UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA
Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Michaela Havlová

Vliv kinesiotapingu na posturální řízení stoje

Diplomová práce

Praha 2015

Autor práce: **Bc. Michaela Havlová**

Vedoucí práce: **Mgr. Petr Bitnar**

Oponent práce: **Mgr. Zdeněk Čech**

Datum obhajoby: **2015**

Bibliografický záznam

HAVLOVÁ, Michaela. *Vliv kinesiotapingu na posturální řízení stoje.* Praha: Karlova univerzita v Praze, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2015. 70 s. Vedoucí diplomové práce Mgr. Petr Bitnar

Abstrakt

Posturální stabilita je nezbytná pro veškeré činnosti člověka. Řízení posturální stability zajišťuje především centrální nervová soustava. Pro řízení jsou nezbytné aferentní informace z vestibulárního, somatosenzorického a zrakového systému. Modifikace některého z těchto vstupů může mít dopad na posturální stabilitu. Změny exteroceptivního vjemu lze docílit aplikací kinesiota tapu. Kinesiotaping je v současné době velmi oblíbená metoda, které je připisováno velké množství účinků. V teoretické části práce jsou popsány tyto účinky včetně výsledků vědeckých prací, které účinky ověřují.

Experimentální část této práce byla zaměřena na objektivizaci případných změn posturální stability po aplikaci kinesio tapů na dorzální a ventrální stranu trupu u zdravých osob bez zranění či jiné poruchy. Pro vyšetření byly použity dva testy přístroje Balance Master®, modifikovaný test balanční senzorické interakce a test limitů stability. Výsledky měření byly statisticky vyhodnoceny na hladině spolehlivosti $\alpha = 0{,}05$.

Vlivem kinesiotapingu nebyly zaznamenány významné změny rychlosti výchylek těžiště, ani parametrů, které hodnotí přenos těžiště nad hranici opěrné báze.

Klíčová slova

Kinesiotaping, kinesio tape, posturální stabilita, posturografie, Balance Master

Abstract

Postural stability is necessary for all human activities. Management od postural control is provided especially by central nervous system. For management are essential afferent information from vestibular, visual and somatosensory system. Modification of any of these inputs could have influence postural stability. Changes of exteroceptive perception can be achieved by the application of kinesio tape. Kinesiotaping is currently very popular therapeutic method, which is attributed to the wide range of effects. In the theoretical part of this thesis are described these effects, including the results of scientific studies that are engaged in verify the effects.

Experimental part of this thesis was focused on the objectification of any changes of postural stability after application of kinesio tape on dorsal and ventral side of the trunk in healthy individuals without injury or other disorders. For the examination were used two tests of Balance Master® System, the modified clinical test of sensory interaction on balance and the test limits of stability. The results were satistically evaluated at the level $\alpha = 0.05$.

Due to kinesio tape were observed no siginificant changes in the mean sway velocity of center of gravity. There were also found no significant changes of parameters that evaluate the transmission of center of gravity above the borders of the supporting base.

Keywords

Kinesiotaping, postural stability, balance, posturography, Balance Master

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Petra Bitnara, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 4. 5. 2015 Michaela Havlová

Poděkování

Děkuji Mgr. Petru Bitnarovi za odborné vedení diplomové práce, za návrhy, připomínky a cenné rady při jejím zpracování. Také děkuji všem probandům za čas a ochotu účastnit se měření.

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK **8**
ÚVOD **9**
1 PŘEHLED POZNATKŮ **10**
1.1 ZÁKLADNÍ POJMY 10
1.2 POSTURÁLNÍ ŘÍZENÍ STOJE 12
1.2.1 Somatosenzorický systém 12
1.2.2 Vestibulární systém 15
1.2.3 Vizuální systém 16
1.2.4 Mozeček 16
1.2.5 Strategie pro zajištění stability 18
1.3 POSTUROGRAFIE 19
1.3.1 Motorické učení v rámci posturografického vyšetření 19
1.3.2 Balance Master® Systém 20
1.4 KINESIOTAPING 22
1.4.1 Indikace a kontraindikace 22
1.4.2 Vlastnosti kinesio tapu 23
1.4.3 Způsob aplikace 24
1.4.4 Účinky 25
1.4.5 Vliv kinesiotapingu na posturální stabilitu 31
2 CÍLE A HYPOTÉZY **33**
3 METODIKA **34**
3.1 SOUBOR VYŠETŘENÝCH OSOB 34
3.2 POUŽITÁ STABILOMETRICKÁ VYŠETŘENÍ 34
3.3 PRŮBĚH VYŠETŘENÍ 38
3.4 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ VÝSLEDKŮ 39
4 VÝSLEDKY **41**
4.1 MODIFIKOVANÝ TEST BALANČNÍ SENZORICKÉ INTERAKCE 41
4.2 TEST LIMITŮ STABILITY 46
5 DISKUZE **58**
5.1 DISKUZE K TEORETICKÉ ČÁSTI 58
5.2 DISKUZE K PRAKTICKÉ ČÁSTI 60
5.2.1 Diskuze k hypotéze H1 60
5.2.2 Diskuze k hypotéze H2 61
5.2.3 Diskuze k hypotéze H3 61
5.2.4 Diskuze k hypotéze H4 62
5.2.5 Diskuze k hypotéze H5 62
5.2.6 Diskuze k hypotéze H6 63
ZÁVĚR **64**
REFERENČNÍ SEZNAM **65**
SEZNAM PŘÍLOH **71**
PŘÍLOHY **72**

