

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

Fakulta zdravotnických věd

Ústav Fyzioterapie

**KORELACE BALANČNÍCH SCHOPNOSTÍ JEDINCE
S KOMPLEXEM VYBRANÝCH KONSTITUČNÍCH A KONDIČNÍCH
FAKTORŮ**

Diplomová práce

Autor: Bc. Jana Přikrylová

Studijní obor: Fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Veronika Kristková

Olomouc 2013

ANOTACE

Název práce:

Korelace balančních schopností jedince s komplexem vybraných konstitučních a kondičních faktorů

Název práce v AJ:

Correlation of balance skills of individuals with complex selected constitutive and conditional factors

Datum zadání: 2012-01-31

Datum odevzdání: 2013-05-17

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav: Fyzioterapie

Autor práce: Bc. Jana Příkrylová

Vedoucí práce: Mgr. Veronika Kristková

Oponent práce: Doc. MUDr. Michal Mayer CSc.

Abstrakt v ČJ:

Diplomová práce se zabývá jednak vlivem kondičních faktorů na balanční schopnosti jedince a dále vlivem konstitučních faktorů na balanční schopnosti jedince. Studie se zúčastnilo 27 probandů, kteří byli rozděleni pro první cíl práce do experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) a pro druhý cíl práce do dvou skupin podle hodnot BMI. Balanční schopnosti jedinců byly měřeny na posturografu NeuroCom Smart Equitest a Balance master. Výsledky měření byly statisticky vyhodnoceny a porovnány s výsledky podobných zahraničních studií.

Abstrakt v AJ:

This thesis deals with relationship between fitness and balance skills and between body constitution and balance skills. 27 probands were divided into two group according to the different goals. For the first goal they were divided into experimental group which includes

athletes and control group includes non-athletes. For the second goal they were divided into two groups according to their BMI. Balance skills were measured by computer dynamic posturography NeuroCom Smart Equitest and Balance master. The results were statistically evaluated and compared with results of similar foreign studies.

Klíčová slova v ČJ:

tělesná kondice, sportovci, tělesná konstituce, BMI, posturální stabilita, balance, posturograf, NeuroCom

Klíčová slova v AJ:

fitness, athletes, body constitution, BMI, postural stability, balance, computer dynamic posturography, NeuroCom

Rozsah práce: 103 s., 6 příl.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením Mgr. Veroniky Kristkové a uvedla v seznamu literatury všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 17. 5. 2013

.....

Ráda bych poděkovala vedoucí diplomové práce Mgr. Veronice Kristkové za odborné vedení práce. Také bych chtěla poděkovat Mgr. Kateřině Langové Ph.D. za pomoc se statistickým zpracováním dat.

OBSAH

ÚVOD	9
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ A POJMŮ	10
1.1 Kondiční faktory	10
1.1.1 Fyzická aktivita	10
1.1.2 Sportovní výkon	10
1.1.3 Pohybové schopnosti (kondiční faktory)	11
1.1.3.1 Rychlostní schopnosti	11
1.1.3.2 Silové schopnosti	11
1.1.3.3 Vytrvalostní schopnosti	11
1.1.3.4 Koordinační schopnosti	12
1.1.3.5 Pohyblivost (flexibilita)	12
1.1.4 Fyzická zdatnost	13
1.1.4.1 Hodnocení fyzické zdatnosti	13
1.2 Konstituční faktory	14
1.2.1 Laboratorní metody určení procenta tělesného tuku a tělesné stavby	15
1.2.1.1 Podvodní vážení (hydrostatické vážení)	15
1.2.1.2 Měření vytlačeného vzduchu (air displacement pletysmography)	15
1.2.1.3 Dual-energy X-ray absorptiometry (DXA)	16
1.2.2 Terénní metody určení procenta tělesného tuku a tělesné stavby	16
1.2.2.1 Bioelektrická impedanční analýza	16
1.2.2.2 Body mass index (BMI)	17
1.2.2.3 Metoda kaliperace – měření kožních řas	18
1.2.2.4 Antropometrie - obvodové míry	18
1.3 Posturální stabilita a rovnováha	19
1.3.1 Posturální stabilita	19
1.3.2 Rovnováha (balance)	20
1.3.3 Pohybové strategie	21
1.3.4 Principy řízení posturální stability a balance	22
1.3.4.1 Somatosenzorický systém	22
1.3.4.2 Vizuelní systém	23
1.3.4.3 Vestibulární systém	23

1.3.5	Metody vyšetření posturální stability a balance	23
1.3.5.1	Laboratorní metody vyšetření posturální stability a balance	23
1.3.5.2	Terénní metody vyšetření posturální stability a balance	25
2	CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY	26
3	METODIKA PRÁCE	28
3.1	Charakteristika probandů	28
3.1.1	Rozdělení probandů podle kondice	29
3.1.2	Rozdělení probandů podle konstituce	30
3.2	Přístrojová technika	31
3.2.1	Smart Equitest	31
3.2.1.1	Sensory organisation test	32
3.2.1.2	Motor control test	33
3.2.1.3	Unilateral stance	34
3.2.1.4	Limits of stability	34
3.2.2	Balance master	35
3.2.2.1	Forward lunge	35
3.2.2.2	Step/Quick turn	36
3.3	Statistické zpracování dat	37
4	VÝSLEDKY	38
4.1	Výsledky k hypotéze H ₀₁	38
4.2	Výsledky k hypotéze H ₀₂	39
4.3	Výsledky k hypotéze H ₀₃	40
4.4	Výsledky k hypotéze H ₀₄	42
4.5	Výsledky k hypotéze H ₀₅	43
4.6	Výsledky k hypotéze H ₀₆	46
4.7	Výsledky k hypotéze H ₀₇	50
4.8	Výsledky k hypotéze H ₀₈	53
4.9	Výsledky k hypotéze H ₀₉	54
4.10	Výsledky k hypotéze H ₀₁₀	56
4.11	Výsledky k hypotéze H ₀₁₁	57

4.12	Výsledky k hypotéze H_{012}	60
4.13	Výsledky k hypotéze H_{013}	64
5	DISKUSE	67
5.1	Diskuse k cíli č. 1	67
5.2	Diskuse k cíli č. 2	73
5.3	Diskuse k vzájemnému vztahu tělesné konstituce a kondice	77
5.4	Limity práce	78
	ZÁVĚR	79
	REFERENČNÍ SEZNAM	81
	SEZNAM ZKRATEK	89
	SEZNAM GRAFŮ	90
	SEZNAM TABULEK	92
	SEZNAM PŘÍLOH	93
	PŘÍLOHY	95

ÚVOD

Posturální stabilita a rovnováha jsou důležité v běžném životě každého člověka, protože umožňují kromě vzpřímeného držení těla také veškerý pohyb při běžných denních činnostech, pracovních či sportovních aktivitách.

Na řízení rovnováhy se podílí řada tělesných systémů, nejčastěji jsou uváděny systémy somatosenzorický, zrakový a vestibulární (Strobel et al., 2011, p. 159). Poměr využití jednotlivých modalit na udržení balance se mění s věkem i v závislosti na konkrétním prováděném úkolu. Zejména ve starším věku dochází ke zhoršení balančních schopností, což má za následek větší riziko pádů a s nimi souvisejících zranění, která přinášejí komplikace nejen samotným pacientům, ale také jejich rodinám (Liaw et al. in Gaerlan et al., 2012, p. 1).

Řada autorů uvádí, že na balanční schopnosti člověka má vliv také sportovní trénink, který umožňuje zlepšení balančních schopností, a to v závislosti na typu sportovní aktivity, úrovni aktivity a jejích konkrétních nárocích na udržení rovnováhy v různých podmínkách (Hrysonmallis, 2011, pp. 222-231; Perrin et al., 2002, pp. 187-193; Tsang, Hui-Chan, 2010, pp. 1-13; Paillard et al., 2006, pp. 172-176; Assemann, Caron, Crémieux, 2008, pp. 76-81). Tyto studie se většinou týkají vrcholových sportovců. Naskytá se otázka, zda můžeme tento trend (lepší balanční schopnosti) sledovat i v nižších výkonnostních kategoriích sportovců. V případě, že bychom tento trend skutečně potvrdili, můžeme předpokládat, že pravidelná fyzická aktivita zlepšuje balanční schopnosti jedince, což může být motivace pro ty, kteří si chtějí udržet i ve starším věku dostatečnou posturální stabilitu a rovnováhu a tím i odpovídající kvalitu života.

Podle dalších autorů, Strobel et al. (2011, pp. 159-166), Teasdale et al. (2007, p. 153), Greve et al. (2007, pp. 717-720), Ku et al. (2012, p. 1638), Berrigan et al. (2006, pp. 1750-1756) může posturální stabilitu a rovnováhu ovlivňovat rovněž tělesná konstituce jedince. Ve studiích je zkoumán především vliv BMI na posturální stabilitu a bilanci jedince a to především během bipedálního a unipedálního stoje.

Nezanedbatelný je ale také vzájemný vztah mezi kondičními a konstitučními vlastnostmi jedince.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ A POJMŮ

1.1 Kondiční faktory

1.1.1 Fyzická aktivita

Aktivní životní styl zvyšuje kvalitu života (Howley, Franks, 2007, p. 5). Tělesná aktivita a strukturovaná cvičení přispívají k nezávislému životu udržením posturální stability, síly, vytrvalosti, kostní hmoty a funkční schopnosti. Tím mohou předcházet pádům a zraněním, které jsou s pády spojeny (Skelton, 2001, p. 33).

Skelton uvádí, že výraz *fyzická aktivita* popisuje jakýkoliv pohyb těla, který podstatně zvýší energetické nároky. Je běžně rozdělována na profesní aktivity, každodenní aktivity (chůze, těžká domácí práce a práce na zahradě) a volnočasové aktivity. Pojem *cvičení* se používá k popisu plánované a strukturované aktivity, kdy provádíme opakované pohyby těla ke zlepšení či udržení složky zdatnosti (Skelton, 2001, p. 33).

Podle Morrow et al. by široká veřejnost měla mít dostatečnou úroveň fyzické aktivity a zdatnosti, protože ta bude zlepšovat zdraví a umožní občanům vypořádat se s fyzickými nároky, kterým mohou čelit. Dále uvádí, že neexistuje žádný důležitější cíl ve cvičení a sportovní vědě, než dosažení tělesné zdatnosti (Morrow et al., 2005, p. 224).

1.1.2 Sportovní výkon

Sportovní výkon definuje Jansa, Dovalil jako vymezený systém faktorů s určitou strukturou. Každý sportovní výkon je charakterizován počtem a uspořádáním faktorů (somatické, kondiční, psychické a další). Dále hovoří o kondičních faktorech jako o pohybových schopnostech jedince. To jsou takové schopnosti, které můžeme identifikovat v jeho pohybovém projevu. Rozlišují pohybové schopnosti silové, rychlostní, vytrvalostní, koordinační a pohyblivost (Jansa, Dovalil, 2009, s. 150-151).

1.1.3 Pohybové schopnosti (kondiční faktory)

1.1.3.1 Rychlostní schopnosti

Čelikovský a kol. definují rychlostní schopnost jako schopnost provést motorickou činnost nebo realizovat určitý pohybový úkol v co nejkratším časovém úseku. Předpokládá se, že činnost je jen krátkodobého charakteru (15-20 sec.), není příliš složitá, koordinačně nenáročná a nevyžaduje překonávání většího odporu (Čelikovský a kol., 1990, s. 97).

Současná česká literatura rozděluje rychlostní schopnosti na elementární a komplexní. Mezi elementární rychlostní schopnosti patří rychlost reakční (spojená se zahájením pohybu), acyklická (rychlost jednotlivých pohybů) a cyklická (vysoká frekvence stejných a opakujících se pohybů). Komplexní rychlostní schopnost vzniká kombinací předchozích. Nejčastěji ji označujeme jako rychlost lokomoce (Jansa, Dovalil, 2009, s. 155).

1.1.3.2 Silové schopnosti

Čelikovský a kol. (1990, s. 83) mluví o silové schopnosti jako o schopnosti základní a také rozhodující, bez níž se ostatní motorické schopnosti během motorické činnosti nemohou ani projevit. Jansa, Dovalil (2009, s. 154) definují silovou schopnost jako schopnost člověka udržet, překonat či brzdit vnější odpor. Zahraniční zdroje jako Sharkey, Gaskill (2007, p. 140), Ackland, Elliott, Bloomfields (2009, p. 119) a Heyward (2006, p. 117) definují sílu v rámci pohybových schopností jako množství síly, které jsou svalové skupiny schopny vyvinout proti odporu maximálním volným úsilím. Síla produkovaná svaly nebo svalovými skupinami je vysoce závislá na rychlosti pohybu. Maximální síla je vyvinuta při nulové rychlosti končetin. Se zvyšující se rychlostí pohybu svalová síla klesá (Heyward, 2006, p. 117).

1.1.3.3 Vytrvalostní schopnosti

Vytrvalostní schopností rozumíme velké množství pohybových činností, vykonávaných delší dobu - několik minut až několik hodin bez přerušení, nebo pouze s dílčími pauzami (Jansa, Dovalil, 2009, s. 155). Příkladem může být usilovný dálkový pochod nebo běh po dobu 24 hodin, který je testem limitních možností organismu (Čelikovský a kol., 1990, s. 110).

Vytrvalostní schopnosti bývají nejčastěji rozděleny podle doby trvání pohybové činnosti do čtyř kategorií. Dlouhodobá vytrvalost (často označována jako tzv. obecná nebo

základní vytrvalost) zahrnuje činnosti, které vykonáváme odpovídající intenzitou po dobu delší než 10 minut. Její energetické nároky jsou kryty převážně aerobně. Vytrvalost střednědobá je vykonávána intenzitou odpovídající maximální spotřebě kyslíku a trvá do 8-10 minut. Krátkodobá vytrvalost zahrnuje činnosti prováděné co možná nejvyšší intenzitou v době do 2-3 minut. Energie je zajištěna především anaerobní glykolýzou. A v neposlední řadě rychlostní vytrvalost je schopnost provádět pohybovou aktivitu maximální intenzitou po dobu do 20-30 sec. Energetické nároky jsou kryty anaerobní cestou štěpením adenosintrifosfátu a kreatinfosfátu (Jansa, Dovalil, 2009, s. 155-156).

Existují také vytrvalostí schopnosti smíšené, nebo též hybridní, mezi které řadíme rychlostně vytrvalostí schopnosti a silově vytrvalostní schopnosti (Čelikovský a kol., 1990, s. 110-114).

1.1.3.4 Koordinační schopnosti

Koordinační schopnosti, dříve také označovány schopnosti obratnostní, můžeme charakterizovat jako soubor schopností lehce a účelově koordinovat vlastní pohyby, přizpůsobovat je měnícím se podmínkám, provádět složitou pohybovou činnost a rychle si osvojovat nové pohyby (Jansa, Dovalil, 2009, s. 156,172).

Podle Jansy, Dovalila představují koordinační schopnosti jednu z nejméně vymezených oblastí motoriky. Bohužel neexistuje žádné obecně užívané dělení koordinačních schopností, rozlišují se pouze jednotlivé schopnosti, mezi které patří například schopnost orientační (v čase, v prostoru), diferenciací (vnímání pohybu), schopnost rovnováhy, reakce, rytmu, schopnost spojovací (spojení pohybů a jejich částí), přizpůsobování (schopnost změny). Význam koordinačních schopností spatřujeme v ovlivnění kvality dovedností, mohou zvyšovat přesnost, přizpůsobivost, ulehčují žádoucí spojování pohybů i jejich výběr (Jansa, Dovalil, 2009, s. 156,172).

1.1.3.5 Pohyblivost (flexibilita)

Tvrzení, že flexibilita je schopnost se ohnout, ale nezlomit (Howley, Franks, 2007, p. 134) vyjadřuje sice stručně, ale přesně, co je flexibilita (pohyblivost). V domácí i zahraniční literatuře najdeme různé definice pohyblivosti, které ale všechny vyjadřují stejný fakt, a to že se jedná o schopnost kloubu nebo série kloubů pohybovat se v plném rozsahu, aniž bychom si přivodili zranění (Heyward, 2006, p. 245; Sharkey, Gaskill, 2007, p. 144; Jansa, Dovalil, 2009, s. 156-157). Kromě uplatnění v mnoha sportovních odvětvích má pohyblivost také význam preventivní – dostatečný rozsah pohybu snižuje nebezpečí

svalového poranění (Jansa, Dovalil, 2009, s. 156-157). Nedostatek flexibility může být jednou z příčin rozvoje akutních nebo chronických zranění, opakujících se zranění, nebo bolestí zad (low back pain) (Sharkey, Gaskill, 2007, p. 145).

1.1.4 Fyzická zdatnost

Pate in Morrow et al. chápe fyzickou zdatnost jako určitou fyzickou kapacitu potřebnou k dosažení dobrého zdravotního stavu nebo jeho zlepšení. Tato fyzická kapacita je nutná k vykonávání každodenních činností (Pate in Morrow et al., 2005, p. 224).

1.1.4.1 Hodnocení fyzické zdatnosti

Existují různé testy fyzické zdatnosti pro jednotlivé skupiny lidí. Cíle hodnocení tělesné zdatnosti souvisí s konkrétní populací, která je testována. Tudíž můžeme definovat tělesnou zdatnost na základě toho, kdo a co je měřeno (Pate in Morrow et al., 2005, p. 224).

Zhruba před dvaceti lety vypracovala skupina odborníků baterii motorických testů, která je u nás známá pod názvem Unifittest (6-60). Díky ní je možné otestovat a zhodnotit motorickou zdatnost. Základními znaky všech baterií motorických testů je standardizace a unifikovatelnost (Jansa, Dovalil, 2009, s. 210).

Unifittest (6-60) je určen pro posouzení a sledování úrovně základní motorické výkonnosti dětí školního věku, mládeže a dospělých, ve věkovém rámci 6-60 let. Jednotlivé testy lze provádět v terénních podmínkách. Slouží k hodnocení aktuálního stavu nebo případného rozvoje základních pohybových schopností a výsledky jsou vždy porovnávány s příslušnou populační skupinou (Měkota, Kovář, 1996, s. 10).

Další známá baterie testů Eurofit byla navržena v 90. letech 20. století Radou Evropy pro posouzení fyzické zdatnosti dětí školního věku. Skládá se z devíti testů hodnotících základní pohybové schopnosti (Council of Europe, 1983, p. 1).

Fitnessgram je baterie testů navržená před více než dvaceti lety Cooperovým institutem v USA. Obsahuje testy aerobní kapacity, pohybových schopností a je rozšířena o hodnocení tělesné konstituce pomocí BMI. Hodnotí tělesnou zdatnost se zdravím související (Plowman et al., 2006, pp. 5-20).

1.2 Konstituční faktory

Tělesná stavba (konstituce) je klíčovou komponentou nejen zdraví každého jedince, ale také jeho kondice (Heyward, 2006, p. 171). Je popisována pomocí dílčích tkání lidského těla. Nejčastěji je vyjadřována a také hodnocena prostřednictvím hodnoty procenta tělesného tuku (%BF – procento tělesného tuku nám udává, kolik procent z celkové tělesné hmoty je tvořeno tukovou tkání), prostřednictvím množství tukové tkáně a také množstvím tkáně bez obsahu tuku (někdy též svalová hmota) (Howley, Franks, 2007, pp. 90-91).

Je dobře známo, že nadměrné množství tělesného tuku je stav, který ohrožuje jedince na zdraví (Morrow et al., 2005, p. 241) např. rizikem vzniku kardiovaskulárního onemocnění, metabolických onemocnění nebo degenerativních kloubních onemocnění (Heyward, 2006, p. 171). Ovšem ani příliš nízká hodnota tělesného tuku není zdraví prospěšná. Tuková tkáň má několik velice důležitých úloh v lidském organismu – produkce energie, pomoc při regulaci tělesné teploty nebo účast na některých metabolických dějích (Howley, Franks, 2007, pp. 90-91; Heyward, 2006, p. 171). Minimální hladina tělesného tuku potřebná k udržení zdraví se mezi jednotlivci liší a je závislá na pohlaví a genetických předpokladech. Procento tělesného tuku pro zdraví nezbytné (esenciální tuk) je 8-12 % u žen a 3-5 % u mužů (Howley, Franks, 2007, pp. 90-91).

Dalším důležitým faktorem je také rozložení tělesného tuku (Morrow et al., 2005, p. 241).

Podle Howley, Franks je geneticky předurčeno, kde se nadbytečné množství tuku bude v těle ukládat. Ukládání nadměrného množství tuku v oblasti trupu a břicha se vyskytuje častěji v mužské populaci a nazýváme jej tzv. androidním typem obezity. V ženské populaci se častěji vyskytuje tzv. gynoidní typ obezity, což je ukládání tukové tkáně v oblasti boků a stehien. Co se týče zdravotních důsledků, jako nebezpečnější se jeví androidní typ obezity a je úzce svázán s rizikem kardiovaskulárních onemocnění (Howley, Franks, 2007, pp. 90-91; Morrow et al., 2005, p. 241).

Množství tělesného tuku a tělesnou stavbu lze měřit a hodnotit jak laboratorními, tak terénními metodami, přičemž terénní metody jsou dostupnější a méně nákladné, neboť nevyžadují specializované pracoviště.

1.2.1 Laboratorní metody určení procenta tělesného tuku a tělesné stavby

1.2.1.1 Podvodní vážení – hydrostatické vážení

Podvodní vážení je validní, spolehlivá a taky široce používaná metoda pro zjištění tělesné stavby v laboratorních podmínkách (Heyward, 2006, p. 175). Základem měření je zjištění tělesné hmotnosti na suchu a pod vodou. Porovnáme-li dva jedince o stejné hmotnosti ale s rozdílným procentem tělesného tuku na suchu, pak štíhlejší osoba, která má větší tělesnou hustotu, bude mít větší hmotnost zváženou pod vodou, než osoba s větším obsahem tělesného tuku. Testovaná osoba je úplně ponořena do nádrže s vodou a po maximálním výdechu je zaznamenána její tělesná hmotnost. Ke zjištění procenta tělesného tuku potřebujeme naměřené hodnoty tělesné hmotnosti na suchu a při ponoření do vody, které dosadíme do rovnice pro výpočet tělesné hustoty a následně procenta tělesného tuku. Podstatou metody je Archimédův zákon, podle kterého je těleso ponořené do kapaliny nadlehčováno silou, která se rovná objemu vody tělesem vytlačené. Tato síla způsobí, že těleso váží pod vodou méně než na suchu. Hlavními nevýhodami metody jsou časová náročnost, vysoké náklady, nutnost technických znalostí a značný diskomfort vyšetřovaných osob (Howley, Franks, 2007, pp. 91-92).

Hydrostatické vážení se používá jako kritérium metody pro posouzení procenta tělesného tuku. Poskytuje standardy, se kterými jsou ostatní metody porovnávány (Howley, Franks, 2007, pp. 91-92).

1.2.1.2 Měření vytlačeného vzduchu (air displacement pletysmography)

Podobně jako u předchozí metody zjišťujeme pomocí metody vytlačeného vzduchu tělesnou hustotu a také tělesný objem. Bod Pod (komerčně dostupný přístroj pro měření vytlačeného vzduchu) se skládá ze dvou oddělených komor - první (zkušební) komora, ve které je posazena vyšetřovaná osoba a druhá (referenční) komora. Mezi oběma komorami osciluje membrána a vytváří sinusové objemové odchylky, které jsou shodné velikostně, ale liší se znaménkem. Odchylky, které jsou monitorovány a zaznamenávány, vedou k velmi malé změně tlaku uvnitř komory. V průběhu měření jsou vypočítány parametry tlakově-objemový vztah, tělesná hustota a tělesný objem. Tlakově-objemový vztah se používá pro výpočet objemu první (zkušební) komory za podmínek, že je prázdná a za podmínek, že v ní sedí vyšetřovaná osoba. Tělesný objem je určen výpočtem, kdy jsou

od sebe odečteny hodnoty objemu komory s a bez vyšetřované osoby (Heyward, 2006, p. 179; Howley, Franks, 2007, pp. 92-93).

Tato metoda je rychlá (trvá většinou pouze 5-10 min), jsou při ní kladeny minimální požadavky na obsluhující personál a na spolupráci vyšetřované osoby. Může být alternativou k podvodnímu vážení. Nevýhodou je značná pořizovací cena technického vybavení (Heyward, 2006, p. 179; Howley, Franks, 2007, pp. 92-93).

1.2.1.3 Dual-energy X-ray absorptiometry (DXA)

Původně byla metoda vyvinuta pro měření kostní denzity a také je za tímto účelem využívána. Ovšem byl vyvinut software, který dokáže odhadnout procento tělesného tuku z DXA scanů (snímků). Pro tyto účely se používají nízké dávky rentgenového záření na celotělový scan a je zjišťována hustota všech částí těla. Tím mohou být identifikovány jednotlivé druhy tkání (kostní, tuková a svalová tkáň) (Howley, Franks, 2007, p. 94). Výhodou metody je minimální nutnost spolupráce vyšetřované osoby a také rychlost provedení (Heyward, 2006, pp. 182-183).

1.2.2 Terénní metody určení procenta tělesného tuku a tělesné stavby

1.2.2.1 Bioelektrická impedanční analýza

Tato metoda je jednoduchá, rychlá a neinvazivní a může být použita ke zjištění tělesného tuku také v terénních podmínkách. Využívá slabý elektrický proud, který prochází tělem vyšetřované osoby a odpor průtoku proudu je měřen bioimpedančním analyzátozem (Heyward, 2006, p. 192). Proud procházející tělem je pro vyšetřovanou osobu nezjistitelný (Howley, Franks, 2007, pp. 93-95).

Technika je založena na předpokladu, že tkáň s vysokým obsahem vody vedou elektrický proud s menším odporem než tkáň s nízkým obsahem vody. Tuková tkáň obsahuje malé množství vody, a proto brání průchodu elektrického proudu. Existuje několik typů komerčně dostupných BIA zařízení a liší se umístěním elektrod a celkovým designem. BIA nepodává přesné výsledky pro osoby s amputací, svalovou atrofií, těžkou obezitou nebo onemocněním, které ovlivňuje celkovou hydrataci organismu. Vyšetření se nedoporučuje osobám s implantovaným kardiostimulátorem (Howley, Franks, 2007, pp. 93-95).

1.2.2.2 Body mass index (BMI)

Body mass index, nebo také index tělesné hmoty je rychlá, jednoduchá a široce užívaná metoda hodnocení, zda je tělesná hmotnost člověka přiměřená k jeho tělesné výšce. Hodnotu BMI vypočítáme, pokud vydělíme tělesnou hmotnost v kilogramech druhou mocninou tělesné výšky v metrech. Nevýhoda metody je, že BMI nerozlišuje mezi tukem a svalovou tkání. To může být problematické, pokud testujeme sportovce s velkou svalovou hmotou. Například fotbalový linebacker vysoký 190 cm a vážící 100 kg bude považován podle standardů BMI s hodnotou BMI 28,3 kg/m² za osobu s nadváhou, i když ve skutečnosti může mít velmi nízké procento tělesného tuku. Na druhé straně inaktivní osoba o stejné výšce a hmotnosti má pravděpodobně nadměrné množství tukové tkáně. V terénních podmínkách může BMI sloužit jako přijatelná náhrada za měření kožních řas u velmi obézních jedinců. I když je užití BMI limitováno, u většiny dospělé populace existuje vztah mezi zvýšenými hodnotami BMI a negativními zdravotními důsledky. Doporučené rozmezí hodnot BMI je 18,5-24,9 kg/m². Nadváha je klasifikována jako hodnoty BMI 25-29,9 kg/m² a hodnoty BMI nad 30 kg/m² jsou považovány za obezitu, viz tab. 1 (Howley, Franks, 2007, pp. 97-100; Morrow et al., 2005, p. 241).

