí matematických funkcí lze ze změřené trajektorie sledovat rychlost (Obrázek 9), zrychlení bodu, okamžitou hodnotu úhlové rychlosti nebo úhlové zrychlení v daném čase. Mimo tyto hodnoty se dají také spočítat minimální a maximální hodnoty dosažené během pohybu (Krejčí et al., 2004).

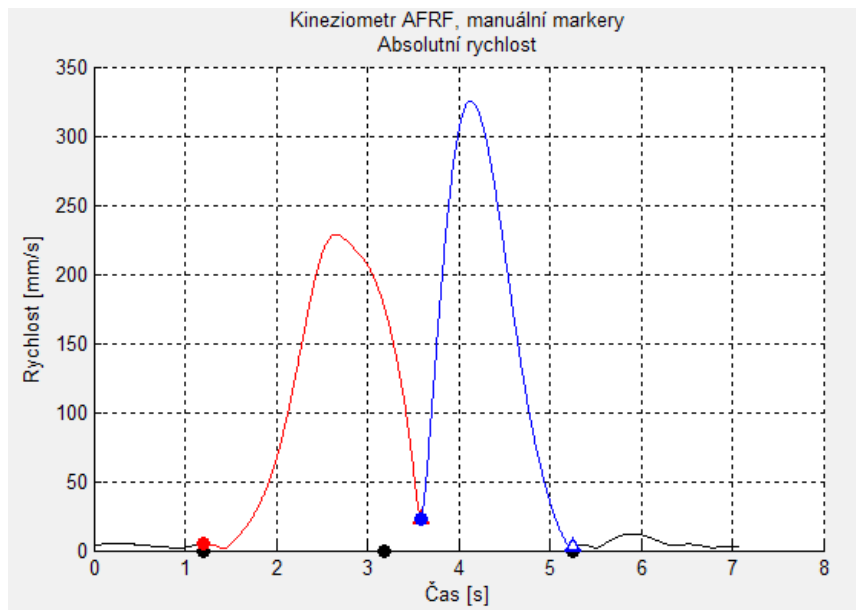


Obrázek 8: Grafické zobrazení trajektorie pohybu v rovině sagitální, frontální a transverzální

Zdroj: Systém DTP-3

Legenda:
AFRF – TPKT

Grafy byly vyjmuty přímo z programu DTP-3. Tyto grafy zobrazují první pokus testu předklonu krátce trvajícího z výchozí pozice bez zátěže i bez pěnové podložky. Červená barva značí pohyb vpřed – předklon a barva modrá značí pohyb zpět do výchozí pozice ve stoji. Vyplněné červené kolečko je ukazatel začátku pohybu a prázdný modrý trojúhelník je ukazatel konce pohybu.



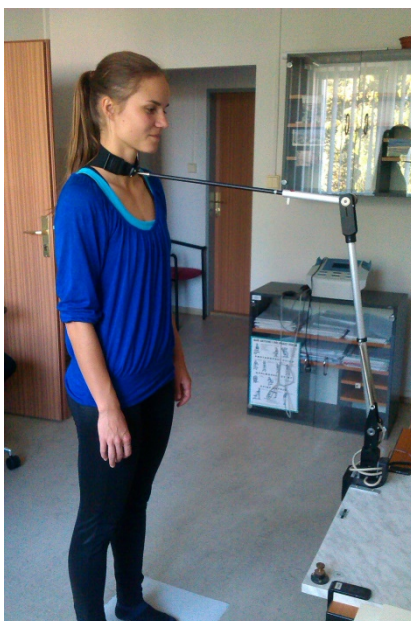
Obrázek 9: Grafické zobrazení rychlosti pohybu sledovaného bodu na přední části krční páteře probanda při testu předklonu krátce trvajícího bez zátěže i bez pěnové podložky

Zdroj: Systém DTP-3

Legenda:

AFRF – TPKT

Červená barva značí pohyb vpřed a modrá barva značí pohyb zpět. Vyplněné červené kolečko je ukazatel začátku pohybu a prázdný modrý trojúhelník je ukazatel konce pohybu



Obrázek 10: Výchozí pozice probanda již s upevněným pohyblivým ramenem. Kuličkový hrot je vsazen do pouzdra připnutého na krční páteři. Proband stojí v napřímené pozici bez zátěže i bez pěnové podložky pod nohama. Tento proband je zařazen ve skupině nesportujících

Zdroj: autor

Tabulka 1: Seznam výstupních parametrů zaznamenaných kineziometrem DTP-3

Pohyb vpřed do předklonu	Pohyb vzad do výchozí pozice
Počáteční bod X [mm]	Koncový bod X [mm]
Počáteční bod Y [mm]	Koncový bod Y [mm]
Počáteční bod Z [mm]	Koncový bod Z [mm]
Přímá vzdálenost [mm]	Přímá vzdálenost [mm]
Délka trajektorie [mm]	Délka trajektorie [mm]
Úhlová odchylka [°]	Úhlová odchylka [°]
Maximální rychlost [mm/s]	Maximální rychlost [mm/s]
Průměrná rychlost [mm/s]	Průměrná rychlost [mm/s]
Doba pohybu [s]	Doba pohybu [s]
Standardní odchylka X [mm]	
Standardní odchylka Y [mm]	
Standardní odchylka Z [mm]	

Zdroj: autor

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Cíl práce

Cílem práce bylo zhodnotit vybrané projevy hrubé motoriky u pravidelně sportujících basketbalistek a porovnat je s motorickými projevy zdravých mladých nesportujících žen. Hodnocení bylo prováděno jak klinickými zkouškami, tak kineziometricky.

Hypotézy

- Ho1 – Zvolené pohybové manévry (test předklonu krátce trvajícím a test předklonu s výdrží) hrubé motoriky při stožení na pevné podložce se u pravidelně sportujících basketbalistek neliší oproti zdravým mladým nesportujícím ženám;
- Ho2 – Zvýšené zatížení na ventrální části trupu neovlivňuje u obou výzkumných skupin provedení zvoleného pohybového manévru (test předklonu krátce trvajícím a test předklonu s výdrží);
- Ho3 – Provedení zvoleného pohybového manévru (test předklonu s výdrží a se zátěží) hrubé motoriky při stožení na měkké podložce u pravidelně sportujících basketbalistek se neliší oproti provedení zdravých mladých nesportujících žen.

Výzkumné otázky

- 1) Který kineziometrický ukazatel vykazuje největší rozdíl mezi pravidelně sportujícími basketbalistkami a mladými nesportujícími ženami při testu předklonu krátce trvajícím a testu předklonu s výdrží se zátěží?
- 8) Který kineziometrický ukazatel vykazuje největší rozdíly mezi pravidelně sportujícími basketbalistkami a mladými nesportujícími ženami při stožení na pevné podložce oproti měkké podložce?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Do výzkumu bylo zařazeno 30 probandů, kteří byli rozděleni do dvou výzkumných souborů. Kontrolní soubor tvořilo 15 probandů (15 žen), kteří pravidelně nesportují. Tato kontrolní skupina byla bez subjektivních bolestí a bez onemocnění pohybového či nervového systému. Kontrolní skupina s průměrným věkem 23,40 let, průměrnou výškou 169,07 cm a průměrnou hmotností 62,94 kg. Z této skupiny byl vyřazen jeden proband pro technickou poruchu přístroje, kdy došlo ke zkreslení a vadnému grafickému záznamu, s chybným hodnocením nálezu. Proto se dále pracovala se 14 probandy.

Experimentální skupinu specificky zaměřených sportovců tvořilo 15 probandů (15 žen), kteří pravidelně trénují basketbal. Experimentální skupina je stejně jako skupina kontrolní bez subjektivních bolestí a bez onemocnění pohybového či nervového systému. Experimentální skupina s průměrným věkem 20,55 let, průměrnou výškou 178,93 cm a průměrnou váhou 71,07 kg.

Všichni probandi obou skupin splňovali kritéria vhodná pro výzkum, a proto se mohli všichni zúčastnit dílčích testů hrubé motoriky v rámci kineziometrického vyšetření.

Všechny vyšetřované osoby byly předem seznámeny s průběhem měření a souhlasily s použitím získaných dat pro účely výzkumu.

4.1.1 Metodika výzkumu

Samotný výzkum probíhal v laboratoři katedry fyzioterapie FTK UP v Olomouci v období září až listopadu 2015. Na měření se podíleli dva zdravotničtí pracovníci, jeden obsluhoval přístroj DTP-3 a druhý instruoval probandy o jednotlivých testech, každému individuálně počítal hmotnost závaží pro konkrétní test a dohlížel na přesnost provedení. V místnosti byla pokojová teplota v rozmezí 21-22 °C a během vyšetření probandi nebyli ničím rušeni. Všichni probandi byli předem seznámeni s průběhem měření a podepsali Informovaný souhlas.

Po příchod probanda byla odebrána zmíněná anamnéza cílená na sport a úrazy, po skončení anamnézy se proband přesunul do místnosti vedle laboratoře, kde proběhlo antropometrické a kineziologické vyšetření. Poté následovalo samotné vyšetření na přístroji DTP-3 v laboratoři. Projekt diplomové práce byl schválen Etickou komisí FTK UP.

4.2 Klinické vyšetření

U obou skupin byla odebrána anamnéza, která cílila na sportovní a pracovní anamnézu a také na anamnézu osobní a to konkrétně na vyloučení úrazů, operací a jiných závažných onemocnění.

U obou skupin následovalo kineziologické vyšetření se zaměřením na testy, které lze číselně vyjádřit (Tabulka 2). Pro komplexnost vyšetření byla zařazena také Rombergova zkouška, pro zhodnocení udržení schopnosti rovnováhy.

Tabulka 2: Vybrané hodnoty z kineziologického vyšetření, průměry sportovců (n=15) a nesportovců (n=14)

Proband	Thomayerova zkouška [cm] – MODE	Lateroflexe páteře [cm] – *	BMI [kg/m ²] – M	Stoj váhy P/L [kg]
S	+3 cm	L	22,18	Průměrný rozdíl 3,8
N	- 1 cm	L	21,86	Průměrný rozdíl 2,7

Zdroj: autor

Legenda:

S – sportovci

N – nesportovci

MODE – nejčastěji se vyskytující hodnota ve skupině

** – strana s horší lateroflexí ve skupině*

BMI – body mass index

M – aritmetický průměr skupiny

L – levá

4.2.1 Vybavení

Pro výzkum bylo zapotřebí využít přístroj s mikročipovým polohovým systémem DTP-3 se softwarem „Systém DTP-3“ pro dynamický režim měření (Univerzita Palackého v, Olomouci, ČR).

„Výstupem je trajektorie pohybu bodu na konci pohyblivého ramene přístroje, zobrazené v kartézské soustavě souřadnic x, y, z. Matematickými funkcemi lze vypočítat další charakteristiky pohybu, které byly použity jako výstupní parametry“ (Tabulka 3) (Habara, 2016).

Důležitou součástí měření byla také speciálně navržená flísová vesta, do které se individuálně vkládalo závaží vypočítané ze 7 % hmotnosti probanda. Toto závaží bylo v podobě malých cvičebních zátěžových kotoučů o hmotnosti 0,5-2 kg. Na vestu byly zepředu do oblasti prsou našity kapsy a zbylé dvě kapsy byly ponechány také pro účel vložení závaží. Vesta sloužila pro krátké i dlouhé předklony, stejně tak i pro dlouhý předklon na nestabilní podložce.

Tabulka 3: Seznam použitých parametrů z přístroje DTP-3

Pohyb vpřed do předklonu	Pohyb vzad do výchozí pozice
Počáteční bod X [mm]	Koncový bod X [mm]
Počáteční bod Y [mm]	Koncový bod Y [mm]
Počáteční bod Z [mm]	Koncový bod Z [mm]
Přímá vzdálenost [mm]	Přímá vzdálenost [mm]
Délka trajektorie [mm]	Délka trajektorie [mm]
Maximální rychlost [mm/s]	Maximální rychlost [mm/s]
Standardní odchylka X [mm]	
Standardní odchylka Y [mm]	
Standardní odchylka Z [mm]	

Zdroj: autor

4.2.2 Metody vyšetření

Po odebrání anamnézy a kineziologickém vyšetření byl probandovi vysvětlen pohybový test ve všech provedeních. Bylo nutné, aby byl proband pohodlně oblečený a naboso, pro lepší propriocepci. Zdravotnický pracovník upevnil na krk probanda objímku z textilní gumy, která měla na ventrální straně krku plastové pouzdro pro hrot s kuličkou pohyblivého ramene přístroje DTP-3. Objímka byla instalována vy výši obratle C7 a utažena dle subjektivního pocitu probanda. Bylo důležité dodržet správné postavení probanda čelem k bázi přístroje, tak aby pohyblivé rameno přístroje DTP-3 zůstalo v ose a nevychylovalo se na stranu.

Provedení tesu TPKT: test předklonu krátce trvajících už vypovídá ze svého názvu, že se jedná o krátce trvajících předklon s okamžitým návratem do výchozí pozice. Proband stojí čelem k bázi přístroje, jeho dolní končetiny jsou postaveny na šířku pánve a okamžitě po provedení pohybu dopředu následoval návrat. Tento test se opakoval třikrát.

Provedení testu TPV: test předklonu s výdrží vychází ze stejné pozice jako test krátce trvajících, s určitými odlišnostmi. Proband se předkloní do svého maxima, tak aby hrot s kuličkou stále zůstal upevněn na plastovém pouzdře a s výdrží v této

pozici po dobu 5 s. Po 5 s se proband vracel do výchozí pozice. Tento test se opakoval dvakrát.

Provedení testu TPKTZ: test předklonu krátce trvajícího se zátěží probíhá na stejném principu jako test krátce trvající, ale byl ztížen zátěžovou vestou se 7 % hmotnosti daného probanda. Při tomto testu se proband opět ihned vrací z krátkého předklonu zpět do výchozí pozice. Test se opakoval třikrát.

Provedení testu TPVZ: test předklonu s výdrží se zátěží je opět synonymem testu předklonu s výdrží, ale byl ztížen o zátěžovou vestu. Test se opakoval dvakrát.

Provedení testu TPVZP: test předklonu s výdrží se zátěží na nestabilní podložce je kromě zátěžové vesty ještě ztížen o nestabilní podložku, na které proband stojí celou plochou chodidel a provádí předklon s výdrží se zátěží, kde v maximální pozici vydrží 5 vteřin a vrací se zpět do výchozí pozice. Test se opakuje dvakrát.

Celkem proband provedl 12 pohybových úkolů. Předklon rozlišoval pohybové úkoly, krátce trvající předklon a předklon s výdrží. Další rozlišení bylo v podobě zátěžové vesty a nestabilní podložky. Proband měl možnost před samotným testováním vyzkoušet předklon cvičně, aby zcela porozuměl pohybovému úkolu. Všechny typy pohybových úkolů byly hodnoceny a statisticky zpracovány. Kineziometr DTP-3 měřil pohyb bodu v prostoru a sledoval parametry počáteční x,y,z a koncový bod x,y,z, díky kterým bylo poté možno určit u TPKT úhlové odchylky při pohybu vpřed a zpět. U TPV přímá vzdálenost, délka trajektorie, úhlová odchylka, průměrná a maximální rychlost při pohybu vpřed i zpět (Tabulka 4).