SEZNAM ZKRATEK

COG	Centre Of Gravity (průmět COM do roviny opěrné báze)
COM	Centre Of Mass (těžiště těla v prostoru)
COP	Centre Of Pressure (místo působení vektoru reakční síly opěrné plochy)
DCL	Directional Control (řízení směru)
EMG	elektromyografie
EPE	Endpoint Excursion (výchylka v koncovém bodu)
FIRM-EC	Firm-eyes closed (pevný povrch, zavřené oči)
FIRM-EO	Firm-eyes open (pevný povrch, otevřené oči)
FOAM-EC	Foam-eyes closed (pěnová podložka, zavřené oči)
FOAM-EO	Foam-eyes open (pěnová podložka, otevřené oči)
KT	kinesiotaping
LOS	Limits Of Stability (limity stability)
m.	musculus
mCTSIB	modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (modifikovaný test balanční senzorické interakce)
mm.	musculi
MVL	Movement Velocity (rychlost pohybu)
MXE	Maximum Excursion (maximální exkurze)
ncl.	nucleus
RT	Reaction Time (reakční čas)
SIPS	spina iliaca posterior superior
tr.	tractus

ÚVOD

Kinesiotaping je velmi rozšířená a přitom rozporuplná metoda. Dříve byl kinesio tape využíván především vrcholovými sportovci, dnes se ale spektrum použití rozšířilo i do jiných oblastí včetně medicíny. Podkladem pro doporučené aplikace u různých diagnóz jsou empirické zkušenosti a mechanismy působení nejsou plně objasněny. Cílem teoretické části této práce je shrnout dosavadní poznatky a teorie udávané v literatuře o kinesiotapingu a doplnit je výsledky vědeckých studií.

Praktická část je zaměřena na testování posturální stability stoje a její ovlivnění kinesio tapem aplikovaným na trupu. Předpokládáme, že kinesio tape nalepený na kůži může zvýšit množství aferentních informací exteroceptivních, případně proprioceptivních, z aplikované oblasti a okolí. Prostřednictvím posturografického vyšetření chceme zjistit, zda tyto vjemy mohou mít objektivní vliv na změnu posturální stability. Cílem je přispět k dosavadním poznatkům o působení kinesiotapingu na lidské tělo.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Základní pojmy

Postura

„Posturu chápeme jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová“ (Kolář et al., 2009, s. 39). Je součástí všech poloh i každého pohybu včetně lokomoce. Aktivní držení segmentů je zajištěno vnitřními silami, zejména svalovou aktivitou. Při zaujetí statické polohy se tělo nepohybuje v prostoru, avšak každá stálá poloha obsahuje dynamické procesy (Kolář et al., 2009, s. 38). „Udržování polohy těla (postury) je iniciováno činností krátkých svalů stabilizujících polohy jednotlivých segmentů, ale zároveň je udržováno i aktivitou delších svalů integrujících jednotlivé segmenty do stabilizovaného celku“ (Véle, 2006, s. 56). Nastavená poloha segmentů je neustále vyvažována balancováním okolo střední polohy. Je tak zajištěna stabilita, ale zároveň i pohotovost k přechodu z klidné polohy do pohybu a naopak. Udržování polohy probíhá nevědomě, je rámcově naprogramované, ale musí být přizpůsobeno aktuálním podmínkám vnitřního i vnějšího prostředí. Při nečekané změně podmínek vstupuje do vědomí (Véle, 2006, s. 98). **Atituda** je pojem, který označuje posturu nastavenou k provedení volního pohybu (Vařeka, 2002a).

Posturální stabilita je schopnost zabezpečit takové držení těla, při kterém nedojde k neřízenému nebo neočekávanému pádu. Na stabilitu mají vliv neurofyziologické a biomechanické faktory. K biomechanickým faktorům se řadí velikost opěrné plochy, což je oblast kontaktu těla s podložkou. Opěrná báze je plocha ohraničená nejvzdálenějšími body kontaktu. Obsahuje opěrnou plochu i oblast, kde se tělo podložky nedotýká. Stabilita je vyšší při větší velikosti opěrné báze, vyšší hmotnosti těla, malé vzdálenosti těžiště nad opěrnou bází, při průmětu těžiště blízko středu opěrné báze a jestliže je opěrná plocha v horizontální rovině. (Kolář et al., 2009, s. 39). Lidské tělo je poměrně nestabilní objekt. Jeho těžiště je umístěno vysoko nad zemí, asi jeden metr, opěrná plocha je malá – přibližně 0,1 metru čtverečného u dospělého člověka. Na udržení vzpřímeného držení má velký podíl svalová aktivita. Udržení stability je náročnější, jestliže se průmět těžiště posunuje k okraji báze (Latash, 2012, s. 212). V takové situaci je vyšší svalová aktivita příslušných svalů později doprovázena hypertonií, bolestí, případně i vznikem deformity. Při lokomoci nemusí

vektor tíhové síly směřovat do opěrné báze, ale musí sem směřovat výslednice všech působících zevních sil. Mimo tíhovou je to např. třecí síla, reakční a setrvačnost (Kolář et al. 2009, s. 39).