Tab. 1 Body mass index (Upraveno dle Howley, Franks, 2007, p. 100)

Body mass index (kg/m ²)	
podváha	< 18,5
norma	18,5 – 24,9
nadváha	25,0 – 29,9
obezita I. stupně	30,0 – 34,9
obezita II. stupně	35,0 – 39,9
obezita III. stupně	> 40,0

1.2.2.3 Metoda kaliperace – měření kožních řas

Měření tloušťky kožních řas je jedna z nejčastěji používaných metod odhadu tělesné stavby prostřednictvím určení procenta tělesného tuku. Jedná se o rychlou, neinvazivní metodu, která je spolehlivá a navíc snadno proveditelná také v terénních podmínkách. Celá metoda je založena na předpokladu, že se ziskem tukové tkáně bude nárůst tloušťky kožních řas úměrný hmotnosti doplňkového tuku. I když je metoda měření kožních řas velice rozšířená, technika měření musí být správně zvládnutá. Technika měření zahrnuje několik kroků: lokalizace kožní řasy na specifických místech, odlepení kožní řasy od podkladové tkáně, měření kaliperem, výpočet procenta tělesného tuku z naměřených hodnot. Mezi nejčastěji měřená místa patří oblast trupu (na hrudi, na břicho, pod lopatkou, u axilly), paže (nad m. biceps brachii a nad m. triceps brachii) a oblast stehna nad m. quadriceps femoris (Morrow et al., 2005, p. 238; Howley, Franks, 2007, pp. 95-96; Oja, Tuxworth, 1997, s. 47-48).

1.2.2.4 Antropometrie

Měření obvodů některých částí těla jako například končetin nebo trupu se používají buď k odhadu tělesné stavby, nebo k popisu tělesných proporcí. Obvodové míry poskytují rychlé a spolehlivé informace o jedinci a mohou být také použity ke sledování změn tělesných proporcí během váhového úbytku (hubnutí). Nejčastěji měřené části těla jsou pas (měříme v nejužší části trupu mezi xiphoidem a pupkem), břicho (obvod trupu v úrovni pupku), boky (maximální obvod hýždí nad infragluteální rýhou) a stehno (měříme největší obvod pravého stehna pod infragluteální rýhou). Hlavní nevýhodou této metody je, že poskytují málo informací o poměru tukové a svalové tkáně měřené části těla. Například stehno kulturisty, které má velký obvod, může mít méně tuku než stehno obézního jedince o menším obvodu (Howley, Franks, 2007, pp. 96-97).

Poměr pas-boky

Poměr pas-boky je jedna z nejčastěji klinicky používaných metod obvodových měř. Tato hodnota je často užívána, aby odrážela stupeň abdominálního typu obezity. Poměr pas-boky větší než 0,95 u mužů a 0,86 u žen klasifikuje jedince jako obézního podle hodnot ASCM (American College of Sports Medicine) pro kardiovaskulární rizikové faktory (Howley, Franks, 2007, pp. 96-97).

Obvod pasu

Samotný obvod pasu nám také může poskytnout cenné informace o lokálním rozložení tuku v oblasti břicha, tedy o abdominálním typu obezity. Hodnota obvodu pasu 102 cm a větší u mužů a 88 cm a větší u žen je považován za výrazné zvýšení rizika výskytu nemocí, které mají souvislost s obezitou (Howley, Franks, 2007, pp. 96-97; Heyward, 2006, p. 200).

1.3 Posturální stabilita a rovnováha

1.3.1 Posturální stabilita

Pojem *posturální stabilita* je v odborné literatuře definován různými autory odlišně, proto jsou uvedeny alespoň některé z nich. Podle Vařeky je posturální stabilita schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému anebo neřízenému pádu (Vařeka, 2002a, s. 116). Hrysomallis uvádí, že posturální stabilita je schopnost dosáhnout stavu rovnováhy udržováním tělesného centre of gravity (COG) nad opěrnou bází (BS) těla (Hrysomallis, 2007, p. 548).

Posturální stabilita je důležitá nejen pro vzpřímený stoj, ale také pro chůzi. Přitom se jedná o dynamický proces, který soustavně zpracovává četné aference z vizuálních, vestibulárních a proprioceptivních receptorů v hierarchické formě a pomocí motorických odpovědí zajišťuje nezbytné úpravy pohybů pro udržení rovnováhy. Adekvátními motorickými odpověďmi může být zachováno vzpřímené držení těla a labilně uložené těžiště nad plochou, na které se stoj ve smyslu „obráceného kyvadla“ uskutečňuje (Strobel et al., 2011, p. 160).

Pro úplnost je uvedeno a vysvětleno několik pojmů použitých v předchozím textu:

- Opěrná plocha – AS (area of support) byla původně definována jako plocha kontaktu povrchu těla a podložky. Přesněji se jedná o část plochy kontaktu, která je aktuálně využita k vytvoření oporné báze (Vařeka, 2002a, s. 116).
- Opěrná báze – BS (base of support) - jedná se o část podložky ohraničené nejvzdálenějšími body AS (Vařeka, 2002a, s. 116-117). Jsou-li chodidla při stoji uložena mírně od sebe, může BS připomínat čtverec, zatímco při

tandemovém stoji (kdy jsou chodidla uložena těsně za sebou) je vytvořena sice dlouhá, ale velmi úzká opěrná báze (Nashner in Jacobson, Newman, Kartush, 1997, pp. 261-262).

- Vařeka dále uvádí, že pojem COG (centre of gravity) získáme, promítneme-li těžiště těla do opěrné báze (BS). Pokud zaujmeme statickou polohu, musí se COG nacházet vždy v opěrné bázi (Vařeka, 2002a, s. 117).
- COP (centre of pressure) je podle Winter in Vařeka působíště vektoru reakční síly podložky. Jeho polohu můžeme získat výpočtem váženého průměr všech tlaků snímaných z opěrné plochy, nebo z hodnot získaných ze silové plošiny (Winter in Vařeka, 2002a, s. 117-118). COP a COG jsou shodné pouze v případě dokonale tuhého tělesa, kterým ovšem lidské tělo není (Vařeka, 2002a, s. 116-118).

1.3.2 Rovnováha (balance)

Pro zkoumání posturální stability je třeba objasnit také pojmy rovnováha a balance, které jsou již výše zmíněny. Jako u předchozího pojmu i tady jednotliví autoři přistupují k jejich výkladu osobitě.

Rovnováha (balance) je proces udržení pozice COG vertikálně nad BS a závisí na rychlém a neustálém přísunu informací z vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému a následném provedení hladké a koordinované neuromuskulární činnosti (Hrysomallis, 2011, p. 222).

Oproti tomu Vařeka (2002a, s. 116) označuje rovnováhu a balanci jako soubor strategií statických i dynamických, které slouží k zajištění posturální stability.

Podle Skeltona (2001, p. 34) je rovnováha komplexní automatická integrace několika tělesných systémů. S věkem a inaktivitou se tyto podvědomé procesy nemusí integrovat tak dobře, nebo tak rychle, jako v mladším věku. Kromě věku a inaktivity může mít vliv na snížení schopnosti rovnováhy také onemocnění nebo dokonce poranění hlavy (Sharkey, Gaskill, 2007, p. 147). Jak Sharkey, Gaskill dále uvádí, rovnováha (balance) je důležitá také ve sportovních aktivitách, jako je například gymnastika nebo horolezectví, a můžeme ji zlepšit specifickým tréninkem (Sharkey, Gaskill, 2007, p. 147).

Rozeznáváme dva typy balance. Statická balance je schopnost udržet BS s minimálním pohybem (Kioumourtzoglou, Paillard, Noe in Hrysomallis, 2011, p. 222), nebo ji můžeme vyjádřit jako schopnost udržet rovnováhu během klidu (Sharkey, Gaskill, 2007, p. 147). Dynamická balance je podle Sharkey, Gaskill schopnost udržet rovnováhu během pohybu. Ačkoli měření a předvídání její role je obtížné, dynamická balance jistě přispívá ke sportovním výkonům (Sharkey, Gaskill, 2007, p. 147).

1.3.3 Pohybové strategie

Jestliže je rovnováha jedince narušena zevními vlivy, má tento jedinec k dispozici několik strategií, pomocí kterých může dojít ke koordinovanému pohybu COG zpět, aby došlo k vyvážení pozice. Pokud COG zůstává v LOS (limits of stability), jsou k dispozici dvě strategie – kotníková a kyčelní, nebo jejich kombinace, aby mohlo dojít k pohybu COG při zachování výchozí pozice plosek nohou na podložce (Nashner in Jacobson, Newman, Kartush, 1997, pp. 270-273).

Kotníková strategie využívá rotace těla kolem hlezenních kloubů, čehož je dosaženo kontrakcí svalů kolem kotníků, které generují točivý moment kolem těchto kloubů. Pohyby v kotnicích jsou generovány asi po 90-100 msec. M. gastrocnemius je aktivován při náklonu těla vzad, zatímco m. tibialis anterior je aktivován při pohybu vpřed. V průměru 10-30 msec po aktivaci svalů kolem hlezenních kloubů, dochází k aktivaci svalů stehenních a svalů spodního trupu, které stabilizují kolena a kyčle, a tím umožňují pohyb těla jako celku. Kotníková strategie je nejefektivnější při vykonávání relativně pomalých pohybů COG při stoji na pevné podložce. Je také dobře využitelná při udržování statické polohy, jestliže je COG posunuté mimo střed BS (Nashner in Jacobson, Newman, Kartush, 1997, pp. 270-273).

Pohyby organizované do kyčelní strategie jsou soustředěny na oblast kyčelních kloubů s malou protichůdnou rotací v hlezenních kloubech. Pohyby kyčelní strategie jsou generovány aktivací svalů stehna a dolního trupu s latencí 85-95 msec. M. quadriceps femoris a břišní svaly aktivují flexi v kyčelních kloubech a pohyb COG směrem vzad, zatímco paraspinální svaly a hamstringy aktivují extenzi v kyčelním kloubu a pohyb COG vpřed. Kyčelní strategie je efektivně využívána za situací, kdy se COG nachází blízko hranic LOS, nebo když jsou hranice LOS sníženy zúžením BS. Déle využíváme kyčelní

strategii, pokud stojíme na špičkách prstů a chceme vykonat pohyb, aniž bychom změnili opěrnou bázi, nebo pokud je během bipedálního stoje uložení plosek na podložce takové, že paty jsou laterálněji než prsty (Nashner in Jacobson, Newman, Kartush, 1997, pp. 270-273).

Jestliže je COG vychýleno za hranice LOS, je kroková strategie jedinou efektivní strategií, aby nedošlo k pádu (Nashner in Jacobson, Newman, Kartush, 1997, pp. 270-273).

Nashner in Jacobson, Newman, Kartush (1997, pp. 270-273) dále uvádí, že výběr pohybové strategie jako odpovědi na zevní podnět závisí na nedávné zkušenosti, nikoli na vědomém rozhodnutí v okamžiku motorické odpovědi.

Limity stability (LOS) jsou dvoudimenzionální veličina, která určuje maximální možný úhel vychýlení COG ze střední pozice, aniž by došlo ke změně BS (Nashner in Jacobson, Newman, Kartush, 1997, p. 262).

1.3.4 Principy řízení posturální stability a balance

Pro udržení rovnováhy a balance nejen během vzpřímeného stoje, ale také v průběhu pohybu v prostoru, zpracovává posturální kontrola mnoho vizuálních, vestibulárních a somatosenzorických informací (jejichž součástí je propriocepce) a za neustálé zpětné vazby je přeměňuje do adekvátních motorických reakcí (Strobel, 2011, p. 159; Lephart, Fu in Hrysonmallis, 2007, p. 548; Liaw et al. in Gaerlan et al., Ricci et al. in Gaerlan et al., 2012, p. 1). Jestliže jsou všechny systémy neurologicky intaktní, může jedinec zachovat posturální bilanci. Posturální kontrola se však mění v průběhu času. Studie ukázaly, že optimální kontroly posturálních vychylek je dosaženo během pozdní dospělosti a je udržována až do věku asi 60 let (Liaw et al. in Gaerlan et al., 2012, p. 1).

Podle mnohých autorů mají tyto tři systémy zcela zásadní význam pro zajištění posturální stability. Bohužel se názory na jejich podíl při zajištění posturální stability různí (Vařeka, 2002b, s. 222).

1.3.4.1 Somatosenzorický systém

Somatosenzorické vstupy poskytují informace o orientaci a umístění jednotlivých částí těla nejen vůči sobě navzájem, ale také vůči opěrné ploše. Nashner in Jacobson, Newman, Kartush (1997, pp. 264-265) uvádí, že somatosenzorický systém je dominantní zdroj informací pro udržení rovnováhy při stoje na fixní podložce. Vařeka

(2002b, s. 222) ve svém článku uvádí, že experimentální studie dokazují rozhodující podíl proprioceptivní složky k udržení posturální stability v klidném stoji.

1.3.4.2 Vizuelní systém

Zrak hraje významnou roli při snaze udržet rovnováhu, obzvlášť je-li plocha, na které stojíme, nestabilní. Příkladem může být stoj na pěnové podložce, kdy dochází ke zvýšení posturálních výchylek při zavřených očích v porovnání s otevřenými očima (Nashner in Jacobson, Newman, Kartush, 1997, pp. 264-265). Gaerlan et al. (2012, p. 1) uvádějí, že na základě jimi provedené studie bylo zjištěno, že dominantním systémem k udržení posturální stability mladými dospělými je systém vizuelní.

1.3.4.3 Vestibulární systém

Vestibulární systém neposkytuje informace o orientaci těla nebo jeho částí vzhledem k okolním předmětům, místo toho měří gravitační, lineární a úhlové zrychlení. Pokud jsou však informace z vizuelního a somatosenzorického systému klamavé nebo nedostupné, potom mají informace z vestibulárního aparátu zásadní význam pro udržení rovnováhy (Nashner in Jacobson, Newman, Kartush, 1997, pp. 264-266).

1.3.5 Metody vyšetření posturální stability a balance

Posturální stabilitu a bilanci můžeme vyšetřovat nebo ozřejmovat pomocí testů statických a dynamických. Oba druhy testů mohou být realizovány klinicky (některé zahraniční zdroje uvádějí termín terénně) např. běžně používaný volný bipedální stoj, tandemový stoj, stoj na jedné DK, vyšetření chůze a jejich modifikací, nebo mohou být testy realizovány laboratorně za použití techniky, např. stabilografie, EMG, nebo třeba videozáznamu (Vařeka, 2002b, s. 227; Watson in Hrysomallis, 2007, p. 548).

1.3.5.1 Laboratorní metody vyšetření posturální stability a balance

Laboratorní testy dynamické balance zahrnují využití stabilometrie, která vyžaduje po jedinci nepřetržité nastavení postury během bipedálního stoje k udržení nestabilní pohyblivé plošiny v horizontální poloze (Kioumourtzoglou, Davlin in Hrysomallis, 2011, p. 222).

Dynamická počítačová posturografie (CDP) je kvantitativní metoda pro posouzení balančních schopností za různých podmínek, které simulují situace každodenního života (Nashner in Jacobson, Newman, Kartush, 1997, p. 280).

Biodex Balance Systém

Mezi zařízení používaná k ozřejmění dynamické balance v laboratorních podmínkách patří například Biodex balance systém. Jedná se o silovou plošinu s možností náklonu až 20° od horizontály ve všech směrech s přesností na 0,1° (Strobel et al., 2011, pp. 159–166). Manuálně lze nastavit úroveň nestability od fixní plošiny - stupeň 8, až k velmi nestabilní plošině, která odpovídá stupni 2. Vybraná úroveň *nestability* plošiny je obvykle testována po dobu 20 nebo 30 sekund. Výsledné parametry generované systémem jsou indexy stability: medio-laterální index stability, antero-posteriorní index stability a celkový index stability, který je složený z předchozích a reaguje tedy na výchylky ve směru antero-posteriorním i ve směru medio-laterálním. Nižší hodnoty u těchto indexů značí lepší stabilitu, než hodnoty vyšší (Gstöttner et al., 2009, pp. 220-221).

Tetrax systém

Tetrax interaktiv balance systém se od tradičních posturografických metod (primárně měřících změnu polohy COG) odlišuje. Systém je založen na hodnocení rozdílů vertikálního tlaku (zatížení). Systém tvoří fixní plošina se čtyřmi samostatnými deskami. Dvě tyto desky jsou určeny pro jednu plošku (předonoží a pata jsou vždy umístěny samostatně). Celý systém je vybaven zábradlím okolo plošiny. Výsledný parametr *General stability* je vyjádřen indexem stability, který měří výchylky nad všemi čtyřmi deskami a je ukazatelem celkové „stability“ jedince. Výsledný parametr je nezávislý na výšce a hmotnosti jedince. Menší hodnoty indexu stability v tomto případě značí větší stabilitu (Gstöttner et al., 2009, p. 221).

Kinesthetic ability trainer

Kinesthetic ability trainer využívá pohyblivou silovou plošinu, aby mohl analyzovat změnu polohy COM jedince za stabilních a nestabilních podmínek. Mezi výhody Kinesthetic ability trainer patří nižší pořizovací cena a také snazší přeprava. Bohužel, doposud bylo publikováno málo informací o reliabilitě testování (Hinman, 2000, p. 241).

Kinesthetic ability trainer je používaný především v zahraničí (Soderman et al. in Hrysomallis, 2007, p. 548).

NeuroCom Smart Equitest systém

Dalším balančním systémem je NeuroCom Smart Equitest system se zakomponovanou duální silovou plošinu se schopností horizontálního posunu v předozadním směru a se schopností rotovat kolem středové osy opět ve směru předozadním. (Gstöttner et al., 2009, pp. 221-222). Toto zařízení umožňuje objektivní posouzení a trénování smyslové a volně motorické kontroly balance s vizuálním biofeedbackem na stabilní nebo nestabilní opěrné ploše a ve stabilním nebo pohyblivém okolí (NeuroCom, Smart Equitest, 2012).

1.3.5.2 Terénní metody vyšetření posturální stability a rovnováhy

Stoj na jedné DK s otevřenýma očima na stabilní podložce je jeden ze základních balančních úkolů. Obtížnější variantou tohoto terénního testu je měření času při stoji na stabilní podložce se zavřenýma očima. Náročnější trénink zahrnuje balancování na jedné noze, zatímco chytáme, házíme nebo kopeme do míče (Hrysomallis, 2007, pp. 548-549). Dalším příkladem může být test stoji na jedné DK na úzké kladině s přesně definovanými rozměry, zatímco volná DK provádí flexi a extenzi v koleni. Test hodnotí počet pokusů potřebných k udržení balance po dobu 1 minuty s otevřenýma očima (Willems et al. in Hrysomallis, 2007, p. 548).

Star excursion balance test (SEBT) – zahrnuje stabilní stoj na jedné DK s maximálním cíleným dosahem volné končetiny v předem určených směrech. Všech osm určených směrů má společný začátek (kde je umístěna stojná DK) a každé dvě vedlejší linie spolu svírají úhel 45°. Vyšetřovaná osoba se v místě maximálního dosahu pouze lehce dotkne podložky dosahující DK. Na dosahující DK nesmí přenést zatížení, ani na ní odpočívat (Demura, Yamada, 2010, p. 2; Gribble, Hertel, Plisky, 2012, p. 340).

Hodnocení balance může být také prováděno na nestabilní ploše (např. pěnová podložka, kulová nebo válcová úseč), což dělá test dynamičtější a pravděpodobně více použitelný ve sportovním kontextu (McHugh et al. in Hrysomallis, 2007, p. 548). Příkladem testu dynamické balance může být stoj na jedné DK na nestabilní ploše, kdy počítáme, kolikrát se vyšetřovaná osoba dotkne podlahy během 30 sekund (Kean, Behm, Young in Hrysomallis, 2011, p. 222).

2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

Cíl práce č. 1:

Prvním cílem diplomové práce je zjistit, zda existuje vztah mezi pravidelnou tělesnou aktivitou a balančními schopnostmi jedince.

Hypotézy:

- Hypotéza H_01 : Není rozdíl mezi celkovým Unifit Score u sportovců a nespportovců.
- Hypotéza H_02 : Není rozdíl mezi celkovým Equilibrium Score u sportovců a nespportovců.
- Hypotéza H_03 : Není rozdíl v měřeném parametru Sway velocity testu Unilateral stance u sportovců a nespportovců.
- Hypotéza H_04 : Není rozdíl v měřeném parametru Latency Motor control testu u sportovců a nespportovců.
- Hypotéza H_05 : Není rozdíl v měřených parametrech testu Limits of stability u sportovců a nespportovců.
- Hypotéza H_06 : Není rozdíl v měřených parametrech testu Forward lunge u sportovců a nespportovců.
- Hypotéza H_07 : Není rozdíl v měřených parametrech testu Step/Quick turn u sportovců a nespportovců.

Cíl práce č. 2:

Druhým cílem diplomové práce je zjistit, zda existuje vztah mezi konstitucí jedince a jeho balančními schopnostmi.

Hypotézy:

- Hypotéza H₀₈: Není rozdíl mezi celkovým Equilibrium Score jedinců s BMI v normě a jedinců se zvýšeným BMI.
- Hypotéza H₀₉: Není rozdíl v měřeném parametru Sway velocity testu Unilateral stance u jedinců s BMI v normě a u jedinců se zvýšeným BMI.
- Hypotéza H₀₁₀: Není rozdíl v měřeném parametru Latency Motor control testu u jedinců s BMI v normě a u jedinců se zvýšeným BMI.
- Hypotéza H₀₁₁: Není rozdíl v měřených parametrech testu Limits of stability u jedinců s BMI v normě a u jedinců se zvýšeným BMI.
- Hypotéza H₀₁₂: Není rozdíl v měřených parametrech testu Forward lunge u jedinců s BMI v normě a u jedinců se zvýšeným BMI.
- Hypotéza H₀₁₃: Není rozdíl v měřených parametrech testu Step/Quick turn u jedinců s BMI v normě a u jedinců se zvýšeným BMI.

3 METODIKA PRÁCE

3.1 Charakteristika probandů

Studie se zúčastnilo 27 probandů ve věku od 21 do 34 let z toho 13 mužů a 14 žen. Průměrné hodnoty věku, výšky, hmotnosti a BMI probandů (\pm směrodatná odchylka) jsou uvedeny v tab. 2. 81 % probandů (22 z 27) má jako svou dominantní DK pravou. Dominance DK byla zjištěna testem kopu do míče.

Tab. 2 Charakteristika probandů

	Celá skupina (27)	Muži (13)	Ženy (14)
Průměrný věk (let)	24,5 \pm 3,39	24,8 \pm 3,63	24,2 \pm 3,26
Průměrná výška (cm)	172,7 \pm 9,02	179,9 \pm 6,26	166,1 \pm 5,39
Průměrná hmotnost (kg)	71,1 \pm 14,23	79,6 \pm 12,78	63,3 \pm 10,76
Průměrný BMI (kg/cm²)	23,7 \pm 3,45	24,6 \pm 3,87	22,8 \pm 2,84

Všichni probandi byli před zařazením do studie seznámeni s účelem a průběhem vyšetření, což stvrdili informovaným souhlasem (viz příloha 1) a v rámci vyšetření vyplnili dotazník týkající se anamnestických údajů a sportovní aktivity (viz příloha 2).

Do studie nebyly zařazeny osoby, které vykazovaly známky akutního nebo chronické onemocnění ortopedického, neurologického, osoby trpící metabolickým onemocněním, osoby s onemocněním vestibulárního aparátu a dále osoby, které mají v osobní anamnéze traumata DKK vyžadující lékařské ošetření za poslední dva roky.

Jelikož v práci sledujeme dva cíle, probandi byli rozděleni pro jednotlivé cíle podle následujících kritérií.

3.1.1 Rozdělení probandů podle kondice

Pro první cíl práce, zkoumání vlivu kondice na balanční schopnosti jedince, byli probandi rozdělení podle vykonávané sportovní aktivity. Porovnávali jsme dvě skupiny probandů.

První (experimentální) skupinu tvoří 13 aktivních sportovců, kteří se věnují pravidelné sportovní aktivitě v průměru 10 let 6 hodin týdně. Z toho je 7 mužů fotbalistů, kteří se věnují pravidelné sportovní aktivitě v průměru 13 let 6 hodin týdně a 6 žen fotbalistek, které se věnují pravidelné sportovní aktivitě v průměru 7 let 6 hodin týdně. Průměrné hodnoty věku, výšky, hmotnosti a BMI probandů (\pm směrodatná odchylka) jsou uvedeny v tab. 3.

Tab. 3 Charakteristika probandů experimentální skupiny kondice

	Sportovci (13) experimentální sk.	Muži (7)	Ženy (6)
Průměrný věk (let)	23,5 \pm 2,47	23,4 \pm 2,07	23,5 \pm 3,08
Průměrná výška (cm)	173,6 \pm 8,08	179,4 \pm 4,28	166,8 \pm 5,67
Průměrná hmotnost (kg)	70,31 \pm 10,86	77 \pm 8,77	62,5 \pm 7,40
Průměrný BMI (kg/cm²)	23,2 \pm 2,18	23,9 \pm 2,44	22,4 \pm 1,65

Druhou (kontrolní) skupinu tvoří 14 probandů (z toho 6 mužů a 8 žen), z nichž žádný není aktivní sportovec a pohybovou aktivitu vykonávají pouze příležitostně nebo vůbec. Průměrné hodnoty věku, výšky, hmotnosti a BMI probandů (\pm směrodatná odchylka) jsou uvedeny v tab. 4.

Tab. 4 Charakteristika probandů kontrolní skupiny kondice

	Nesportovci (14) kontrolní sk.	Muži (6)	Ženy (8)
Průměrný věk (let)	25,5 \pm 3,90	26,5 \pm 4,51	24,8 \pm 3,49
Průměrná výška (cm)	171,9 \pm 10,04	180,3 \pm 8,45	166,3 \pm 5,50
Průměrná hmotnost (kg)	71,9 \pm 17,17	82,7 \pm 16,71	63,9 \pm 13,23
Průměrný BMI (kg/cm²)	24,0 \pm 4,36	25,1 \pm 5,22	23,0 \pm 3,58

Všichni probandi absolvovali kondiční test Unifit 6-60 pro objektivní zhodnocení kondice. Tato testová baterie je určena pro posouzení a monitorování úrovně základní motorické výkonnosti populace školních dětí, mládeže a dospělých ve věkovém rozmezí 6-60 let. Jednotlivé testy slouží jako ukazatele k jednoduchému – terénnímu posouzení rozvoje tzv. základních pohybových schopností a k jejich normativnímu hodnocení s ohledem na určité populační skupiny (viz příloha 4) (Měkota, Kovář, 1996, s. 10).

Baterie testů zahrnuje čtyři samostatně hodnocené motorické zkoušky, které testují dynamické silové schopnosti DKK (skok daleký z místa odrazem snožmo), dynamické a vytrvalostně silové schopnosti břišního svalstva a m. iliopsoas (leh-sed opakovaně po dobu jedné minuty), dlouhodobou vytrvalostní schopnost (chůze na vzdálenost 2 km, nebo běh po dobu 12 minut), vytrvalostně silové schopnosti HKK a ramenních pletenců ve formě dynamické (opakované shyby – muži), nebo statické (výdrž ve shybu – ženy) a aktivní kloubní pohyblivost, ohebnost a svalovou pružnost (hluboký předklon) (Měkota, Kovář, 1996, s. 22-34).

Každý test je ohodnocen podle tabulek příslušným počtem bodů od 1 do 5, kdy 1 znamená výrazně podprůměrný výsledek a 5 výrazně nadprůměrný výsledek (viz příloha 4).