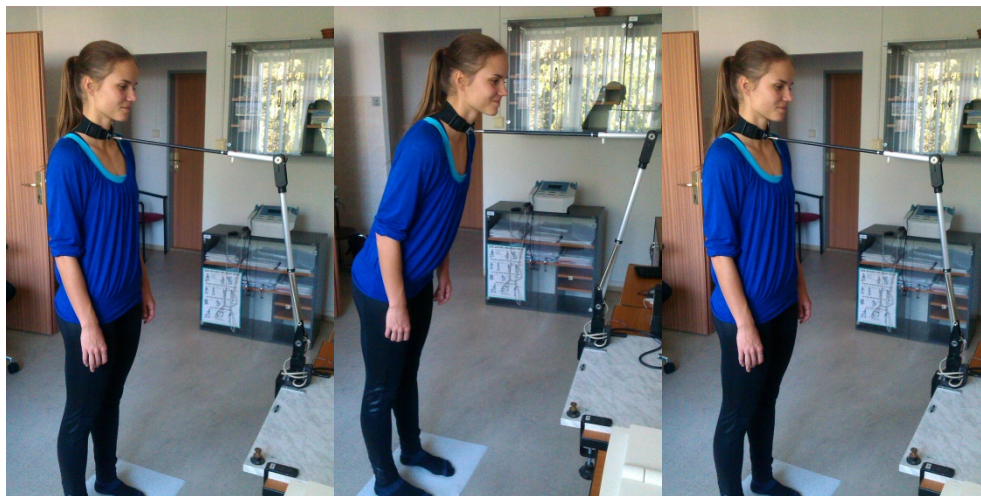
Tabulka 4: Přehled prováděných testů

1,2,3. pokus TPKT bez zátěžové vesty
4,5. pokus TPV bez zátěžové vesty
6,7,8. pokus TPKTZ se zátěžovou vestou
9,10. pokus TPVZ se zátěžovou vestou
11,12. pokus TPVZP se zátěžovou vestou a pěnovou podložkou

Zdroj: autor

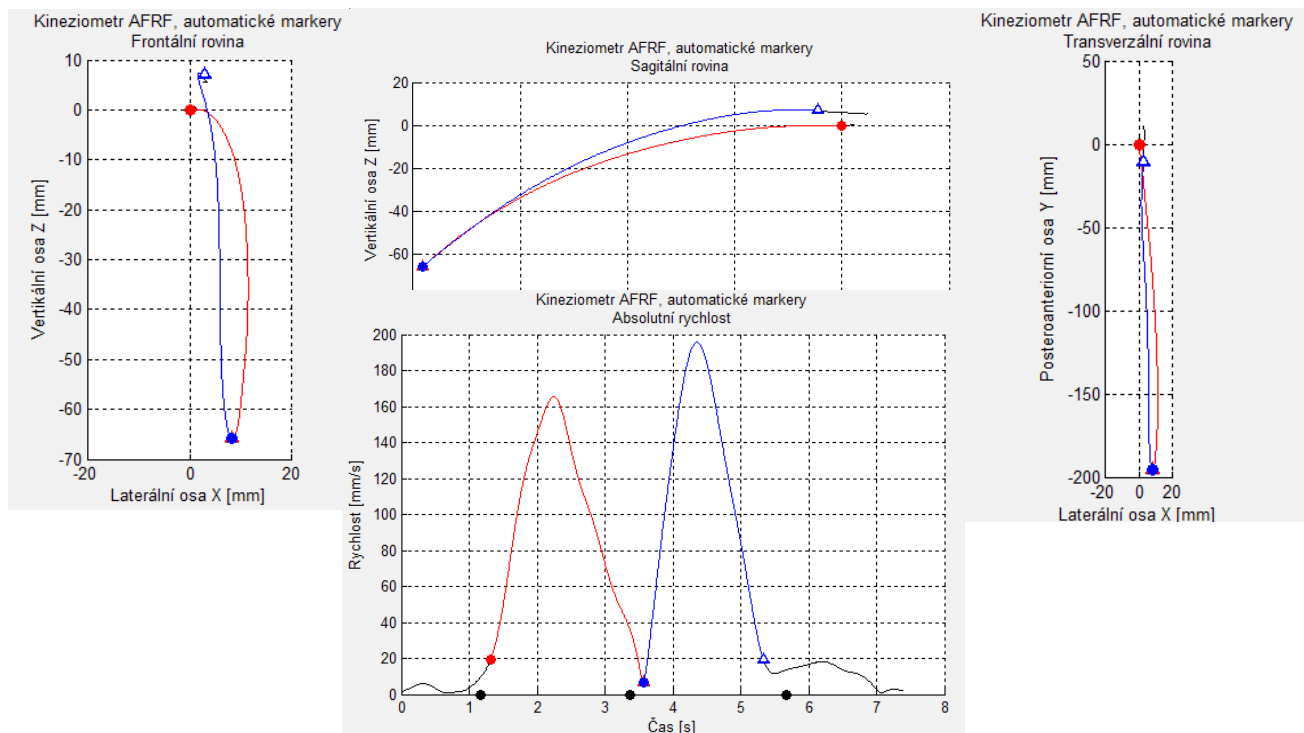
Měřené pokusy vyjádřené zkratkami z přístroje DTP-3 s obrázky. Proband na obrázcích je zařazen do skupiny nesportujících.

TPKT bez zátěžové vesty (Obrázek 11) se zobrazenými parametry ze systému DTP-3 u probanda ze skupiny nesportujících (Obrázek 12).



Obrázek 11: TPKT bez zátěžové vesty, výchozí pozice vlevo, krátce trvající předklon a návrat do výchozí pozice

Zdroj: autor



Obrázek 12: Zobrazení trajektorie pohybu ve třech rovinách a graf absolutní rychlosti

Zdroj: Systém DTP-3

Legenda:

Červená – vpřed

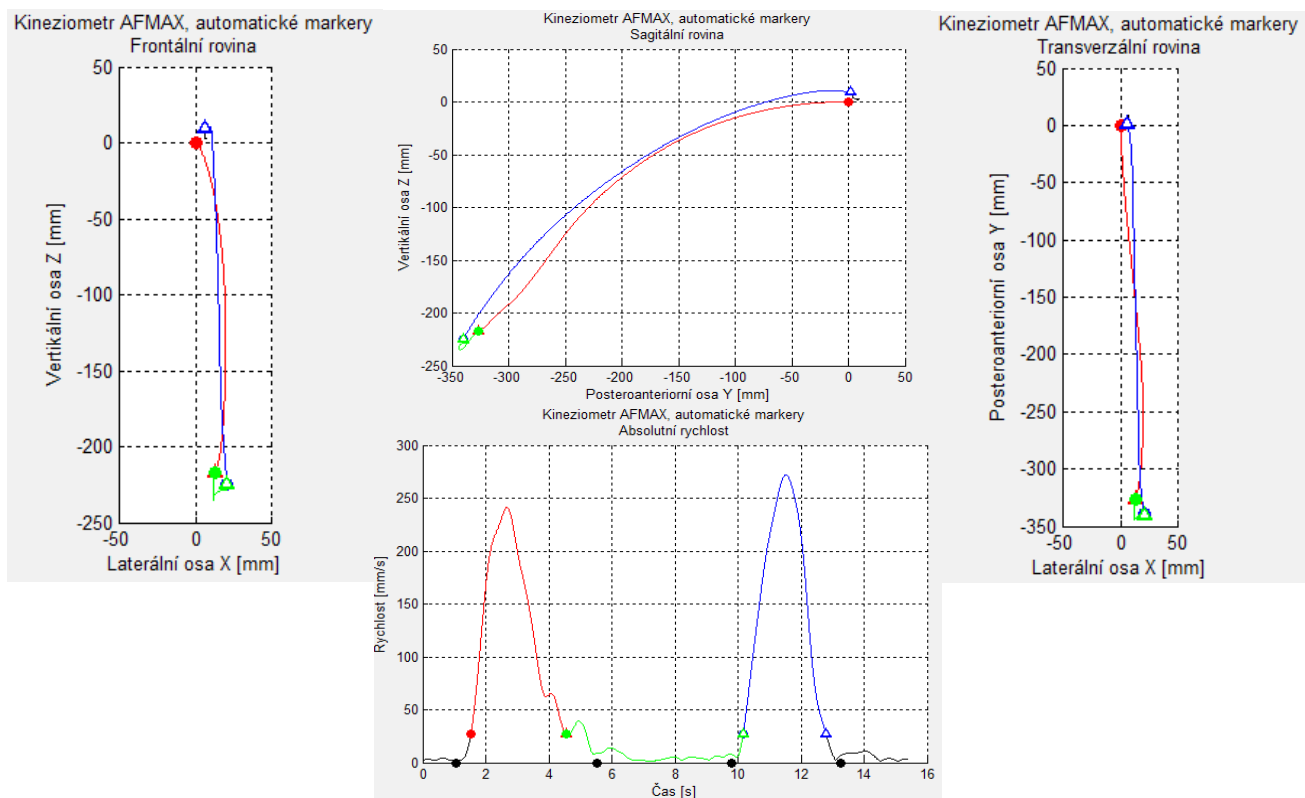
Modrá – vzad

TPV bez zátěžové vesty (Obrázek 13) se zobrazenými parametry ze systému DTP-3 u probanda ze skupiny nespportujících (Obrázek 14).



Obrázek 13: TPV bez zátěžové vesty, výchozí pozice vlevo, předklon s výdrží a návrat do výchozí pozice

Zdroj: autor



Obrázek 14: Zobrazení trajektorie pohybu ve třech rovinách a graf absolutní rychlosti

Zdroj: Systém DTP-3

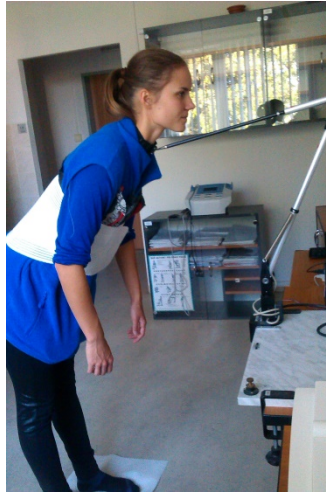
Legenda:

Červená – vpřed

Modrá – vzad

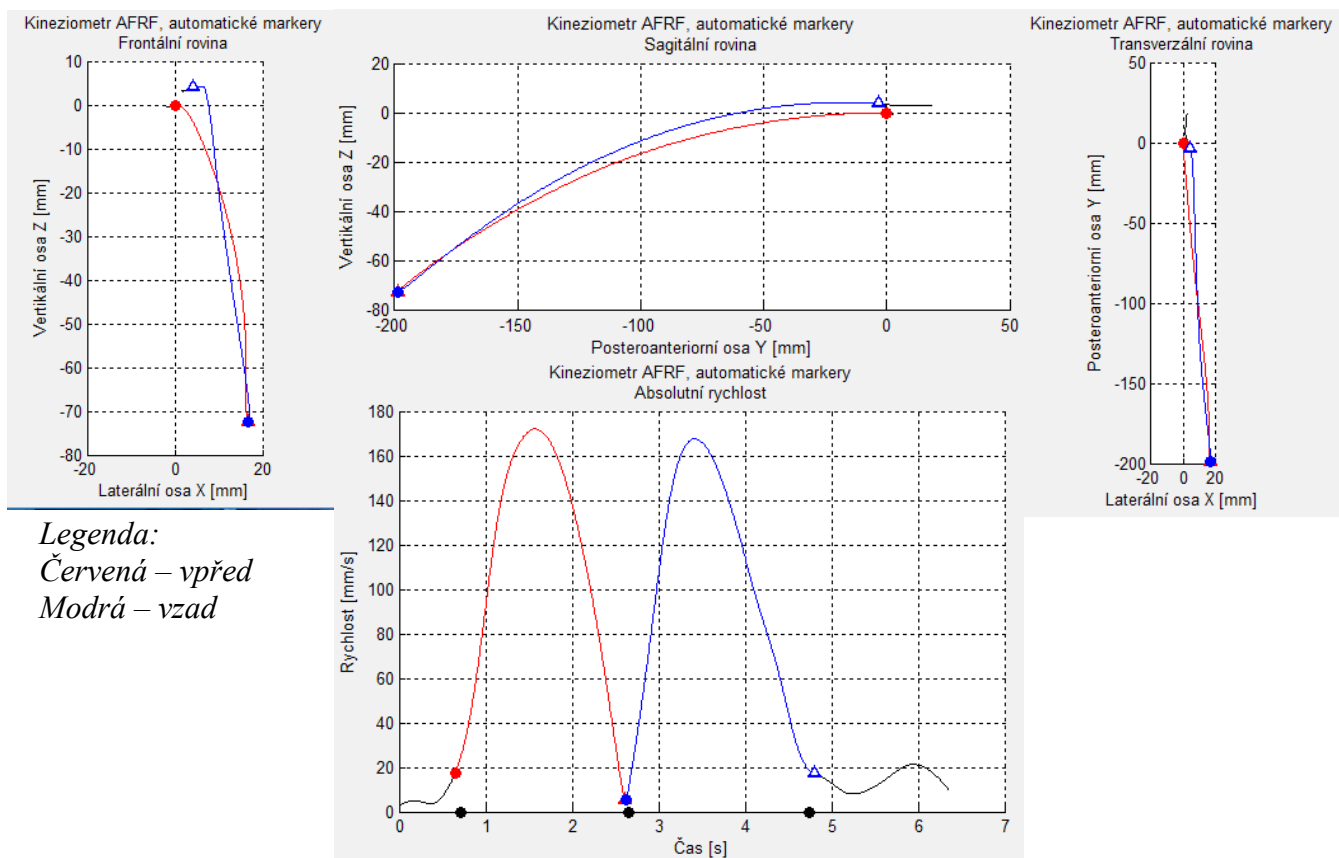
Zeleně- výdrž

TPKTZ se zátěžovou vestou (Obrázek 15) se zobrazenými parametry ze systému DTP-3 u probanda ze skupiny nesportujících (Obrázek 16).



Obrázek 15: TPKTZ se zátěžovou vestou, krátce trvající předklon s návratem do výchozí police

Zdroj: autor



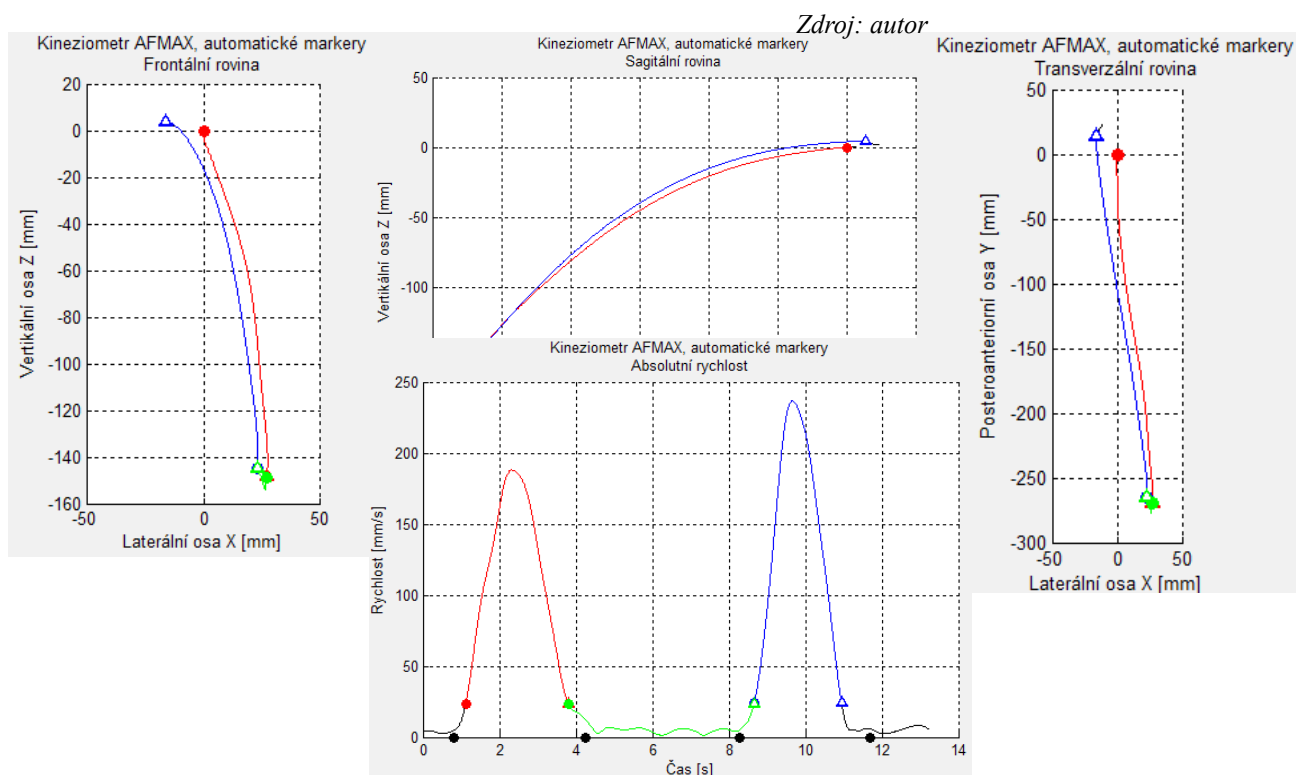
Obrázek 16: Zobrazení trajektorie pohybu ve třech rovinách a graf absolutní rychlosti

Zdroj: Systém DTP-3

TPVZ se zátěžovou vestou (Obrázek 17) se zobrazenými parametry ze systému DTP-3 u probanda ze skupiny nespportujících (Obrázek 18).