Posturální stabilizace je spojení, které popisuje aktivní držení tělesných segmentů proti působení vnějších sil. Ve statické poloze svalová koaktivace agonistů a antagonistů zajišťuje relativní tuhost kloubních spojů, které v dané poloze mohou odolávat gravitační síle. Svalová aktivita je koordinovaná, stabilizace se účastní nejen agonisté a antagonisté, ale i další svalové skupiny. Zpevnění segmentů umožňuje vzpřímené držení těla v prostoru a lokomoci. Posturální stabilizace je součástí veškerých pohybů končetin i celého těla (Kolář et al., 2009, s. 39).

Při jakémkoliv pohybu tělesného segmentu musí být kontrakční svalovou silou překonán odpor. Kontrakční síla se v pákovém segmentovém systému těla převádí na momenty sil a v celém pohybovém aparátu vyvolává reakční svalovou odpověď. Tato stabilizační odezva se nazývá **posturální reaktibilita**. Jejím účelem je zajistit takové zpevnění jednotlivých kloubů, aby mohlo vzniknout stabilní punctum fixum a kloubní segmenty odolaly působení zevních sil. Punctum fixum je úponová část svalu zpevněná aktivitou jiných svalů. Dovoluje druhé úponové části svalu, označené punctum mobile, provést pohyb v kloubu. Bez úponové stabilizace nelze provést žádný pohyb. Každému pohybu končetin předchází stabilizace trupu prostřednictvím centrálních anticipačních mechanismů. Bývá popisována souběžná aktivita bránice, pánevního dna, m. transversus abdominis a m. multifidus (Kolář et al., 2009, s. 40).

COM (center of mass) je označení pro těžiště těla v prostoru. Je to pomyslný hmotný bod, ve kterém je soustředěna hmotnost těla. Jeho umístění lze stanovit jako vážený průměr těžišť jednotlivých segmentů různými metodami – matematickými, grafickými nebo experimentálními. **COG (center of gravity)** je průmět COM do roviny opěrné báze. Jestliže se COG vychýlí mimo opěrnou bázi, nemůže se vrátit zpátky působením vnitřních sil, tedy vlastní svalovou silou. Musí dojít ke změně opěrné báze přemístěním plochy kontaktu, např. ve stoji přemístěním dolní končetiny (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 120). **COP (center of pressure**) bývá definováno jako místo působení vektoru reakční síly opěrné plochy. Jeho polohu je možné spočítat jako vážený průměr tlaků snímaných z podložky. U dokonale tuhého tělesa je shodné s COG. Při stoji člověka COP osciluje uvnitř opěrné báze výrazně více než COG. Na jeho vychylování má podíl například kolísavá aktivita svalů bérce a nohy (Vařeka, 2002a).

Při udržování stálé polohy se kontrakční síla svalů neustále mění. Tělesné segmenty se vůči sobě méně či více pohybují. Proto dochází k vychylování společného těžiště COM i ke změně polohy COG a COP. Rovnováhu narušují i vnitřní vlivy jako je srdeční činnost či dechové pohyby. Při nádechu má páteř tendenci pohybovat se do extenze, což je pro posturální držení výhodnější. Během výdechu má páteř tendenci k pohybu do flexe, posturálně méně výhodnému držení (Véle, 2006, s. 109). Na držení těla má vliv i řada dalších faktorů, například stav neuromuskuloskeletálního systému, flexibilita a psychika. Psychické rozpoložení ovlivňuje výběr programu a strategie pro udržení posturální stability (Vařeka, 2002b).

1.2 Posturální řízení stoje

Vzpřímené držení těla člověka je druhově specifické a geneticky fixované (Véle, 2006, s. 55). Na rozdíl od kvadrupedální polohy umožňuje bipedální stoj lepší orientaci v prostoru a uvolnění horních končetin pro manipulaci s předměty (Vařeka, 2002a). Vzpřímené držení je umožněné spoluprací senzorické, řídící a výkonné složky. Do senzorické složky spadá především propriocepce, exterocepce, vestibulární systém a zrak. Řízení zabezpečuje centrální nervová soustava a výkonnou částí je pohybová soustava (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 119).

1.2.1 Somatosenzorický systém

Pro řízení stabilizace polohy a korekci pohybu jsou důležité exteroceptivní a proprioceptivní informace ze svalů, šlach a kloubů celého těla. Dochází k jejich vyhodnocení a při vzájemné odlišnosti mohou být zdrojem nejistoty pohybu a závratě (Véle, 2006, s. 101).