Po sečtení bodů ze všech čtyř testů dostaneme výsledné bodové ohodnocení kondičního testu a z příslušné tabulky (viz příloha 3) zjistíme výslednou kondici jedince.

Nesportovci dosáhli průměrné hodnoty 8,4, která je hodnocena jako kondice podprůměrná, sportovci dosáhli průměrné hodnoty 12,5, která je hodnocena jako kondice průměrná.

3.1.2 Rozdělení probandů podle konstituce

Pro druhý cíl práce, zkoumání vlivu konstituce na balanční schopnosti jedince, byli probandi rozdělení podle konstitučních vlastností, konkrétně podle BMI.

První (experimentální) skupinu tvoří 8 probandů, jejichž BMI je nad hranicí normy, z toho 5 mužů a 3 ženy. Průměrné hodnoty věku, výšky, hmotnosti a BMI probandů (\pm směrodatná odchylka) jsou uvedeny v tab. 5 (s. 31).

Tab. 5 Charakteristika probandů experimentální skupiny konstituce

	Experimentální sk.		
	BMI nad normou (8)	Muži (5)	Ženy (3)
Průměrný věk (let)	27,4 ± 4,44	27,5 ± 4,32	26,7 ± 5,51
Průměrná výška (cm)	176,3 ± 6,36	179,8 ± 5,17	170,3 ± 2,08
Průměrná hmotnost (kg)	86,4 ± 11,73	92,2 ± 11,12	76,7 ± 2,89
Průměrný BMI (kg/cm²)	27,7 ± 2,61	28,5 ± 3,05	26,32 ± 0,87

Druhou (kontrolní) skupinu tvoří 18 probandů, jejichž BMI je v normě, z toho 8 mužů a 10 žen. Průměrné hodnoty věku, výšky, hmotnosti a BMI probandů (\pm směrodatná odchylka) jsou uvedeny v tab. 6.

Ze studie byl vyloučen jeden proband, jehož BMI byl pod hranicí normy.

Tab. 6 Charakteristika probandů kontrolní skupiny konstituce

	Kontrolní sk. (18)		
	BMI v normě	Muži (8)	Ženy (10)
Průměrný věk (let)	23,3 ± 2,00	23 ± 1,31	23,6 ± 2,46
Průměrná výška (cm)	172,1 ± 9,31	179,9 ± 7,20	165,8 ± 6,50
Průměrná hmotnost (kg)	66,1 ± 7,74	71,8 ± 5,06	61,6 ± 6,50
Průměrný BMI (kg/cm²)	22,3 ± 1,58	22,2 ± 1,58	22,3 ± 1,51

3.2 Přístrojová technika

Potřebná data byla získána měřením na posturografu Smart EquiTest System a Balance Master firmy NeuroCom.

3.2.1 Smart Equitest

Smart Equitest systém využívá dynamickou duální silovou plošinu o rozměrech 18" x 18" s rotační a posuvnou schopností k měření vertikálních složek reakčních sil produkovaných chodidly vyšetřované osoby. Kromě pohyblivé silové plošiny

využívá systém ještě statické nebo dynamické vizuální prostředí (NeuroCom, Smart Equitest, 2012).

3.2.1.1 Sensory organisation test

Sensory organisation test (SOT) objektivně zjišťuje abnormality ve schopnosti jedince využít tři sensorické systémy, které spolupracují na udržení posturální stability. Během testu je systematicky alterováno vizuální a somatosenzorické prostředí a je zaznamenávána odpověď vyšetřované osoby. Během testu silová plošina, vizuální prostředí nebo obojí mohou reagovat pohybem na pohyb vyšetřované osoby v předozadním (antero-posteriorním) směru (NeuroCom, Sensory organisation test, 2012).

SOT se skládá ze šesti podmínek (částí), přičemž každá je opakována třikrát a doba trvání jednoho pokusu je 20 s. Při každé podmínce stojí vyšetřovaná osoba na silové plošině, plosky nohou má nastaveny podle výšky na odpovídajících liniích na silové plošině. Stojí vzpříma, ruce má spuštěné volně podél těla a stojí tak klidně, jak může. Během testování se nesmí změnit poloha chodidel. Vyšetřovaná osoba má oblečenou bezpečnostní vestu.

Při první podmínce se jedná o výše popsané postavení, oči jsou otevřené. Nedochází k žádnému pohybu ani kabiny ani plošiny a tím také k žádné alteraci sensorických vstupů. Při druhé podmínce stojí vyšetřovaná osoba ve výše popsaném postavení, ovšem dochází k vyřazení zrakové kontroly zavřením očí. Nedochází k pohybu podložky ani kabiny. Při třetí podmínce má vyšetřovaná osoba oči otevřené. Dochází ke změně oproti předchozím podmínkám, pohybuje se kabina (vizuální prostředí), čímž je alterován vestibulární aparát. Ve čtvrté podmínce se vyšetřovaná osoba musí vyrovnat s alterací somatosenzorického systému, protože se během stoje pohybuje plošina, na které stojí. Pátá podmínka kombinuje předchozí, když má vyšetřovaná osoba zavřené oči a stojí na plošině, která se pohybuje. V této podmínce jsou alterovány vizuální a somatosenzorické informace. Při poslední, šesté podmínce, stojí vyšetřovaná osoba s otevřenýma očima na pohyblivé plošině a pohybuje se také kabina.

Pokus je hodnocen jako pád, pokud se vyšetřovaná osoba dotkne stěn, bezpečnostních popruhů, nebo udělá krok.

Výsledným parametrem je *Equilibrium score*, který kvantifikuje antero-posteriorní výchylky COG vyšetřované osoby během všech pokusů testu. Nejvyšší možné skóre je 100, což značí, že vyšetřovaná osoba nemá žádné výchylky v předozadním směru.

V práci jsme hodnotili *celkové Equilibrium score*, což je vážený průměr vypočítaný pomocí vzorce, do kterého jsou zahrnuty všechny pokusy ze všech podmínek. Nejvyšší možné dosažené skóre je 100 (Data interpretation manual, 2001, pp. 7-8). Kolářová (2012, s. 9) uvádí, že při vyšším Equilibrium Score se dá předpokládat lepší posturální stabilizace.

3.2.1.2 Motor control test

Test hodnotí schopnost pohybového aparátu rychle reagovat na neočekávaný zevní podnět. V tomto případě se jedná o pohyby plošiny o různé velikosti v předozadním směru s cílem vyvolat automatické posturální reakce. Velikosti posunů (podtrhů) podložky jsou škálovány podle výšky vyšetřované osoby. Malé podtrhy jsou pouze prahovými podněty, na druhé straně velké podtrhy vyvolávají maximální odpověď. Posun (podtrh) je pohyb plošiny trvající méně než 1 sekundu v horizontální rovině středem vzad a středem vpřed. Posun plošiny v horizontálním směru má za následek dislokaci COG ze středu v opačném směru vzhledem k BS. K ustavení normální balance je nutný rychlý pohyb COG zpět do střední pozice (NeuroCom, Motor control test, 2012; Data interpretation manual, 2001, p. 28).

Vyšetřovaná osoba se postaví na silovou plošinu, plosky nohou jsou nastaveny do výchozích pozic na této plošině podle výšky vyšetřované osoby. Test se provádí při otevřených očích, vyšetřovaná osoba se dívá pře sebe, paže má volně podél těla a je instruována, aby stála tak klidně, jak může. Během testování má vyšetřovaná osoba oblečenou bezpečnostní vestu.

Motor control test (MCT) začíná malým posunem podložky ve směru vzad, který se třikrát opakuje. Následují tři střední posuny vzad a tři velké posuny vzad. Dále dochází ke změně směru posunů podložky – tři malé posuny vpřed, tři střední a tři velké posuny ve směru vpřed.

Hodnotíme parametr *latency*, což je čas mezi začátkem translace (stimulem) a iniciací aktivní odpovědi vyšetřované osoby (silovou odpovědí každé DK). Celková latence je průměr jednotlivých časů odpovědi obou DKK (NeuroCom, Motor control test, 2012). Kolářová uvádí, že vyšší hodnoty ukazují nižší efektivitu reakce (Kolářová, 2012, s. 9).

3.2.1.3 Unilateral stance

Test Unilateral stance (ULS) kvantifikuje rychlost posturálních výchylek, zatímco vyšetřovaná osoba klidně stojí na jedné DK na silové plošině s otevřenými a se zavřenými očima. Relativní nedostatek výchylek je v tomto testu označován jako „stabilita“, což znamená, že při instrukcích „nehýbejte se“ značí větší výchylky menší stabilitu, zatímco menší výchylky ukazují na větší stabilitu (NeuroCom, Unilateral stance, 2012).

Nastavení dolních končetin na silové plošině je určeno podle výšky vyšetřované osoby podle příslušných linií vyznačených na silové plošině.

Test stoje na jedné DK se skládá bez čtyř podmínek a každá podmínka je měřena třikrát. Doba trvání každého pokusu je 10 sekund.

Testování začíná stojem na LDK při otevřených očích, následuje stoj na LDK při zavřených očích. Poté se vyšetřovaná osoba postaví na PDK při otevřených očích a na závěr je testován stoj na PDK při zavřených očích.

Vyšetřovaná osoba je instruována, aby se postavila na jednu DK a druhou DK zvedla nad podložku v 90° flexi v koleni i v kyčli. Pokud je test prováděn při otevřených očích, dívá se před sebe, jinak má testovaná osoba oči zavřené. Vyšetřovaná osoba stojí vzpříma a tak klidně, jak jen může. Jakmile vyšetřovaná osoba zaujme výše popsanou polohu, začíná testování. Vyšetřovaná osoba má oblečenou bezpečnostní vestu. Po dobu trvání každého testovaného pokusu se vyšetřovaná osoba nesmí dotknout podložky volnou DK na více než 1 s, jinak je měřený pokus hodnocen jako pád.

Hodnotíme parametr *COG sway velocity*. Jde o poměr vzdálenosti, kterou urazí COG vyjádřenou ve stupních za jednotku času (NeuroCom, Unilateral stance, 2012).

3.2.1.4 Limits of stability

Test kvantifikuje několik pohybových charakteristik spojených se schopností vyšetřované osoby volně se vychýlit do různých míst a směrů v prostoru a na chvíli udržet stabilitu v této pozici a dále kvantifikuje maximální vzdálenost, na jakou je jedinec schopen záměrně přesunout své těžiště (COG), tj. naklonit své tělo v daném směru bez ztráty rovnováhy, aniž by udělal úkrok, nebo bez zevní opory (NeuroCom, Limits of stability, 2012).

Test Limit of stability (LOS) se skládá z osmi částí, kdy každá část odpovídá jednomu směru v tomto pořadí: vpřed, vpřed-vpravo, vpravo, vzad-vpravo, vzad, vzad-vlevo, vlevo, vpřed vlevo.

Během testu je lokalizace COG vyšetřované osoby zobrazena na obrazovce jako kurzor, což dává vyšetřované osobě vizuální zpětnou vazbu. Jedinec kontroluje (ovládá) kurzor přenášením váhy. Vyšetřovaná osoba musí co nejrychleji a nejpřesněji přemístit kurzor postupně k osmi cílům ležícím na perimetru limitů stability (100 % teoretických limitů stability), které jsou také zobrazeny na obrazovce, a snaží se udržet pozici co nejbližší cíli po celou dobu časového limitu, který trvá 8 sec (NeuroCom, Limits of stability, 2012).

Vyšetřovaná osoba stojí vzpříma na silové plošině, plosky nohou jsou nastaveny do výchozích pozic na této plošině podle výšky vyšetřované osoby. Vyšetřovaná osoba má otevřené oči, dívá se před sebe, paže má volně podél těla a je instruována, aby před začátkem testování udržela kurzor zobrazující její polohu COG ve středovém žlutém poli. Na výzvu vyšetřujícího přemístí vyšetřovaná osoba kurzor směrem k předem určenému cíli co nejrychleji, nejpřesněji a co nejbližší a v této pozici vydrží po celou dobu časového limitu, který „běží“ ve spodní části obrazovky. Po celou dobu testování má vyšetřovaná osoba oblečenou bezpečnostní vestu.

U testu LOS hodnotíme parametr *reaction time* (reakční čas), což je čas vyjádřený v sekundách, který představuje dobu mezi povelom (zvukovým signálem) a prvním pohybem vyšetřované osoby (NeuroCom, Limits of stability, 2012).

3.2.2 Balance Master

Systém Balance Master poskytuje objektivní hodnocení a trénink senzorické a volně motorické kontroly balance s vizuální zpětnou vazbou. Systém využívá fixní duální silovou plošinu o rozměrech 18" x 60" měřící vertikální síly, které jsou produkovány chodidly vyšetřované osoby (NeuroCom, Balance Master, 2012).

3.2.2.1 Forward lunge

Test výpad vpřed kvantifikuje pohybové vlastnosti, jako je schopnost vyšetřované osoby udělat výpad vpřed jednou DK, odrazit se zpět stejnou DK a vrátit se do výchozí pozice (NeuroCom, Forward lunge, 2012).

Vyšetřovaná osoba se postaví na začátek silové plošiny, chodidla na plošině jsou od sebe vzdálena přibližně na šířku ramen. Vyšetřovaná osoba stojí vzpříma, paže má volně podél těla a dívá se před sebe. Test je prováděn ve dvou modifikacích, které

se liší vykročující DK. První modifikace: na signál *GO* na obrazovce udělá vyšetřovaná osoba výpad vpřed LDK, od téže DK se odrazí zpět do výchozí pozice a zůstane klidně stát až do zvukového signálu, který označuje konec testu. Druhá modifikace: na signál *GO* na obrazovce udělá vyšetřovaná osoba výpad vpřed PDK, od téže DK se odrazí zpět do výchozí pozice a zůstane klidně stát až do zvukového signálu, který označuje konec testu. Každá modifikace je prováděna ve třech opakováních.

Vyšetřovaná osoba je instruována, aby provedla výpad co možná nejdelší a co nejrychleji se vrátila do výchozí polohy na začátek silové plošiny. Před začátkem testování měla vyšetřovaná osoba možnost shlédnout instruktážní video a osvojit si techniku provedení testu pro obě modifikace.

U testu Forward lunge (FL) hodnotíme parametry *distance*, *contact time* a *force impuls*. *Distance*, představuje vzdálenost výpadu, která je vyjádřena v procentech tělesné výšky jedince a charakterizovaná posunem COG vpřed. *Contact time* (dobu kontaktu) je časový úsek, kdy je DK provádějící výpad vpřed v kontaktu se silovou plošinou mimo výchozí a konečné postavení. Tento časový úsek je vyjádřen v sekundách. *Force impuls* (silový impuls) měří celkovou práci vykonanou DK provádějící výpad během fáze pokládání plosky a zpětného odrazu z téže DK. Je vyjádřen jako násobek % tělesné váhy a doby v sekundách, po kterou trvá kontakt DK konající výpad (NeuroCom, Forward lunge, 2012).

3.2.2.2 Step/Quick turn

Test step/quick turn kvantifikuje provedení otočky, kdy vyšetřovaná osoba udělá dva kroky vpřed, provede rychlou otočku na místě o 180° a vrátí se na začátek silové plošiny (NeuroCom, Step/Quick turn, 2012).

Vyšetřovaná osoba se postaví na začátek silové plošiny, chodidla na plošině jsou od sebe vzdálena přibližně na šířku ramen. Vyšetřovaná osoba stojí vzpříma, paže má volně podél těla a dívá se před sebe. Test je prováděn ve dvou modifikacích, které se liší vykročující DK a tím také směrem otočení. První modifikace: na signál *GO* na obrazovce udělá vyšetřovaná osoba dva kroky od levé DK, na místě se otočí o 180° vlevo a pokračuje dvěma kroky zpátky na začátek silové plošiny, kde zůstane stát do zvukového signálu, který označuje ukončení testu. Druhá modifikace: na signál *GO* na obrazovce udělá vyšetřovaná osoba dva kroky od pravé DK, na místě se otočí o 180° vpravo a pokračuje

dvěma kroky zpátky na začátek silové plošiny, kde zůstane stát do zvukového signálu, který označuje ukončení testu. Každá modifikace je provedena ve třech opakováních.

Vyšetřovaná osoba je instruována, aby provedla otočku co možná nejrychleji. Před začátkem testování měla vyšetřovaná osoba možnost shlédnout instruktážní video a osvojit si techniku provedení testu pro obě modifikace.

Parametry, které v práci hodnotíme u testu Step/Quick turn (SQT) jsou *turn time* a *turn sway*. *Turn Time* (čas otočky), neboli čas vyjádřený v sekundách, který potřebuje vyšetřovaná osoba, aby se na místě otočila o 180°. Jedná se tedy o dobu, kdy končí postup vpřed a začíná posun zpět k výchozí pozici. *Turn sway* (výchyly během otočky), které kvantifikují posturální stabilitu jedince během turn time. Jsou vyjádřeny jako průměrná rychlost výchylek COG ve °/sec (NeuroCom, Step/Quick turn, 2012).

3.3 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software SPSS verze 15, SPSS Inc. Chicago USA a program Microsoft Excel 2010. Všechny testy byly provedeny na hladině statistické významnosti 0,05.

Testy normality Shapiro-Wilk bylo ověřeno, že většina zkoumaných dat nemá normální rozdělení. Proto bylo porovnání provedeno neparametrickými metodami – dvouvýběrovým Mann-Whitney U testy. Data byla popsána robustními ukazateli popisné statistiky – mediánem, hodnotami 1. a 3. kvartilu a byly také zjištěny minimální a maximální hodnoty. V tabulkách je také uvedena hodnota testového kritéria U testu a dosažená hodnota statistické významnosti (p-hodnota).

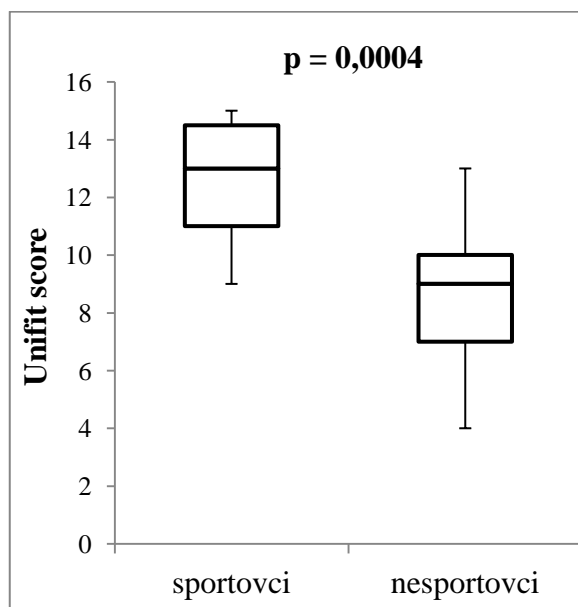
Za statisticky významné jsou uvažovány rozdíly, u kterých je p hodnota nižší než 0,05.

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky k hypotéze H_01 : Není rozdíl v celkovém Unifit score u sportovců a nespportovců

Hodnota celkového *Unifit score* je součtem čtyř hodnot ze čtyř samostatně hodnocených testů, kdy skórovací škála každého testu má rozpětí od 1 (výrazně podprůměrný výsledek) do 5 (výrazně nadprůměrný výsledek). Experimentální skupina probandů (sportovci) dosáhla průměrné hodnoty 12,5, která je hodnocena jako kondice průměrná. Kontrolní skupina probandů (nesportovci) dosáhla průměrné hodnoty 8,4, která je hodnocena jako kondice podprůměrná. Při porovnání experimentální skupiny a kontrolní skupiny bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,0004$. U experimentální skupiny byly prokázány statisticky významně vyšší hodnoty *Unifit score*. Dosažená hodnota statistické významnosti $p < 0,05$, nulovou hypotézu H_01 tedy můžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 1. a tab. 7 (viz s. 39).

Graf 1 Unifit score – kondice

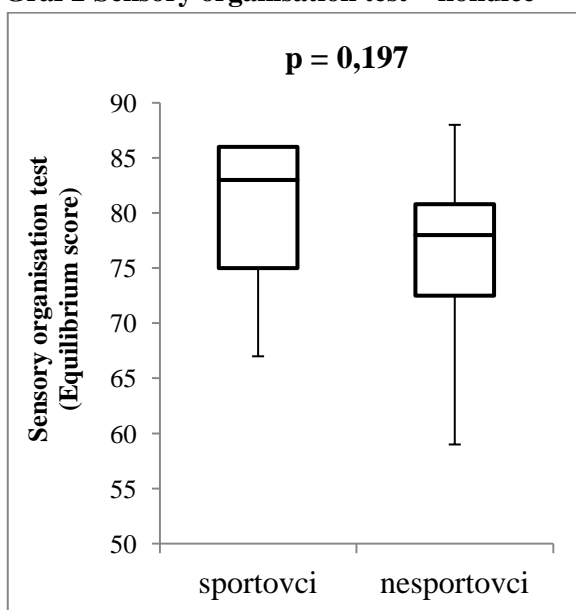


Tab. 7 Unifit score – kondice

Unifittest 6-60		KONDICE		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
Unifit score	medián	13,0	9,0	0,0004
	průměr	12,5	8,4	

4.2 Výsledky k hypotéze H₀₂: **Není rozdíl mezi celkovým Equilibrium score u sportovců a nespportovců**

Parametr *celkové Equilibrium score* byl hodnocen u Sensory organisation testu. Při porovnání experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,197$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H₀₂ tedy nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 2. a tab. 8.

Graf 2 Sensory organisation test – kondice**Tab. 8 Sensory organisation test – kondice**

Sensory organisation test		KONDICE		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
Equilibrium score	medián	83,0	78,0	0,197
	průměr	79,8	75,6	

4.3 Výsledky k hypotéze H_03 : **Není rozdíl v měřeném parametru Sway velocity testu Unilateral stance u sportovců a nespportovců**

Měřený parametr *sway velocity* (jedná se vždy o průměrnou hodnotu tří opakování) byl hodnocen zvlášť při otevřených očích (EO) a zvlášť při zavřených očích (EC). V tab. 9 jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro jednotlivé podmínky.

Tab. 9 Unilateral stance – kondice

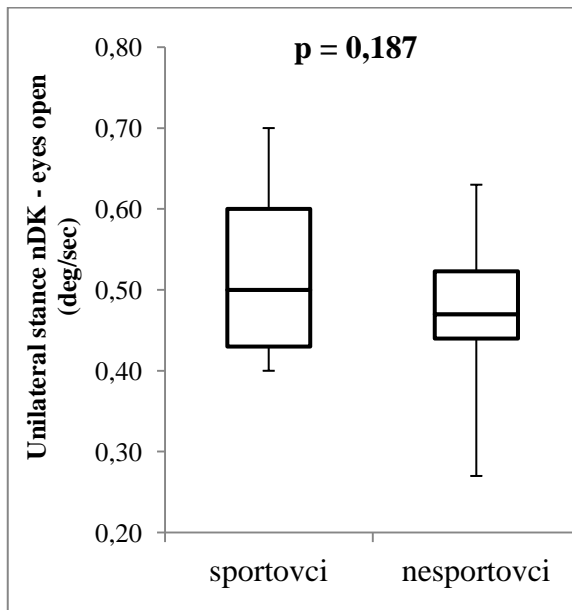
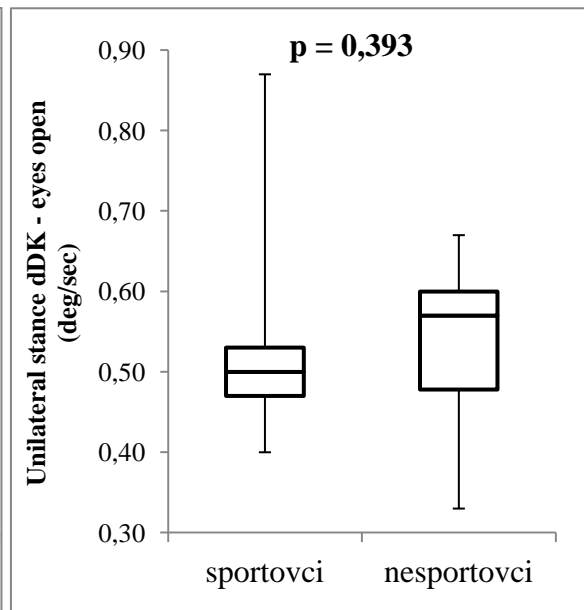
Unilateral stance		KONDICE		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
EO nDK	medián	0,50	0,47	0,187
	průměr	0,53	0,47	
EO dDK	medián	0,50	0,57	0,393
	průměr	0,53	0,54	
EC nDK	medián	1,70	5,10	0,061
	průměr	3,28	5,43	
EC dDK	medián	4,80	5,30	0,145
	průměr	4,70	6,25	

Legenda: **EO** – otevřené oči, **EC** – zavřené oči, **nDK** – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina

Unilateral stance – eyes open

Při porovnání experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) při stožení na nedominantní DK (nDK) při otevřených očích (EO) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,187$. Z toho vyplývá, že při stožení na nedominantní DK při otevřených očích není mezi oběma skupinami statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H_03 za těchto podmínek nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 3 (viz s. 41).

Při porovnání obou skupin při stožení na dominantní DK (dDK) opět při otevřených očích bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,393$. Z toho vyplývá, že ani při stožení na dominantní DK při otevřených očích není mezi oběma skupinami statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H_03 za těchto podmínek nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 4 (viz s. 41).

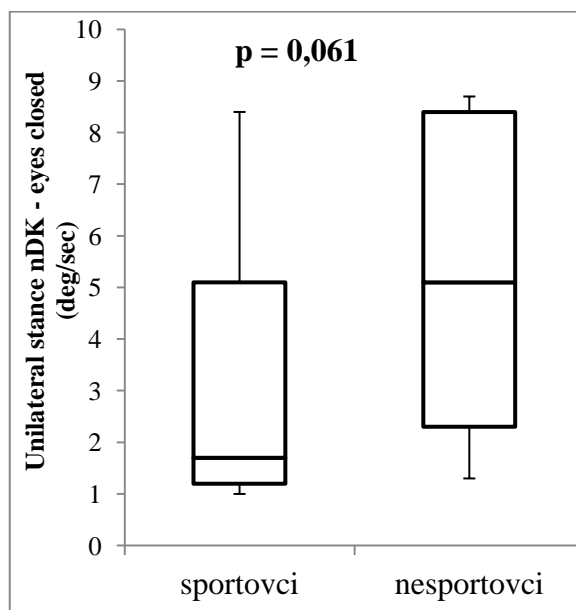
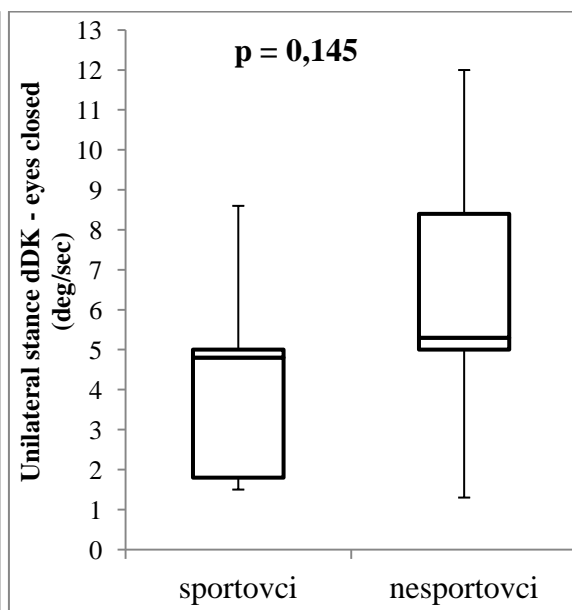
Graf 3 ULS nDK EO – kondice**Graf 4 ULS dDK EO – kondice**

Legenda pro grafy 3 a 4: **nDK** – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina

Unilateral stance – eyes closed

Při porovnání experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) při stoji na nedominantní DK (nDK) při zavřených očích (EC) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,061$. I když je dosažená hodnota $p > 0,05$ a tudíž mezi oběma skupinami nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl, můžeme konstatovat, že se zde projevuje určitý trend, a to že u experimentální skupiny byly naměřeny nižší hodnoty parametru *sway velocity* než u kontrolní skupiny. I přes tento sledovaný trend nulovou hypotézu nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 5 (viz s. 42).