Obrázek 17: TPVZ se zátěžovou vestou, předklon s výdrží a návrat do výchozí pozice



Obrázek 18: Zobrazení trajektorie pohybu ve třech rovinách a graf absolutní rychlosti

Zdroj: systém DTP-3

Legenda:

Červená – vpřed

Modrá – vzad

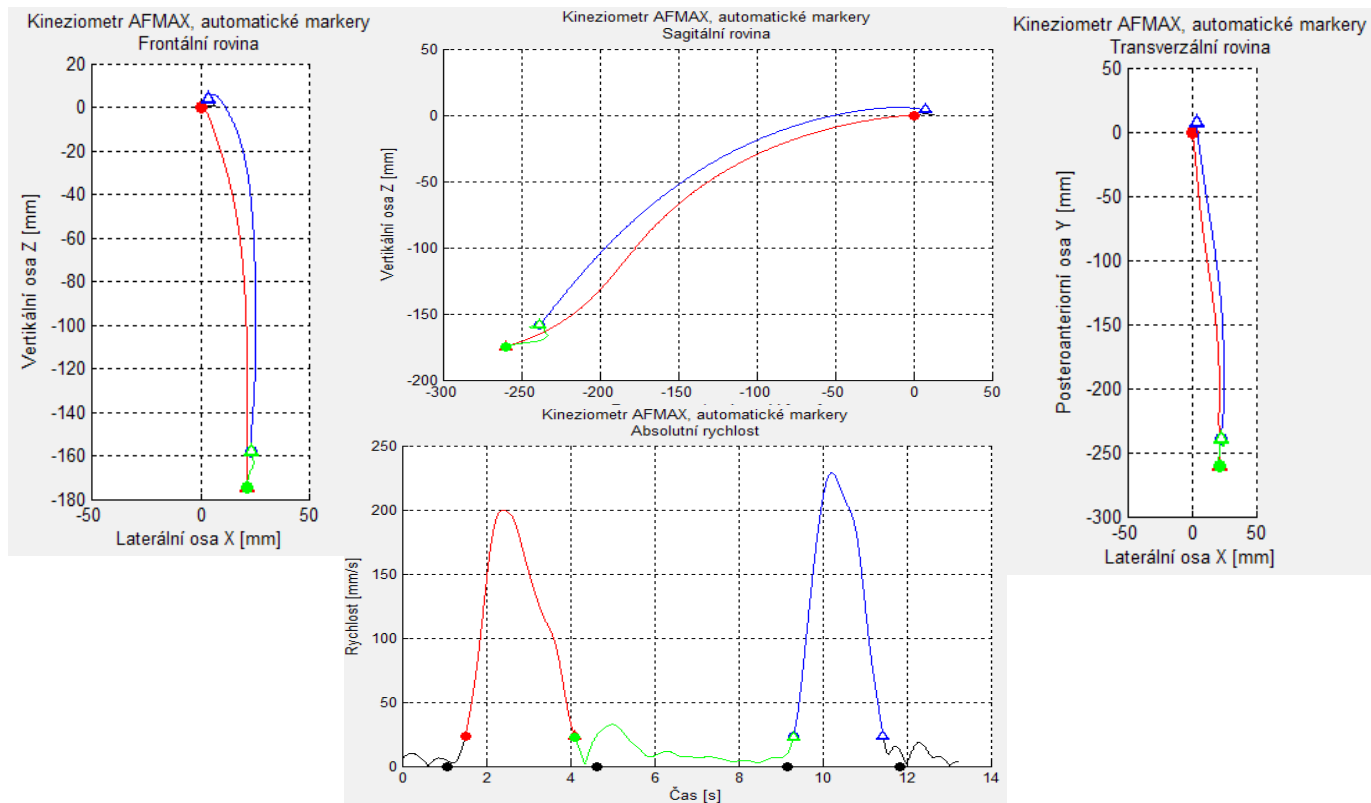
Zeleně výdrž

TPVZP se zátěžovou vestou a pěnovou podložkou (Obrázek 19) se zobrazenými parametry ze systému DTP-3 u probanda ze skupiny nesportujících (Obrázek 20).



Obrázek 19: TPVZP se zátěžovou vestou a pěnovou podložkou, ilustrativní obrázek jako ukázka použití pěnové podložky, proband nepatří ani do jedné z výzkumných skupin

Zdroj: Mgr. Jan Hadraba



Obrázek 20: Zobrazení trajektorie pohybu ve třech rovinách a graf absolutní rychlosti

Zdroj: systém DTP-3

*Legenda:
Červená – vpřed
Modrá – vzad
Zeleně - výdrž*

5 METODY STATISTICKÉHO ZPRACOVÁNÍ

Hodnoty jednotlivých parametrů, které byly získány z přístroje DTP -3, byly převedeny do programu MS Excel 2010. Tato data byla následně statisticky zpracována pomocí programem STATISTIKA 8.0. U sledovaných parametrů byla určena základní popisná statistika (aritmetický průměr, medián, minimum, maximum, směrodatná odchylka, variační koeficient, šikmost, špičatost). Pomocí t-testu byly porovnány rozdíly mezi skupinami sportujících a nesportujících mladých žen. Proměnné vykazovaly normální rozložení dat na základě K-S testu (Kolmogorov-Smirnovův). Výsledky byly stanoveny na hladině statistické významnosti $p < 0,0500$.

6 VÝSLEDKY

Celý soubor zahrnuje 29 probandů, jsou to ženy ve věku od 17 do 25 let. Původně celý soubor čítal 30 probandů, byl vyřazen jeden proband ze skupiny nesportujících pro technickou poruchu přístroje, kdy došlo ke zkreslení a vadnému grafickému záznamu, s chybným hodnocením nálezu. Soubor je rozdělen na dvě skupiny, skupina sportujících (S) a skupina nesportujících (N). Celý soubor probandů je bez specifických bolestí zad nebo jiných problémů.

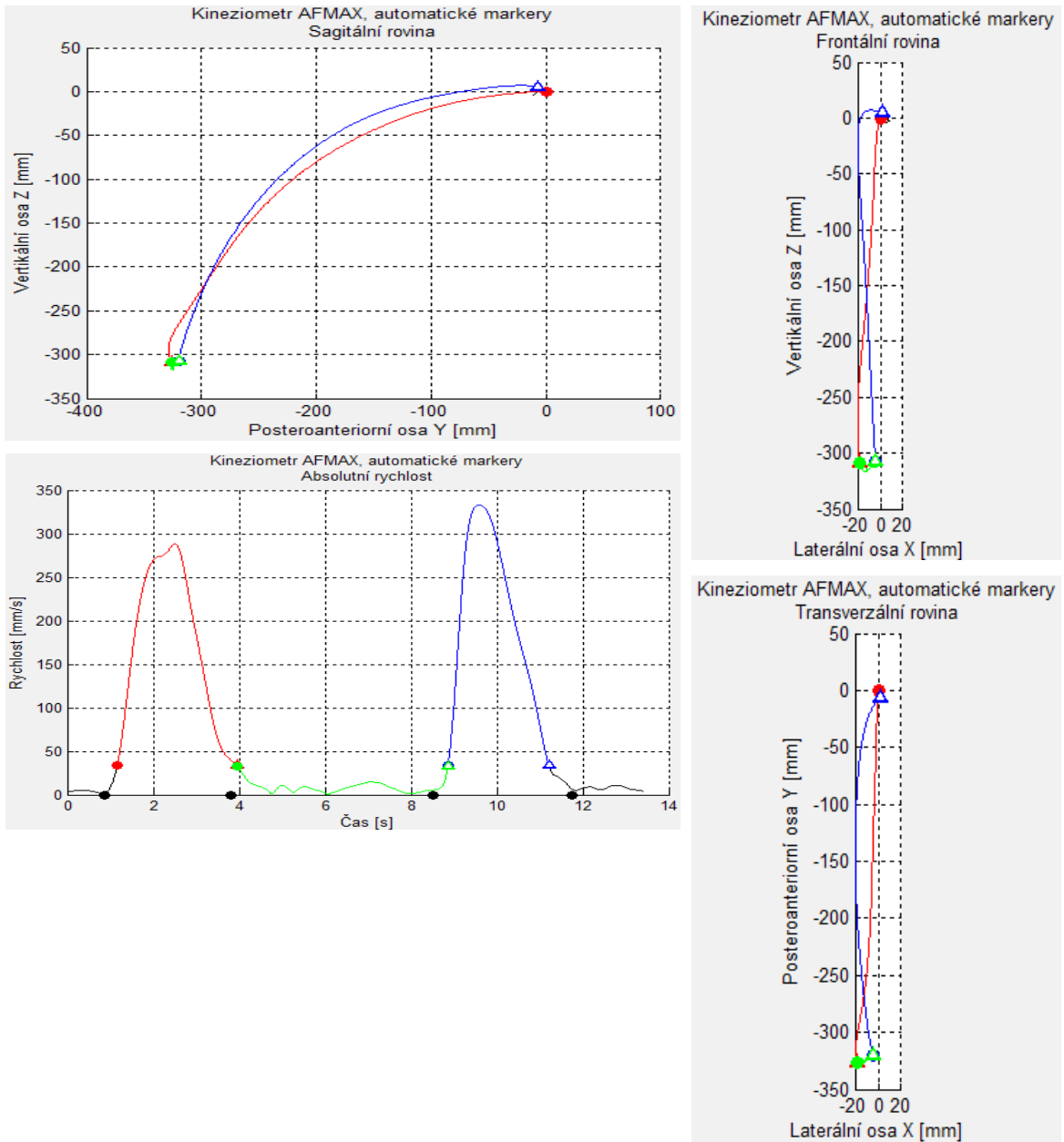
6.1 Výsledky celého souboru

Celý soubor zahrnoval skupinu S (n=15) a skupinu N (n=14). Obě skupiny provedly celkem 12 předklonů. Pro každý předklon měly minimálně dva pokusy, aby bylo možné v případě nezdařeného pokusu hodnoty vyřadit. Zkoušky (předklony) se lišily obtížností, kdy část byla na pevné podložce, část na pěnové podložce (ke snížení proprioceptivních vlivů) a poslední navíc se zátěžovou vestou. Nejmenší rozdíly byly vidět u TKT, kde se hodnoty u obou skupin téměř shodovaly. Naopak u TPV, TPVZ i u TPVZP se parametry z přístroje DTP-3 lišily a to u přímé vzdálenosti, délky trajektorie, úhlové odchylky a maximální rychlosti. Příkladem je TPVZ, kde statistický rozdíl mezi skupinami při navrácení se do výchozí pozice ($p=0,0001$, $p=0,0002$, $p=0,0007$, $p=0,1142$) dosáhl hladiny statistické významnosti.

6.2 Porovnání mezi skupinami

Rozdíly narůstají s délkou výdrže, čím proband setrval déle v předklonu, tím byla variabilita daného pohybového manévru větší. U skupiny N se jednotlivé pokusy probandů téměř shodovaly, nebyly zde výrazné rozdíly mezi probandy. Naopak u skupiny S se rozdíly mezi provedením pohybu liší, v rámci skupiny jsou hodnoty heterogennější. Rozdíly v provedení pohybu znázorní níže uvedené obrázky, kde je vybrán jeden proband ze skupiny S a jeden proband ze skupiny N.

Proband	Thomayerova zkouška [cm]	Lateroflexe páteře [cm]	BMI [kg/m ²]	Stoj váhy P/L [kg]
S	- 3	- 2, - 2	21,34	27/28



Obrázek 21: Proband skupina S

Zdroj: Systém DTP-3

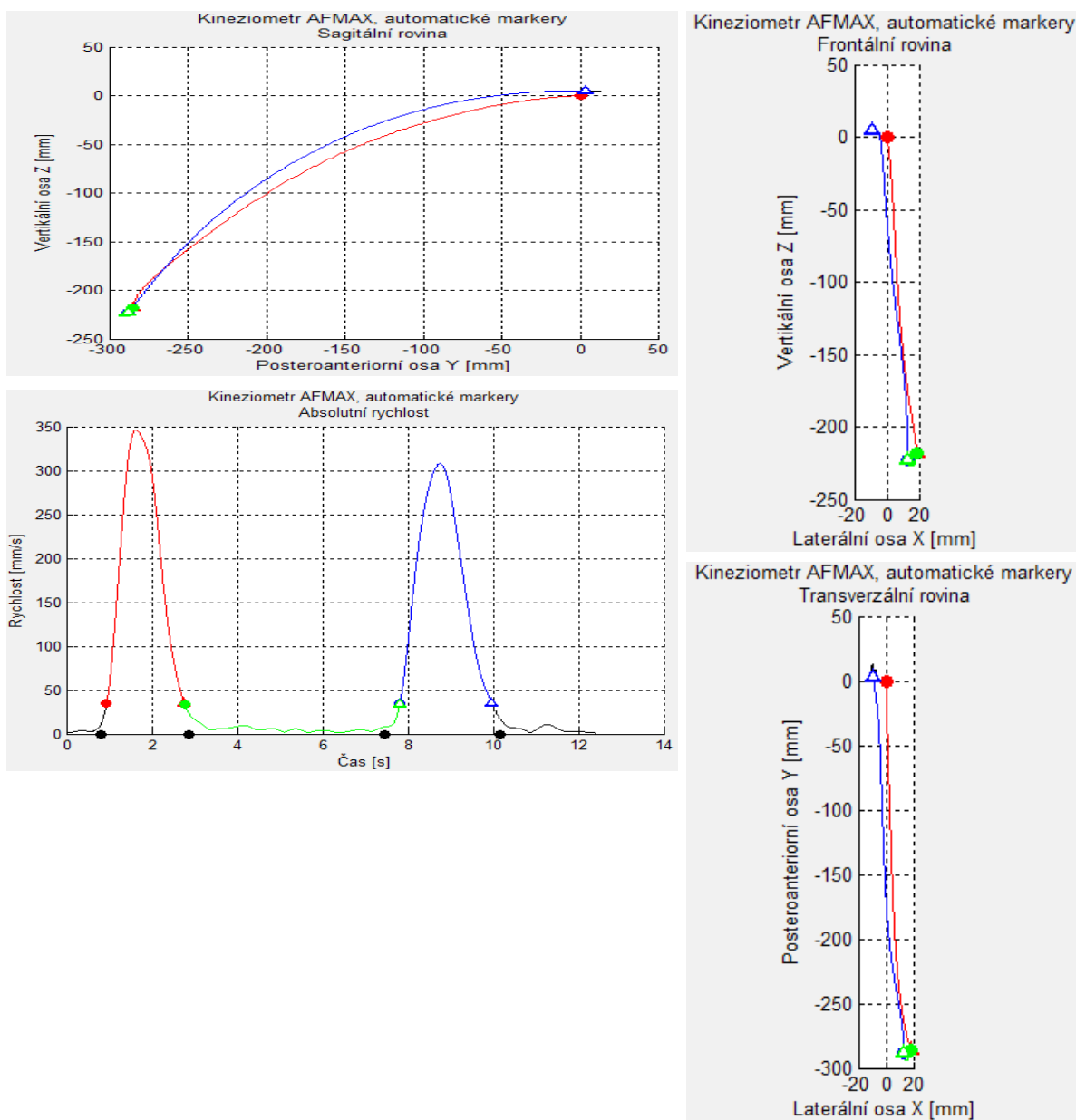
Legenda:

Červená – vpřed

Modrá – vzad

Zeleně- výdrž

Proband	Thomayerova zkouška [cm]	Lateroflexe páteře [cm]	BMI [kg/m ²]	Stoj váhy P/L [kg]
N	+9	0, +1	24,58	40/36



Obrázek 22: Proband skupina N

Zdroj: Systém DTP-3

Legenda:
Červená – vpřed
Modrá – vzad
Zeleně- výdrž

Na obrázcích je viditelný rozdíl v provedení pohybu, který je znázorněn trajektorií pohybu (červeně, modře a zeleně) nebo grafem maximální rychlosti. U probanda ze skupiny N je charakteristická plynulost křivek, téměř shodné trajektorie při pohybu vpřed a vzad i vyvážený poměr rychlosti při pohybu vpřed a vzad. U probanda ze skupiny S se trajektorie pohybu neshodují, je zde viditelné odchýlení trajektorie při pohybu vzad ani graf maximální rychlosti není tak plynulý, jako u probanda ze skupiny N.