Propriocepce je definovaná jako kombinace aferentních informací o poloze segmentů, pohybu a velikosti síly. Proprioceptory jsou umístěny ve svalu, šlaše a v kloubním pouzdru. Lze k nim funkčně zařadit i gravireceptory a receptory tlakové. Proprioceptivní informace vycházející z polohy a pohybu těla se sčítají spolu s informacemi z taktilních receptorů. Vytváří se tak aferentní soubor signálů, který zpětnovazebně ovlivňuje průběh pohybu a zároveň se podílí na přednastavení dráždivosti svalů (Véle, 2006, s. 40, 69).

Hlavními svalovými proprioceptory lidského těla jsou *svalová vřeténka*. Dělí se na tonická (statická), která registrují změny délky svalového vlákna, a fázická (dynamická), která zaznamenávají rychlost změny délky (Véle, 2006, s. 40). Skládají se

z intrafuzálních vláken, která jsou po 5 – 10 obalena vazivovým pouzdrem. Jsou paralelně vazivově připevněna k okolním extrafuzálním vláknům. Informace ze středových receptorových částí jsou aferentně vedeny axony senzorických neuronů, která mají těla uložena v gangliích zadních míšních kořenů. Senzorické neurony jsou spojeny přímo s alfa motoneurony inervujícími extrafuzální vlákna daného svalu a přes inhibiční interneurony s motoneurony antagonistů. Při protažení svalu je protažena i receptorová oblast intrafuzálních vláken a senzorické terminály vytvoří generátorový potenciál. Dosáhne-li alespoň prahové hodnoty, vzniká na senzorickém axonu akční potenciál a přes aktivaci alfa motoneuronů je vyvolána kontrakce téhož svalu (Králíček, 2011, s. 98).

Do vyšších etáží nervové soustavy vysílají senzorické neurony informace dráhou zadních provazců míšních a lemniscus medialis do somatosenzorického kortexu, dráhou spinocerebelárního a cuneocerebelárního traktu do mozečku. Informace, které proniknou až do mozkové kůry, mohou přes asociační spoje zasáhnout do aktivace kortikospinální dráhy a přes ni excitovat alfa motoneurony stejného svalu. Aktivací gama motoneuronů se kontrahují okrajové části intrafuzálních vláken, centrální část se protahuje. Za těchto podmínek generují senzorické terminály vyšší potenciál jako reakci na stejný podnět a reflexně způsobená kontrakce je silnější. Veškeré signály ze supraspinálních oblastí nervové soustavy, které jsou vedeny k alfa motoneuronům, jsou zároveň převáděny na homonymní gama motoneurony. Dochází ke koaktivaci alfa a gama motoneuronů. Tím je zaručeno, že kontrakce extrafuzálních a intrafuzálních vláken probíhá současně a přibližně ve stejné míře. Dráždivost svalových vřetének je proto zachována ve všech výchozích délkách svalu (Králíček, 2011, s. 100.).

Dalším typem proprioceptorů jsou *Golgiho šlachová tělíska*. Jsou umístěná ve šlaše, každé se napojuje na několik extrafuzálních svalových vláken. Senzorická vlákna typu Aα pronikají do tělísek a jejich větve opřádají šlachová vlákna. Těla senzorických neuronů se nachází ve spínálních gangliích. Na alfa motoneurony stejného svalu se napojují přes inhibiční motoneurony a na alfa motoneurony antagonistů přes facilitační. Přenos signálů do vyšších center nervové soustavy probíhá stejnými drahami jako u informací ze svalových vřetének. Golgiho šlachová tělíska snímají tah ze šlachy svalu způsobený aktivní kontrakcí svalu i pasivním napínáním. Jejich citlivost ale závisí na původu vzniku napětí. Při aktivní kontrakci svalu reagují na protažení šlachy velmi citlivě, při pasivním protažení naopak zaznamenají až vyšší tah (Králíček, 2011, s. 100-101).

Kloubní proprioceptory jsou umístěny v kloubním pouzdru. Jsou stimulovány zvýšením napětí nebo naopak zřasením kloubního pouzdra. Informují o poloze segmentů kloubu i o rychlosti pohybu segmentů a její změně. (Véle, 2006, s. 42). Proprioceptivní funkci mají pravděpodobně i *Paciniformní* a *Ruffiniformní tělíska*, která jsou podobná Vater-Paciniho a Ruffiniho kožním tělískům. Nachází se ve vazech a kloubních pouzdrech. Paciniformní tělíska zřejmě zaznamenávají pohyb v kloubu a Ruffiniformní tělíska signalizují krajní polohu kloubu. Ruffiniho kožní tělíska mají také podíl na propriocepci, registrují ustálenou kloubní pozici. Aferentní přenos informací z těchto proprioceptorů do míchy je zprostředkován vlákny typu Aβ. Těla senzorických neuronů, které vedou signály z proprioceptorů leží ve spinálních gangliích. Informace z horních končetin jsou dále vedeny ipsilaterálními zadními provazci míšními do ncl. cuneatus lateralis, kde jsou umístěné druhé neurony dráhy. Část axonů vystupujících z jádra směřuje přes tractus cuneocerebellaris do spinálního mozečku. Zbylá část axonů se kříží a přidává se do lemniscus medialis, který vede do ncl. ventralis posterolateralis thalamu, a odtud do somatosenzorického kortexu. Neurony shromažďující proprioceptivní informace z dolních končetin se synapticky přepojují již v zadních míšních rozích v ncl. Stilling-Clarki. Dále signály vedou po axonech neuronů tohoto jádra - dráhami tr. spinocerebellaris ventralis et dorsalis v bočních provazcích míšních. Po průchodu prodlouženou míchou odchází část vláken do spinálního mozečku. Zbylé axony jdou do ncl. „Z“, kde se přepojují a dále se jejich cesta shoduje s drahou zadních míšních provazců. Prochází přes lemniscus medialis a ventrální jádro posterolaterálního thalamu do somatosenzorické mozkové kůry (Králíček, 2011 s. 75-78).