Při porovnání obou skupin při stoji na dominantní DK (dDK) opět při zavřených očích bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,145$. Z toho vyplývá, že při stoji na dominantní DK při zavřených očích není mezi oběma skupinami statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H_03 za těchto podmínek nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 6 (viz s. 42).

Graf 5 ULS nDK EC – kondice**Graf 6 ULS dDK EC – kondice**

Legenda pro grafy 5 a 6: **nDK** – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina

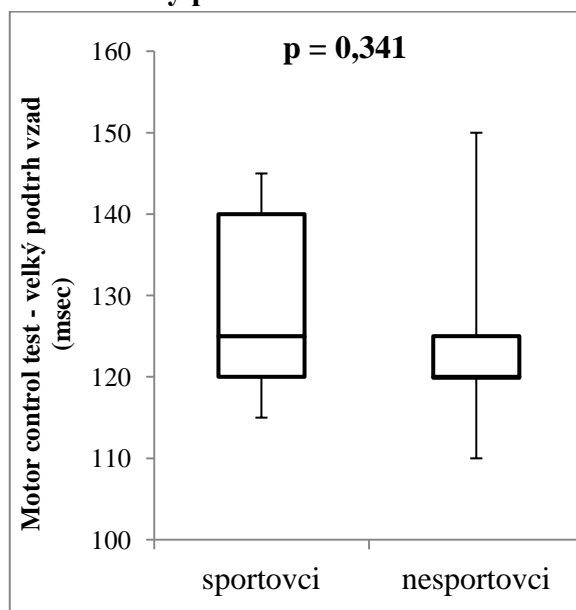
4.4 Výsledky k hypotéze H_04 : **Není rozdíl v měřeném parametru Latency Motor control testu u sportovců a nespportovců**

Výsledný parametr *latency* (jedná se vždy o průměrnou hodnotu tří opakování) byl hodnocen zvlášť u velkého podtrhu vzad (LB) a velkého podtrhu vpřed (LF).

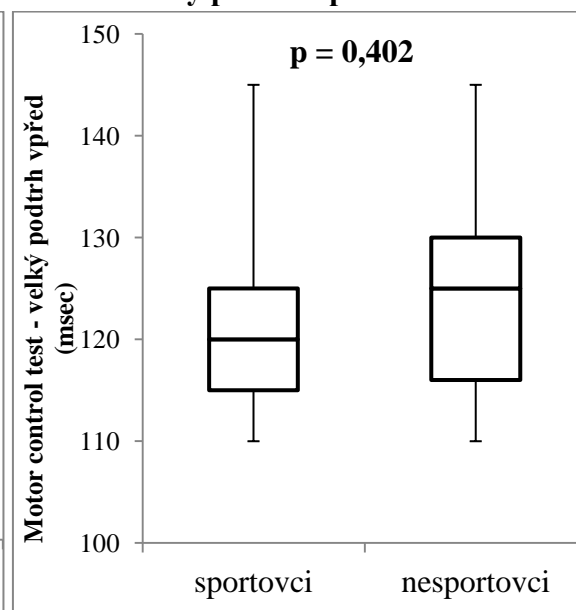
Při porovnání velkého podtrhu vzad u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,341$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H_04 za těchto podmínek nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 7 (viz s. 43).

Při porovnání velkého podtrhu vpřed u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,402$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H_04 za těchto podmínek nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 8 (viz s. 43).

Graf 7 Velký podtrh vzad – kondice



Graf 8 Velký podtrh vpřed – kondice



V tab. 10 jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro podtrhy vzad a vpřed.

Tab. 10 Motor control test – kondice

Motor control test velký podtrh		KONDICE		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
VZAD	medián	125,0	120,0	0,341
	průměr	127,7	125,6	
VPŘED	medián	120,0	125,0	0,402
	průměr	122,3	125,7	

4.5 Výsledky k hypotéze H_05 : **Není rozdíl v měřených parametrech testu Limits of stability u sportovců a nesportovců**

V testu Limits of stability byly hodnoceny parametry *reaction time* (pro směry vpřed, vzad, vlevo, vpravo) a *composit reaction time* (jedná se o průměrnou hodnotu reakčního času pro výše zmiňované směry). V tab. 11 (viz s. 44) jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro jednotlivé reakční časy i pro celkový reakční čas.

Tab. 11 Limits of stability – reaction time – kondice

Limits of stability reaction time		KONDICE		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
FRONT	medián	0,49	0,27	0,234
	průměr	0,45	0,37	
BACK	medián	0,30	0,44	0,093
	průměr	0,30	0,43	
LEFT	medián	0,32	0,41	0,884
	průměr	0,47	0,41	
RIGHT	medián	0,32	0,48	0,369
	průměr	0,34	0,41	
COMP.	medián	0,37	0,38	0,808
	průměr	0,39	0,41	

Legenda: Comp. – composit (celkový)

Reaction time

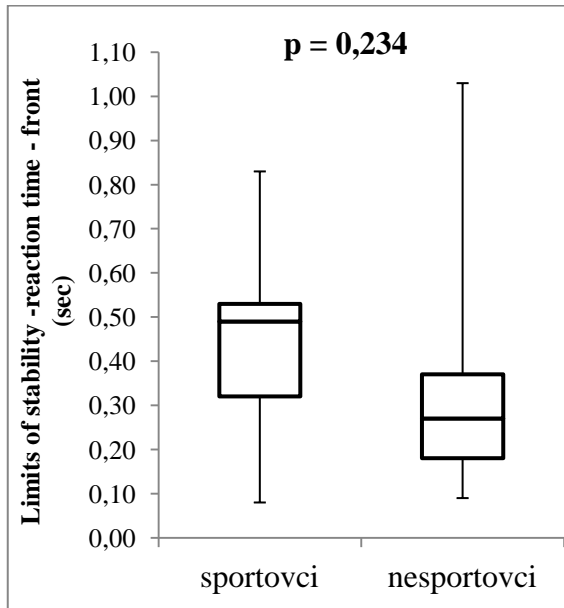
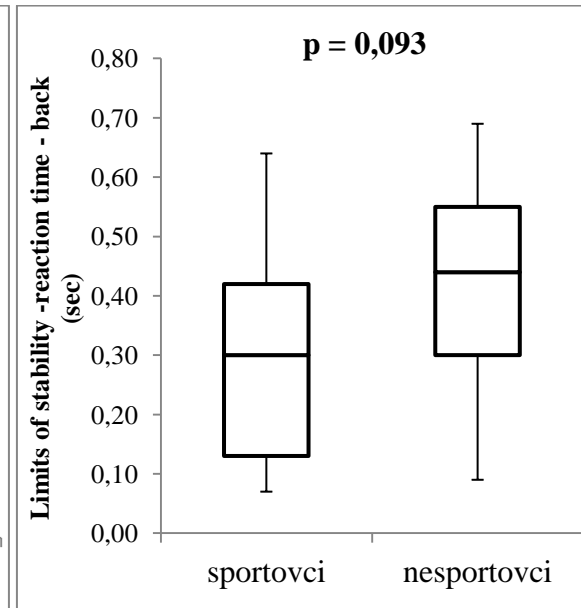
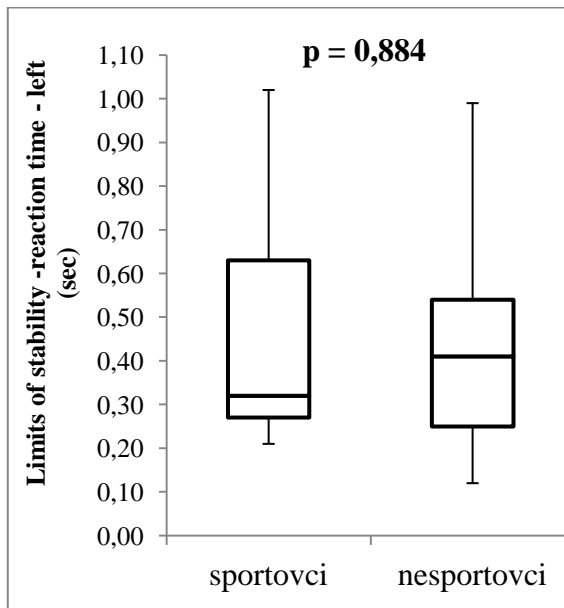
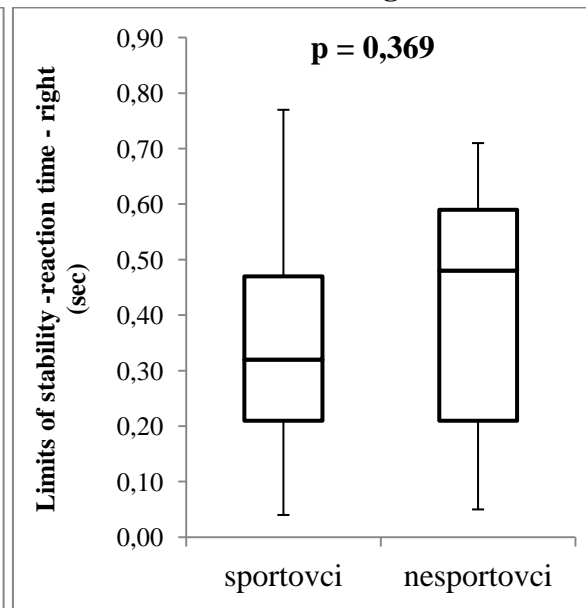
Při porovnání parametru *reaction time – front* u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,234$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 9 (viz s. 45).

Při porovnání parametru *reaction time – back* u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,093$. I když je dosažená hodnota $p > 0,05$ a tudíž mezi oběma skupinami nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl, můžeme konstatovat, že se zde projevuje určitý trend, a to že u experimentální skupiny byly naměřeny nižší hodnoty parametru *reaction time – back* než u kontrolní skupiny. I přes tento sledovaný trend nulovou hypotézu nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 10 (viz s. 45).

Při porovnání parametru *reaction time – left* u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,884$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 11 (viz s. 45).

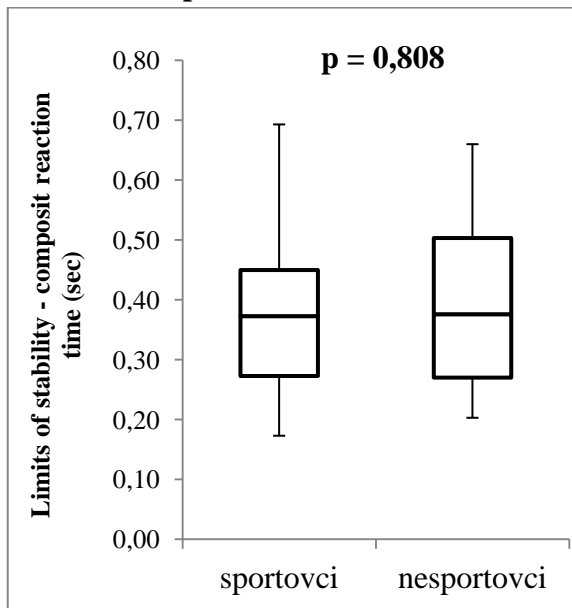
Při porovnání parametru *reaction time – right* u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,369$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 12 (viz s. 45).

Nulovou hypotézu H_0 nemůžeme zamítnout pro žádný z uvedených reakčních časů.

Graf 9 Reaction time – front – kondice**Graf 10 Reaction time – back – kondice****Graf 11 Reaction time – left – kondice****Graf 12 Reaction time – right – kondice****Composit Reaction time**

Při porovnání celkového reakčního času (composit reaction time) u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,808$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H_0 pro *composit reaction time* nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 13 (viz s. 46).

Graf 13 Composit reaction time - kondice



4.6 Výsledky k hypotéze H_06 : Není rozdíl v měřených parametrech testu Forward lunge u sportovců a nesportovců

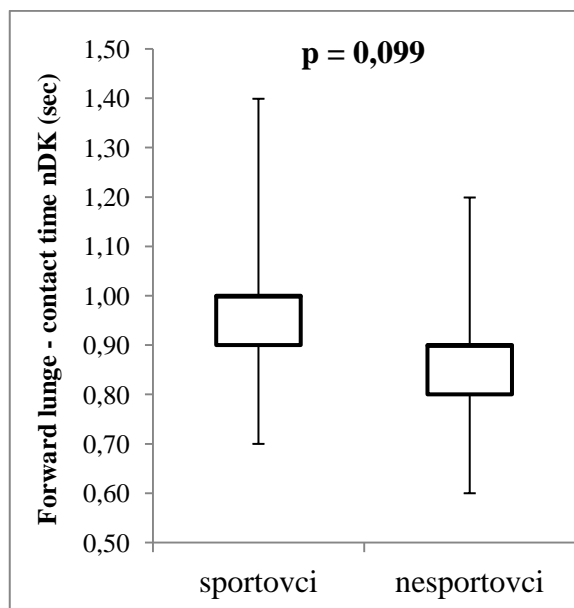
U testu Forward lunge byly hodnoceny parametry *contact time*, *force impuls* a *distance*. U všech zmíněných parametrů je výsledná hodnota vždy průměrem tří opakování.

Contact time

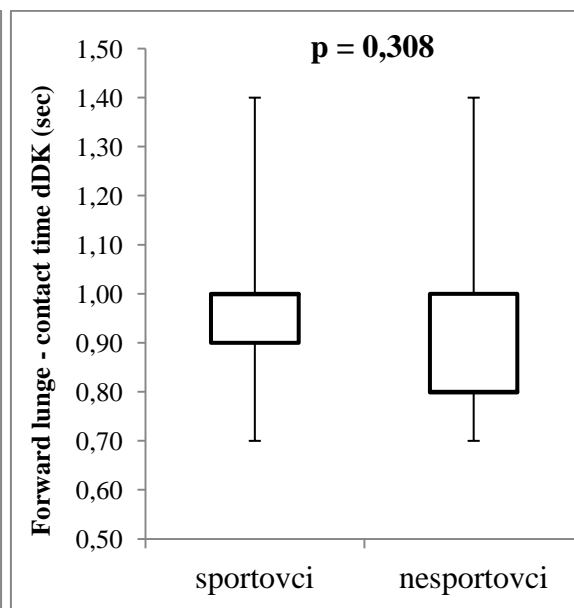
Při porovnání kontaktního času (*contact time*) u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) při výpadu vpřed nedominantní DK (nDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,099$. I když je dosažená hodnota $p > 0,05$ a tudíž mezi oběma skupinami nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl, můžeme konstatovat, že se zde projevuje určitý trend, a to že u experimentální skupiny byly naměřeny vyšší hodnoty parametru *contact time nDK* než u kontrolní skupiny. I přes tento sledovaný trend nulovou hypotézu nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 14 (viz s. 47).

Při porovnání kontaktního času (contact time) u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) při výpadu vpřed dominantní DK (dDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,308$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H_0 za těchto podmínek nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 15.

Graf 14 Contact time nDK – kondice



Graf 15. Contact time dDK – kondice



Legenda pro grafy 14 a 15: **nDK** – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina

V tab. 12 jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro kontaktní čas během výpadu vpřed nedominantní a dominantní DK.

Tab. 12 Forward lunge – contact time – kondice

Forward lunge contact time		KONDICE		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
nDK	medián	1,00	0,90	0,099
	průměr	0,98	0,90	
dDK	medián	1,00	0,80	0,308
	průměr	0,98	0,93	

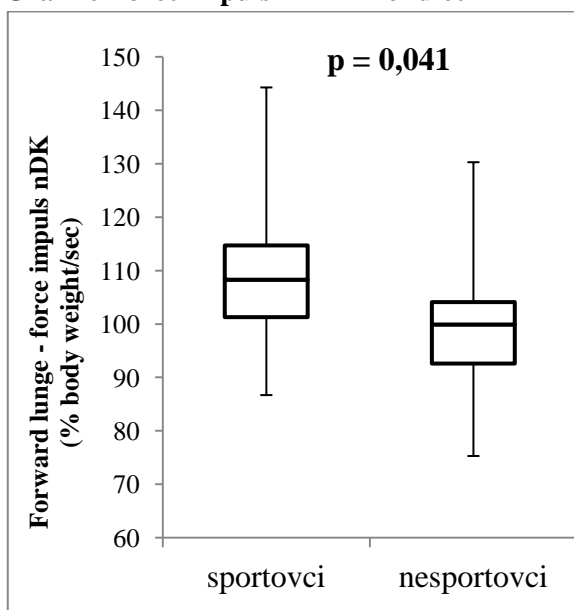
Legenda: **nDK** – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina

Force impuls

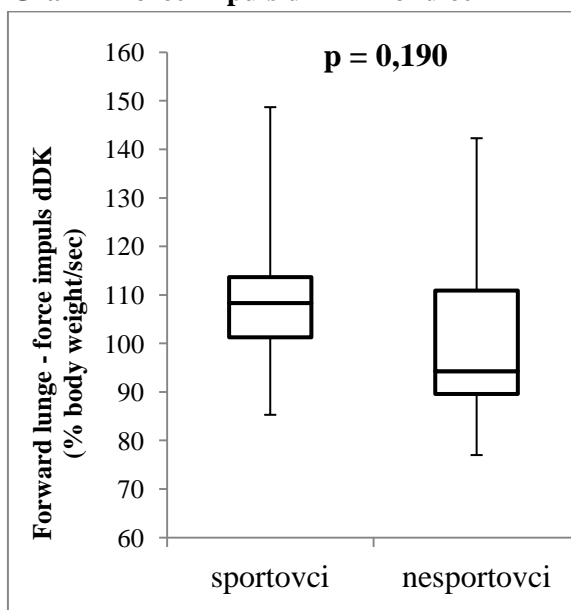
Při porovnání silového impulsu (force impuls) u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) při výpadu vpřed nedominantní DK (nDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,041$. U experimentální skupiny byly prokázány statisticky významně vyšší hodnoty parametru force impuls. Jelikož dosažená hodnota $p < 0,05$, existuje mezi oběma skupinami statisticky významný rozdíl a nulovou hypotézu H_0 za těchto podmínek můžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 16.

Při porovnání silového impulsu (force impuls) u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) při výpadu vpřed dominantní DK (dDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,190$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H_0 za těchto podmínek nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 17.

Graf 16 Force impuls nDK – kondice



Graf 17 Force impuls dDK – kondice



Legenda pro grafy 16 a 17: nDK – nedominantní dolní končetina, dDK – dominantní dolní končetina

V tab. 13 (viz s. 49) jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro silový impuls během výpadu vpřed nedominantní a dominantní DK.

Tab. 13 Forward lunge – force impuls – kondice

Forward lunge force impuls		KONDICE		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
nDK	medián	108,3	99,9	0,041
	průměr	109,7	99,7	
dDK	medián	108,3	94,3	0,190
	průměr	109,9	102,2	

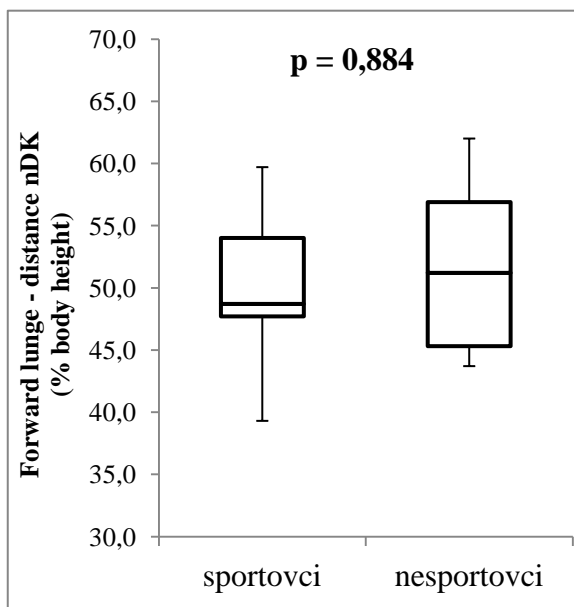
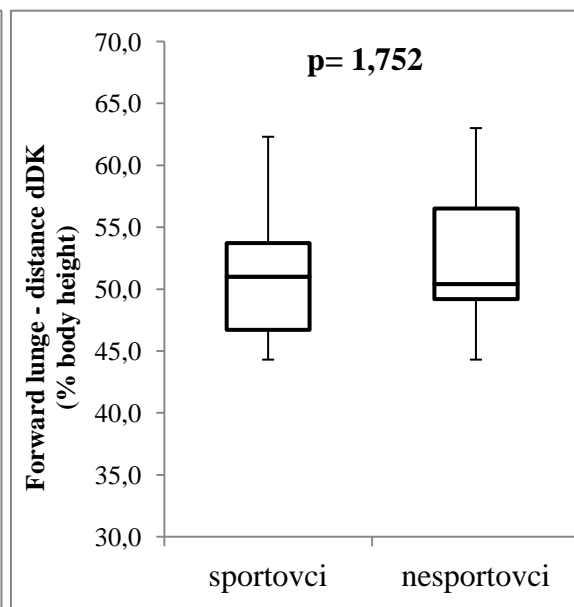
Legenda: nDK – nedominantní dolní končetina, dDK – dominantní dolní končetina

Distance

Při porovnání vzdálenosti (distance) u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) při výpadu vpřed nedominantní DK (nDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,884$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 18.

Při porovnání vzdálenosti (distance) u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) při výpadu vpřed dominantní DK (dDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 1,752$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 19.

Nulovou hypotézu H_06 pro parametr *distance* nemůžeme zamítnout.

Graf 18 Distance nDK – kondice**Graf 19 Distance dDK – kondice**

Legenda pro grafy 18 a 19: nDK – nedominantní dolní končetina, dDK – dominantní dolní končetina

V tab. 14 jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro dosaženou vzdálenost během výpadu vpřed nedominantní a dominantní DK.

Tab. 14 Forward lunge – distance – kondice

Forward lunge distance		KONDICE		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
nDK	medián	48,7	51,2	0,884
	průměr	49,9	51,3	
dDK	medián	51,0	50,4	1,752
	průměr	51,2	52,4	

Legenda: nDK – nedominantní dolní končetina, dDK – dominantní dolní končetina

4.7 Výsledky k hypotéze H_07 : Není rozdíl v měřených parametrech testu Step/Quick turn u sportovců a nespportovců

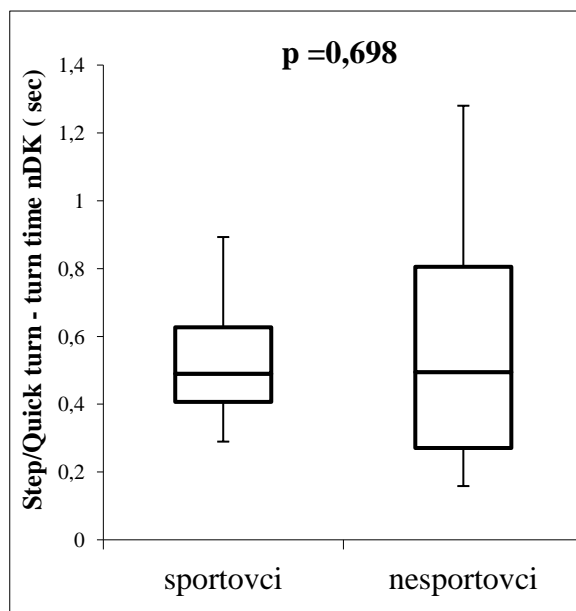
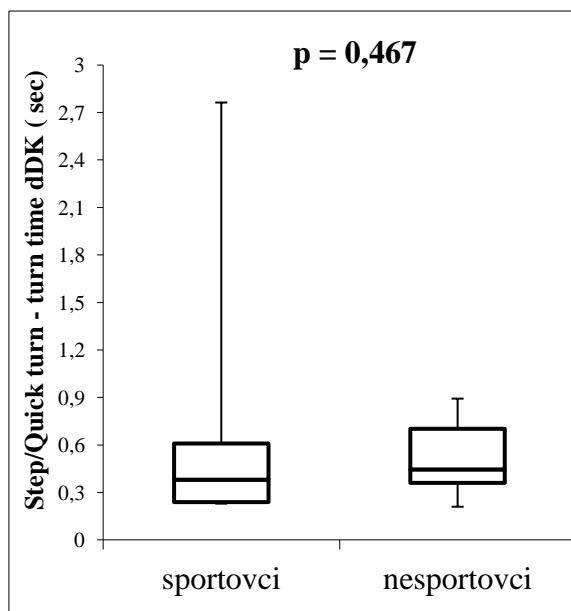
U testu Step/Quick turn byly hodnoceny parametry *turn time* a *turn sway*. U obou parametrů je výsledná hodnota vždy průměrem tří opakování.

Turn time

Při porovnání parametru *turn time* u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) při testu Step/Quick turn v modifikaci na nedominantní DK (nDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,698$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 20 (viz s. 51).

Při porovnání parametru *turn time* u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) při testu Step/Quick turn v modifikaci na dominantní DK (dDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,469$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 21 (viz s. 51).

Nulovou hypotézu H_07 pro parametr *turn time* nemůžeme zamítnout. V tab. 15 (viz s. 51) jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro rychlost otočky během testu Step/Quick turn při modifikaci na nedominantní a dominantní DK.

Graf 20 Turn time nDK – kondice**Graf 21 Turn time dDK – kondice**

Legenda pro grafy 20 a 21: nDK – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina

Tab. 15 Step/Quick turn – turn time – kondice

Step/Quick turn turn time		KONDICE		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
nDK	medián	0,490	0,495	0,698
	průměr	0,524	0,551	
dDK	medián	0,380	0,445	0,467
	průměr	0,589	0,524	

Legenda: nDK – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina

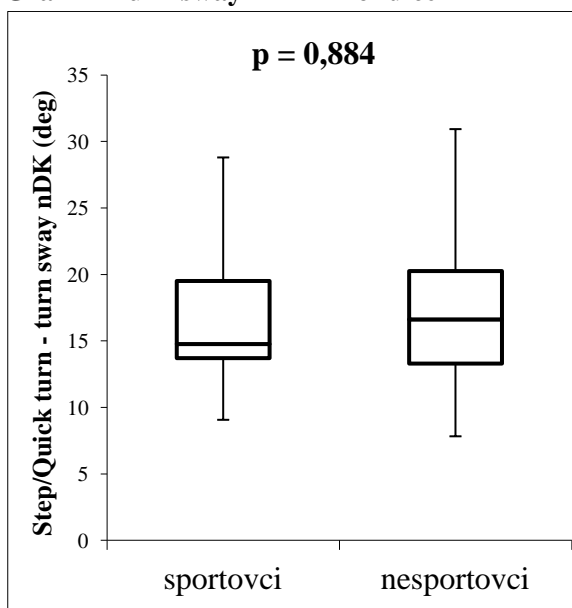
Turn sway

Při porovnání parametru *turn sway* u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) při testu Step/Quick turn v modifikaci na nedominantní DK (nDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,884$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 22 (viz s. 52).