Byly naměřeny statisticky významné rozdíly mezi skupinami pomocí kineziometru DTP-3 a to u TPV (blok výdrž, maximální rychlost), parametr průměr ($p=0,032280$) (Tabulka 5, Obrázek 23). U TPVZ (blok výdrž, maximální rychlost), byl parametr průměr na hladině statistické významnosti ($p=0,041270$) (Tabulka 6, Obrázek 24). U TPVZP (blok pohyb vzad, délka trajektorie), dosáhl parametr průměr hladiny statistické významnosti ($p=0,007844$) (Tabulka 7, Obrázek 25). Ostatní naměřené hodnoty nedosáhly hladiny statistické významnosti, i když mezi oběma skupinami byly rozdíly i tak výrazné.

Tabulka 5: Statisticky významný rozdíl mezi skupinou N a skupinou S při pokus TPV (fáze výdrže, maximální rychlost)

Proměnná	Skupina N a skupina S				
	Kineziometr DTP-3				
	$p < 0,0500$				
	M	M	n	n	P
	N	S	N	S	
TPV (fáze výdrže, maximální rychlost v m/s)	46,7643	23,3200	14	15	*0,032280

Zdroj: autor

Legenda:

TPV – test předklonu s výdrží

maximální rychlost – m/s

M – průměr

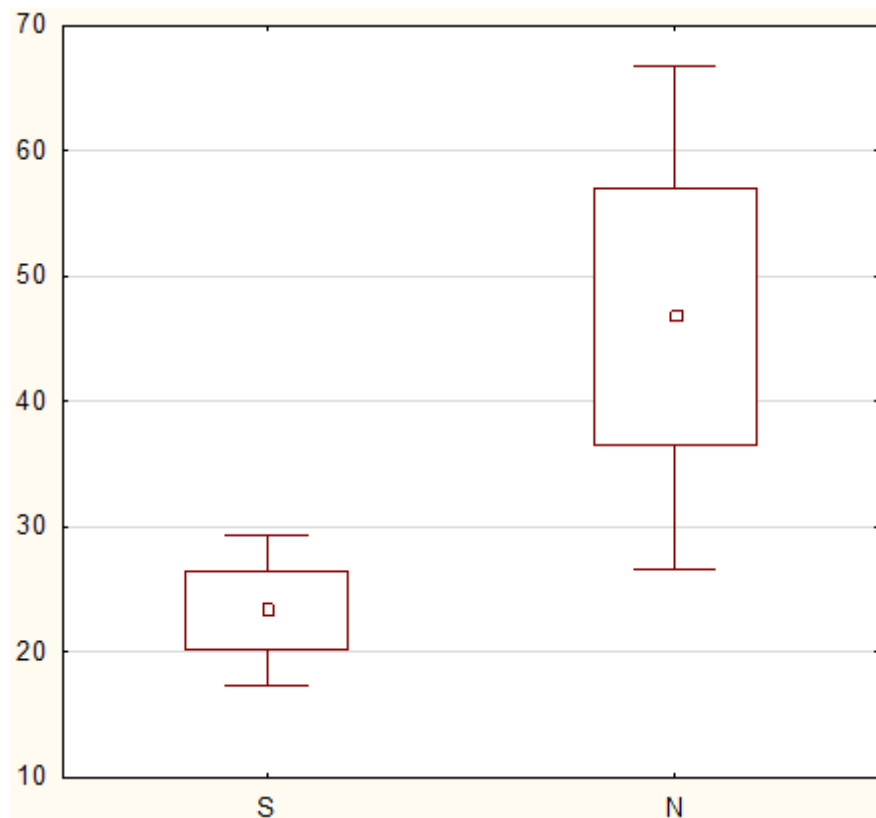
n – počet osob ve skupině

p – hladina pravděpodobnosti

N – nesportovci

S – sportovci

** – $p < 0,0500$*



Obrázek 23: Krabicový graf ukazuje statisticky významný rozdíl v parametru průměr při druhém pokusu TPV (fáze výdrže, maximální rychlost). Naměřeno kineziometrem DTP-3

Zdroj: autor

Legenda:

S – sportovci

N – nesportovci

osa y – průměr

Tabulka 6: Statisticky významný rozdíl při kineziometrickém vyšetření mezi skupinou N a skupinou S v TPVZ (fáze výdrže, úhlová odchylka)

Proměnná	Skupina N a skupina S				
	Kineziometr DTP-3				
	p< 0,0500				
	M	M	n	N	P
	N	S	N	S	
TPVZ (fáze výdrže, úhlová odchylka)	-7,3733	24,5333	14	15	*0,041270

Zdroj: autor

Legenda:

TPVZ – test předklonu s výdrží se zátěží

M – průměr

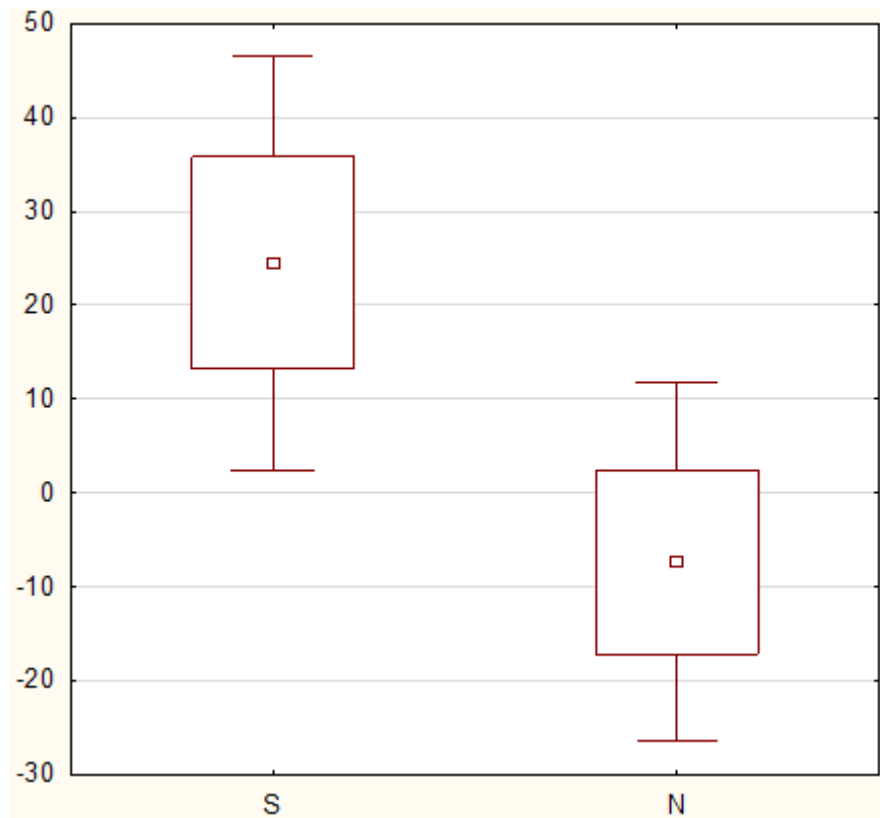
n – počet osob ve skupině

p – hladina pravděpodobnosti

N – nesportovci

S – sportovci

** – $p < 0,0500$*



Obrázek 24: Krabicový graf ukazuje statisticky významný rozdíl v parametru průměr při druhém pokusu TPVZ (fáze výdrže, úhlová odchylka). Naměřeno kineziometrem DTP-3

Zdroj: autor

Legenda:

S – sportovci

N – nesportovci

osa y – průměr

Tabulka 7: Statisticky významný rozdíl mezi skupinou N a skupinou S při pokus TPVZP (fáze pohybu vzad, délka trajektorie)

Proměnná	Skupina N a skupina S				
	Kineziometr DTP-3				
	p< 0,0500				
	M	M	n	n	P
	N	S	N	S	
TPVZP (fáze pohybu vzad, délka trajektorie)	402,5733	475,5333	14	15	*0,007844

Zdroj: autor

Legenda:

TPVZP – test předklonu s výdrží se zátěží na měkké podložce

M – průměr

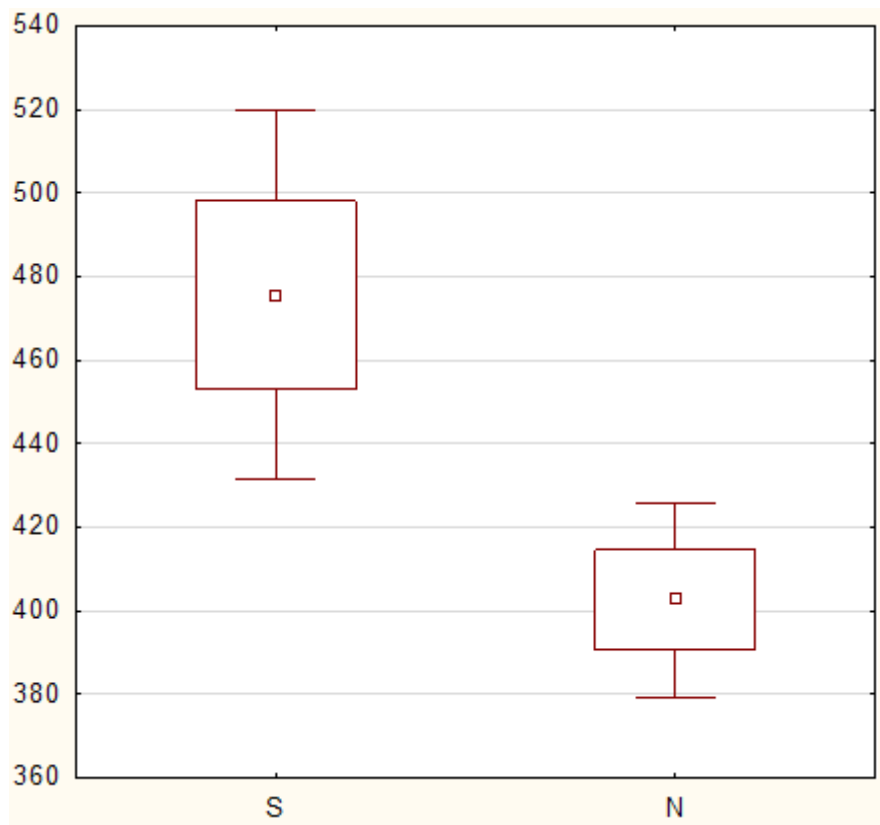
n – počet osob ve skupině

p – hladina pravděpodobnosti

N – nesportovci

S – sportovci

** – p< 0,0500*



Obrázek 25: Krabicový graf ukazuje statisticky významný rozdíl v parametru průměr při prvním pokusu TPVZP (fáze pohybu vzad, délka trajektorie). Naměřeno kineziometrem DTP-3

Zdroj: autor

Legenda:

S – sportovci

N – nesportovci

osa y – průměr

6.3 Hypotézy a výzkumné otázky

Hypotézy

Ho1 – Zvolené pohybové manévry (test předklonu krátce trvajících a test předklonu s výdrží) hrubé motoriky při stoji na pevné podložce se u pravidelně sportujících basketbalistek neliší oproti zdravým mladým nesportujícím ženám.

Hypotéza Ho1 nebyla zamítnuta pro hodnocené ukazatele, s výjimkou ukazatele v TPV – maximální rychlost (m/s) ve výdrží, pro který byla zamítnuta $p=0,032280$. Ve sledovaném pohybovém manévru TKT i TPV na pevné podložce nebyl signifikantní rozdíl mezi skupinou pravidelně sportujících a nesportujících mladých žen.

Ho2 – Zvýšené zatížení na ventrální části trupu neovlivňuje u obou výzkumných skupin provedení zvoleného pohybového manévru (test předklonu krátce trvajících a test předklonu s výdrží).

Hypotéza Ho2 byla zamítnuta pro ukazatel úhlová odchylka. Zatížení na ventrální straně trupu ovlivňuje provedení zvoleného pohybového manévru. U TPKTZ nebyly žádné výrazné rozdíly mezi skupinami, ovšem u TPVZ se skupina sportovkyň odlišovala větší variabilitou provedení daného pohybového manévru. Největší rozdíly se projeví u bloku B3 – výdrž, $p = 0,041270$ (fáze výdrže, úhlová odchylka). Pro ukazatele přímá vzdálenost, délka trajektorie, průměrná a maximální rychlost hypotéza zamítnuta nebyla.

Ho3 – Provedení zvoleného pohybového manévru (test předklonu s výdrží a se zátěží) hrubé motoriky při stoje na měkké podložce u pravidelně sportujících basketbalistek se neliší oproti provedení zdravých mladých nesportujících žen.

Hypotéza Ho3 byla zamítnuta pro ukazatele délka trajektorie a přímá vzdálenost. Změněné podmínky stoje (měkká podložka) ovlivnily provedení daného pohybového manévru u obou skupin. Jak u předchozího testu TPVZ, tak i u testu TPVZP byla u skupiny sportovkyň variabilita provedení pohybového manévru větší než u skupiny nesportovkyň. U testu TPVZP se největší rozdíly projeví u bloku B2 – pohyb vzad, $p = 0,007844$ (fáze pohybu vzad, délka trajektorie, první pokus) i pro pokus druhý $p=0,005408$. Hypotéza byla zamítnuta také u bloku B1 – pohyb vpřed, $p=0,02415$ (fáze pohybu vpřed, délka trajektorie, první pokus) i pro pokus druhý $p=0,017526$. Hypotéza byla zamítnuta také pro ukazatel přímá vzdálenost, u bloku B1 – pohyb vpřed, $p=0,015512$ (fáze pohybu vpřed, přímá vzdálenost, první pokus) i pro pokus druhý $p=0,014747$. U bloku B2 – pohyb vzad, $p=0,005839$ (fáze pohybu vzad, přímá vzdálenost, první pokus) i pro pokus druhý $p=0,004851$. Pro ukazatele úhlová odchylka, průměrná a maximální rychlost hypotéza zamítnuta nebyla.

Výzkumné otázky

1. Který kineziometrický ukazatel vykazuje největší rozdíl mezi pravidelně sportujícími basketbalistkami a mladými nesportujícími ženami při testu předklonu krátce trvajícím a testu předklonu s výdrží se zátěží?

U TPKT byly hodnoty kineziometrických ukazatelů u obou skupin bez výrazného rozdílu, u TPVZ největší rozdíl vykazoval kineziometrický ukazatel úhlová odchylka, který dosáhl hladiny statistické významnosti $p=0,041270$. Skupina nesportujících

mladých žen vykazovala homogennější výsledky a menší výchyly v porovnání se skupinou sportujících. Probandi ze skupiny pravidelně sportujících se při jednotlivých zkouškách snažili o co nejlepší výkon, chyběla zde kvalita provedení předklonu a výchyly byly větší.

2. Který kineziometrický ukazatel vykazuje největší rozdíly mezi pravidelně sportujícími basketbalistkami a mladými nesportujícími ženami při stoji na pevné podložce oproti měkké podložce?

U TPVZP vykazuje největší rozdíl kineziometrický ukazatel délka trajektorie, který dosáhl hladiny statistické významnosti $p=0,007844$. Oproti tomu u TPVZ, u stejného pokusu je hodnota $p=0,712522$. Je evidentní, že nestabilní měkká podložka ovlivní provedení pohybového manévru. Test na nestabilní měkké podložce snížil propriocepci z oblasti chodidla a ztížil provedení pohybového manévru. Opět se potvrdilo, že skupina pravidelně sportujících basketbalistek klade větší důraz na výkon než na kvalitu provedení dané zkoušky, tím se staly hodnoty souboru variabilnější oproti skupině nesportujících mladých žen.