Exterocepce, neboli povrchové čití, zprostředkovává vjemy z vnějšího prostředí. Při mechanickém působení na povrch těla dochází k dráždění mechanoceptorů. Adekvátním podnětem pro jejich stimulaci je deformace kůže a ohnutí chlupu nebo vlasu. Mechanoceptory jsou buď volná, nebo složitě opouzdřená zakončení nervových vláken Aβ. Rozlišují se taktilní receptory pomalu adaptující, které vytváří elektrický po celou dobu stimulace, a rychle adaptující receptory, jež reagují na začátek a případný konec působení podnětu. Nejpovrchněji jsou v pokožce uložené Merkelovy disky, pomalu adaptující receptory, pro které je optimálním podnětem lehký tlak nebo dotek. Hlouběji, v papilách koria se nachází Meissnerova tělíska. Jsou to rychle adaptující receptory a nejcitlivěji reagují na mechanické chvění o frekvenci nižší než 80 Hz. Ruffiniho tělíska leží hluboko v koriu a podílejí se nejspíš i na propriocepci. Patří mezi

pomalu adaptující receptory a jejich optimální stimulací je napínání kůže. Posledním typem jsou Vater-Paciniho tělíska, strukturálně nejsložitější ze zmíněných receptorů. Nachází se v tela subcutanea a mají velmi rychlou adaptaci. Dobře detekují vibrace o frekvenci 100 – 300 Hz. Největší hustota kožních receptorů je na bříškách prstů, na špičce jazyka a na rtech, nejnižší na zádech a chodidlech (Králíček, 2011 s. 71-72).

Informace z kožních mechanoceptorů jsou přenášeny především lemniskálním systémem, dráhou zadních provazců míšních. První neurony dráhy jsou opět uloženy ve spinálních gangiích. Jejich axony probíhají ipsilaterálně od místa vstupu do míchy. Druhé neurony jsou uloženy v prodloužené míše v ncl. gracilis a ncl. cuneatus medialis. Po přepojení v jádrech se dráhy kříží a pokračují systémem lemniscus medialis do thalamického jádra ncl. ventralis posterolateralis. Zde se se nachází třetí neurony dráhy, jejichž axony vedou do primární somatosenzorické kůry jako tractus thalamocorticalis. Kolaterály této dráhy probíhají cestou tr. bulbocerebellaris do mozečku, také do tecta a ncl. ruber. Z thalamu vedou spoje do asociační korové oblasti (Králíček, 2011, s. 75-77).

Malá část taktilních informací je vedena anterolaterálním systémem spolu s informacemi o teple, chladu a bolesti. Vjemy zprostředkované tímto systémem jsou méně přesné a musí být vyvolané silnějším podnětem. Po vstupu do zadních kořenů míšních se axony přechází na kontralaterální stranu míchy již ve stejném segmentu. Dále stoupají bočními a předními míšními provazci. Část drah končí v retikulární formaci mozkového kmene a zbylá část v thalamu, v ncl. ventralis posterolateralis (Králíček, 2011, s. 78).

Somatosenzorický systém nejrychleji a nejcitlivěji zaznamená narušení rovnovážného stavu. Zdraví jedinci při stoji na pevné podložce za dobrého osvětlení okolí získávají 70% informací o poloze těla ze somatosenzorického systému, 20% z vestibuálrního a 10% z vizuálního systému (Peterka & Loughlin, 2004).

1.2.2 Vestibulární systém

Vestibulární aparát zaznamenává polohu v prostoru a zrychlení či zpomalení pohybu. Reflexně řídí přenos těžiště nad opěrnou bázi a v případě, že hrozí pád i ochranné pohyby končetin (Pfeiffer, 2007, s. 71). Informace z vestibulárních aparátů jsou přenášeny vestibulárním nervem, který vstupuje mostomozečkovým koutem do prodloužené míchy. Zde jsou uložena čtyři vestibulární jádra – horní, dolní, laterální a mediální, do kterých přichází i informace z mozečku. Z laterálního jádra, Deitersova,

vystupuje eferentní dráha tractus vestibulospinális lateralis. Probíhá celou páteří a má facilitační vliv na alfa i gama motoneurony inervující svalstvo končetin. Podílí se tak na antigravitačním držení (Hahn, 2004, s. 19).