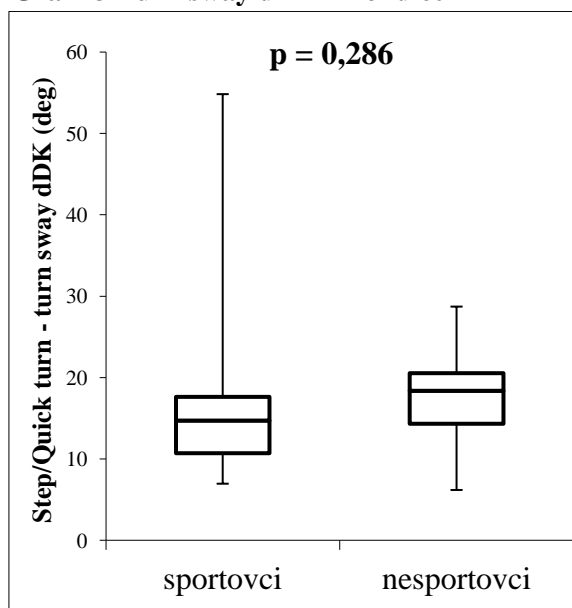
Při porovnání parametru *turn sway* u experimentální skupiny (sportovci) a kontrolní skupiny (nesportovci) při testu Step/Quick turn v modifikaci na dominantní DK (dDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,286$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 23 (viz s. 52).

Nulovou hypotézu H_0 pro parametr *turn sway* nemůžeme zamítnout.

Graf 22 Turn sway nDK – kondice



Graf 23 Turn sway dDK – kondice



Legenda pro grafy 22 a 23: **nDK** – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina

V tab. 16 jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro výchyly během testu Step/Quick turn při modifikaci na nedominantní a dominantní DK.

Tab. 16 Step/Quick turn – turn sway – kondice

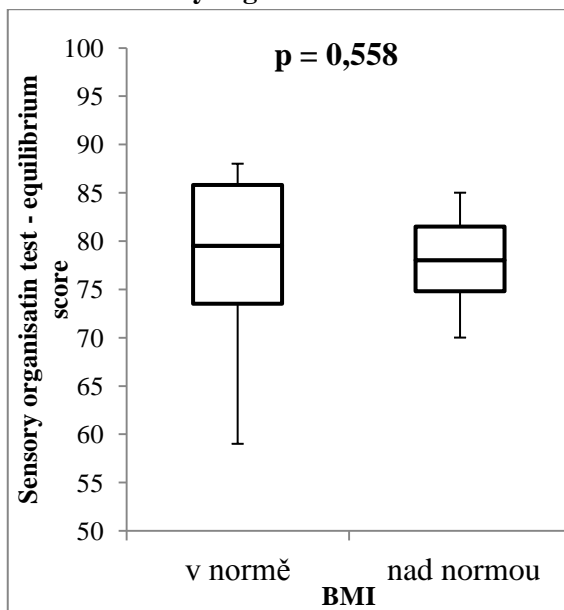
Step/Quick turn turn sway		KONDICE		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
nDK	medián	14,77	16,61	0,884
	průměr	16,91	17,07	
dDK	medián	14,73	18,40	0,286
	průměr	18,19	17,67	

Legenda: **nDK** – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina

4.8 Výsledky k hypotéze H_08 : **Není rozdíl v celkovém Equilibrium score jedinců s BMI v normě a jedinců se zvýšeným BMI**

Parametr *celkové Equilibrium score* byl hodnocen u Sensory organisation testu. Při porovnání experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,558$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H_08 tedy nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 24 a tabulka 17.

Graf 24 Sensory organistaion test – BMI



Tab. 17 Sensory organistaion test – BMI

Sensory organisation test		BMI		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
Equilibrium score	medián	78,0	79,5	0,558
	průměr	78,0	78,2	

4.9 Výsledky k hypotéze H_09 : Není rozdíl v měřeném parametru Sway Velocity testu Unilateral Stance u jedinců s BMI v normě a jedinců se zvýšeným BMI

Měřený parametr *sway velocity* (jedná se vždy o průměrnou hodnotu tří opakování) byl hodnocen zvlášť při otevřených očích (EO) a zvlášť při zavřených očích (EC). V tab. 18 jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro jednotlivé podmínky při testu Unilateral stance.

Tab. 18 Unilateral stance – BMI

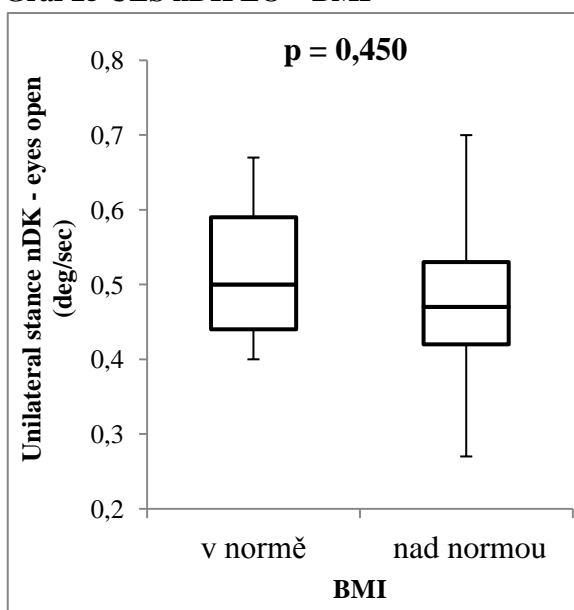
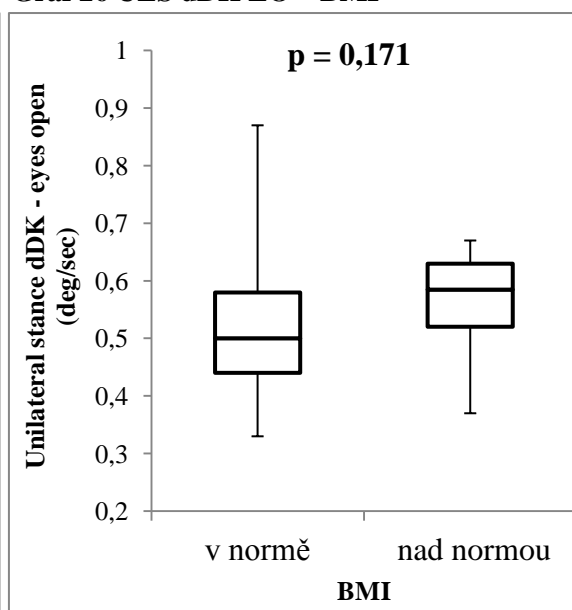
Unilateral stance		BMI		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
EO nDK	medián	0,47	0,50	0,450
	průměr	0,48	0,51	
EO dDK	medián	0,59	0,50	0,171
	průměr	0,56	0,52	
EC nDK	medián	6,70	1,70	0,101
	průměr	6,22	3,58	
EC dDK	medián	6,80	4,80	0,013
	průměr	7,24	4,58	

Legenda: EO – otevřené oči, EC – zavřené oči, nDK – nedominantní dolní končetina, dDK – dominantní dolní končetina

Unilateral stance – eyes open

Při porovnání experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) při stožení na nedominantní DK (nDK) při otevřených očích (EO) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,450$. Z toho vyplývá, že při stožení na nedominantní DK při otevřených očích není mezi oběma skupinami statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H_09 za těchto podmínek nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 25 (viz s. 55).

Při porovnání obou skupin při stožení na dominantní DK (dDK) opět při otevřených očích bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,171$. Z toho vyplývá, že ani při stožení na dominantní DK při otevřených očích není mezi oběma skupinami statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H_09 za těchto podmínek nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 26 (viz s. 55).

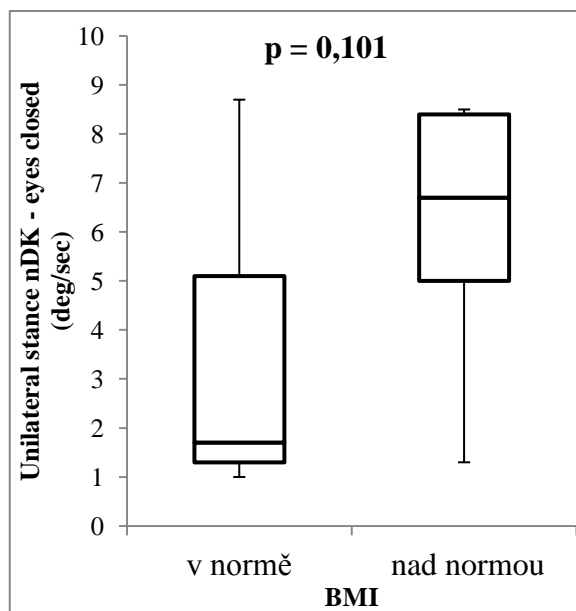
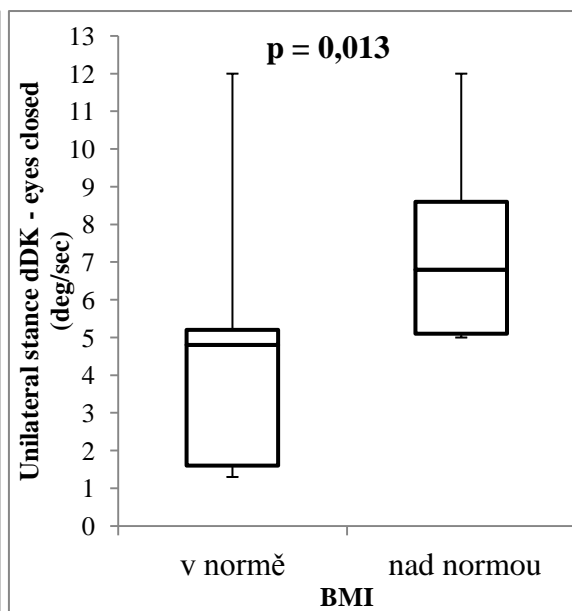
Graf 25 ULS nDK EO – BMI**Graf 26 ULS dDK EO – BMI**

Legenda pro grafy 25 a 26: nDK – nedominantní dolní končetina, dDK – dominantní dolní končetina

Unilateral stance – eyes closed

Při porovnání experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) při stožení na nedominantní DK (nDK) při zavřených očích (EC) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,101$. Z toho vyplývá, že při stožení na nedominantní DK při zavřených očích není mezi oběma skupinami statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H_09 za těchto podmínek nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 27 (viz s. 56).

Při porovnání obou skupin při stožení na dominantní DK (dDK) opět při zavřených očích bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,013$. U experimentální skupiny byly naměřeny statisticky významně vyšší hodnoty *sway velocity* než u skupiny kontrolní. Dosažená hodnota statistické významnosti $p < 0,05$. Nulovou hypotézu H_03 za těchto podmínek můžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 28 (viz s. 56).

Graf 27 ULS nDK EC – BMI**Graf 28 ULS dDK EC – BMI**

Legenda pro grafy 27 a 28: nDK – nedominantní dolní končetina, dDK – dominantní dolní končetina

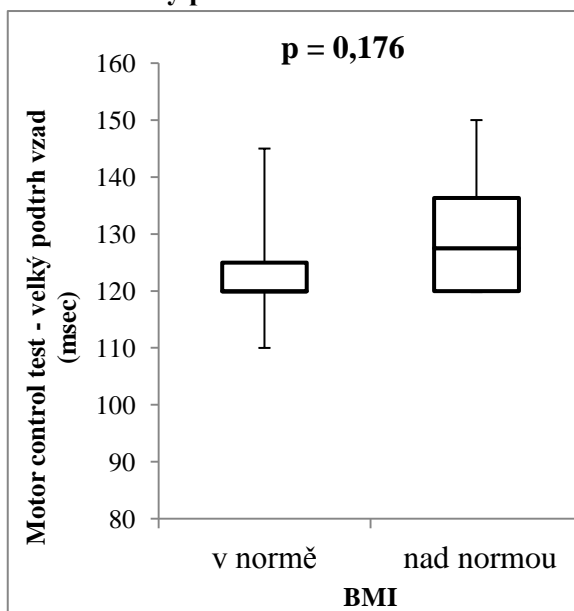
4.10 Výsledky k hypotéze H₀10: Není rozdíl v měřeném parametru Latency Motor Control Testu u jedinců s BMI v normě a jedinců se zvýšeným BMI

Výsledný parametr *latency* (jedná se vždy o průměrnou hodnotu tří opakování) byl hodnocen zvlášť u velkého podtrhu vzad (LB) a velkého podtrhu vpřed (LF).

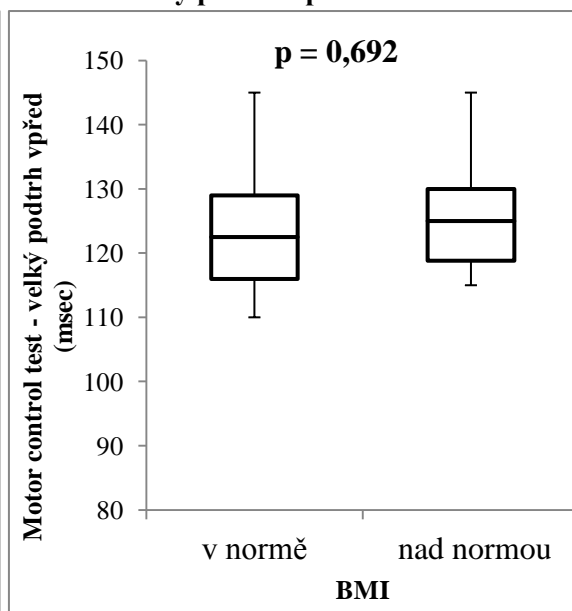
Při porovnání velkého podtrhu vzad u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,176$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H₀10 pro velký podtrh vzad nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 29 (viz s. 57).

Při porovnání velkého podtrhu vpřed u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,692$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H₀10 pro velký podtrh vpřed nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 30 (viz s. 57).

Graf 29 Velký podtrh vzad – BMI



Graf 30 Velký podtrh vpřed – BMI



V tab. 19 jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro velký podtrh vzad a vpřed.

Tab. 19 Motor control test – BMI

Motor control test velký podtrh		BMI		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
VZAD	medián	127,5	120,0	0,176
	průměr	130,0	124,2	
VPŘED	medián	125,0	122,5	0,692
	průměr	125,6	124,2	

4.11 Výsledky k hypotéze H_{011} : **Není rozdíl v měřených parametrech testu Limits of Stability u jedinců s BMI v normě a jedinců se zvýšeným BMI**

V testu Limits of stability byly hodnoceny parametry *reaction time* (pro směry vpřed, vzad, vlevo, vpravo) a *composit reaction time* (jedná se o průměrnou hodnotu reakčního času pro výše zmiňované směry). V tab. 20 (viz s. 58) jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro jednotlivé reakční časy.

Tab. 20 Limits of stability – reaction time – BMI

Limits of stability reaction time		BMI		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
FRONT	medián	0,43	0,33	0,636
	průměr	0,45	0,41	
BACK	medián	0,40	0,34	0,597
	průměr	0,40	0,36	
LEFT	medián	0,53	0,34	0,470
	průměr	0,52	0,41	
RIGHT	medián	0,38	0,39	0,978
	průměr	0,38	0,39	
COMP.	medián	0,41	0,38	0,470
	průměr	0,44	0,39	

Legenda: Comp. – composit (celkový)

Reaction time

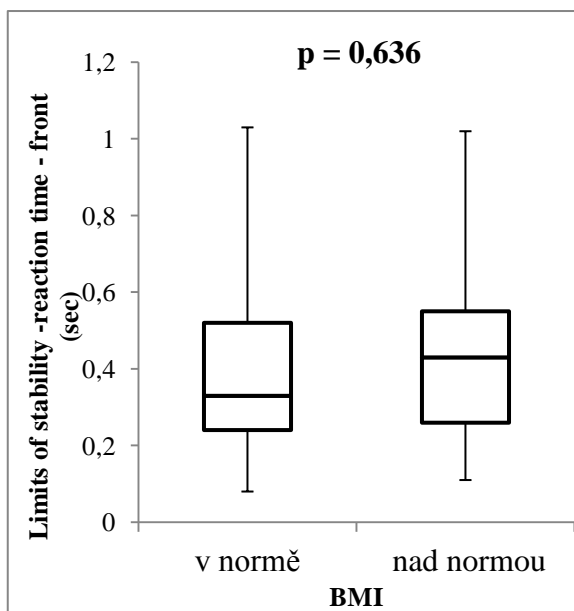
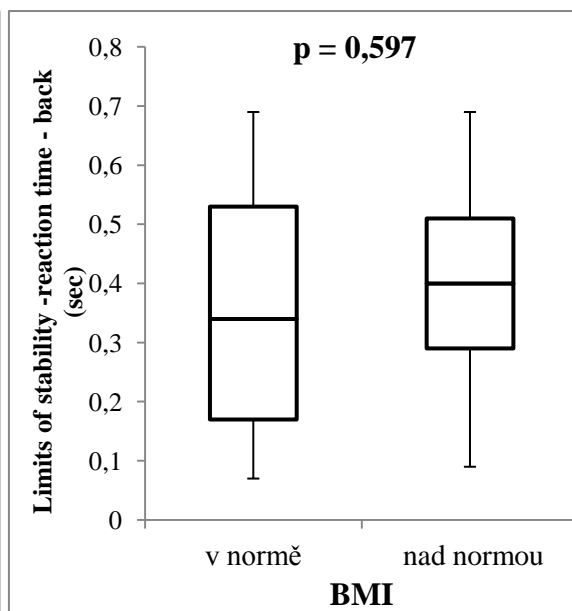
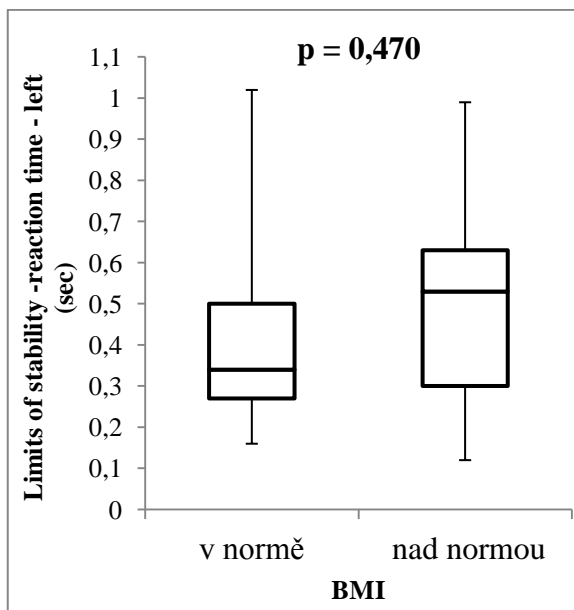
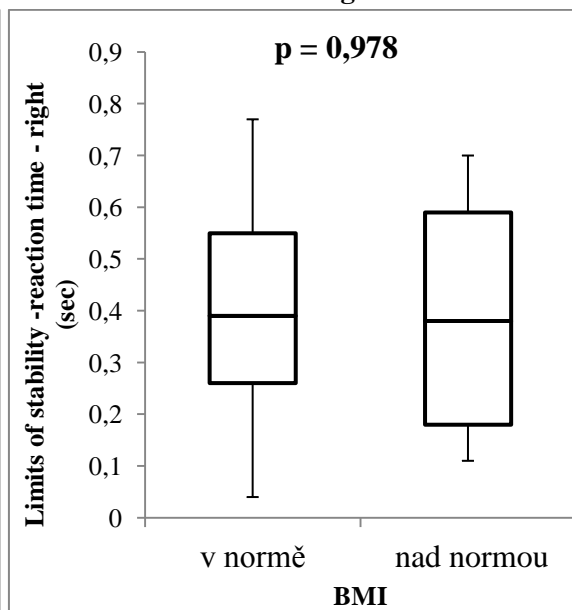
Při porovnání parametru *reaction time – front* u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,636$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 31 (viz s. 59).

Při porovnání parametru *reaction time – back* u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,579$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 32 (viz s. 59).

Při porovnání parametru *reaction time – left* u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,470$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 33 (viz s. 59).

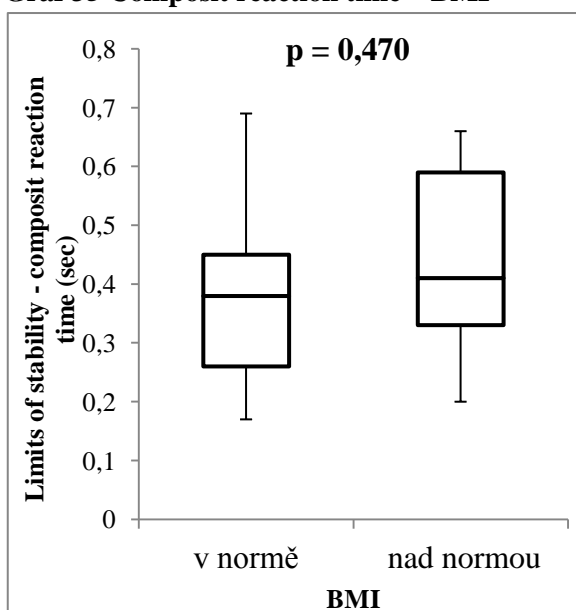
Při porovnání parametru *reaction time – right* u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,978$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 34 (viz s. 59).

Nulovou hypotézu H_0 nemůžeme zamítnout pro žádný z uvedených reakčních časů.

Graf 31 Reaction time – front – BMI**Graf 32 Reaction time – back – BMI****Graf 33 Reaction time – left – BMI****Graf 34 Reaction time – right – BMI****Composit reaction time**

Při porovnání celkového reakčního času (composit reaction time) u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,470$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Nulovou hypotézu H_{011} pro *composit reaction time* nemůžeme zamítnout. Rozložení hodnot ukazuje graf 35 (viz s. 60).

Graf 35 Composit reaction time – BMI



4.12 Výsledky k hypotéze H₀₁₂: **Není rozdíl v měřených parametrech testu Forward Lunge u jedinců s BMI v normě a jedinců se zvýšeným BMI**

U testu Forward lunge byly hodnoceny parametry *contact time*, *force impuls* a *distance*. U všech zmíněných parametrů je výsledná hodnota vždy průměrem tří opakování.

Contact time

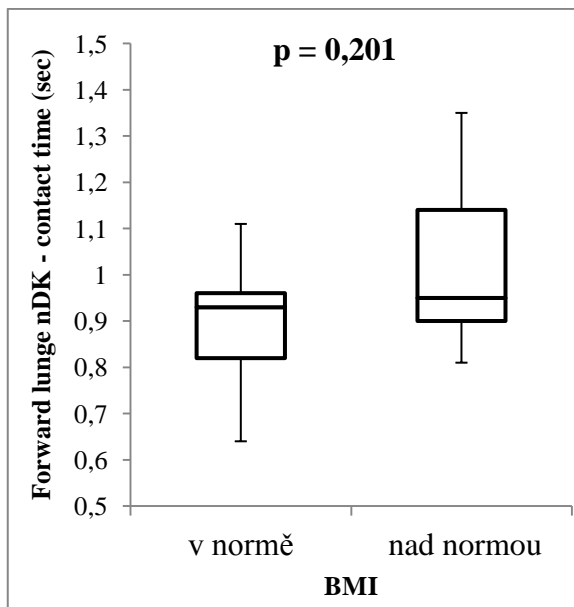
Při porovnání kontaktního času (*contact time*) u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) při výpadu vpřed nedominantní DK (nDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,201$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 36 (viz s. 61).

Při porovnání kontaktního času (*contact time*) u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) při výpadu vpřed dominantní DK (dDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,191$.

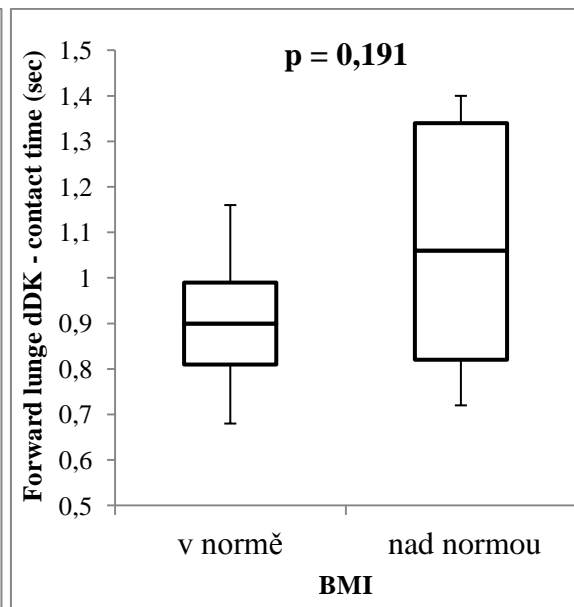
Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 37.

Nulovou hypotézu H_0 12 pro parametr *contact time* nemůžeme zamítnout.

Graf 36 Contact time nDK – BMI



Graf 37 Contact time dDK – BMI



Legenda pro grafy 36 a 37: **nDK** – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina

V tab. 21 jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro kontaktní čas během výpadu vpřed nedominantní a dominantní DK.

Tab. 21 Forward lunge – contact time – BMI

Forward lunge contact time		BMI		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
nDK	medián	0,95	0,93	0,201
	průměr	1,02	0,90	
dDK	medián	1,06	0,90	0,191
	průměr	1,07	0,90	

Legenda: **nDK** – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina

Force impuls

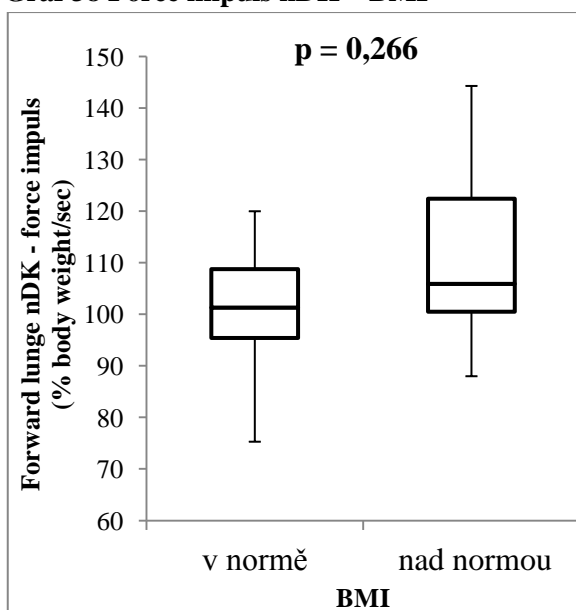
Při porovnání silového impulsu (force impuls) u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) při výpadu vpřed nedominantní DK (nDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,266$.

Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 38.

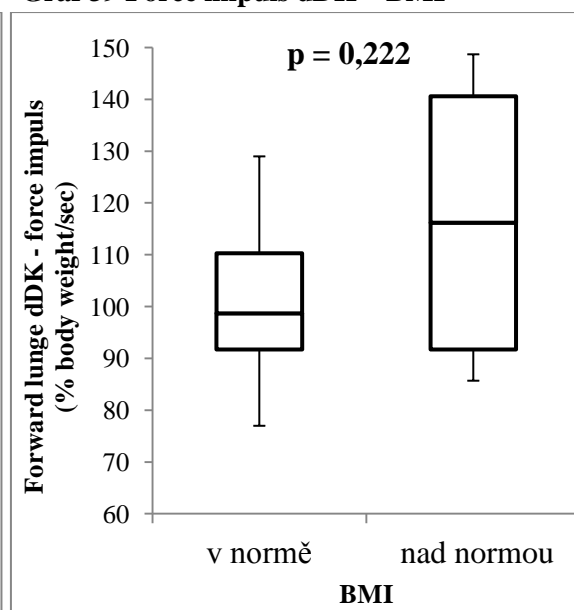
Při porovnání silového impulsu (*force impuls*) u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) při výpadu vpřed dominantní DK (dDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,222$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 39.

Nulovou hypotézu H_{012} pro parametr *force impuls* nemůžeme zamítnout.