7 DISKUZE

7.1 Diskuze k výzkumnému souboru

Pohyb a pravidelná specifická pohybová aktivita jsou v dnešní době často diskutovaná témata, jak v oblasti zdravotnictví, školství nebo sportu. Pohyb je člověku přirozený, je součástí každé činnosti a pro život nepostradatelný. Je důležité ale rozlišovat zdravý pohyb a jednostrannou pohybovou aktivitu (Kučera et al., 2011).

Zdravý pohyb ve smyslu prevence vadného držení těla je charakterizován jako jakýkoliv tělesný pohyb, který je spojen se svalovou kontrakcí zvyšující výdaj energie nad klidovou úroveň. Tento tělesný pohyb by měl být součástí každodenního života, jak ve škole, zaměstnání, doma nebo na sportovišti (Rychtecký, 2008).

Druhým extrémem, který převládá nad zdravým pohybem, je jednostranná pohybová aktivita již od raného dětství. Děti se věnují konkrétnímu sportu již od svých pěti let a chybí u nich všestranná pohybová zdatnost. Při rané specializaci vzniká jednostranné zatížení, pracují stále stejné svalové skupiny a nezatěžované části těla jsou naopak nedostatečně stimulovány. Vzniká na jedné straně hypertrofie a na druhé straně hypotrofie, to je základem pro vznik svalových dysbalancí a poruch změn těžiště (Rašev, 1992).

Svalovou dysbalanci má do jisté míry každý člověk, ovšem výraznou svalovou dysbalanci, která vzniká v důsledku jednostranného zatěžování, vnímáme především u vrcholových sportovců než u nesportujících lidí. Svaly se do pohybu zapojují jinak než za pohybu ekonomického, mění se tím vstupní informace přicházející do mozku a mění se také informace o poloze a pohybu svalu a tím celý program pořadí, jak na sebe navazují jednotlivé svalové kontrakce. Takto porušená svalová koordinace bývá příčinou sportovních úrazů a mohou vést až k ukončení kariéry sportovce (Kučera et al., 2011).

U pravidelně sportujících basketbalistek jsem se při kineziologickém vyšetření setkala především se svalovou dysbalancí v oblasti dolních končetin, kde byla hypertrofie hamstringů a naopak hypotrofie mm. glutei. Tato dysbalance může vzniknout nesprávnou nebo minimální kompenzací specifické pohybové zátěže po výkonu. Dysbalance může ovlivnit některé testy jako Thomayerovu zkoušku nebo maximální předklon při testování na DTP-3 přístroji.

7.2 Diskuze k výzkumné metodě

Pomocí přístroje DTP-3 jsem hodnotila schopnost přizpůsobit se nestabilní ploše pod chodidly a míru vychýlení páteře v této nové situaci. V diplomové práci Málkové (2016) byla hodnocena stabilita stoje basketbalistek pomocí zařízení DeskBalance. Tento systém zaznamenával vychýlení a nestabilitu, kterou mohl proband kontrolovat a korigovat na monitoru počítače. Vlastní měření trvalo 30s a měřená osoba se snažila zaujmout stabilní polohu nastavením zeleného kolečka na střed terče na monitoru počítače. Výsledek ukazoval průměrnou odchylku ze středu za celou dobu měření. V této práci byly porovnávány skupiny basketbalistek a baletek. Bylo zjištěno, že stabilita stoje u basketbalistek a baletek se významně liší. Basketbalistky měly výrazně horší stabilitu stoje, avšak s opakujícím se provedením (3 pokusy) se výsledky pokusů zlepšovaly. Je viditelné, že u sportovců je obecně rychlejší proces motorického učení a rychlejší schopnost adaptace na změněné podmínky. Práce se podobala této diplomové práci vyšetřovanou skupinou basketbalistek, také zkoumala schopnost přizpůsobit se nestabilní podložce a zkoumala schopnost motorického učení (s opakujícím se pokusem byl výsledek lepší).

Zajímavým ukazatelem byla hodnota BMI, kdy Málková (2016) prokázala vztah BMI a stability. S rostoucí hodnotou BMI dochází ke zhoršení stability stoje u vyšetřovaných sportovkyň. V této diplomové práci byla hodnota BMI zaznamenána do vyšetřovací karty probanda, ale dále se s touto hodnotou nepracovalo. Určitě by bylo zajímavé tento ukazatel zpracovat v další práci.

Studie ukázaly, že lidé s nadváhou mají větší kontaktní plochu s podložkou a více zatěžují struktury plosky nohy, hlavně v oblasti patní kosti a hlaviček metatarzů. Toto zvýšené zatížení vede ke zhoršení aferentní odpovědi z plantárních mechanoreceptorů. Vysoké BMI zhoršuje posturální stabilitu jedince a zvyšuje riziko pádu (Hue et al., 2007).

Naše práce na DTP-3 kineziometru zaznamenávala pohyb páteře ve třech rovinách (sagitální, transverzální a longitudinální), nevýhodou měření je pevné ukotvení ramene kineziometru, které limituje pohyb a neumožní více modelových situací. Studie Lee, Desmoulin, Khan, & Park (2011) zaznamenávala 3D pohyb páteře pomocí přenosných inerciálních magnetických snímačů umístěných na kůži v oblasti S1, Th12 a Th1. Další část, měřící krokový cyklus byla umístěna v oblasti kotníků. Při pohybovém úkonu (výstup na schod) byla sledována flexe, lateroflexe a rotace trupu. Oproti naší práci zde byly porovnávány skupiny probandů s nespécifickými

bolestmi bederní páteře se skupinou zdravých lidí. I když, zde pohyb nebyl limitován, jako u naší práce, nevýhodou tohoto mobilního zařízení může být právě příliš velký rozsah pohybu a rozptýl prováděných pohybových testů. Mění se vnější podmínky mohou zkreslovat prováděné pohybové manévry, oproti tomu naše měření kineziometrem DTP-3 probíhalo za stálých vnějších podmínek bez možnosti větší variability. Studie vykazala statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu do flexe bederní páteře, která je u probandů s nespecifickými bolestmi omezenější než u zdravých lidí.

7.3 Diskuze k výsledkům výzkumu

V praktické části této diplomové práce bylo provedeno celkem 12 pohybových manévru. Pohybové manévry byly rozděleny na čtyři typy (TKT, TKTZ, TPV, TPVZ, TPVZP). Každý typ pohybového manévru se opakoval minimálně dvakrát a proband měl možnost před samotným pokusem pohybový manévr vyzkoušet bez měření. Měřilo se kineziometrem DTP-3 a byly sledovány parametry počáteční bod x, y, z a koncový bod x, y, z, díky kterým byla následně určena směrodatná odchylka na ose x, y, z. Další sledované parametry byly přímá vzdálenost, délka trajektorie, úhlová odchylka, maximální rychlost a průměrná rychlost. Porovnávaly se dvě skupiny zdravých mladých žen a to skupina pravidelně sportujících basketbalistek (n=15) se skupinou nespportujících (n=14).

Diplomová práce se zabírala otázkou: „*Mají pravidelné specifické pohybové aktivity v basketbalu vliv na pohybové manévry hrubé motoriky*“? Výsledky výzkumu potvrzují rozdíly v hrubé motorice u skupiny sportovkyň a nespportovkyň. Testy prokázaly, že pravidelná sportovní aktivita ovlivňuje provedení pohybového manévru. Nejvýraznější rozdíly byly při TPVZP, kde skupina sportovkyň reagovala na změněné podmínky větším vychýlením páteře na ose x v medio-laterálním směru.

Za medio-laterální stabilitu má z biomechanického hlediska zodpovědnost lumbo-pelvicí oblast. Tato oblast je, jak bylo zmíněno v kapitole: „*Funkční anatomie basketbalem zatěžovaných oblastí pohybového systému*“, mezník mezi dolní a horní polovinou těla, základem dynamiky a síly. U vrcholových basketbalistů je často zkrácený m. iliopsoas a dochází k naklonění pánve v transverzální rovině, změně držení těla a tudíž ovlivnění páteře jako celku (Kučera, 2011). Tento fakt vysvětluje větší vychýlení páteře při pohybovém manévru a neplýnulost křivky u skupiny pravidelně sportujících basketbalistek. Oproti tomu skupina nespportujících zdravých žen

má u pohybového manévru křivku plynulou bez výrazného vychýlení. Obecně lze říct, že skupina sportujících vykazuje větší variabilitu pohybu při návratu do výchozí pozice.

U obou skupin je snadnější kompenzovat páteř v dynamice (pohyb vpřed, pohyb vzad) než ve statice (výdrž). Příkladem je TPVZ v parametru maximální rychlost, druhý pokus u pohybu vpřed $p=0,6268$, pohyb vzad $p=0,6551$ a výdrž $p=0,0413$. Výjimkou jsou hodnoty u TPVZP, kdy měkká podložka dynamiku ztížila a nejvýraznější odchylky byly zaznamenány u bloku B2 tzn. pohyb vzad. Příkladem je TPVZP v parametru délka trajektorie, první pokus v pohybu vpřed $p=0,02415$, pohyb vzad $p=0,0078$ a výdrž $p=0,5472$.

Výsledky vypovídají, že u obou skupin jsou hodnoty měření prvního pokusu horší než u pokusu druhého či třetího. Tento fakt signalizuje schopnost přizpůsobit se danému pohybovému manévru a ponaučit se z předchozí zkušenosti. Příkladem je TPVZ v parametru maximální rychlost 1. pokus pohybu vzad $p=0,3879$ a 2. pokus pohybu vzad $p=0,6550$.

Rozdílnost souborů byla nejen v provedení pohybových manévru, ale sportovkyně se lišily v hloubce předklonu u Thomayerovy zkoušky. Nejčastější hodnota dosahu u sportovkyň činila +3 cm naopak u nespportovkyň -1 cm. Tento fakt potvrzuje to, že u basketbalistů bývá obecně horší protažitelnost hamstringů a flexorů kyčle. Hamstringy hrají klíčovou roli ve stabilizaci a neutralizaci působících sil při dopadech a provádění rychlých pohybů. Svalová síla hamstringů je využívána především u sprintů, změnách směru, výskoků a osobních soubojů. Všechny tyto uvedené činnosti jsou typické pro basketbal, hamstringy jsou po dobu tréninku či zápasu v neustálé tenzi a dochází k jejich zkrácování (Smith et. al., 2012). Míra zkrácení ovlivnila provedení pohybového manévru (předklon), především u testu předklonu s výdrží a jeho dalších variant.

7.4 Diskuze k hypotézám

Diskuze k hypotéze č. 1 – Testy předklonu při stoji na pevné podložce nevykazovaly žádné rozdíly. Mladé zdravé ženy sportovkyně či nespportovkyně tento pohybový úkon zvládly bez problému. Při normální situaci bez změněné propriocepce není mezi skupinami žádný rozdíl.

Diskuze k hypotéze č. 2,3 – Změna propriocepce a přidaná zátěž evidentně narušila normální situaci a zde se projevíly rozdíly mezi oběma skupinami. Na změněnou situaci reagovala skupina pravidelně sportujících basketbalistek větší

variabilitou provedení pohybového manévru. Sportovkyně se soustředily především na cíl pohybu než na provedení a plynulost testu. Chtěly podat maximální výkon, který ovšem narušil trajektorii pohybu. Druhá skupina nesportujících se na pohyb více koncentrovala a tím byly výsledky skupiny homogennější.

Společná vlastnost vrcholových sportovců je podat za každé situace co možná nejlepší výkon nezávisle na kvalitě provedení daného pohybového manévru. Zatímco probandi ze skupiny nesportovců se zaměřili více na kvalitu pohybu a jejich zkoušky byly téměř totožné, u skupiny pravidelně sportujících hodnoty kolísaly.

Větší variabilita provedení testu hrubé motoriky u pravidelně sportujících basketbalistek může být dána změněným držením těla díky specifické pohybové zátěži a také odlišnou tělesnou morfologií, která může mít vliv na hrubou motoriku. Stavba těla a držení těla ovlivňuje polohu těžiště a tím i posturální stabilitu (Horak, 1997). V populaci jsou rozlišeny tři somatotypy: ektomorf, mezomorf a endomorf. Basketbalistky mají kvůli herní pozici navzájem odlišnou tělesnou stavbu. Nejvyšší hráčky – pivotky jsou řazeny do skupiny ektomorfů, hráčky na křídlech jsou řazeny do skupiny ekto-mezomorfní a rozehrávačky – nejmenší a nejrychlejší hráčky na hřišti jsou řazeny do skupiny čistě mezomorfní (Erčulje et al., 2010). Při testování statické a dynamické stability byl prokázán statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými somatotypy. Nejlepší stabilitu dosahovaly dívky s mezomorfním somatotypem a naopak nejhorší stabilitu dosahovaly dívky se somatotypem endomorfním (Samaei, 2014). Variabilita provedení testu hrubé motoriky u skupiny pravidelně sportujících basketbalistek je podmíněná rozdílným somatotypem dívek, naopak u skupiny nesportujících převažoval somatotyp mezomorfní a hodnoty souboru byly homogenní.

ZÁVĚR

Cílem práce bylo zhodnotit a porovnat projevy hrubé motoriky u pravidelně sportujících basketbalistek a nespportujících zdravých mladých žen. Zhodnotit, jestli má pravidelná specifická pohybová aktivita vliv při opakujících se pohybových manévrech (test předklonu krátce trvajícím, test předklonu s výdrží a jejich varianty).

U bloku B3 tzn. výdrž, byly zaznamenány nejvýraznější odchylky a hodnoty na hladině statistické významnosti. Statická zátěž se projevila při testování, zvláště pro skupinu pravidelně sportujících, jako náročnější úkon oproti dynamickému pohybu vpřed a zpět (navrácení do výchozí polohy).

Skupina pravidelně sportujících basketbalistek měla v rámci svého souboru větší variabilitu provedení pohybového manévru a v porovnání se souborem nespportujících, signifikantně větší odchylku v medio-laterálním směru při testu předklonu s výdrží a jeho dalších variant (se zátěží, na měkké podložce). Variabilitu u skupiny sportujících vyjadřuje parametr variační koeficient, který dosahuje u většiny záznamů vyšších hodnot než u skupiny nespportovkyň.

Výsledky potvrzují, že u mladých žen, jak sportujících, tak nespportujících je dobrá schopnost motorického učení a přizpůsobení se změněným podmínkám (zátěž, měkká podložka). Při jednotlivých testech bylo možno pozorovat prvky motorického učení – hodnoty měření prvního pokusu jsou horší než u pokusu druhého či třetího.

Provedení daných pohybových manévru je ovšem kvalitnější z hlediska křivky trajektorie pohybu vpřed, vzad a výdrže u nespportujících mladých žen. Pravidelná specifická pohybová zátěž má vliv na držení těla a tím ovlivňuje také provedení pohybových manévru.

SOUHRN

Cílem práce bylo zhodnotit a porovnat projevy hrubé motoriky u pravidelně sportujících basketbalistek a nesportujících zdravých mladých žen. Zhodnotit, jestli má pravidelná specifická pohybová aktivita vliv při opakujících se pohybových manévrech.

V teoretické části je popsána anatomie a biomechanika nejvíce zatěžovaných oblastí těla při basketbalu. Je zde zahrnuta hrubá motorika a principy řízení pohybu. Závěrečná část teorie se věnuje problematice jednotlivých úkonů v basketbale, popisuje basketbalové přihrávky, střelu na koš a kineziologii běhu.

Ve výzkumné části bylo provedeno měření pohybu pomocí diagnostického kineziometru DTP-3 a byly sledovány jednotlivé parametry pohybujícího se bodu v úrovni vertebra prominens. Byly prováděny testy předklonu krátce trvajících, testy předklonu s výdrží a jejich varianty (se zátěží, na měkké podložce) s následným návratem do výchozí pozice. Skupinu sportujících tvořilo 15 probandů, skupinu nesportujících 14 probandů.

Výsledky potvrzují negativní vliv specifické pohybové zátěže na provedení pohybových manévřů hrubé motoriky. Skupina nesportujících mladých žen vykazovala homogennější výsledky při jednotlivých testech a v porovnání se skupinou sportujících měly téměř shodné trajektorie při pohybu vpřed a vzad i vyvážený poměr rychlosti při pohybu vpřed a vzad.