Tractus vestibulospinalis medialis jsou vlákna vystupující z mediálního a dolního jádra. Některá vlákna mají úzký vztah s jádry jiných hlavových nervů a část z nich prochází do thalamu. Tato dráha zajišťuje koordinaci pohybu očí a hlavy s odpovídající stimulací vestibulárních aparátů. (Hahn, 2004, s. 19). Udržení obrazu sledovaného předmětu na sítnici i při náhlém pohybu hlavy zajišťuje vestibulookulomotorický reflex. Receptory vestibulárního aparátu zaznamenají pohyb hlavy a oči se pohnou opačným směrem (Králíček, 2011, s. 45, 52).

1.2.3 Vizuální systém

Prostřednictvím zraku získává člověk až 90 % informací (Králíček, 2011, s. 5). Umožňuje orientaci v prostoru mezi vzdálenými předměty. Vnímání zrakové vertikály má pro udržování rovnováhy velký význam. Vizuální vertikála je srovnávána s gravitační, která je vnímána vestibulárním aparátem a dalšími graviceptory. Zrakový systém se významně podílí na kompenzaci rovnovážných schopností při poškození vestibulárního systému (Dršata, 2007).

Vizuální systém zaznamenává informace z okolí velmi rychle, avšak nevnímá tak citlivě vychýlení z rovnováhy jako somatosenzorický (Resourcebalance.com, 2012).

1.2.4 Mozeček

Mozeček je součástí regulačních okruhů, které zajišťují rovnováhu, tonus a pohybovou koordinaci. Má převážně inhibiční vliv. Do mozečku přichází informace z vestibulárního aparátu, proprioceptorů, thalamu a mozkové kůry. Zpracované informace předává do motorické mozkové kůry, kontralaterálních motorických center v mozkovém kmeni a v bazálních gangliích. Eferentní cerebelospinální dráhy nejsou přímé, kontrola motoriky probíhá přes retukulospinální, rubrospinální a kortikospinální dráhy (Ambler, 2006, s. 41).

Do vestibulární části mozečku, archicerebella, vedou informace z vestribulárního aparátu cestou tractus vestibulocerebellaris. Eferentní dráha z této části běží zpět do vestibuálrních jader a pokračuje do tractus vestibulospinalis. Touto cestou mozeček reflexně řídí motoneurony svalstva kolem páteře a pletenců končetin. Přes fasciculus longitudinalis medialis ovlivňuje okohybné svaly (Ambler, 2006, s. 41). Hlavní úlohou

této části mozečku je reflexně udržovat vzpřímené držení těla a řídit automatické oční pohyby (Králíček, 2011, s. 112).

Spinální mozeček, paleocerebellum, zpracovává informace z proprioceptorů a exteroceptorů. Porovnává je s povelovými vzory, které jsou vysílány k motoneuronům z mozkové kůry. Případné diskrepance upravuje zásahem do aktivity sestupných motorických drah. Verminální oblast zasahuje do činnosti spinálních motoneuronů axiálního a pletencového svalstva. Paraverminální oblast řídí spinální motoneurony, které zásobují distální končetinové svaly (Králíček, 2011, s. 113). Optimalizuje tonus antigravitačního svalstva a je spojovacím článkem alfa a gama systému (Ambler, 2006, s. 41.)

Cerebrální mozeček, neocerebellum, zajišťuje spolu s mozkovou kůrou a bazálními ganglii programování a plánování volních pohybů (Králíček, 2011, s. 115)

1.2.5 Strategie pro zajištění stability

Na zaujetí a udržení vzpřímené polohy se podílí velký počet reflexních mechanizmů. Tyto hierarchicky uspořádané zpětnovazebné regulační obvody mají za úkol měnit napětí svalů, aby bylo možné vzpřímené držení (Králíček, 2011, s. 105). Strategie využívané pro zajištění stability stoje je možné je rozdělit na strategie statické, kdy se nemění plocha opěrné báze, a dynamické se změnou opěrné báze. Anatomická stavba těla předurčuje lepší stranovou stabilitu než předozadní. V laterolaterálním směru zajišťuje udržování rovnováhy především kyčelní mechanismus statické strategie, zapojují se svaly kyčelní. Udržování předozadní stability zabezpečuje kotníkový mechanismus, pokud se však nejedná o příliš velké vychylování. Jestliže statická strategie nestačí k udržení stability, řídící systém využije dynamickou strategii. Pokud ani ta nestačí, mění se na program řízeného pádu (Vařeka, 2002b).

1.2.5.1 Postojové a vzpřimovací reakce

Tzv. postojové a vzpřimovací reflexy patří mezi statické strategie zajištění posturální stability. Podle Vařeky (2002a) jsou to komplexní děje a pojmenování „reflexy“ proto není vhodné (Vařeka, 2002a). Řízení svalového napětí se účastní především retikulární formace, rovnovážné ústrojí, vestibulární a spinální část mozečku (Trojan et al., 2005, s. 46).