Graf 38 Force impuls nDK – BMI



Graf 39 Force impuls dDK – BMI



Legenda pro grafy 38 a 39: nDK – nedominantní dolní končetina, dDK – dominantní dolní končetina

V tab. 22 jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro silový impuls během výpadu vpřed nedominantní a dominantní DK.

Tab. 22 Forward lunge – force impuls – BMI

Forward lunge force impuls		BMI		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
nDK	medián	105,9	101,3	0,266
	průměr	111,8	101,8	
dDK	medián	116,2	98,7	0,222
	průměr	116,1	101,0	

Legenda: nDK – nedominantní dolní končetina, dDK – dominantní dolní končetina

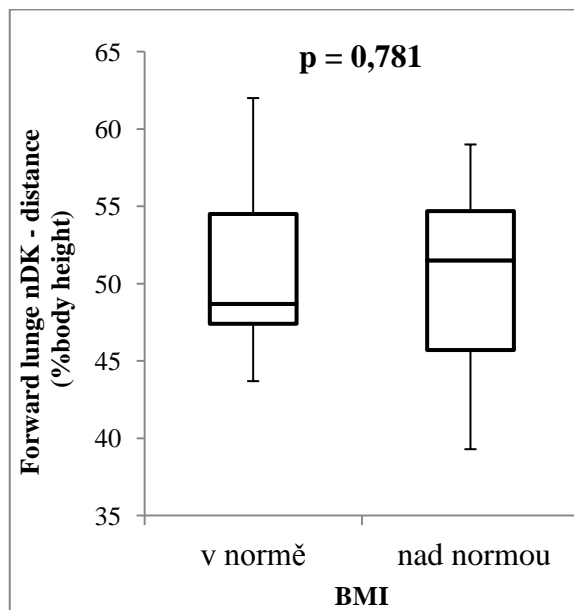
Distance

Při porovnání vzdálenosti (distance) u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) při výpadu vpřed nedominantní DK (nDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,201$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 40.

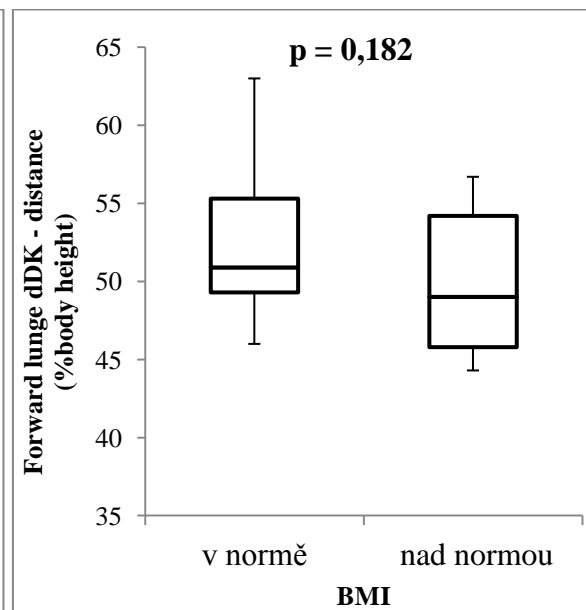
Při porovnání vzdálenosti (distance) u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) při výpadu vpřed dominantní DK (dDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,191$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 41.

Nulovou hypotézu H_0 12 pro parametr *distance* nemůžeme zamítnout.

Graf 40 Distance nDK – BMI



Graf 41 Distance dDK – BMI



Legenda pro grafy 40 a 41: nDK – nedominantní dolní končetina, dDK – dominantní dolní končetina

V tab. 23 (viz s. 64) jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti p pro vzdálenost během výpadu vpřed nedominantní a dominantní DK.

Tab. 23 Forward lunge – distance – BMI

Forward lunge distance		BMI		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
nDK	medián	51,5	48,7	0,781
	průměr	50,2	51,3	
dDK	medián	49,0	50,9	0,182
	průměr	49,9	52,7	

Legenda: nDK – nedominantní dolní končetina, dDK – dominantní dolní končetina

4.13 Výsledky k hypotéze H_013 : Není rozdíl v měřených parametrech testu Step/Quick turn u jedinců s BMI v normě a jedinců se zvýšeným BMI

U testu Step/Quick turn byly hodnoceny parametry *turn time* a *turn sway*. U obou parametrů je výsledná hodnota vždy průměrem tří opakování.

Turn time

Při porovnání parametru *turn time* u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) při testu Step/Quick turn v modifikaci na nedominantní DK (nDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,760$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 42 (viz s. 65).

Při porovnání parametru *turn time* u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) při testu Step/Quick turn v modifikaci na dominantní DK (dDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,677$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 43 (viz s. 65).

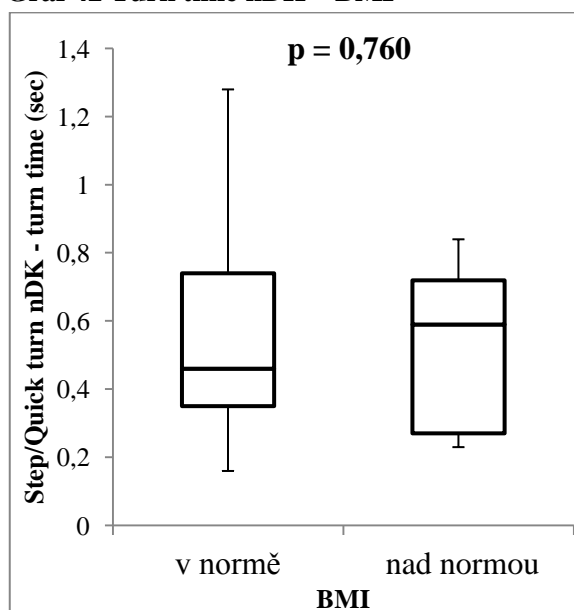
Nulovou hypotézu H_013 pro parametr *turn time* nemůžeme zamítnout. V tab. 24 (viz s. 65) jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti **p** pro čas otočky během testu Step/Quick turn při modifikaci na nedominantní a dominantní DK.

Tab. 24 Step/Quick turn – turn time – BMI

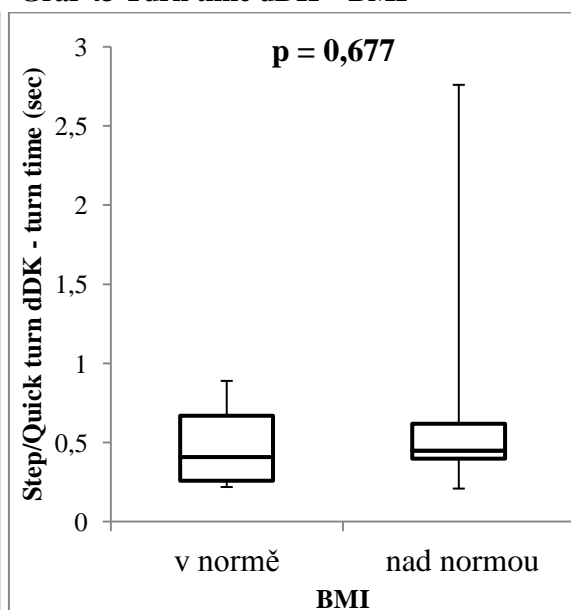
Step/Quick turn turn time		BMI		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
nDK	medián	0,59	0,46	0,760
	průměr	0,53	0,56	
dDK	medián	0,45	0,41	0,677
	průměr	0,74	0,48	

Legenda: nDK – nedominantní dolní končetina, dDK – dominantní dolní končetina

Graf 42 Turn time nDK – BMI



Graf 43 Turn time dDK – BMI



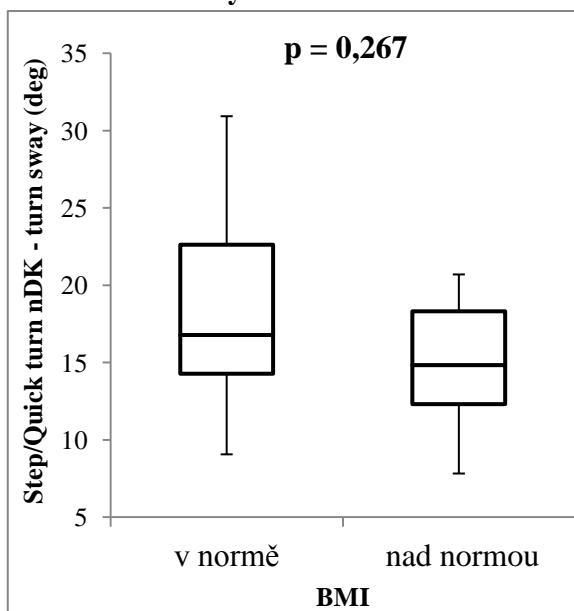
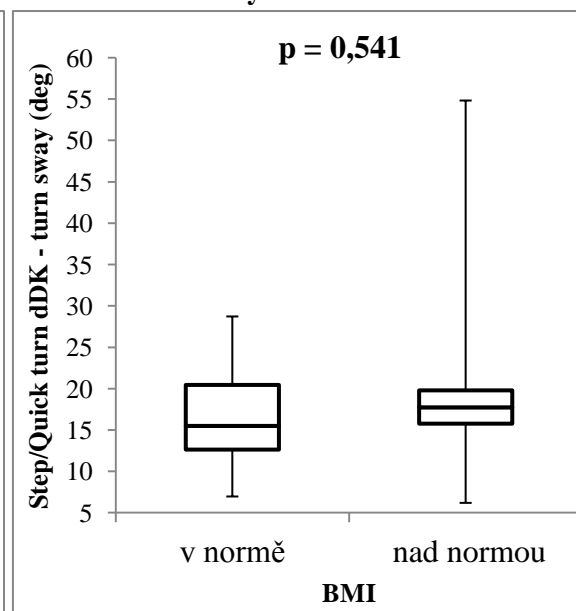
Legenda pro grafy 42 a 43: nDK – nedominantní dolní končetina, dDK – dominantní dolní končetina

Turn sway

Při porovnání parametru *turn sway* u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) při testu SQT v modifikaci na nedominantní DK (nDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,267$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 44 (viz s. 66).

Při porovnání parametru *turn sway* u experimentální skupiny (jedinci se zvýšeným BMI) a kontrolní skupiny (jedinci s BMI v normě) při testu SQT v modifikaci na dominantní DK (dDK) bylo dosaženo hodnoty statistické významnosti $p = 0,541$. Z toho vyplývá, že mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl, jelikož dosažená hodnota $p > 0,05$. Rozložení hodnot ukazuje graf 45 (viz s. 66).

Nulovou hypotézu H_0 13 pro parametr *turn sway* nemůžeme zamítnout.

Graf 44 Turn sway nDK – BMI**Graf 45 Turn sway dDK – BMI**

Legenda pro grafy 44 a 45: **nDK** – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina

V tab. 25 jsou uvedeny dosažené hodnoty statistické významnosti **p** pro výchylky během testu Step/Quick turn při modifikaci na nedominantní a dominantní DK.

Tab. 25 Step/Quick turn – turn sway – BMI

Step/Quick turn turn sway		BMI		hodnota p
		Experimentální sk.	Kontrolní sk.	
nDK	medián	14,85	16,78	0,267
	průměr	14,84	18,12	
dDK	medián	17,75	15,50	0,541
	průměr	20,91	16,80	

Legenda: **nDK** – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina

Kompletní tabulky statistického zpracování dat viz přílohy 5,6.

5 DISKUSE

5.1 Diskuse k cíli práce č. 1: Existuje vtaah mezi kondicí jedince a jeho balančními schopnostmi?

Diskuse k hypotéze H₀1: Není rozdíl v celkovém Unifit score u sportovců a nespportovců

Signifikantní rozdíl v kondičních schopnostech vyjádřených prostřednictvím Unifit score mezi sportovci a nespportovci je s největší pravděpodobností výsledkem mnohaleté pravidelné fyzické aktivity spojené s fotbalovým tréninkem u sportovců a pouze rekreační anebo žádné pohybové aktivity u kontrolní skupiny.

Kollath (2006, s. 136) ve své fotbalové příručce uvádí, že fotbalista je středně zdatný atlet, který optimálně kombinuje schopnosti vytrvalostní, rychlostní, silové a také obratnost.

Diskuse k hypotéze H₀2: Není rozdíl mezi celkovým Equilibrium score u sportovců a nespportovců

Strobel et al. ve své studii testovali 84 probandů. Ty po vyplnění dotazníku o jejich fyzické aktivitě testovali na silové plošině a hodnotili exkurze COP při stoji s otevřenými očima. Jejich závěr zní, že pravidelná fyzická aktivita nemá na balanční schopnosti vliv Strobel et al. (2011, pp. 159-166).

K odlišnému výsledku dospěli Perrin et al., kteří ve své studii srovnávali výchylky COP 14 baletek, 17 judistů a 42 probandů z kontrolní skupiny pomocí silové plošiny za statických (20 sekund trvající stoj při otevřených a poté zavřených očích) a dynamických podmínek (stoj na plošině s pomalými rotačními oscilacemi po dobu 20 sekund). Z jejich výsledků vyplývá, že sportovci na vyšší úrovni vykazují zlepšenou balanční kontrolu ve statických i dynamických podmínkách, a to v závislosti na požadavcích konkrétní sportovní disciplíny (Perrin et al., 2002, pp. 187-193).

V našem výzkumu byly hodnoty průměru a mediánu celkového equilibrium score vyšší u sportující skupiny, ale rozdíl mezi oběma skupinami nebyl statisticky významný. To může být dáno tím, že oproti výše zmiňovaným studiím byl počet probandů v našem výzkumu menší (13 sportovců a 14 nespovců) a také výkonnostní úroveň sportovců byla odlišná, jednalo se o sportovce regionální úrovně.

Diskuse k hypotéze H₀₃: Není rozdíl v měřeném parametru Sway velocity testu Unilateral stance u sportovců a nespovců

Fotbal je druh sportovní aktivity, který vyžaduje mimo jiné stoj na jedné DK, aby bylo možné provést různé prvky techniky – jako například přihrávky nebo střelbu na bránu. Test stoje na jedné DK je tedy vhodný, neboť respektuje specifika sportu (Paillard et al., 2006, p. 172).

V našem výzkumu jsme porovnávali rychlost posturálních výchylek u skupiny sportovců (fotbalistů) a nespovců během stoje na dominantní a nedominantní DK při otevřených a zavřených očích. Ani v jednom případě jsme nezjistili statisticky významný rozdíl mezi oběma skupinami, ovšem v případě stoje na nedominantní DK při zavřených očích jsme u skupiny sportovců naměřili výrazně menší posturální výchylky. Nejedná se sice o statistickou významnost, ale poukazuje to na určitý trend, že sportovci, v našem případě fotbalisté, mají lepší posturální stabilitu při stoji na jedné DK.

Jelikož kontrolní skupinu tvořili zdraví jedinci (nespovci), dokázali zrakem bez problémů kompenzovat zmenšení BS (posturálně náročnější situaci) a možná proto se neprojevil žádný rozdíl mezi oběma skupinami během stoje při otevřených očích. Po vyřazení zraku se u sportovců projevila lepší schopnost využít somatosenzorické informace, která může být dána sportovním tréninkem. Tento fakt potvrzuje ve své studii Bringoux et al. in Paillard et al. (2006, p. 172) a uvádí, že sportovní trénink zlepšuje schopnost využití somatosenzorických a otolitických informací, které zlepšují posturální schopnosti. Davlin in Paillard et al. (2006, p. 172) ještě dodává, že posturální změny jsou rozdílné v závislosti na druhu sportu. Touto problematikou se dále zabývá Asseman, Caron, Cremieux in Paillard et al.; Hugel et al. in Paillard et al. (2006, p. 172) a v této souvislosti uvádí, že každý sport vyvíjí specifickou posturální adaptaci, která ale není přenosná na obvyklou vzpřímenou posturu.

K názoru, že pravidelná sportovní aktivita zlepšuje posturální stabilitu jedince se přiklání i Tsang, Hui-Chan, kteří ve své studii zkoumali, zda má golf a aktivita s ním spojená vliv na balanční schopnosti. I když zkoumaná skupina se věkem značně lišila od naší, i tak golfisté prokázali lepší stabilitu během stoje na jedné DK na stabilní plošině (delší čas) a menší posturální výchylky během stoje na jedné DK na pohybující se plošině v porovnání s kontrolní skupinou (Tsang, Hui-Chan, 2010, pp. 1-13).

Nejen sportovní aktivita, ale také její úroveň, má vliv na balanční schopnosti jedince. Paillard et al. při porovnání různých soutěžních úrovní téhož sportu zjistili, že fotbalisté národní úrovně mají lepší posturální stabilitu než fotbalisté regionální úrovně (Paillard et al., 2006, pp. 172-176). K podobným výsledkům dospěli ve svých studiích také Assemann, Caron, Crémieux (2008, pp. 76-81).

Diskuse k hypotéze H₀₄: Není rozdíl v měřeném parametru Latency Motor control testu u sportovců a nespportovců

Během velkého podtrhu vzad, byl průměr i medián latence odpovědi nepatrně vyšší u sportovců než u kontrolní skupiny, co se týče velkého podtrhu vpřed, zde byla situace obrácená, protože hodnota průměru i medián latence odpovědi byly u sportovců nepatrně nižší než u kontrolní skupiny. Žádná statistická významnost se ale neprokázala.

Nenašli jsme žádnou studii hodnotící rychlost reakce sportujících a nespportujících jedinců na horizontální posun podložky, ale pokud budeme vycházet ze studie Hrysmallise (2011, pp. 222-231), že sportovci mají obecně lepší balanční schopnosti než nespportující kontrolní skupina, nemůžeme náš původní předpoklad, tedy že latence automatických posturálních reakcí bude kratší u sportovců potvrdit.

Ghantla et al. (2012, pp. 49-51) ve své studii uvádí, že osoby vykonávající nějakou sportovní činnost mají lepší reakční čas ve srovnání s nespportovci.

Výsledky k hypotéze H₀₅: Není rozdíl v měřených parametrech testu Limits of stability u sportovců a nespportovců

V naší studii jsme porovnávali schopnost sportovců a nespportovců co nejrychleji zahájit pohyb celým tělem v předem určeném směru na sluchový podmět. Dalo by se říct, že se jednalo vlastně o celotělový reakční čas. V porovnání celkových reakčních časů

se hodnoty průměru a mediánu lišily velice nepatrně, menší reakční čas byl naměřen u skupiny sportovců. Co se týká jednotlivých směrů, největší rozdíl je patrný při pohybu směrem vzad, kde jsou hodnoty průměru a mediánu menší u skupiny sportovců, což by poukazovalo na určitý trend, a to že reakční čas u sportovců je kratší díky rychlejší reakci.

Studie Ghuntla et al. ukázala, že basketbalisté prokázali rychlejší reakční čas na zrakový podnět než kontrolní skupina zdravých nespportujících probandů. Reakční čas nám dává informace o tom, jak rychle je osoba schopná reagovat na sensorické stimuly a je dobrý ukazatel výkonu v reaktivních sportech, jako je např. basketbal. Schopnost rychle reagovat není důležitá jen ve sportu, neboť i v průběhu každodenního života vykonáváme mnoho činností v reakci na vizuální, nebo jiné sensorické podněty z okolí (například řízení auta) (Ghuntla et al., 2012, pp. 49-51).

Odborníci nejsou jednotní v názoru na rychlost reakčního času v závislosti na druhu podnětu, tzn., zda se jednalo o reakci na podnět vizuální, nebo zvukový. Yagi et al. in Shelton, Kumar; Verleger in Shelton, Kumar (2010, pp. 30-32) uvádějí, že rychlejší reakce se vážou na vizuální podnět. Na druhé straně Pain, Hibbs in Shelton, Kumar; Thompson et al. in Shelton, Kumar (2010, pp. 30-32) jsou zastánci názoru, že rychlejší reakce dosáhneme na sluchový podnět. S jejich názory se shoduje studie Shelton, Kumar (2010, pp. 30-32), jejichž výsledky ukázaly, že průměrný reakční čas na vizuální podnět je 331 msec a průměrný reakční čas na sluchový podnět je 284 msec.

Diskuse k hypotéze H₀₆: Není rozdíl v měřených parametrech testu Forward lunge u sportovců a nespportovců

Test výpadu vpřed slouží ke zhodnocení schopnosti koordinace a rovnováhy dolních končetin a stabilizace kloubů na dolních končetinách (Mattacola et al. in Tsang, Hui-Chan, 2010, p. 4). Často je využíván k posouzení zdatnosti sportovců (Alkjaer et al. in Tsang, Hui-Chan, 2010, p. 4).

Ve studii Tsang, Hui-Chan byla porovnávána vzdálenost výpadu vpřed u hráčů golfu a kontrolní skupiny. Výsledky ukázaly, že hráči golfu dosáhli během výpadu vpřed významně delší vzdálenosti než kontrolní skupina, což by poukazovala na možnost ovlivnění vzdálenosti výpadu sportovní aktivitou (Tsang, Hui-Chan, 2010, pp. 1-13).

Tato skutečnost se v našem případě bohužel nepotvrdila, protože nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi oběma skupinami ani při výpadu dominantní, ani nedominantní DK.

Výzkum Fong et al. dokonce prokázal, že vzdálenost výpadu vpřed u probandů, kteří provozují Taekwondo byla kratší než u probandů, kteří neprovozují bojové sporty. Jako možné vysvětlení uvádí, že trénink Taekwondo klade důraz na rychlé přenášení váhy, rychlé otočky a dělání krátkých kroků, které zajišťuje rychlé přenášení váhy a menší vychýlení COP (Fong et al., 2012, pp. 520-526).

Co se týká parametrů *force impuls* a *contact time* nenalezli jsme žádné studie, se kterými by bylo možné porovnat naměřené výsledky.

Z reportu pro forvard lunge je patrné, že hraniční hodnota pro „normální hodnotu“ parametru *force impuls* je 150 %tělesné hmotnosti/sec. Námi naměřené hodnoty se pohybovaly okolo 110 %tělesné hmotnosti/sec u sportovců a okolo 100 %tělesné hmotnosti/sec u kontrolní skupiny.

Při výpadu nedominantní DK byly u skupiny sportovců naměřeny statisticky významně vyšší hodnoty než u kontrolní skupiny. Při výpadu dominantní DK byla hodnota průměru i medián vyšší u sportovců, nešlo ovšem o statistickou významnost. Co se týká stranové symetrie, u sportovců jsme naměřily téměř identické hodnoty pro nedominantní i dominantní DK, u kontrolní skupiny byla vyšší průměrná hodnota u dominantní DK.

Jelikož je stanovena hranice pouze pro maximální normální hodnotu a ne pro hodnotu minimální, dalo by se předpokládat, že čím nižší silový impuls, tím je výsledek lepší. Nižší hodnota by mohla vypovídat o lepší ekonomice pohybu, protože je potřeba menší úsilí k vykonání daného úkolu, v tomto případě odražení od jedné DK zpět do výchozí pozice.

Jak ukazuje report pro forvard lunge, hraniční hodnota pro parametr *contact time* je 1,5 sec. Námi naměřené hodnoty se průměry a mediány pohybovaly v rozmezí 0,8-1,0 sec.

U sportovců byly naměřeny vyšší hodnoty průměru a mediánu než u kontrolní skupiny, nešlo ale o statistickou významnost ani u jedné DK.

Co se týká stranové symetrie, u sportovců byly naměřeny identické hodnoty průměru a mediánu u nedominantní i dominantní DK. U kontrolní skupiny byla u nedominantní DK hodnota mediánu nižší, i když průměrná hodnota byla na stejné DK nepatrně vyšší.

Jelikož sportovní aktivita by měla rozvíjet pohybové schopnosti, mezi které patří rychlostní schopnost, dalo by se předpokládat, že kontaktní čas u sportovců bude kratší než u kontrolní skupiny. Náš výzkum, ovšem tento předpoklad nepotvrdil.

Diskuse k hypotéze H₀7: Není rozdíl v měřených parametrech testu Step/Quick turn u sportovců a nespovců

U parametru *turn time* nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl, u skupiny sportovců byly ovšem naměřeny nepatrně nižší hodnoty průměru a mediánu při otočce na nedominantní DK a hodnoty mediánu při otočce na dominantní DK. Stejně tak i u parametru *turn sway* nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl, u sportovců byly ovšem naměřeny nepatrně nižší hodnoty průměru a mediánu při otočce na nedominantní DK a hodnoty mediánu při otočce na dominantní DK.

Jelikož je fotbal dynamická hra s velkým množstvím rychlých otoček a změn směrů, mohli bychom předpokládat, že u sportovců bude čas otočky i celkové výchylky nižší než u kontrolní skupiny. Náš výzkum ovšem tento předpoklad nepotvrdil.

Podíváme-li se na jiný druh sportu, Fong et al. ve své studii porovnávali skupinu mládeže, která praktikuje Taekwondo s kontrolní skupinou bez jakékoliv pravidelné pohybové aktivity. U probandů, kteří provozují Taekwondo, byl čas otočky kratší, čili otočka byla rychlejší a výchylky během otočky byly u probandů provozující Taekwondo menší (Fong et al., 2012, pp. 520-526). Leong et al. in Fong et al. (2012, p. 524) předpokládají, že mladí jedinci provozující Taekwondo mohou více spoléhat na somatosenzorický a vestibulární systém, jelikož trénink obsahuje speciální prvky, které mohou zlepšit funkci těchto systémů. Perrin et al. in Fong et al.; Borysiuk, Waskiewicz in Fong et al. tvrdí, že probandí, kteří provozují bojové sporty, mají lepší schopnost zpracování sensorických informací, což se projeví v lepší koordinaci trupu a končetin a také v přesnějším využití pohybových strategií (Perrin et al. in Fong et al.; Borysiuk, Waskiewicz in Fong et al., 2012, p. 524).

5.2 Diskuse k cíli práce číslo 2: Existuje vztah mezi konstitucí jedince a jeho balančními schopnostmi?

V dostupných a námi nalezených studiích jsou porovnávány skupiny probandů s rozdílným BMI zejména v průběhu bipedálního nebo unipedálního stoje bez nebo s alterací zraku. Bohužel v žádné studii nejsou porovnávány dynamické aktivity a tudíž námi hodnocené testy jako Forward lunge nebo Step/Quick turn nemáme s čím porovnat.

Velká většina studií se shoduje, že tělesná konstituce, ať už je vyjádřena pomocí BMI nebo %BF, má vliv na balanční kontrolu.

Balance ovšem neovlivňuje pouze stoj nebo chůzi. Týká se také zajištění určité stability např. pro vykonávání přesných a izolovaných pohybů HKK. Berrigan et al. ve své studii zjišťovali, jestli obezita přináší nějaká omezení v rychlosti a přesnosti pohybů HKK vykonávaných během vzpřímeného stoje. Studie se zúčastnilo osm probandů s BMI v normě a osm obézních probandů. Jejich úkolem bylo co nejrychleji a nejpresněji dosáhnout cíle (o různé velikosti), který měli před sebou. Měřena byla rychlost končetiny, čas pohybu, výchylky a rychlost pohybu COP. Výsledkem bylo, že stabilní a kontrolovaná postura je nezbytná pro rychlé a přesné pohyby. To by znamenalo, že u obézních jedinců, v porovnání s jedinci s BMI v normě, horší balanční kontrola může ztížit také kontrolu pohybu HK, jestliže je pohyb vykonáván ve vzpřímeném stoji (Berrigan et al., 2006, pp. 1750-1756).

Diskuse k hypotéze H₀₈: Není rozdíl mezi celkovým Equilibrium Score jedinců s BMI v normě a jedinců se zvýšeným BMI.

V průběhu Sensory organisation testu jsou u jedince alterovány jednotlivé systémy podílející se na udržování rovnováhy a to během bipedálního stoje.