Pomocí kineziometru DTP-3 bylo možné poskytnout relevantní data pro hodnocení hrubé motoriky u skupiny pravidelně sportujících basketbalistek a nesportujících mladých žen.

SUMMARY

The aim of the work was to evaluate and compare the symptoms of gross motor skills function in young women basketball players and young women with no active engagement in sport. Evaluate whether specific physical activities has an effect in repetitive motion maneuvers.

The theoretical part describes the anatomy and biomechanics of the most stressed parts of the body during basketball. This includes gross motor skills and movement control principles. The final part of the theory deals with the problems of individual activities in basketball such as basket passes, shots and kinesiology of run.

The research part then shows measurements performed by a DTP-3 kinesiometer, which records movements of the proband using a motion sensor in the anterior part of the neck, at the level of vertebra prominens. Short-term forward bend tests, long-term forward bend tests, with different variants (with a load or on a soft mat) were performed, followed by return to the starting position. The group of active female basketball players consisted of 15 probands, a group of young women with no active engagement in sport consisted of 14 probands.

The results did not show a favourable effect of specific physical activities in basketball on gross motor skills. A group of young women with no active engagement in sport showed more homogenous results during individual forward bend tests and compared with the group of active female basketball players, they had almost identical trajectories in forward and backward bending, as well as the balanced ratio of forward and reverse speeds.

Using the DTP-3 kinesiometer, it was possible to provide relevant data for evaluation gross motor skills in active female basketball players and young women with no active engagement in sport.

REFERENČNÍ SEZNAM

- Ambler, Z. (2011) *Základy neurologie*. Praha: Galén. . 351 s. ISBN 978-80-7262-707-3.
- Balkó, I., Kabešová, H., Balkó, Š., & Kohlíková, E. (2014). Příčiny kloubní hypermobility a její vztah ke sportovní činnosti. *Česká kinantropologie. roč. 18, č. 4, s. 26-35*. ISSN 1544-9261.
- Bartůňková, S. (2007). *Fyziologie člověka a tělesných cvičení*. Praha: Karolinum, 285 s. ISBN 978-80-246-1171-6.
- Bernaciková, M. et al. *Fyziologie sportovních disciplín – Basketbal*. [cit. 18. 10. 2017] Dostupné na World Wide Web: <http://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsps/ps10/fyziol/web/sport/hrybasketbal.html>
- Cardozo, E. et al. (2015). Atypical Location of Low-Back Pain in a High School Basketball Player. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 0894-9115/15/9410-e94.
- Clinch, J., Deere, K., & Sayers, A. (2011) Epidemiology of Generalized Joint Laxity (Hypermobility) in Fourteen-Year-Old Children From the UK: A Population-Based Evaluation. *Arthritis and Rheumatism*. vol. 63, iss. 9, p. 2819-2827. ISSN 2326-5205.
- Cooper Institute. (2007) *FITNESSGRAM/ACTIVITYGRAM. Test administration manual*. 4th ed. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 9780736068567.
- Čihák R. (2011). *Anatomie 1*. 3. vydání. Praha, ČR: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-3817-8.
- Čihák, R. (2004). *Anatomie 3*. Praha: Grada Publishing. ISBN: 978-80-247-5636-3
- DeStephano, R., Kelly, B., & Hooper, J. (2010). *Svalová medicína*. Olomouc: Poznání. ISBN 978-80-87419-03-8.
- Dobří, L., & Velenský, M. (1987). *Košiková: teorie a didaktika*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství. 160 s. ISBN 978-802-2323-253.
- Dobří, L., & Velenský, E. (1971). *Košiková – rozbor a popis herních činností jednotlivce, herních kombinací a systémů hry družstva*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství. 162 s. 17-284-71.

- Dovalil, J. (2008). *Lexikon sportovního tréninku*. Praha: Karolinum. 315 s. ISBN 978-80-246-1404-5.
- Kučera, M., Kolář, P., Dylevský, I., et al. (2011). *Dítě, sport a zdraví*. Praha: Galén. 190 s. ISBN 9788072627127.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing. ISBN: 978-80-247-3240-4
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s. 179 s. ISBN 978-80-247-1648-0.
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional Reach: a new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 45(6), 192-197.
- Erčulje et al. (2010). Differences Between Various Types of Elite Young Female Basketball Players in Terms of Their Morphological Characteristics. *Kinesiologia Slovenica*. Vol. 16, pp. 51-60. ISSN 1318-2269.
- Gallahue, D.L., & Ozmun, J.C. (1997). *Understanding motor development: infants, children, adolescents, adults*. Boston: WCB/McGraw-Hill.
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén. ISBN: 80-85787-36-9
- Gerych, D., & Tvrzník, A. (2014). *Velká kniha běhání*. Praha: Grada Publishing a.s. 312 s. ISBN 9788024748726.
- Gramsbergen, A. (2005). Postural control in man: the phylogenetic perspective. *Neural Plasticity*. 12(2-3), 77-88. 72.
- Chiang, H. Y., & Liu, Y-T. (2006). *Coordination of basketball shooting movement of different skill level*. XXIV ISBS, Symposium Salzburg – Austria.
- Hatzitaki, V., Zisi, V., Kollias, I., & Kioumourtzoglou, E. (2002). Perceptual-Motor Contributions to Static and Dynamic Balance Control in Children. *Journal of Motor Behaviour*, 34 (2), 161 – 170.
- Harper, K.G. Running Faster and Easier Through Improved Economy and Biomechanics: A Kinesiological Analysis. *Brigham Young University Hawaii*.

- [cit. 11. listopadu 2017] Dostupné na World Wide Web:
<http://www.runnerscorner.com/pdf/runningformkines.pdf>
- Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. (1965). Excitability and inhibibility of motoneurons of different types. *Journal of Neurophysiology*, 28(3), 599-620.
- Hermachová, H. (1998). Jaké boty? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, roč. 5, č. 1, s. 29-31. ISSN 12112658.
- Hodges, P. W., Coppeters, M. W., MacDonald, D., & Cholewicki J. (2013). New insight into motor adaptation to pain revealed by a combination of modelling and empirical approaches. *European Journal of Pain*, 17, 1138-1146.
- Hodges, P. W., Moseley, G. L., Gabrielsson, A., & Gandevia, S. C. (2003). Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Experimental Brain Research*, 151, 262-271.
- Horak, F. B. (1997). Clinical Assessment of Balance Disorders. *Gait & Posture*. Vol. 6, no. 1, p. 76-84.
- Horak, F. B. (2006). Postural Orientation and Equilibrium: What Do We Need To Know About Neural Control of Balance To Prevent Falls? *Age and Ageing*, vol. 35. no. 2, ii7- ii11.
- Horička, P., & Šmíd, P. (2012). Technika a metodika basketbalových přihrávk. *Športový edukátor*, č. 1, ročník 5, s. 59-65. ISSN 1337-7809.
- Hue, O. et al. (2007). Body Weight Is A Strong Predictor of Postural Stability. *Gait and Posture*, vol. 26, no. 1, p. 32-38. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.07.005.
- Janda, V., Herbenová, A., Jandová, J., Pavlů, D. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada. 328 s. ISBN: 978-80-247-0722-8
- Janura, M. (2003). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN: 80-244-0644-6 (brož.)
- Kapandji, A. I. (2011). *The physiology of the joints* (6th ed, roč. 2). Edinburgh: Churchill Livingstone. ISBN 10: 0443036187
- Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 152 – 164.

- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
713 s. ISBN 9788072626571
- Kolářová, B. (2012). *Posouzení vlivu vybraných aspektů na posturální kontrolu u jedinců po transtibiální amputaci*. Disertační práce, Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury. 129 s.
- Kováčiková, V., & Beranová, B. (1998). Tělesné schéma a jeho zátěž ve vertikále z pohledu ontogeneze, otázka tréninku, trénink u pacienta s CP, logopedie. *Rehabilitácia* 31(2), 75-77.
- Krasňanská, L. (2014). *Porovnání hráčské běžecké rychlosti s vedením míče a běžecké rychlosti bez míče u hráčů basketbalu*. Diplomová práce, Brno: Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií. 98 s.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyziologie*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-618-2.
- Krejčí, J., Salinger, J., Gallo, j., Kolisko, P., & Štěpaník, P. (2008). Influence of selected examination postures on shape of the spine and postural stability humans. *Biomedical papers*, 152(2), 275-281. 73.
- Krejčí, J., Salinger, J., Kolisko, P., Urban, J., Štěpaník, P., & Novotný, J. (2004). Monitoring of the trajectory of a moving human body's segment by means of the diagnostic systém DTP-2. *Congress of the Czech Society of Biomechanics*.
- Larsen, Ch. (2005). *Zdravá chůze po celý život*. Olomouc: Poznání. ISBN: 80-86606-38-4
- Larsen, Ch. (2008). *Zdravé nohy pro vaše dítě*. Olomouc: Poznání. ISBN: 978-80-86606-82-8
- Linhart, J. (1982). *Základy psychologie učení*. Praha: SPN. 249 s. ISBN: 14-545-87
- Lee, J. K., Desmoulin, G. T., Khan, A. H., & Park, E. J. (2011). Comparison of 3D spinal motions during stair-climbing between individuals with and without low back pain. *Gait & Posture*, 34, 222-226.
- Mačura, P. (2008). *Biomechanika basketbalové strel'by*. Olomouc: Univerzita Palackého. 220 s. ISBN 978-80-244-2081-3.

- Máček, M., Radvanský, J., et al. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén. 245 s. ISBN 978-80-7262-695-3.
- Málková, V. (2016). *Srovnání testování posturální stability u skupin osob s rozdílnou sportovní aktivitou*. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. 99 s.
- Mcilroy, W. E. et al. (1996). Age-related Changes in Compensatory Stepping in Response to Unpredictable Perturbations. *The Journals Of Gerontology. Series A, Biological Sciences And Medical Sciences*. Vol. 51, no. 6p. 289 – 296. ISSN 1079-5006
- Měkota, K., & Blahuš, P. (1983). *Motorické testy v tělesné výchově*. Praha: SPN. ISBN 0-87322-327-6
- Měkota, K., Kovář, R., et al. (1995) UNIFITTEST (6-60) Tests and norms of motor performance and physical fitness in youth and in adult age. *Acta Univ. Palac. Olom. Gymn., Suppl. 1.*, p. 3-108. ISBN 80-7067-581-0.
- Měkota, K. (2002). *Unifittest (6-60): příručka pro manuální a počítačové hodnocení základní motorické výkonnosti a vybraných charakteristik tělesné stavby mládeže a dospělých v České republice*. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu. 65 s. ISBN 80-863-1718-8.
- Měkota, K., & Novosad, J. (2007). *Motorické schopnosti*. Olomouc: Univerzita Palackého. 175 s. ISBN 80-244-0981-X.
- Myslivoček, J. a kol. (2009). *Základy neurověd. 2.*, rozšířené a přepracované vydání Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-088-1.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2012). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (4th ed). Philadelphia, Pa: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins. ISSN 9781451178869
- Nykodým, J. et al. (2006). *Teorie a didaktika sportovních her*. Brno: Masarykova univerzita, FSpS. 120 s. ISBN 80-210-4042-4.
- Opavský, J. (2003). *Neurologická vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého. 91 s. ISBN 802440625X.

- Palašáková-Špringrová, I. (2012). *Funkce-diagnostika-terapie hlubokého stabilizačního systému*. Čelákovice: REHASPRING. 67 s. ISBN 978-80-260-1698-4.
- Panjabi M. M., & White A. A. (1980). Basic Biomechanics of the Spine. *Neurosurgery*. 7:76- 93. ISSN 0148-396X
- Quatman, C. E., Ford, K. R., Myer, G. D., Paterno, M. V., & Hewett, T. E. (2008). The Effects of Gender and Maturational Status on Generalized Joint Laxity in Young Athletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*. Vol. 11, iss. 3, p. 257-263. ISSN 1440-2440.
- Psotta, R., Hátlová, B., & Kokčejn, J., (2011). Vizuální diference jako faktor posturální stability u prepubescentů. *Česká kinantropologie*. Vol. 15, no. 4p. 76 – 84. ISSN 1211-9261
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training (National Athletic Trainers' Association)*, 37(1), 71. ISSN 1947-380X
- Rašev, E., (1992). *Nejen bolesti zad vás zbaví škola zad*. Praha: Direkta. 222 s. ISBN: 80-900272-6-1
- Rokyta, R. (2008). *Fyziologie*. Praha: ISV. 364 s. ISBN 80-85866-45-5.
- Rychtecký, A. (2008). *Pokyny EU pro pohybovou aktivitu*. [cit. 5. ledna 2017] <http://www.msmt.cz/sport/pokyny-eu-pro-pohybovou-aktivitu>.
- Samaei, A., Bakhtiary, A., & Hajihassani, A. (2014). Endomorphs Show Higher Postural Sway Than Other Somatotypes Subjects. *Middle East J Rehabil Health*. Vol. 1, no. 2, p. 1-6. DOI: 10.17795/mejrh-23470.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2001). *Motor Control. Theory and practical applications*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 614 s. ISBN 068330643X.
- Sillanpaa, M., & Anttila, P. (1996). Increasing prevalence of headache in 7-year-old schoolchildren. *Headache*, 36, 466-470. online ISSN:1526-4610
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1995). *Motor Control, Theory and Practical Applications*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 10: 068330643X

- Silva, A. M. (2004). Preventing and managing back pain during pregnancy. Norwood, Mass.: Expect Fitness. ISBN 9780975582626
- Smits-Engelsman, B., Klerks, M., & Kirby, A. (2011) Beighton score: a valid measure for generalised hypermobility in children. *Journal of Pediatrics*. Vol. 158, iss. 1, p. 119-123. ISSN 0022-3476.
- Smith, H. C., Vacek, P., Johnson, R. J., Slauterbeck, J. R., Hashemi, J., Shultz, S., & Beynnon, B. D. (2012). Risk factors for anterior cruciate ligament injury: A review of the literature – Part 1: Neuromuscular and anatomic risk. *Sports Health*, 1, 69-78.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Č. 3, roč. 13, s. 112-124. ISSN 1211-2658.
- Suchomel, A. (2006) *Tělesně nezdatné děti školního věku (motorické hodnocení, hlavní činitelé výskytu, kondiční programy)*. 1. vyd. Liberec: TU. ISBN 80-7372-140-6.
- Touwen, B. C. L. (1979). *Examination of the Child with Minor Neurological Disorder*. London: Wiliam Heinemann Medical Books.
- Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s., 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
- Trojan, S. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 8024712962.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 9(4), s. 115-121. ISSN 1211-2658.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 9(4), 122-129. ISSN 1211-2658.
- Vařeka, I. (2006). Revize výkladu průběhu motorického vývoje. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 74 – 91. ISSN 1211-2658.
- Velenský, M. (1998). Jak vytvářet podmínky pro učení dovednosti ve střelbě. *Basketbal*. 5, s. 4-6. ISSN 1210-7689.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum. 85 s. ISBN 80-718-4100-5.

- Véle, F. (1997). *Kinesiologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton. 375 s. ISBN 8072548379.
- Vleeming, A., Mooney, V., & Stoeckart, R. (2007). *Movement, Stability & Lumbopelvic Pain*. Churchill Livingstone. 672 s. ISBN 978-0-443-10178-6.
- Votavová, M. (2010). Rehabilitace u hypermobilních pacientů. *Rehabilitace – sborník příspěvků*. 1. Vyd. Praha: Triton, s. 166-169. ISBN 978-80-7387-299-1.
- Wickstrom, R. L. (1983). *Fundamental Motor Patterns*. Philadelphia: Lea & Febiger.

PŘÍLOHY

Příloha 1. Klinické vyšetření

ZDRAVOTNÍ KARTA – Diplomová práce

Jméno a příjmení		Datum měření	
Datum narození		Pravák / Levák	
Student/zaměstnaní		Sport, trénink	

ANTROPOMETRIE + ANAMNÉZA

Výška	
Hmotnost	
Stoj váhy P/L	
BMI (kg/m²)	

Zranění, operace	
-------------------------	--

VYŠETŘENÍ VE STOJE

Thomayerova zkouška	
Úklon trupu P/L	

Romberg 1 (předpažení)-

Romberg 2 (zavřené oči)-

Romberg 3 (stoj spatný)-

Vyšetření provedl(a):

Souhlas probanda s vyšetřením:

Vlastnoruční podpis.....