Nejjednoduššími postojovými reflexy jsou **lokální statické reakce**. Napomáhají zpevnění dolních končetin, aby unesly hmotnost těla. Při kontaktu s podložkou dochází ke stimulaci taktilních receptorů plosky a při zatížení nohy i proprioceptorů v mm. interossei. Reflexně se zvyšuje tonus svalstva celé dolní končetiny. Složitější jsou **segmentální statické reakce**, které ovlivňují svalovou činnosti více končetin. Do těchto reakcí patří zkřížený extenzorový reflex, který při flexi jedné končetiny, například v důsledku algické stimulace, způsobuje extenzi druhé končetiny. To přispívá k udržení vzpřímeného stoje. **Celkové statické reakce** jsou předchozím dvěma typům nadřazené, mají vliv na tonus všech svalů končetin i trupu. Patří mezi ně tonické šíjové reflexy a tonické i fázické labyrintové reflexy (Králíček, 2011, s. 105-106).

Tonické šíjové reflexy vznikají jako odpověď na dráždění proprioceptorů šíjových svalů. Při předklonu hlavy vyvolávají flexi horních a extenzi dolních končetin. Záklon naopak provokuje extenzi horních a flexi dolních končetin. Při otočení hlavy k jedné straně se zvyšuje tonus na straně kam míří dolní čelist, na druhé straně klesá.

Tonické labyrintové reflexy jsou odpovědí na dráždění makul utrikulu a sakulu. Tonus extenzorů končetin se mění v závislosti na poloze hlavy v prostoru. Fázické labyrintové reflexy jsou odezvou na dráždění vestibulárního aparátu při rotaci hlavy a pomáhají udržet vzpřímené držení i během rychlých pohybů (Trojan, 2003, s. 624).

Pro vzpřimovací reflexy má zásadní význam činnost retikulární formace, především oblast středního mozku, která vyhodnocuje informace z vestibulárního ústrojí. Aktuální informace jsou porovnávány se směrem působení gravitace. Poloha hlavy je regulována přes změnu napětí šíjových svalů. Tělové vzpřimovací reflexy vznikají jako odpověď na exteroceptivní podněty. Ovlivňují tonus šíjových svalů, trupových i svalstva končetin. Samotné podkorové mechanismy u člověka vzpřímenou polohu zajistit nemohou, k řízení je nezbytná funkce mozkové kůry (Trojan, 2003, s. 624).

1.3 Posturografie

Vyšetření posturální stability se provádí statickými nebo dynamickými testy. Posturografie neboli stabilometrie je přístrojové vyšetření, které umožňuje sledování změny polohy COP. S jistou nepřesností lze říci, že je měřena stabilita (Vařeka, 2002b). Výstupem vyšetření je protokol s číselnými hodnotami a jejich grafickým zobrazením. Je proto snadné porovnávat výsledky jednotlivých měření (Dršata, 2007).

Při výpadku či oslabení funkce některé části systému zabezpečující vzpřímené držení se uplatňují substituční a kompenzační mechanismy. Porucha se tak nemusí projevit ihned, ale až při zvýšené zátěži. Proto se při posturografickém vyšetření mění podmínky, aby bylo možné identifikovat konkrétní dysfunkci (Resourcebalance.com, 2012).

1.3.1 Motorické učení v rámci posturografického vyšetření

Při opakování stejného pohybu dochází ke zlepšování jeho provedení v důsledku motorického učení. Dochází nejen ke zlepšení pohybových dovedností, ale zdokonaluje se i prostorová představivost, zpřesňují se senzomotorické a rovnovážné schopností (Winstein, 1991). Leitner et al. (2007) provedli studii, ve které sledovali změny při opakovaném posturografickém vyšetření u 41 osob. U testu sensorické interakce skutečně zaznamenali zlepšování výsledků (α = 0,05) při opakovaném testování, zejména v náročnějších podmínkách pro udržení stability. Při častém

opakování stejných testů mohou být v důsledku motorického učení zkresleny výsledné hodnoty vyšetření (Leitner et al, 2007).

1.3.2 Balance Master® Systém

Balance Master® Systém je stabilometrický přístroj od firmy NeuroCom. Používá se v mnoha medicínských oborech, může být využit u osob s chronickými i akutními obtížemi senzorickými či motorickými. Umožňuje objektivní hodnocení rovnovážných funkcí a jejich trénink. Výrobcem je doporučeno použití u poruch vestibulárního, somatosenzorického a vizuálního systému, které mají dopad na řízení posturální stability nebo na stabilizaci zraku. Dále u poruch automatických pohybových reakcí, nesprávného vnímání těžiště, u potíží s plánováním a koordinací přenosu váhy.