Námi naměřené hodnoty jsou nepatrně nižší u skupiny jedinců se zvýšeným BMI v porovnání s kontrolní skupinou, ovšem o žádné statistické významnosti hovořit nemůžeme. Jednou z příčin mohl být malý počet probandů, kteří tvořili experimentální skupinu, další příčinou mohl být nepříliš významný rozdíl v BMI mezi jednotlivými skupinami, u většiny probandů experimentální skupiny se jednalo spíše o hraniční hodnoty nadváhy.

Ve většině studií se ale už během prostého bipedálního stoje ukázaly statisticky významně vyšší výchyly COP u obézních skupin, které znázorňují větší nestabilitu během stoje.

BMI jako faktor tělesné konstituce hrál významnou roli při schopnosti udržet rovnováhu, neboť se stoupajícím BMI schopnost stabilního a vzpřímeného stoje signifikantně klesá (Strobel et al., 2011, pp. 159-166). S tím souhlasí i Hue et al. (2007, p. 32) a dodávají, že tělesná hmotnost může být významným rizikovým faktorem pro výskyt pádů. Pracovní skupiny zabývající se touto problematikou argumentovaly, že u těžkých lidí musí být pohnuto s větší masou, aby bylo možno udržet rovnováhu, a tím musí být použito i více síly (Angyan et al. in Strobel et al.; Greve et al. in Strobel et al.; Hue et al. in Strobel et al., 2011, p. 164).

Gethon in Strobel et al. (2011, pp. 164-165) hovoří o jakémisi nepoměru mezi nadváhou a silou svalů a tento nepoměr vidí jako možnou příčinu v rozdílu stability u jedinců se zvýšeným BMI a u jedinců s BMI v normě. Strobel et al. (2011, p. 165) dále uvádí, že takto lze smysluplně interpretovat i výsledky jejich studie, při nichž se stoupajícím BMI také roste míra nestability.

Další studie ukázaly, že kumulace tukové tkáně může zmenšovat balanční schopnosti a přispívat k pádům extrémně obézních teenagerů a dospělých pacientů (Ledin, Odkvist in Greve et al.; McGraw et al. in Greve et al., 2007, p. 218).

Vliv tělesné hmotnosti na posturální stabilitu byl zkoumán u obézních pacientů, u kterých došlo k úbytku tělesné hmotnosti (chirurgickou cestou, hypokalorickou dietou) a bylo zjištěno, že po ztrátě tělesné hmotnosti došlo ke zlepšení téměř všech parametrů při měření posturální stability se zrakem i s vyloučením zraku. Na základě toho tedy můžeme říci, že úbytek nadměrné tělesné hmotnosti zlepšuje balanční kontrolu a rozsah zlepšení je přímo úměrný množství ztráty tělesné hmotnosti (Teasdale et al., 2007, pp. 153-160).

Diskuse k hypotéze H₀₉: Není rozdíl v měřeném parametru sway velocity u testu unilateral stance

V naší studii jsme zjistili jisté rozdíly v naměřených hodnotách posturálních výchytek mezi oběma skupinami. Pokud měli probandi otevřené oči, výchyly na nedominantní DK byly nepatrně nižší u jedinců se zvýšeným BMI, při stoji na dominantní

DK se situace obrátila a výchyly, které jsme naměřili, byly u jedinců se zvýšeným BMI vyšší než u kontrolní skupiny.

Při zavřených očích se u probandů se zvýšeným BMI projeví větší posturální výchyly při stoji na nedominantní i dominantní DK, přičemž u dominantní DK šlo o rozdíl statisticky významný.

Greve et al. ve své studii rovněž zkoumali vliv BMI na balanční schopnosti jedince a porovnávali také stranovou symetrii během unipedálního stoje. Byl využit Biodex balance systém level 2, který umožňuje horizontální náklon plošiny až 20° ve všech směrech. Studie se zúčastnilo 40 probandů se sedavým způsobem života, bez fyzické aktivity, jejich průměrná hodnota BMI byla $23,3 \pm 3,2 \text{ kg/m}^2$, rozpětí hodnot BMI od 18,1-34,1 kg/m^2 . Ve výsledku uvádějí, že vyšší BMI vyžaduje více výchylek k udržení rovnováhy. Jejich studie ukázala pozitivní korelaci mezi BMI a vzrůstající posturální nestabilitou vyjádřenou většími posturálními výchyly. Stranové rozdíly nebyly výrazné (Greve et al., 2007, pp. 217-220).

Studie Ku et al., která zahrnovala 80 zdravých dospělých jedinců, také ukázala, že posturální kontrola negativně koreluje se vzrůstajícím množstvím tukové tkáně. Posturální stabilita byla vyšetřována v bipedálním a unipedálním stoji a jedinci byli rozděleni do kategorií podle BMI. Obézní jedinci prokázali horší stabilitu než skupina jedinců s podváhou, v normě a nadváhou během obou testů. U žen byl sledován trend větších výchylek v porovnání s muži, ale tento trend bylo možné sledovat pouze u některých skupin (Ku et al., 2012, pp. 1638-1642).

Diskuse k hypotéze H₀10: Není rozdíl v měřeném parametru Latency Motor control testu u jedinců s BMI v normě a u jedinců se zvýšeným BMI

Voight, Blackburn in Greve et al. (2007, p. 719) uvádí, že 20% nárůst tělesné hmoty redukuje schopnost reagovat na neočekávané změny zevního prostředí v ortostatické pozici a zvyšuje posturální nestabilitu.

V průběhu Motor control testu bychom za neočekávaný podnět mohli považovat podtrh podložky ve směru vzad nebo vpřed během bipedálního stoje. V našem výzkumu jsme zjišťovali, jestli se nějak liší odpověď jedinců na tento neočekávaný podnět prostřednictvím doby latence. Zjistili jsme, že u jedinců se zvýšeným BMI je latence odpovědi na neočekávaný zevní podnět delší než u kontrolní skupiny. Větší

rozdíl můžeme vidět při podtrhu podložky směrem vzad. I když jsou rozdíly patrné při obou podtržích, ani v jednom případě se nejedná o rozdíly statisticky významné.

Diskuse k hypotéze H₀11: Není rozdíl v měřených parametrech testu Limits of stability u jedinců s BMI v normě a jedinců se zvýšeným BMI

Ve studiích Katch et al. in Ku et al.; Salsabili et al. in Ku et al. (2012, p. 1639) bylo prokázáno, že vzrůstající obezita má vliv na posturální kontrolu z hlediska posturálních výchylek, energetických nákladů, pozornosti a reakčního času.

Také v našem výzkumu jsme se zabývali vlivem BMI na reakční čas. Téměř ve všech hodnocených směrech i v celkovém reakčním čase byly hodnoty reakčních časů vyšší u jedinců se zvýšeným BMI. Výjimkou je směr vpravo, u kterého byl průměr i medián nižší u jedinců se zvýšeným BMI v porovnání s kontrolní skupinou. Ani v jednom případě se nejednalo o statisticky významné rozdíly.

Diskuse k hypotézám H₀12-13: Není rozdíl v měřených parametrech testů Forward Lunge a Step/Quick turn u jedinců s BMI v normě a jedinců se zvýšeným BMI

Corbeil et al. in Berrigan et al. ve svých studiích zjistili, že obézní jedinci měli potíže s balanční kontrolou během chůze a vstávání. Tempo chůze bylo pomalejší, šířka kroku byla větší a více procent krokového cyklu tvořila fázi dvojí opory, což je spojeno s méně stabilním vzorem chůze (Corbeil et al. in Berigan et al., 2006, p. 1751).

V našem výzkumu byl během testu výpadu vpřed naměřen u jedinců se zvýšeným BMI delší kontaktní čas (okolo 1,1 sec) v porovnání s kontrolní skupinou, jejíž kontaktní čas se pohyboval okolo 0,9 sec. Porovnáme-li silový impuls při výpadu vpřed, jedinci se zvýšeným BMI vyprodukovali vyšší hodnoty – okolo 105-116 %tělesné hmotnosti/sec, kdežto hodnoty silového impulsu vyprodukovaného kontrolní skupinou se pohybovaly okolo 101 %tělesné hmotnosti/sec. Vzdálenost, které při výpadu vpřed dosáhli jedinci se zvýšeným BMI byla nepatrně kratší v porovnání s kontrolní skupinou.

Tyto naměřené výsledky mohou ukazovat na horší schopnost koordinace pohybu jak v průběhu dosahové části výpadu, tak během fáze odrazu a návratu do výchozího postavení a dále mohou ukazovat na horší ekonomiku pohybu během odrazu u jedinců se zvýšeným BMI.

V průběhu testu Step/Quick turn byly hodnoty turn time u osob s nadváhou vyšší (až na hodnotu průměru u nedominantní DK). Při porovnání hodnot výchylek v průběhu otočky se projevila stranová asymetrie. U jedinců se zvýšeným BMI při otočce na nedominantní DK byly hodnoty průměru i mediánu menší v porovnání s kontrolní skupinou, při otočce na dominantní DK byly hodnoty vyšší než u kontrolní skupiny.

Hodnota výchylek může souviset s rychlostí otočky. Jelikož experimentální skupina předvedla pomalejší otočku, nižší hodnoty výchylek v jejím průběhu by byly odpovídající.

5.3 Diskuse k vzájemnému vztahu tělesné konstituce a kondice

Zajímavý je také vzájemný vztah tělesné konstituce a kondice. Jelikož v našem výzkumu mezi jedinci se zvýšeným BMI byli i aktivní sportovci, je na zvážení, zda se u nich jednalo o nadváhu, popřípadě obezitu, anebo o nadměrné množství svalové hmoty, protože jak již bylo uvedeno výše, BMI odráží výškově-váhový poměr, nedokáže však určit, zda se jedná o tkáň tukovou nebo svalovou.

Podíváme-li se na BMI pouze jako na výškově-váhový poměr, měli bychom zvážit, zda hodnoty, které znamenají nadváhu/obezitu, odrážejí přiměřenost množství svalové tkáně vzhledem k tělesné výšce. Naskytá se totiž otázka, zda máme schopnost takové množství svalové tkáně smysluplně využít.

I když se na BMI nahlíží především na výškově-váhový poměr, často je použit k obecnému hodnocení konstituce jedince. Ve studii Gaeini et al. in Pasbakhsh, Ghanbarzaden, Ebadi (2011, p. 150) vyzorovali silnou pozitivní korelaci mezi %BF a BMI u žen.

Signifikantní korelaci lze nalézt také mezi %BF a výkonem jedince, jak ve své studii uvedli Arrese, Ostariz. Prokázali, že tloušťka kožních řas na DKK má pozitivní vztah s dosaženým časem při běhu hned na několik vzdáleností a může být užitečná v předvídání atletického výkonu (Arrese, Ostariz, 2006, p. 1).

Studie Pasbakhsh, Ghanbarzaden, Ebadi, které se účastnily dívky ve věku 11-13 let, měla za cíl zjistit vztah konstituce (vyjádřené v %BF a BMI) na kondiční schopnosti. Výsledkem studie bylo, že tělesná konstituce je jedním z faktorů pro úspěšné splnění kondičních testů a že čím vyšší byla tloušťka kožních řas, tím nižší bylo skóre z fyzických

testů. V této studii dívky s průměrným množstvím podkožního tuku dosáhli lepších výsledků než dívky s nízkým nebo vysokým množstvím podkožního tuku. Byl také prokázán signifikantně pozitivní vztah mezi %BF a BMI (Pasbakhsh, Ghanbarzaden, Ebadi, 2011, pp. 150-155).

K podobným výsledkům dospěli ve své studii také Mak et al., když zjišťovali vztah mezi BMI a fyzickou kondicí u dětí a mládeže ve věku 12-18 let. Došli k závěru, že vztah mezi BMI a fyzickou zdatností u adolescentů není lineární. Jedinci s podváhou, nadváhou a obezitou měli horší výsledky v testech kliků, sed-lehů a v testu vytrvalostního běhu, než jedinci s BMI v normě (Mak et al., 2010, pp. 1-5).

5.4 Limity práce

Výsledky zjištěné naším výzkumem mohou být limitovány následujícími skutečnostmi.

Prvním limitujícím faktorem naší studie byl relativně malý počet probandů, kteří byli ochotni se zúčastnit této studie a zároveň splňovali kritéria zařazení do výzkumu.

Sportovci zařazení do experimentální skupiny provozovali sport pouze na regionální úrovni. Na základě výše uvedených studií můžeme předpokládat, že by výsledky u vrcholových sportovců ve srovnání s výsledky kontrolní skupiny vykazaly výraznější rozdíly.

Rovněž u porovnání balančních schopností v závislosti na BMI mezi oběma skupinami nebyly zjištěny výrazné rozdíly, což mohlo být způsobeno malým rozdílem hodnot BMI.

Podle studie Gribble, Tucker, White může být limitujícím faktorem také denní doba, ve které je prováděno měření balančních schopností. Ve své studii zjistili, že lepší výsledky pro statickou i dynamickou posturální kontrolu (které byly hodnoceny testem Unilateral stance a SEBT testem) byly dosahovány v ranních a dopoledních hodinách (Gribble, Tucker, White, 2007, pp. 35-41).

Za zmínku stojí také výsledek studie Souissi et al. (2012, pp. 161-166), kteří ve své studii dokázali, že ranní dávka kofeinu má mimo jiné vliv na snížení reakčního času, což by mohlo ovlivnit např. výsledky testu Limits of stability.

ZÁVĚR

V našem výzkumu se ve většině testů prokázalo, že pravidelná fyzická aktivita, v našem případě mnoho let pravidelného fotbalového tréninku, který kromě kondiční přípravy zahrnuje prvky techniky a taktiky, nemá výraznější vliv na balanční schopnosti jedince. Jednou z možných příčin je nízká úroveň sportu vykonávaného probandy experimentální skupiny (jednalo se převážně o hráče z druhé ligy, třetí ligy a okresních soutěží).

Přesto bychom se měli zamyslet, zda by nebylo vhodné zařadit do fotbalové přípravy i v nižších výkonnostních třídách prvky balančního tréninku, který by mohl přispět ke zlepšení balančních schopností hráčů a tím nejen předejít některým zraněním, ale také zefektivnit ekonomiku pohybu, a tím napomoci ke zlepšení výkonů na hřišti.

Podle studie Gioftsidou et al. samotný fotbalový trénink není dostačující k ovlivnění balančních schopností hráčů. Větší efekt má podle autorů zařazení balančního tréninku do pravidelné přípravy hráčů. Nejlepších výsledků bylo dosaženo, pokud byl zařazen na konec tréninku (Gioftsidou et al., 2007, pp. 659-664).

Mezi autory není jednotnost v názoru, zda pravidelná fyzická aktivita ovlivňuje balanční schopnosti. Většina autorů se však přiklání k názoru, že pravidelná fyzická aktivita zlepšuje balanční schopnosti (Paillard et al., 2006, p. 172; Tsang, Hui-Chan, 2010, pp. 1-13; Assemann, Caron, Crémieux, 2008, pp. 76-81; Hrysomallis, 2011, pp. 222-231), podle některých jsou závislé na druhu vykonávaného sportu (Perrin et al., 2002, pp. 187-193; Fong et al., 2012, pp. 520-526). Na základě výsledků naší studie se k tomuto názoru přikláníme i my. Opíráme se při tom o výsledky testu stoje na jedné DK, který je vysoce specifický pro námi vybraný druh sportovců, při němž experimentální skupina dosáhla lepších výsledků ve srovnání s kontrolní skupinou.

Ve vztahu tělesné konstituce a balančních schopností se autoři studií shodují na značném vlivu tělesné konstituce, ať už je vyjádřena prostřednictvím % tělesného tuku (%BF) nebo BMI, přičemž horší balanční schopnostmi jsou vykazovány u jedinců s vyššími hodnotami %BF nebo BMI (Strobel et al., 2011, pp. 159-166; Hue et al., 2007, p. 32; Greve et al., 2007, pp. 217-220). Naše studie výrazné rozdíly neprokázala, neboť jak je již výše uvedeno, rozdíly v BMI obou skupin nebyly příliš výrazné. Přesto můžeme s názorem citovaných autorů souhlasit, neboť i v našem případě jsme dospěli k tomuto závěru v testu stoje na jedné DK.

V naší práci jsme samostatně posuzovali vliv tělesné kondice a tělesné konstituce na balanční schopnosti. Je však třeba zdůraznit, že obě spolu souvisí a navzájem se ovlivňují, jak vyplývá z výše uvedené studie (Mak et al., 2010, pp. 1-5).

REFERENČNÍ SEZNAM

ACKLAND, T. R., ELLIOTT, B. C., BLOOMFIELDS, J. 2009. *Applied anatomy and biomechanics in sport*. 2nd ed. Human kinetics, 2009. pp. 360. ISBN-10: 0-7360-6338-2.

ARRESE, A. L., OSTÁRIZ, E. 2006. Skinfold thickness associated with distance running performance in highly trained runners. *Journal of sports sciences*. [online]. 2006, Vol. 24, no. 1, pp. 69-76. [cit. 2. 4. 2013]. ISSN 1466-447X. Dostupné z: <http://ehis.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=58eb0f3b-7446-4b1b-a40a-d13a56f85cac%40sessionmgr198&vid=1&hid=104>.

ASSEMAN, F. B., CARON, O., CRÉMIEUXE, J. 2008. Are there specific conditions for which expertise in gymnastics could have an effect on postural control and performance? *Gait nad posture*. [online]. 2008, Vol. 27, no. 1, pp. 76-81. [cit. 19. 11. 2012]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636207000318>.

BERRIGAN, F. et al. 2006. Influence of obesity on accurate and rapid arm movement performed from a standing posture. *International journal of obesity*. [online]. 2006, Vol. 30, no. 12, pp. 1759-1757. [cit. 9. 10. 2012]. ISSN 1476-5497. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=7&hid=112&sid=0368b2b2-a413-4b1c-b42a-bb1cfaa5a2be%40sessionmgr115>.

COUNCIL OF EUROPE. 1983. *Testing physical fitness, Eurofit, experimental battery, provisional handbook*. [online]. 1983, Strasbourg. pp. 1-83. [cit. 23. 10. 2012]. ISBN anonymous. Dostupné z: <http://www.bitworks-engineering.co.uk/linked/eurofit%20provisional%20handbook%20leger%20beep%20test%201983.pdf>.

ČELIKOVSKÝ, S. a kol. 1990. *Antropomotorika*. 3. přepracované vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1990. s. 288. ISBN 80-04-23248-5.

DATA INTERPRETATION MANUAL. NeuroCom International: Smart Equitest systém (vision 8). Clakamus (OR): NeuroCom, 2001. pp. 54. ISBN neuvedeno.

DEMURA, S., YAMADA, T. 2010. Proposal for a practical star excursion balance test using three trials with four directions. *Sport sciences for health*. [online]. 2010, Vol. 6, no. 1, pp. 1-8. [cit. 2. 4. 2013]. ISSN 1825-1234. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=7&sid=77f7b1f0-c6b7-4756-88d6-44184aaacd20%40sessionmgr111&hid=114>.

FONG, S. S. M. et al. 2012. Sport-specific balance ability in Taekwondo practitioners. *Journal of human sport and exercise*. [online]. 2012, Vol. 7, no. 2, pp. 520-526. [cit. 18. 3. 2013]. ISSN 1988-5202. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=2&sid=244de6cc-7857-4add-81b7-3b2b1961deff%40sessionmgr112&hid=123>.

GAERLAN, M. G. et al. 2012. Postural balance in young adults: The role of visual, vestibular and somatosensory systems. *Journal of the American academy of nurse practitioners*. [online]. 2012, Vol. 24, no. 6, pp. 1-7. [cit. 9. 10. 2012]. ISSN 1747-7599. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1745-7599.2012.00699.x/full>.

GHUNTLA, T. P. et al. 2012. A comparative study of visual reaction time in basketball players and healthy controls. *National journal of integrated research in medicine*. [online]. 2012, Vol. 3, no. 1, pp. 49-51. [cit. 18. 3. 2013]. ISSN 0975-9840. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=28&sid=244de6cc-7857-4add-81b7-3b2b1961deff%40sessionmgr112&hid=123>.

GIOFTSIDOU, A. et al. 2006. The effects of soccer training and timing of balance training on balance ability. *European journal of applied physiology*. [online]. 2006, Vol. 96, no. 6, pp. 659-664. [cit. 23. 10. 2012]. ISSN 1439-6327. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00421-005-0123-3>.

GREVE, J. et al. 2007. Correlation between body mass index and postural balance. *Clinical science*. [online]. 2007 Vol. 62, no. 6, pp. 717-720. [cit. 27. 3. 2013] ISSN 1470-8736. Dostupné z: <http://www.scielo.br/pdf/clin/v62n6/08.pdf>.

GRIBBLE, P. A., HERTEL, J., PLISKY, P. 2012. Using the Star excursion balance test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: A literature and systematic review. *Journal of athletic training*. [online]. 2012, Vol. 47, no. 3, pp. 339-357. [cit. 2. 4. 2013]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=7&sid=77f7b1f0-c6b7-4756-88d6-44184aaacd20%40sessionmgr111&hid=114>.

GRIBBLE, P. A, TUCKER, W. S., WHITE, P. A. 2007. Time-of-day influences on static and dynamic postural control. *Journal of athletic training*. [online]. 2007, Vol. 42, no. 1, pp. 35-41. [cit. 9. 10. 2012]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1896064/>.

GSTOTTNER, M. et al. 2009. Balance ability and muscle response on the preferred and non preferred leg in soccer players. *Motor control*. [online]. 2009, Vol. 13, no. 2, pp. 218-231. [cit. 23. 10. 2012]. ISSN 1543-2696. Dostupné z: <http://www.fcvelidena.com/aktuelles/1305237467.pdf>.

HEYWARD, V. H. 2006. *Advanced fitness assessment and exercise prescription*. 5th ed. Human kinetics, 2006. pp. 448. ISBN- 10: 0-7360-5732-3.

HINMAN, M. R. 2000. Factors affecting reliability of the Biodex balance system: A summary of four studies. *Journal of sport rehabilitation*. [online]. 2000, Vol. 9, no. 3, pp. 240-252. [cit. 2. 4. 2013] ISSN 1543-3072. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=2&sid=77f7b1f0-c6b7-4756-88d6-44184aaacd20%40sessionmgr111&hid=114>.

HOWLEY, E. T., FRANKS, B. D. 2007. *Fitness Professional's handbook*. 5th ed. Human kinetics, 2007. pp. 568. ISBN-10: 0-7360-6178-9.

HRY SOMALLIS, C. 2007. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports medicine*. [online]. 2007, Vol. 37, no. 6, pp. 547-556. [cit. 9. 10. 2012]. ISSN 0112-1642. Dostupné

z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=5&hid=112&sid=0368b2b2-a413-4b1c-b42a-bb1cfaa5a2be%40sessionmgr115>.

HRY SOMALLIS, C. 2011. Balance ability and athletic performance. *Sports medicine*. [online]. 2011, Vol. 41, no. 3, pp. 221-232. [cit. 9. 10. 2012]. ISSN 0112-1642. Dostupné

z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=4&hid=112&sid=c143f1bb-e469-4062-b1dc-a9395966c9d5%40sessionmgr111>.

HUE, O. et al. 2007. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait and posture*. [online]. 2007, Vol. 26, no. 1, pp. 32-38. [cit. 18. 3. 2013] ISSN 0966-6362.

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636206001470>.

JANSA, P., DOVALIL, J. et al. 2009. *Sportovní příprava*. 2. rozšířené vyd. Praha: Q – art, 2009. s. 295. ISBN 978-80-903280-9-9.

KOLÁŘOVÁ, B. 2012. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. 1. vyd. Olomouc: EZ Centrum, 2012. s. 18. ISBN 978-80-260-1645-8.

KOLLATH, E. 2006. *Fotbal, technika a taktika hry*. 1. vydání. Praha: Grada, 2006. s. 140, ISBN 80-247-1336-5.

KU, P. X. et al. 2012. Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. *Journal of biomechanics*. [online]. 2012, Vol. 45, no. 9, pp. 1638-1642. [cit. 27. 3. 2012]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S0021929012002047/1-s2.0-S0021929012002047-main.pdf?_tid=6ea82d0a-6b4-11e2-a33d-0000aacb35e&acdnat=1364371427_289642f88604ff24f0488ee086b2417c.

MAK, K. et al. 2010. Health-related physical fitness and weight status in Hong Kong adolescents. *BMC Public health*. [online]. 2010, Vol. 10, no. 88, pp. 1-5. [cit. 2. 4. 2013]. ISSN 1471-2458. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2458/10/88>.

MĚKOTA, K., KOVÁŘ, R. 1996. *Unifittest 6-60*. 1. vyd. Pedagogická fakulta Ostravské univerzity, 1996. s. 116. ISBN 80-7042-111-8.

MĚKOTA, K. et al. 2002. *Unifittest (6-60) Příručka pro manuální a počítačové hodnocení základní motorické výkonnosti a vybraných charakteristik tělesné stavby mládeže a dospělých v České republice*. vyd. neuvedeno, Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2002. s. 65. ISBN 80-86317-18-8.

MORROW, J. R., et al. 2005. *Measurement and evaluation in human performance*. 3rd ed. Human kinetics, 2005. pp. 416. ISBN-10: 0-7360-5540-1.

NASHNER, L. M. 1997. Practical biomechanics and physiology of balance. In JACOBSON, G. P., NEWMAN, G. W., KARTUSH, J. M. *Handbook of balance function testing*. London: Thomson Delmar Learning, 1997. pp. 261-279. ISBN 1-565-93907-7.

NEUROCOM. *Balance Master* [online]. 2012, [cit. 9. 10. 2012]. Dostupné z: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/products/BalanceMaster.aspx>.

NEUROCOM. *Forward lunge* [online]. 2012, [cit. 9. 10. 2012]. Dostupné z: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/functionalLimitation/fl.aspx>.

NEUROCOM. *Limits of stability* [online]. 2012, [cit. 9. 10. 2012]. Dostupné z: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/los.aspx>.

NEUROCOM. *Motor control test* [online]. 2012, [cit. 9. 10. 2012]. Dostupné z: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/mct.aspx>.

NEUROCOM. *Sensory organisation test* [online]. 2012, [cit. 9. 10. 2012]. Dostupné z: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/sensoryImpairment/SOT.aspx>.

NEUROCOM. *Smart Equitest* [online]. 2012, [cit. 9. 10. 2012]. Dostupné z: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/products/SMARTEquiTest.aspx>.

NEUROCOM. *Step/Quick turn* [online]. 2012, [cit. 9. 10. 2012]. Dostupné z: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/functionallimitation/sqt.aspx>.

NEUROCOM. *Unilateral stance* [online]. 2012, [cit. 9. 10. 2012]. Dostupné z: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/functionallimitation/us.aspx>.

OJA, P., TUXWORTH, B. 1997. *Eurofit pro dospělé: hodnocení zdravotních komponent tělesné zdatnosti*, vyd. neuváděno, Praha: Karolinum, 1997. s. 59. ISBN 8071844691.

PAILLARD, T. et al. 2006. Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *Journal of athletic training*. [online]. 2006, Vol. 41, no. 2, p. 172-176. [cit. 19. 11. 2012]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: <http://ehis.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=5&sid=b01b4260-0b9e-4ce3-b014-7a0fc23dad30%40sessionmgr104&hid=102>.

PASBAKHS, H., GHANBARZADEH, M., EBADI, G. 2011. Relationships between skinfold thickness, body mass index and physical fitness of female students. *Physical culture and tourism*. [online]. 2011 Vol. 18, no. 2, pp. 149-155. [cit. 9. 10. 2012] ISSN 0867-1079. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&hid=112&sid=567187ed-55c7-45f6-a62a-553848a37866%40sessionmgr115>.