Příloha 2. Informovaný souhlas probanda

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Téma projektu:

Charakteristika pohybových aktivit v basketbale a kineziometrické hodnocení vybraných projevů hrubé motoriky u pravidelně sportujících basketbalistek a nespportujících mladých žen.

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaná souhlasím s mou účastí ve studii.
2. Byla jsem podrobně informována o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměla jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta provádějícího tuto studii:

Datum:

Datum:

INFORMOVANÝ SOUHLAS PRO NEZLETILÉHO ÚČASTNÍKA

Téma projektu:

Charakteristika pohybových aktivit v basketbale a kineziometrické hodnocení vybraných projevů hrubé motoriky u pravidelně sportujících basketbalistek a nesportujících mladých žen.

Jméno, příjmení účastníka:

Datum narození účastníka:

Jméno, příjmení a bydliště zákonného zástupce:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaná souhlasím s mou účastí ve studii.
2. Byla jsem podrobně informována o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměla jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis nezletilého účastníka:
studii:

Podpis zákonného zástupce:

Datum:

Podpis fyzioterapeuta provádějícího tuto

Datum:

Příloha 3. Vyjádření Etické komise FTK UP



Fakulta
tělesné kultury

Genius fit

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 26. 4. 2018 byl projekt diplomové práce

autorka: Bc. Martina Knofličková

s názvem **Charakteristika pohybových aktivit v basketbale a kineziometrické hodnocení vybraných projevů hrubé motoriky u pravidelně sportujících basketbalistek a nespportujících mladých žen**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 41 / 2018
dne: 15. 5. 2018.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně
Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 630 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 4. Popisná statistika DTP-3 souboru sportovkyň pro pohybový manévr

TPV

Proměnná	sport=S Popisné statistiky (TPV)						
	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.	Var.koef.
10_B1_1	15	440,2733	433,7000	219,8000	639,5000	91,6360	20,81
11_B1_1	15	466,4000	463,9000	228,4000	671,9000	99,7714	21,39
12_B1_1	15	-0,3067	0,5000	-6,3000	3,0000	2,9497	-961,86
13_B1_1	15	285,7067	276,0000	151,6000	453,0000	86,9939	30,45
14_B1_1	15	133,9400	131,9000	71,8000	202,8000	37,3858	27,91
10_B2_1	15	452,6667	432,6000	219,5000	649,6000	99,2531	21,93
11_B2_1	15	478,6067	477,3000	224,9000	679,2000	107,4613	22,45
12_B2_1	15	-0,2267	0,1000	-4,1000	2,9000	2,1688	-956,81
13_B2_1	15	332,4933	362,1000	131,1000	454,4000	94,5587	28,44
14_B2_1	15	156,0333	165,0000	73,8000	201,8000	36,3391	23,29
10_B3_1	15	13,8357	13,6500	1,8000	28,1000	7,5312	54,43
11_B3_1	15	31,8500	31,3500	17,1000	48,4000	10,5876	33,24
12_B3_1	15	-8,5214	-0,8000	-75,4000	47,0000	37,7664	-443,19
13_B3_1	15	21,6000	16,4000	9,0000	72,3000	15,8667	73,46
14_B3_1	15	6,9714	6,8500	3,7000	10,0000	2,2704	32,57
10_B1_2	15	463,8133	459,4000	330,2000	656,7000	82,2509	17,73
11_B1_2	15	491,3933	481,9000	340,3000	688,8000	90,1336	18,34
12_B1_2	15	-0,0667	0,7000	-5,5000	4,0000	2,8804	-4320,59
13_B1_2	15	275,4800	287,5000	89,8000	383,9000	87,4959	31,76
14_B1_2	15	142,3733	150,1000	46,2000	216,0000	43,7047	30,70
10_B2_2	15	463,9733	452,9000	350,2000	655,6000	79,1858	17,07
11_B2_2	15	493,0000	492,0000	357,6000	689,2000	84,3902	17,12
12_B2_2	15	-0,4067	0,1000	-5,0000	3,4000	2,5544	-628,13
13_B2_2	15	324,9867	339,0000	110,2000	481,2000	99,0911	30,49
14_B2_2	15	148,3333	144,4000	68,7000	207,6000	35,7260	24,08
10_B3_2	15	18,9267	16,7000	2,5000	46,7000	12,0883	63,87
11_B3_2	15	32,6533	31,5000	13,9000	54,4000	12,0481	36,90
12_B3_2	15	-3,3733	-2,6000	-62,5000	76,2000	39,4893	-1170,63
13_B3_2	15	23,3200	23,1000	5,7000	50,1000	11,8875	50,98
14_B3_2	15	7,6000	7,2000	2,8000	12,4000	2,7524	36,22

Legenda:

S – sportovkyně

TPV – test předklonu s výdrží

N platných – počet probandů ve skupině

Proměnná – 10 – přímá vzdálenost, 11 – délka trajektorie, 12 – úhlová odchylka,

13 – maximální rychlost, 14 – průměrná rychlost

Blok B1 – pohyb vpřed, B2 – pohyb vzad, B3 – výdrž

Pokus – 1 – první pokus, 2 – druhý pokus

Příloha 5. Popisná statistika DTP-3 souboru nesportovkyň pro pohybový manévr TPV

Proměnná	sport=N Popisné statistiky (TPV)						
	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.	Var.koef.
10_B1_1	14	424,8333	432,6000	290,5000	523,0000	61,6861	14,52
11_B1_1	14	446,1600	447,9000	311,0000	552,8000	65,2737	14,63
12_B1_1	14	0,2200	0,9000	-5,8000	7,1000	3,0910	1405,02
13_B1_1	14	284,0800	281,4000	119,5000	540,4000	107,5950	37,87
14_B1_1	14	140,0333	128,1000	68,4000	232,8000	47,0365	33,59
10_B2_1	14	447,3933	435,9000	358,5000	528,8000	50,2473	11,23
11_B2_1	14	473,8067	461,1000	381,2000	577,7000	55,2950	11,67
12_B2_1	14	-0,3200	0,0000	-6,2000	2,9000	2,5392	-793,49
13_B2_1	14	322,6400	316,3000	184,5000	654,3000	119,0819	36,91
14_B2_1	14	150,5400	148,5000	76,6000	253,5000	46,6119	30,96
10_B3_1	14	17,3400	13,1000	7,7000	58,5000	12,4702	71,92
11_B3_1	14	37,5933	33,0000	20,7000	87,5000	19,3009	51,34
12_B3_1	14	2,1067	-4,5000	-72,0000	69,6000	39,5139	1875,66
13_B3_1	14	40,8867	19,2000	10,0000	154,6000	42,8525	104,81
14_B3_1	14	8,3933	7,0000	4,8000	19,7000	4,4944	53,55
10_B1_2	14	430,3286	434,2500	339,0000	513,9000	47,4353	11,02
11_B1_2	14	450,7714	455,3000	356,7000	528,1000	48,2032	10,69
12_B1_2	14	-0,6000	-0,3500	-4,7000	3,7000	2,2968	-382,80
13_B1_2	14	317,8714	302,5500	156,3000	649,0000	121,4993	38,22
14_B1_2	14	154,3286	155,9500	80,3000	271,5000	52,4687	34,00
10_B2_2	14	445,5571	443,6000	355,7000	570,4000	58,4572	13,12
11_B2_2	14	473,2571	472,4000	383,1000	623,5000	64,4208	13,61
12_B2_2	14	-0,0500	0,3000	-7,8000	3,8000	3,5632	-7126,44
13_B2_2	14	344,6786	337,7000	213,4000	619,7000	107,8847	31,30
14_B2_2	14	152,9214	139,8500	113,2000	228,1000	35,0525	22,92
10_B3_2	14	17,1143	14,7500	6,3000	56,2000	12,1492	70,99
11_B3_2	14	36,5429	32,5000	18,6000	76,4000	14,7975	40,49
12_B3_2	14	13,4429	15,5500	-57,8000	56,7000	35,8279	266,52
13_B3_2	14	46,7643	36,1000	7,7000	139,2000	38,3409	81,99
14_B3_2	14	8,5500	7,3000	4,4000	22,2000	4,4778	52,37

Legenda:

N – nesportovkyně

TPV – test předklonu s výdrží

N platných – počet probandů ve skupině

Proměnná – 10 – přímá vzdálenost, 11 – délka trajektorie, 12 – úhlová odchylka, 13 – maximální rychlost, 14 – průměrná rychlost

Blok B1 – pohyb vpřed, *B2* – pohyb vzad, *B3* – výdrž

Pokus – 1 – první pokus, 2 – druhý pokus

Příloha 6. Popisná statistika DTP-3 celý soubor pro pohybový manévr TPV

Proměnná	t-testy; <u>grupováno</u>							
	Skup. 1: S		Skup. 2: N		t	sv	p	Poč.plat S
Průměr S	Průměr N							
10_B1_1	440,2733	424,8333	0,54134	28	0,592554	15	14	
11_B1_1	466,4000	446,1600	0,65748	28	0,516241	15	14	
12_B1_1	-0,3067	0,2200	-0,47741	28	0,636779	15	14	
13_B1_1	285,7067	284,0800	0,04553	28	0,964006	15	14	
14_B1_1	133,9400	140,0333	-0,39277	28	0,697463	15	14	
10_B2_1	452,6667	447,3933	0,18359	28	0,855661	15	14	
11_B2_1	478,6067	473,8067	0,15383	28	0,878850	15	14	
12_B2_1	-0,2267	-0,3200	0,10825	28	0,914570	15	14	
13_B2_1	332,4933	322,6400	0,25097	28	0,803672	15	14	
14_B2_1	156,0333	150,5400	0,35997	28	0,721568	15	14	
10_B3_1	13,8357	17,3400	-0,90764	27	0,372097	15	14	
11_B3_1	31,8500	37,5933	-0,98313	27	0,334274	15	14	
12_B3_1	-8,5214	2,1067	-0,73935	27	0,466071	15	14	
13_B3_1	21,6000	40,8867	-1,58413	27	0,124809	15	14	
14_B3_1	6,9714	8,3933	-1,06305	27	0,297174	15	14	
10_B1_2	463,8133	430,3286	1,32982	27	0,194705	15	14	
11_B1_2	491,3933	450,7714	1,49712	27	0,145961	15	14	
12_B1_2	-0,0667	-0,6000	0,54868	27	0,587734	15	14	
13_B1_2	275,4800	317,8714	-1,08386	27	0,288011	15	14	
14_B1_2	142,3733	154,3286	-0,66851	27	0,509485	15	14	
10_B2_2	463,9733	445,5571	0,70821	27	0,484886	15	14	
11_B2_2	493,0000	473,2571	0,70426	27	0,487304	15	14	
12_B2_2	-0,4067	-0,0500	-0,31145	27	0,757849	15	14	
13_B2_2	324,9867	344,6786	-0,51239	27	0,612545	15	14	
14_B2_2	148,3333	152,9214	-0,34874	27	0,729991	15	14	
10_B3_2	18,9267	17,1143	0,40248	27	0,690502	15	14	
11_B3_2	32,6533	36,5429	-0,77864	27	0,442965	15	14	
12_B3_2	-3,3733	13,4429	-1,19807	27	0,241300	15	14	
13_B3_2	23,3200	46,7643	-2,25738	27	0,032280	15	14	
14_B3_2	7,6000	8,5500	-0,69367	27	0,493815	15	14	

Legenda:

S – sportovkyně

N – nesportovkyně

TPV – test předklonu s výdrží

Proměnná – 10 – přímá vzdálenost, 11 – délka trajektorie, 12 – úhlová odchylka, 13 – maximální rychlost, 14 – průměrná rychlost

Blok B1 – pohyb vpřed, B2 – pohyb vzad, B3 – výdrž

Pokus – 1 – první pokus, 2 – druhý pokus

t – T-test

sv – stupeň volnosti

p – hladina pravděpodobnosti

Příloha 7. Popisná statistika DTP-3 souboru sportovkyň pro pohybový manévr

TPVZ

Proměnná	sport=S Popisné statistiky (TPVZ)						
	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.	Var.koef.
10_B1_1	15	421,5467	413,4000	346,0000	555,8000	58,1742	13,80
11_B1_1	15	445,4733	439,5000	359,2000	580,2000	60,2535	13,53
12_B1_1	15	-0,1400	0,1000	-7,7000	4,5000	3,6676	-2619,70
13_B1_1	15	296,7067	295,5000	108,7000	421,5000	83,6457	28,19
14_B1_1	15	138,7867	140,2000	60,4000	219,5000	41,6479	30,01
10_B2_1	15	416,5000	410,9000	7,2000	634,4000	132,0290	31,70
11_B2_1	15	445,6733	450,8000	32,0000	673,4000	135,2929	30,36
12_B2_1	15	-2,1933	-0,5000	-23,0000	3,1000	6,4930	-296,03
13_B2_1	15	333,4000	368,2000	23,7000	520,9000	121,4437	36,43
14_B2_1	15	154,2733	164,0000	6,5000	218,8000	51,3495	33,28
10_B3_1	15	14,2000	12,7000	0,3000	35,4000	10,1595	71,55
11_B3_1	15	32,2933	31,3000	0,4000	57,6000	15,0221	46,52
12_B3_1	15	-11,1600	-19,4000	-79,6000	89,1000	47,8780	-429,01
13_B3_1	15	24,3267	21,2000	8,2000	60,8000	13,2748	54,57
14_B3_1	15	8,7867	9,0000	3,5000	23,7000	4,8922	55,68
10_B1_2	15	429,4600	424,5000	287,7000	521,3000	60,6017	14,11
11_B1_2	15	454,3333	452,2000	309,7000	555,4000	63,3759	13,95
12_B1_2	15	0,3933	1,2000	-5,0000	3,5000	2,5067	637,30
13_B1_2	15	286,1067	284,0000	68,7000	414,3000	94,3233	32,97
14_B1_2	15	149,0267	149,9000	44,3000	272,7000	50,9141	34,16
10_B2_2	15	439,5467	438,2000	305,7000	551,4000	61,9314	14,09
11_B2_2	15	474,7733	468,5000	319,8000	593,2000	69,6570	14,67
12_B2_2	15	0,2733	0,5000	-4,2000	3,2000	2,1399	782,90
13_B2_2	15	320,5200	336,9000	132,8000	430,1000	84,7875	26,45
14_B2_2	15	149,6667	156,1000	70,6000	190,4000	34,3505	22,95
10_B3_2	15	10,5133	8,4000	2,1000	37,7000	8,7568	83,29
11_B3_2	15	35,5467	29,5000	20,5000	79,8000	16,4192	46,19
12_B3_2	15	24,5333	18,8000	-34,0000	88,7000	43,6978	178,12
13_B3_2	15	30,0667	25,4000	9,8000	86,4000	19,8325	65,96
14_B3_2	15	8,1667	6,4000	4,5000	17,6000	3,7561	45,99

Legenda:

S – sportovkyně

TPVZ – test předklonu s výdrží se zátěží

N platných – počet probandů ve skupině

Proměnná – 10 – přímá vzdálenost, 11 – délka trajektorie, 12 – úhlová odchylka,

13 – maximální rychlost, 14 – průměrná rychlost

Blok B1 – pohyb vpřed, B2 – pohyb vzad, B3 – výdrž

Pokus – 1 – první pokus, 2 – druhý pokus

Příloha 8. Popisná statistika DTP-3 souboru nespportovkyň pro pohybový manévr TPVZ