PERRIN, P. et al. 2002. Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait and posture*. [online]. 2002, Vol. 15, no. 2, pp. 187-194. [cit. 19. 11. 2012]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636201001497>.

PLOWMAN, S. A. et al. 2006. The history of Fitnessgram. *Journal of Physical Activity and Health*. [online]. 2006, Vol. 3, no. 2, pp. 5-20. [cit. 23. 10. 2012] ISSN 15433080. Dostupné z: <http://www.fitnessgram.net/JPAH/HistoryOfFG.pdf>.

SHARKEY, B. J., GASKILL, S. E., 2007. *Fitness and health*. 6th ed. Human kinetics, 2007. pp. 440. ISBN-10: 0-7360-5614-9.

SHELTON, J., KUMAR, G. P. 2010. Comparison between auditory and visual simple reaction times. *Neuroscience and medicine*. [online]. 2010, Vol. 1, no. 1, pp. 30-32. [cit. 18. 3. 2013]. ISSN 2158-2947. Dostupné z: <http://www.scirp.org/Journal/PaperInformation.aspx?paperID=2689>.

SKELTON, D. A. 2001. Effects of physical activity on postural stability. *Age and ageing* [online]. 2001, Vol. 30, no. 4, pp. 33-39. [cit. 9. 10. 2012]. ISSN 00020729. Dostupné z: http://ageing.oxfordjournals.org/content/30/suppl_4/33.

SOUISSI, M. et al. 2012. Effects of morning caffeine ingestion on mood states, simple reaction time and short-term maximal performance on elite judoists. *Asian journal of sports medicine*. [online]. 2012, Vol. 3, no. 3, pp. 161-162. [cit. 2. 4. 2013]. ISSN 2008-7209. Dostupné z: <http://asjms.tums.ac.ir/files/journals/1/articles/266/public/266-619-2-PB.pdf>.

STROBEL, J. et al. 2011. Influence of bodily constitution and physical activity on postural stability. *Sportverletz Sportschaden*. 2011, Vol. 25, no. 3, pp. 159-166. ISSN 0932-0555.

TEASDALE, N. et al. 2007. Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. *International journal of obesity*. [online]. 2007, Vol. 31, no. 1, pp. 153-160. [cit. 9. 10. 2012]. ISSN 1476-5497. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=8&hid=112&sid=0368b2b2-a413-4b1c-b42a-bb1cfaa5a2be%40sessionmgr115>.

TSANG, W. W. N., HUI-CHAN, CH. W. Y. 2010. Static and dynamic balance control in older golfers. *Journal of aging and physical activity*. [online]. 2010, Vol. 18, no. 1, pp. 1-13. [cit. 18. 3. 2013]. ISSN 1543-267X. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=4&sid=244de6cc-7857-4add-81b7-3b2b1961deff%40sessionmgr112&hid=123>.

VAŘEKA, I. 2002a. Posturální stabilita (I. část) terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN 1803-6597.

VAŘEKA, I. 2002b. Posturální stabilita (II. část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 122-129. ISSN 1803-6597.

SEZNAM ZKRATEK

%BF	% Body fat
ASCM	American College of Sports Medicine
AS	Area of support
BIA	Bioelektrická impedanční analýza
BMI	Body mass index
BS	Base of support
CDP	Computer dynamic posturography
COG	Centre of gravity
COM	Centre of mass
comp.	composit (celkový)
COP	Centre of pressure
DK	dolní končetina
dDK	dominantní dolní končetina
DKK	dolní končetiny
DXA	Dual-energy X-ray absorptiometry
EC	eyes closed
EO	eyes open
EMG	elektromyografie
FL	Forward lunge
HKK	horní končetiny
LB	large back
LDK	levá dolní končetina
LF	large front
LOS	Limits of stability
m.	musculus
MCT	Motor control test
nDK	nedominantní dolní končetina
PDK	pravá dolní končetina
SQT	Step/Quick turn
sk.	skupina
SOT	Sensory organisation test

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Unifit score – kondice	38
Graf 2 Sensory organisation test – kondice	39
Graf 3 ULS nDK EO – kondice	41
Graf 4 ULS dDK EO – kondice	41
Graf 5 ULS nDK EC – kondice	42
Graf 6 ULS dDK EC – kondice	42
Graf 7 Velký podtrh vzad – kondice	43
Graf 8 Velký podtrh vpřed – kondice	43
Graf 9 Reaction time – front – kondice	45
Graf 10 Reaction time – back – kondice	45
Graf 11 Reaction time – left – kondice	45
Graf 12 Reaction time – right – kondice	45
Graf 13 Composit reaction time – kondice	46
Graf 14 Contact time nDK – kondice	47
Graf 15 Contact time dDK – kondice	47
Graf 16 Force impuls nDK – kondice	48
Graf 17 Force impuls dDK – kondice	48
Graf 18 Distance nDK – kondice	49
Graf 19 Distance dDK – kondice	49
Graf 20 Turn time nDK – kondice	51
Graf 21 Turn time dDK – kondice	51
Graf 22 Turn sway nDK – kondice	52
Graf 23 Turn sway dDK – kondice	52
Graf 24 Sensory organistaion test – BMI	53
Graf 25 ULS nDK EO – BMI	55
Graf 26 ULS dDK EO – BMI	55
Graf 27 ULS nDK EC – BMI	56
Graf 28 ULS dDK EC – BMI	56
Graf 29 Velký podtrh vzad – BMI	57
Graf 30 Velký podtrh vpřed – BMI	57
Graf 31 Reaction time – front – BMI	59

Graf 32 Reaction time – back – BMI	59
Graf 33 Reaction time – left – BMI	59
Graf 34 Reaction time – right – BMI	59
Graf 35 Composit reaction time – BMI	60
Graf 36 Contact time nDK – BMI	61
Graf 37 Contact time dDK – BMI	61
Graf 38 Force impuls nDK – BMI	62
Graf 39 Force impuls dDK – BMI	62
Graf 40 Distance nDK – BMI	63
Graf 41 Distance dDK – BMI	63
Graf 42 Turn time nDK – BMI	65
Graf 43 Turn time dDK – BMI	65
Graf 44 Turn sway nDK – BMI	66
Graf 45 Turn sway dDK – BMI	66

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Body mass index	17
Tab. 2 Charakteristika probandů	28
Tab. 3 Charakteristika probandů experimentální skupiny kondice	29
Tab. 4 Charakteristika probandů kontrolní skupiny kondice	29
Tab. 5 Charakteristika probandů experimentální skupiny konstituce	31
Tab. 6 Charakteristika probandů kontrolní skupiny konstituce	31
Tab. 7 Unifit score – kondice	39
Tab. 8 Sensory organisation test – kondice	39
Tab. 9 Unilateral stance – kondice	40
Tab. 10 Motor control test – kondice	43
Tab. 11 Limits of stability – reaction time – kondice	44
Tab. 12 Forward lunge – contact time – kondice	47
Tab. 13 Forward lunge – force impuls – kondice	49
Tab. 14 Forward lunge – distance – kondice	50
Tab. 15 Step/Quick turn – turn time – kondice	51
Tab. 16 Step/Quick turn – turn sway – kondice	52
Tab. 17 Sensory organistaion test – BMI	53
Tab. 18 Unilateral stance – BMI	54
Tab. 19 Motor control test – BMI	57
Tab. 20 Limits of stability – reaction time – BMI	58
Tab. 21 Forward lunge – contact time – BMI	61
Tab. 22 Forward lunge – force impuls – BMI	62
Tab. 23 Forward lunge – distance – BMI	64
Tab. 24 Step/Quick turn – turn time – BMI	65
Tab. 25 Step/Quick turn – turn sway – BMI	66

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Informovaný souhlas s účastí na studii k diplomové práci

Příloha 2. Dotazník o anamnestických údajích a sportovní aktivitě

Příloha 3. Tab. 26 Hodnocení kondice

Příloha 4. Normy hodnocení kondice pro příslušné věkové kategorie a pohlaví

Seznam tabulek v Příloze 4.:

Tab. 27 Normy pro věkovou kategorii 21-30 muži

Tab. 28 Normy pro věkovou kategorii 21-30 ženy

Tab. 29 Normy pro věkovou kategorii 31-40 muži

Tab. 30 Normy pro věkovou kategorii 31-40 ženy

Příloha 5. Tabulky – výsledky statistického zpracování a porovnání naměřených hodnot u sportovců a nesportovců pro jednotlivé posturografické testy

Seznam tabulek v Příloze 5.:

Tab. 31 Statistika Unifit score - kondice

Tab. 32 Statistika Sensory organisation test - kondice

Tab. 33 Statistika Motor control test - kondice

Tab. 34 Statistika Unilateral stance EO - kondice

Tab. 35 Statistika Unilateral stance EC - kondice

Tab. 36 Statistika Limits of stability - kondice

Tab. 37 Statistika Forward lunge – contact time - kondice

Tab. 38 Statistika Forward lunge – force impuls - kondice

Tab. 39 Statistika Forward lunge – distance - kondice

Tab. 40 Statistika Step/Quick turn – turn time - kondice

Tab. 41 Statistika Step/Quick turn – turn sway - kondice

Příloha 6. Tabulky – výsledky statistického zpracování a porovnání naměřených hodnot u jedinců se zvýšeným BMI a u jedinců s BMI v normě pro jednotlivé posturografické testy

Seznam tabulek v Příloze 6.:

Tab. 42 Statistika Sensory organisation test – konstituce

Tab. 43 Statistika Motor control test – konstituce

Tab. 44 Statistika Unilateral stance EO – konstituce

Tab. 45 Statistika Unilateral stance EC – konstituce

Tab. 46 Statistika Limits of stability – konstituće

Tab. 47 Statistika Forward lunge – contact time – konstituće

Tab. 48 Statistika Forward lunge – force impuls – konstituće

Tab. 49 Statistika Forward lunge – distance – konstituće

Tab. 50 Statistika Step/Quit turn – turn time – konstituće

Tab. 51 Statistika Step/Quit turn – turn sway – konstituće

PŘÍLOHY

Příloha 1.

Informovaný souhlas s účastí na studii k diplomové práci

Fakultní nemocnice Olomouc

Klinika rehabilitačního a tělovýchovného lékařství

I. P. Pavlova 6, 779 00 Olomouc

Já, nar. souhlasím s provedením kondičního testu Unifittest (6-60) a posturografickým vyšetřením na přístroji SMART EquiTest System[®] firmy NeuroCom včetně vyplnění dotazníku týkajícího se anamnestických údajů a sportovní aktivity, to vše pro účely zpracování diplomové práce Bc. Jany Přikrylové pod vedením Mgr. Veroniky Kristkové na téma Korelace balančních schopností jedince s komplexem vybraných konstitučních a kondičních faktorů.

Prohlašuji, že jsem byl/a srozumitelně seznámen/a s průběhem vyšetření a vykonáním kondičního testu a souhlasím s jejich provedením. Zároveň souhlasím se zpracováním a anonymním použitím získaných dat k vědeckým účelům při respektování pravidel ochrany osobních dat.

Jsem si vědom/a, že účast na této studii je dobrovolná, bez nároku na jakoukoliv odměnu, a mohu od ní kdykoliv odstoupit.

V Olomouci dne

.....

podpis klienta

Příloha 2.

DOTAZNÍK O ANAMNESTICKÝCH ÚDAJÍCH A SPORTOVNÍ AKTIVITĚ

Iniciály:

Pohlaví: muž x žena

Datum narození:

Výška (cm):

Hmotnost (kg):

1. Provozujete nějakou pohybovou aktivitu?

ANO x NE jestli ano, jakou.....

2. Jestli ano, jak často?

- sportuji závodně jak dlouho (kolik let).....; jak často (kolik hodin týdně).....

- 1-2x týdně

- 1-2x za měsíc

- jinak

3. Měl/a jste někdy nějaké zranění/ úraz?

ANO x NE

4. Jestli ano, jaké?

- kotník

- koleno

- kyčel

- páteř

- jiné

5. Navštívil/a jste někdy rehabilitaci?

- ANO chodím pravidelně

- ANO občas tam zajdu

- ANO jednou/dvakrát

- NE nikdy jsem tam nebyl/a

6. Pokud ano, z jakého důvodu?

.....

7. Pokud ano, kdy to bylo?

.....

8. Používáte nějakou kompenzační pomůcku?

ANO při sportu

ANO při běžných denních aktivitách

ANO sport i běžné denní aktivity

NE

jestli ano, uveďte jakou:

9. Máte v anamnéze onemocnění:

- neurologické

- ortopedické

- metabolické

- vestibulárního aparátu

- jiné

- žádné

Příloha 3.

Tab. 26 Hodnocení kondice (Upraveno dle Měkota a kol., 2002, s. 24)

Celkové skóre	Hodnocení
4-7	Výrazně podprůměrný
8-10	Podprůměrný
11-14	Průměrný
15-17	Nadprůměrný
18-20	Výrazně nadprůměrný

Příloha 4.

Normy hodnocení kondice pro příslušné věkové kategorie a pohlaví

Tab. 27 Normy pro věkovou kategorii 21-30 muži (Měkota, Kovář, 1996, s. 68)

VĚKOVÁ KATEGORIE: 21 - 30 roků						
MUŽI						
Hodnocení	Body	T ₁ Skok daleký (cm)	T ₂ Leh-sed (počet)	T _{3a} 12 min. běh (m)	T _{3c} 2 km chůze (min:s)	T ₄₋₂ Shyby (počet)
Výrazně podprůměrný	1	- 188	- 29	- 2260	15:46 +	- 2
Podprůměrný	2	189 - 212	30 - 37	2261 - 2620	14:46 - 15:45	3 - 4
Průměrný	3	213 - 236	38 - 45	2621 - 2980	13:46 - 14:45	5 - 7
Nadprůměrný	4	237 - 260	46 - 53	2981 - 3340	12:46 - 13:45	8 - 12
Výrazně nadprůměrný	5	261 +	54 +	3341 +	- 12:45	13 +

Tab. 28 Normy pro věkovou kategorii 21-30 ženy (Měkota, Kovář, 1996, s. 68)

VĚKOVÁ KATEGORIE: 21 - 30 roků						
ŽENY						
Hodnocení	Body	T ₁ Skok daleký (cm)	T ₂ Leh-sed (počet)	T _{3a} 12 min. běh (m)	T _{3c} 2 km chůze (min:s)	T ₄₋₂ Výdrž ve shybu (s)
Výrazně podprůměrný	1	- 145	- 17	- 1700	17:46 +	- 2
Podprůměrný	2	146 - 168	18 - 27	1691 - 2030	16:46 - 17:45	3 - 6
Průměrný	3	169 - 191	28 - 37	2031 - 2370	15:46 - 16:45	7 - 15
Nadprůměrný	4	192 - 214	38 - 47	2371 - 2710	14:46 - 15:45	16 - 33
Výrazně nadprůměrný	5	215 +	48 +	2711 +	- 14:45	34 +

Tab. 29 Normy pro věkovou kategorii 31-40 muži (Měkota, Kovář, 1996, s. 69)

VĚKOVÁ KATEGORIE: 31 - 40 roků						
MUŽI						
Hodnocení	Body	T ₁ Skok daleký (cm)	T ₂ Leh-sed (počet)	T _{3a} 12 min.běh (m)	T _{3c} 2 km chůze (min:s)	T ₄₋₃ Hloubka předklonu (cm)
Výrazně podprůměrný	1	- 169	- 23	- 2030	16:01 +	- 9
Podprůměrný	2	170 - 194	24 - 31	2031 - 2400	15:01 - 16:00	10 - 14
Průměrný	3	195 - 219	32 - 39	2401 - 2770	14:01 - 15:00	15 +
Nadprůměrný	4	220 - 244	40 - 47	2771 - 3140	13:01 - 14:00	-
Výrazně nadprůměrný	5	245 +	48 +	3141 +	- 13:00	-

Tab. 30 Normy pro věkovou kategorii 31-40 ženy (Měkota, Kovář, 1996, s. 69)

VĚKOVÁ KATEGORIE: 31 - 40 roků						
ŽENY						
Hodnocení	Body	T ₁ Skok daleký (cm)	T ₂ Leh-sed (počet)	T _{3a} 12 min.běh (m)	T _{3c} 2 km chůze (min:s)	T ₄₋₃ Hloubka předklonu (cm)
Výrazně podprůměrný	1	- 129	- 12	- 1510	18:01 +	- 12
Podprůměrný	2	130 - 152	13 - 21	1511 - 1860	17:01 - 18:00	13 - 18
Průměrný	3	153 - 175	22 - 30	1861 - 2210	16:01 - 17:00	19 +
Nadprůměrný	4	176 - 198	31 - 39	2211 - 2560	15:01 - 16:00	-
Výrazně nadprůměrný	5	199 +	40 +	2561 +	- 15:00	-

Příloha 5.

Tabulky – výsledky statistického zpracování a porovnání naměřených hodnot u sportovců a nesportovců pro jednotlivé posturografické testy

Tab. 31 Statistika Unifit score - kondice

	Sportovci (n = 13)					Nesportovci (n = 14)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
Unifit score	13,0	11,0	14,5	9,0	15,0	9,0	7,0	10,0	4,0	13,0	19,000	0,0004

Tab. 32 Statistika Sensory organisation test - kondice

Sensory organisation test - Equilibrium score (%)	Sportovci (n = 13)					Nesportovci (n = 14)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
	83	75	86	67	86	78	72,5	80,8	59	88	64,500	0,197

Tab. 33 Statistika Motor control test - kondice

Motor control test - latency (msec)	Sportovci (n = 13)					Nesportovci (n = 14)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
Latency LB LR prům.	125	120	140	115	145	120	120	125	110	150	72,000	0,341
Latency LF LR prům.	120	115	125	110	145	125	116	130	110	145	74,000	0,402

Tab. 34 Statistika Unilateral stance EO - kondice

Unilateral stance - sway velocity (deg/sec)	Sportovci (n = 13)					Nesportovci (n = 14)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
ULS EO nDK prům.	0,5	0,43	0,6	0,4	0,7	0,47	0,44	0,523	0,27	0,63	64,000	0,187
ULS EO dDK prům.	0,5	0,47	0,53	0,4	0,87	0,57	0,478	0,6	0,33	0,67	73,500	0,393

Tab. 35 Statistika Unilateral stance EC - kondice

Unilateral stance - sway velocity (deg/sec)	Sportovci (n = 13)					Nesportovci (n = 14)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
ULS EC nDK prům.	1,7	1,2	5,1	1,0	8,4	5,1	2,3	8,4	1,3	8,7	52,500	0,061
ULS EC dDK prům.	4,8	1,8	5,0	1,5	8,6	5,3	5,0	8,4	1,3	12,0	61,000	0,145

Tab. 36 Statistika Limits of stability - kondice

Limits of stability - reaction time (sec)	Sportovci (n = 13)					Nesportovci (n = 14)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
RT Front	0,49	0,32	0,53	0,08	0,83	0,27	0,18	0,37	0,09	1,03	66,500	0,234
RT Back	0,30	0,13	0,42	0,07	0,64	0,44	0,30	0,55	0,09	0,69	56,500	0,093
RT Left	0,32	0,27	0,63	0,21	1,02	0,41	0,25	0,54	0,12	0,99	88,000	0,884
RT Right	0,32	0,21	0,47	0,04	0,77	0,48	0,21	0,59	0,05	0,71	72,500	0,369
reaction time prům.	0,373	0,273	0,450	0,173	0,693	0,376	0,270	0,503	0,203	0,660	86,000	0,808

Tab. 37 Statistika Forward lunge – contact time - kondice

Forward lunge - contact time (sec)	Sportovci (n = 13)					Nesportovci (n = 14)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
contact time nDK prům.	1,0	0,9	1,0	0,7	1,4	0,9	0,8	0,9	0,6	1,2	57,000	0,099
contact time dDK prům.	1,0	0,9	1,0	0,7	1,4	0,8	0,8	1,0	0,7	1,4	70,000	0,308

Tab. 38 Statistika Forward lunge – force impuls - kondice

Forward lunge - Force impuls (% Body weight/sec)	Sportovci (n = 13)					Nesportovci (n = 14)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
Force impuls nDK prům.	108,3	101,3	114,7	86,7	144,3	99,9	92,6	104,1	75,3	130,3	49,000	0,041
Force impuls dDK prům.	108,3	101,3	113,7	85,3	148,7	94,3	89,6	110,9	77,0	142,3	64,000	0,190

Tab. 39 Statistika Forward lunge – distance - kondice

Forward lunge - Distance (% Body height)	Sportovci (n = 13)					Nesportovci (n = 14)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
Distance nDK prům.	48,7	47,7	54,0	39,3	59,7	51,2	45,3	56,9	43,7	62,0	88,000	0,884
Distance dDK prům.	51,0	46,7	53,7	44,3	62,3	50,4	49,2	56,5	44,3	63,0	84,500	1,752

Tab. 40 Statistika Step/Quick turn – turn time - kondice

Step Quick Turn test - Turn Time (sec)	Sportovci (n = 13)					Nesportovci (n = 14)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
Turn Time nDK prům.	0,490	0,407	0,627	0,290	0,893	0,495	0,271	0,805	0,159	1,280	83,000	0,698
Turn Time dDK prům.	0,380	0,240	0,610	0,230	2,763	0,445	0,361	0,702	0,210	0,893	76,000	0,467

Tab. 41 Statistika Step/Quick turn – turn sway - kondice

Step Quick Turn test - Turn Sway (deg.)	Sportovci (n = 13)					Nesportovci (n = 14)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
Turn Sway nDK prům.	14,770	13,700	19,500	9,070	28,800	16,615	13,293	20,250	7,830	30,930	88,000	0,884
Turn Sway dDK prům.	14,730	10,700	17,630	6,970	54,830	18,400	14,315	20,553	6,200	28,730	69,000	0,286

Legenda tab. 31-41: **n** – počet, **kv.** – kvartil, **min** – minimum, **max** – maximum, **U – test** – hodnota testového kritéria, **p hodnota** – hodnota statistické významnosti, **LB** – large back, **LF** – large front, **RL** – pravo-levá, **nDK** – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina, **ULS** – Unilateral stance, **EO** – eyes open, **EC** – eyes closed, **RT** – reaction time, **prům.** – průměr

Příloha 6.

Tabulky – výsledky statistického zpracování a porovnání naměřených hodnot u jedinců se zvýšeným BMI a u jedinců s BMI v normě pro jednotlivé posturografické testy

Tab. 42 Statistika Sensory organisation test – konstituce

Sensory organisation test - Equilibrium score (%)	BMI v normě (n = 18)					BMI nad normou (n = 8)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
	79,5	73,5	85,8	59	88	78	74,8	81,5	70	85	61,500	0,558

Tab. 43 Statistika Motor control test – konstituce

Motor control test - latency (msec)	BMI v normě (n = 18)					BMI nad normou (n = 8)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
Latency LB LR prům.	120	120	125	110	145	127,5	120	136,3	120	150	48,500	0,176
Latency LF LR prům.	122,5	116	129	110	145	125	118,8	130	115	145	65,000	0,692

Tab. 44 Statistika Unilateral stance EO – konstituce

Unilateral stance - sway velocity (deg/sec)	BMI v normě (n = 18)					BMI nad normou (n = 8)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
ULS EO nDK prům.	0,5	0,44	0,59	0,4	0,67	0,47	0,42	0,53	0,27	0,7	58,500	0,450
ULS EO dDK prům.	0,5	0,44	0,58	0,33	0,87	0,585	0,52	0,63	0,37	0,67	47,500	0,171

Tab. 45 Statistika Unilateral stance EC – konstituce

Unilateral stance - sway velocity (deg/sec)	BMI v normě (n = 18)					BMI nad normou (n = 8)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
ULS EC nDK prům.	1,7	1,3	5,1	1,0	8,7	6,7	5,0	8,4	1,3	8,5	42,500	0,101
ULS EC dDK prům.	4,8	1,6	5,2	1,3	12,0	6,8	5,1	8,6	5,0	12,0	27,500	0,013

Tab. 46 Statistika Limits of stability – konstituce

Limits of stability - reaction time (sec)	BMI v normě (n = 18)					BMI nad normou (n = 8)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
RT Front	0,33	0,24	0,52	0,08	1,03	0,43	0,26	0,55	0,11	1,02	63,500	0,636
RT Back	0,34	0,17	0,53	0,07	0,69	0,40	0,29	0,51	0,09	0,69	62,500	0,597
RT Left	0,34	0,27	0,50	0,16	1,02	0,53	0,30	0,63	0,12	0,99	59,000	0,470
RT Right	0,39	0,26	0,55	0,04	0,77	0,38	0,18	0,59	0,11	0,70	71,500	0,978
reaction time prům.	0,38	0,26	0,45	0,17	0,69	0,41	0,33	0,59	0,20	0,66	59,000	0,470

Tab. 47 Statistika Forward lunge – contact time – konstituce

Forward lunge - contact time (sec)	BMI v normě (n = 18)					BMI nad normou (n = 8)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
contact time nDK prům.	0,93	0,82	0,96	0,64	1,11	0,95	0,90	1,14	0,81	1,35	49,000	0,201
contact time dDK prům.	0,90	0,81	0,99	0,68	1,16	1,06	0,82	1,34	0,72	1,40	48,500	0,191

Tab. 48 Statistika Forward lunge – force impuls – konstituce

Forward lunge - Force impuls (% Body weight/sec)	BMI v normě (n = 18)					BMI nad normou (n = 8)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
Force impuls nDK prům.	101,3	95,4	108,8	75,3	120,0	105,9	100,5	122,4	88,0	144,3	52,000	0,266
Force impuls dDK prům.	98,7	91,7	110,3	77,0	129,0	116,2	91,7	140,6	85,7	148,7	50,000	0,222

Tab. 49 Statistika Forward lunge – distance – konstituce

Forward lunge -Distance (% Body height)	BMI v normě (n = 18)					BMI nad normou (n = 8)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
Distance nDK prům.	48,7	47,4	54,5	43,7	62,0	51,5	45,7	54,7	39,3	59,0	67,000	0,781
Distance dDK prům.	50,9	49,3	55,3	46,0	63,0	49,0	45,8	54,2	44,3	56,7	48,000	0,182

Tab. 50 Statistika Step/Quit turn – turn time – konstituce

Step Quick Turn test - Turn Time (sec)	BMI v normě (n = 18)					BMI nad normou (n = 8)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
Turn Time nDK prům.	0,46	0,35	0,74	0,16	1,28	0,59	0,27	0,72	0,23	0,84	66,500	0,760
Turn Time dDK prům.	0,41	0,26	0,67	0,22	0,89	0,45	0,40	0,62	0,21	2,76	64,500	0,677

Tab. 51 Statistika Step/Quit turn – turn sway – konstituce

Step Quick Turn test - Turn Sway (deg.)	BMI v normě (n = 18)					BMI nad normou (n = 8)					U-test	p hodnota
	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max	Medián	1.kv.	3.kv.	min	max		
Turn Sway nDK prům.	16,78	14,28	22,62	9,07	30,93	14,85	12,32	18,32	7,83	20,70	52,000	0,267
Turn Sway dDK prům.	15,50	12,65	20,46	6,97	28,73	17,75	15,77	19,78	6,20	54,83	61,000	0,541

Legenda tab. 42-51: **n** – počet, **kv.** – kvartil, **min** – minimum, **max** – maximum, **U – test** – hodnota testového kritéria, **p hodnota** – hodnota statistické významnosti, **LB** – large back, **LF** – large front, **RL** – pravo-levá, **nDK** – nedominantní dolní končetina, **dDK** – dominantní dolní končetina, **ULS** – Unilateral stance, **EO** – eyes open, **EC** – eyes closed, **RT** – reaction time, **prům.** – průměr