Proměnná	sport=N Popisné statistiky (TPVZ)						
	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.	Var.koef.
10_B1_1	14	401,1800	396,9000	345,0000	465,5000	40,3665	10,1
11_B1_1	14	425,0400	412,8000	361,6000	494,2000	39,3974	9,3
12_B1_1	14	-0,0133	0,1000	-4,4000	2,7000	2,3826	-17869,8
13_B1_1	14	307,2333	326,0000	110,6000	527,0000	105,3002	34,3
14_B1_1	14	149,0067	153,5000	63,7000	244,6000	49,0472	32,9
10_B2_1	14	411,2467	416,4000	338,4000	487,9000	43,0845	10,5
11_B2_1	14	431,9333	437,8000	354,1000	518,2000	46,1920	10,7
12_B2_1	14	-0,0667	0,6000	-4,9000	3,5000	2,4368	-3655,2
13_B2_1	14	300,6533	308,1000	127,8000	419,9000	78,5120	26,1
14_B2_1	14	138,8600	139,2000	65,3000	192,4000	31,8195	22,9
10_B3_1	14	18,1067	15,8000	7,1000	49,2000	11,5765	63,9
11_B3_1	14	33,8933	31,5000	19,0000	71,4000	13,4557	39,7
12_B3_1	14	14,2200	7,1000	-26,2000	84,2000	30,6294	215,4
13_B3_1	14	36,0867	23,9000	8,5000	150,2000	39,3475	109,0
14_B3_1	14	7,3933	7,2000	4,1000	12,1000	2,2645	30,6
10_B1_2	14	409,5000	411,8000	319,3000	510,4000	46,8596	11,4
11_B1_2	14	427,8333	423,1000	329,7000	531,1000	49,4718	11,6
12_B1_2	14	-0,0933	0,4000	-5,3000	3,1000	2,4055	-2577,3
13_B1_2	14	304,8000	317,3000	107,2000	554,1000	113,1010	37,1
14_B1_2	14	150,8200	155,9000	71,1000	251,2000	48,2537	32,0
10_B2_2	14	422,6867	423,5000	323,6000	507,4000	56,2132	13,3
11_B2_2	14	446,7533	447,8000	340,6000	551,9000	62,1672	13,9
12_B2_2	14	-0,3733	1,2000	-7,6000	2,8000	3,0906	-827,9
13_B2_2	14	337,0067	341,6000	134,3000	526,6000	113,1703	33,6
14_B2_2	14	146,0133	139,0000	79,3000	201,6000	34,8254	23,9
10_B3_2	14	15,9000	12,1000	3,2000	61,2000	13,9487	87,7
11_B3_2	14	30,7333	27,2000	16,6000	85,7000	16,6419	54,1
12_B3_2	14	-7,3733	1,6000	-83,9000	44,4000	37,7772	-512,3
13_B3_2	14	30,3467	17,8000	9,5000	203,8000	48,4557	159,7
14_B3_2	14	7,4000	6,4000	4,2000	21,1000	4,1900	56,6

Legenda:

N – nespportovkyně

TPVZ – test předklonu s výdrží se zátěží

N platných – počet probandů ve skupině

Proměnná – 10 – přímá vzdálenost, 11 – délka trajektorie, 12 – úhlová odchylka,

13 – maximální rychlost, 14 – průměrná rychlost

Blok B1 – pohyb vpřed, B2 – pohyb vzad, B3 – výdrž

Pokus – 1 – první pokus, 2 – druhý pokus

Příloha 9. Popisná statistika DTP-3 celý soubor pro pohybový manévr TPVZ

Proměnná	t-testy; <u>grupováno</u> Skup. 1: S Skup. 2: N						
	Průměr S	Průměr N	t	sv	p	Poč. plat S	Poč. plat N
10_B1_1	421,5467	401,1800	1,11400	28	0,274749	15	14
11_B1_1	445,4733	425,0400	1,09928	28	0,281007	15	14
12_B1_1	-0,1400	-0,0133	-0,11217	28	0,911490	15	14
13_B1_1	296,7067	307,2333	-0,30317	28	0,764005	15	14
14_B1_1	138,7867	149,0067	-0,61516	28	0,543418	15	14
10_B2_1	416,5000	411,2467	0,14650	28	0,884576	15	14
11_B2_1	445,6733	431,9333	0,37223	28	0,712522	15	14
12_B2_1	-2,1933	-0,0667	-1,18764	28	0,244953	15	14
13_B2_1	333,4000	300,6533	0,87702	28	0,387941	15	14
14_B2_1	154,2733	138,8600	0,98819	28	0,331523	15	14
10_B3_1	14,2000	18,1067	-0,98235	28	0,334341	15	14
11_B3_1	32,2933	33,8933	-0,30727	28	0,760913	15	14
12_B3_1	-11,1600	14,2200	-1,72944	28	0,094743	15	14
13_B3_1	24,3267	36,0867	-1,09680	28	0,282072	15	14
14_B3_1	8,7867	7,3933	1,00101	28	0,325395	15	14
10_B1_2	429,4600	409,5000	1,00913	28	0,321554	15	14
11_B1_2	454,3333	427,8333	1,27656	28	0,212243	15	14
12_B1_2	0,3933	-0,0933	0,54253	28	0,591745	15	14
13_B1_2	286,1067	304,8000	-0,49160	28	0,626831	15	14
14_B1_2	149,0267	150,8200	-0,09901	28	0,921833	15	14
10_B2_2	439,5467	422,6867	0,78072	28	0,441517	15	14
11_B2_2	474,7733	446,7533	1,16234	28	0,254908	15	14
12_B2_2	0,2733	-0,3733	0,66625	28	0,510706	15	14
13_B2_2	320,5200	337,0067	-0,45155	28	0,655074	15	14
14_B2_2	149,6667	146,0133	0,28926	28	0,774515	15	14
10_B3_2	10,5133	15,9000	-1,26672	28	0,215690	15	14
11_B3_2	35,5467	30,7333	0,79741	28	0,431926	15	14
12_B3_2	24,5333	-7,3733	2,13931	28	0,041270	15	14
13_B3_2	30,0667	30,3467	-0,02071	28	0,983622	15	14
14_B3_2	8,1667	7,4000	0,52768	28	0,601878	15	14

Legenda:

S – sportovkyně

N – nesportovkyně

TPV – test předklonu s výdrží

Proměnná – 10 – přímá vzdálenost, 11 – délka trajektorie, 12 – úhlová odchylka, 13 – maximální rychlost, 14 – průměrná rychlost

Blok B1 – pohyb vpřed, B2 – pohyb vzad, B3 – výdrž

Pokus – 1 – první pokus, 2 – druhý pokus

t – T-test

sv – stupeň volnosti

p – hladina pravděpodobnosti

Příloha 10. Popisná statistika DTP-3 souboru sportovkyně pro pohybový manévr

TPVZP

Proměnná	sport=S Popisné statistiky (TPVZP)						
	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.	Var.koef.
10_B1_1	15	421,5933	423,1000	307,0000	541,9000	61,3793	14,56
11_B1_1	15	448,4067	444,3000	316,7000	582,7000	67,0231	14,95
12_B1_1	15	-0,3067	-0,3000	-8,0000	5,2000	3,3298	-1085,82
13_B1_1	15	282,0200	292,7000	127,5000	418,8000	72,0851	25,56
14_B1_1	15	142,9067	149,4000	68,6000	225,6000	37,5891	26,30
10_B2_1	15	435,9533	429,7000	333,8000	605,4000	67,4717	15,48
11_B2_1	15	475,5333	475,9000	355,1000	716,4000	87,2070	18,34
12_B2_1	15	-0,4200	0,1000	-5,1000	2,9000	2,4096	-573,71
13_B2_1	15	335,7800	351,3000	147,7000	503,3000	97,0785	28,91
14_B2_1	15	143,6533	149,0000	78,7000	205,6000	34,7163	24,17
10_B3_1	15	15,3800	15,2000	3,4000	24,9000	6,5278	42,44
11_B3_1	15	44,1067	43,8000	19,8000	82,1000	18,5251	42,00
12_B3_1	15	-0,9467	-8,9000	-49,3000	63,2000	33,2036	-3507,42
13_B3_1	15	24,2467	22,4000	7,7000	46,3000	11,7707	48,55
14_B3_1	15	9,9667	10,0000	5,0000	15,6000	3,8035	38,16
10_B1_2	15	437,6067	441,3000	300,4000	579,2000	73,2679	16,74
11_B1_2	15	467,0933	457,5000	325,0000	643,3000	82,0136	17,56
12_B1_2	15	-0,4267	-0,7000	-6,0000	5,3000	3,4041	-797,83
13_B1_2	15	295,9133	309,7000	148,3000	489,3000	88,8848	30,04
14_B1_2	15	144,5800	140,9000	80,0000	259,9000	41,3179	28,58
10_B2_2	15	449,1333	438,5000	336,5000	580,0000	70,5841	15,72
11_B2_2	15	489,6867	480,9000	354,9000	660,8000	85,7594	17,51
12_B2_2	15	-0,3400	-0,5000	-6,9000	5,5000	3,6658	-1078,18
13_B2_2	15	344,9600	368,3000	139,8000	487,4000	105,2068	30,50
14_B2_2	15	153,2133	156,5000	81,0000	204,2000	37,3950	24,41
10_B3_2	15	16,1267	15,1000	3,6000	42,1000	9,2861	57,58
11_B3_2	15	44,1333	36,8000	21,1000	82,1000	18,2045	41,25
12_B3_2	15	7,0733	3,3000	-25,6000	58,8000	23,8852	337,68
13_B3_2	15	23,8067	20,8000	14,3000	48,7000	8,5031	35,72
14_B3_2	15	9,6867	7,7000	5,3000	17,8000	3,8545	39,79

Legenda:

S – sportovkyně

TPVZ – test předklonu s výdrží se zátěží

N platných – počet probandů ve skupině

Proměnná – 10 – přímá vzdálenost, 11 – délka trajektorie, 12 – úhlová odchylka,

13 – maximální rychlost, 14 – průměrná rychlost

Blok B1 – pohyb vpřed, B2 – pohyb vzad, B3 – výdrž

Pokus – 1 – první pokus, 2 – druhý pokus

Příloha 11. Popisná statistika DTP-3 souboru nespportovkyň pro pohybový manévr TPVZP

Proměnná	sport=N Popisné statistiky (TPVZP)						
	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.	Var.koef.
10_B1_1	14	372,4867	377,3000	310,8000	436,4000	40,9605	11,00
11_B1_1	14	398,0933	403,7000	325,0000	474,9000	46,7922	11,75
12_B1_1	14	-0,9333	-0,7000	-5,7000	2,5000	2,8126	-301,35
13_B1_1	14	278,6867	277,0000	123,1000	496,5000	99,1369	35,57
14_B1_1	14	128,5600	126,2000	68,4000	196,2000	36,8912	28,70
10_B2_1	14	374,7933	385,2000	295,6000	431,7000	41,8004	11,15
11_B2_1	14	402,5733	401,8000	320,1000	483,4000	46,1551	11,47
12_B2_1	14	-1,1800	-2,4000	-6,1000	5,2000	3,1644	-268,17
13_B2_1	14	333,9133	327,2000	115,9000	512,8000	114,3154	34,24
14_B2_1	14	137,0200	129,0000	63,2000	193,9000	31,6511	23,10
10_B3_1	14	15,3000	14,0000	4,9000	32,6000	8,4262	55,07
11_B3_1	14	40,6800	38,0000	18,9000	57,7000	11,4577	28,17
12_B3_1	14	-2,9933	4,1000	-69,8000	68,6000	37,3571	-1248,01
13_B3_1	14	23,3667	21,4000	12,1000	47,7000	9,2994	39,80
14_B3_1	14	9,4600	9,8000	4,9000	13,5000	2,3943	25,31
10_B1_2	14	376,4400	388,5000	265,0000	476,5000	54,2166	14,40
11_B1_2	14	401,9133	419,8000	285,9000	500,0000	57,1962	14,23
12_B1_2	14	-1,3800	-1,0000	-5,9000	2,9000	2,9351	-212,69
13_B1_2	14	296,6400	298,3000	109,7000	543,9000	110,7753	37,34
14_B1_2	14	145,8867	151,0000	63,2000	240,3000	46,4662	31,85
10_B2_2	14	382,1133	389,6000	266,4000	438,2000	47,0923	12,32
11_B2_2	14	410,5800	420,8000	281,3000	490,1000	54,4931	13,27
12_B2_2	14	-1,9533	-0,7000	-7,3000	1,8000	3,0510	-156,19
13_B2_2	14	307,1067	279,9000	107,3000	490,5000	106,9605	34,83
14_B2_2	14	134,3333	132,0000	60,8000	214,2000	42,2650	31,46
10_B3_2	14	20,1267	17,3000	8,8000	37,0000	9,6510	47,95
11_B3_2	14	38,3267	37,2000	18,7000	57,6000	12,1541	31,71
12_B3_2	14	-9,0600	-6,4000	-72,7000	49,0000	33,5939	-370,79
13_B3_2	14	28,2733	26,9000	13,3000	45,8000	9,1129	32,23
14_B3_2	14	8,7533	8,5000	4,4000	13,9000	2,8713	32,80

Legenda:

N – nespportovkyně

TPVZ – test předklonu s výdrží se zátěží

N platných – počet probandů ve skupině

Proměnná – 10 – přímá vzdálenost, 11 – délka trajektorie, 12 – úhlová odchylka,

13 – maximální rychlost, 14 – průměrná rychlost

Blok B1 – pohyb vpřed, B2 – pohyb vzad, B3 – výdrž

Pokus – 1 – první pokus, 2 – druhý pokus

Příloha 12. Popisná statistika DTP-3 celý soubor pro pohybový manévr TPVZP

Proměnná	t-testy; <u>grupováno</u> Skup. 1: S Skup. 2: N						
	Průměr S	Průměr N	t	sv	p	Poč.plat S	Poč.plat. N
10_B1_1	421,5933	372,4867	2,57739	28	0,015512	15	14
11_B1_1	448,4067	398,0933	2,38390	28	0,024148	15	14
12_B1_1	-0,3067	-0,9333	0,55683	28	0,582070	15	14
13_B1_1	282,0200	278,6867	0,10532	28	0,916870	15	14
14_B1_1	142,9067	128,5600	1,05500	28	0,300445	15	14
10_B2_1	435,9533	374,7933	2,98437	28	0,005839	15	14
11_B2_1	475,5333	402,5733	2,86388	28	0,007844	15	14
12_B2_1	-0,4200	-1,1800	0,74006	28	0,465423	15	14
13_B2_1	335,7800	333,9133	0,04821	28	0,961895	15	14
14_B2_1	143,6533	137,0200	0,54686	28	0,588808	15	14
10_B3_1	15,3800	15,3000	0,02907	28	0,977016	15	14
11_B3_1	44,1067	40,6800	0,60928	28	0,547249	15	14
12_B3_1	-0,9467	-2,9933	0,15860	28	0,875125	15	14
13_B3_1	24,2467	23,3667	0,22720	28	0,821918	15	14
14_B3_1	9,9667	9,4600	0,43662	28	0,665738	15	14
10_B1_2	437,6067	376,4400	2,59909	28	0,014747	15	14
11_B1_2	467,0933	401,9133	2,52471	28	0,017526	15	14
12_B1_2	-0,4267	-1,3800	0,82147	28	0,418321	15	14
13_B1_2	295,9133	296,6400	-0,01982	28	0,984331	15	14
14_B1_2	144,5800	145,8867	-0,08139	28	0,935712	15	14
10_B2_2	449,1333	382,1133	3,05907	28	0,004851	15	14
11_B2_2	489,6867	410,5800	3,01531	28	0,005408	15	14
12_B2_2	-0,3400	-1,9533	1,31012	28	0,200802	15	14
13_B2_2	344,9600	307,1067	0,97717	28	0,336851	15	14
14_B2_2	153,2133	134,3333	1,29572	28	0,205651	15	14
10_B3_2	16,1267	20,1267	-1,15671	28	0,257163	15	14
11_B3_2	44,1333	38,3267	1,02742	28	0,313018	15	14
12_B3_2	7,0733	-9,0600	1,51588	28	0,140758	15	14
13_B3_2	23,8067	28,2733	-1,38796	28	0,176095	15	14
14_B3_2	9,6867	8,7533	0,75208	28	0,458276	15	14

Legenda:

S – sportovkyně

N – nesportovkyně

TPV – test předklonu s výdrží

Proměnná – 10 – přímá vzdálenost, 11 – délka trajektorie, 12 – úhlová odchylka, 13 – maximální rychlost, 14 – průměrná rychlost

Blok B1 – pohyb vpřed, B2 – pohyb vzad, B3 – výdrž

Pokus – 1 – první pokus, 2 – druhý pokus

t – T-test

sv – stupeň volnosti

p – hladina pravděpodobnosti