Základní komponentou je dvojitá silová plošina se zabudovanými senzory pro snímání vertikálních sil působících na povrch (Obrázek 1). Silová plošina je zasazená do dřevěné desky. Součástí přístroje je počítač, monitor, myš a klávesnice. Monitor umožňuje při některých vyšetřeních nebo tréninku vizuální zpětnou vazbu. Vyšetřovaný sleduje na monitoru umístění vlastního těžiště v reálném čase a může přenášením váhy plnit různé úkoly. Dalším příslušenstvím jsou: pěnová podložka, dřevěné schůdky a podložky (Resourcebalance.com, 2012).

Obrázek 1. Balance Master® Systém (Resourcebalance.com, 2012)

Balance Master® je možné využít u pacientů do výšky 253 cm a ve váhovém rozpětí 18 – 136 kg. U osob těžších či lehčích lze přístroj použít, ale výsledky mohou být nepřesné. Aby mohl být pacient vyšetřen, musí být schopen samostatně stát alespoň 2 – 3 minuty.

Balance Master® Systém obsahuje dva typy testů posturální stability.
První typ hodnotí senzomotorické schopnosti. Jednotlivé testy jsou:

- **Limits of stability** (LOS) – test schopnosti cíleně přenést těžiště na okraj opěrné báze
- **Modified clinical test of sensory interaction on balance** (mCTSIB) – modifikovaný test balanční senzorické interakce
- **Rhytmic weight shift** (RWS) – test rychlého přenášení těžiště
- **Weight bearing squat** (WBS) – test rovnoměrného zatížení dolních končetin při dřepu
- **Unilateral stance** (US) – test stoje na jedné dolní končetině

Druhý typ testů hodnotí funkční schopnosti:

- **Sit-to-stand** (STS) – vstávání ze sedu na povel
- **Walk across** (WA) – chůze
- **Tandem walk** (TW) – tandemová chůze
- **Step-quick-turn** (SQT) – chůze s rychlým otočením
- **Step-up-and-over** (SUO) – přestup schodu
- **Forward lung** (FL) – výpad vpřed

Objektivní vyšetření umožní kvantifikovat posturální funkce a porovnávat jejich změnu v čase. Podle výsledků lze zvolit vhodný program pro terapii. Balance Master® nabízí terapeutické programy pro trénink balančních schopností v sedě nebo ve stoje, přenášení váhy, trénink dynamické činnosti a cvičení v uzavřeném řetězci. Úkoly mohou být prováděny s přidáním pěnové podložky (Resourcebalance.com, 2012).

V naší studii byl použitý modifikovaný test senzorické interakce (mCTSIB) a test přenášení těžiště k okrajům opěrné báze (LOS). Testy budou podrobněji popsány v metodice.

1.4 Kinesiotaping

Kinesiotaping je metoda, při které je aplikována elastická páska na kůži. Metodou se začal v sedmdesátých letech dvacátého století zabývat japonský chiropraktik, doktor Kenzo Kase. Postupně vyvíjel pásku, která se strukturou a elastičností podobá lidské kůži, a současně s ní také metodiku, ve které je použita. Původním cílem dr. Kase bylo vyvinout metodu pro podporu hojení tkání, přičemž nebude omezen rozsah pohybu kloubů, pohyb fascií ani průtok krve a lymfy (Kase, Wallis & Kase, 2003, s. 12; Kobrová & Válka, 2012, s. 21; Williams et al., 2012).

V dnešní době je kinesiotaping standardně používán ve sportovní medicíně. Také u rekreačních sportovců i nesportující veřejnosti je kinesiotaping velmi žádaný při léčbě bolestí pohybového aparátu. Filipčíková (2013) uvádí, že v současnosti je až 85 % aplikací prováděno z terapeutických důvodů a netýká se sportu. Metoda je používána v řadě zdravotnických oborů – fyzioterapie, ortopedie, neurologie, pediatrie, ergoterapie, při terapii lymfedému a jizev, v preventivní medicíně a také ve veterinární medicíně (Kobrová & Válka, 2012, s. 21).

1.4.1 Indikace a kontraindikace

Indikacemi pro použití kinesio tapu jsou především svalové poruchy a s nimi spojené obtíže, jako například nestabilita kloubů nebo naopak omezený rozsah pohybu. Další indikací je prevence svalových poranění a snížení bolesti. Pro fixaci a stabilizaci kloubu se využívá také pevný, neelastický tape. V některých případech je možné obě metody kombinovat (Kumbrink, 2014, s. 10). Kinesiotaping je možné použít i u neurologických poruch spojených s bolestí jako je interkostální neuralgie nebo vertebrogenní obtíže s radikulárními syndromy (Filipčíková et al., 2013) Také po cévní mozkové příhodě je kinesio tape vhodným doplňkem terapie (Jaraczewska & Long, 2006).

Mezí kontraindikace kinesiotapingu patří otevřené rány, hnisavé kožní defekty, kardiopulmonální dekompenzace, akutní trombóza, horečnaté stavy, melanom kůže, pigmentové névy, bradavice, elefantiáza, dermatitidy a hypertrofické jizvy. Vzácně se může objevit alergie na akryl, v tom případě se kinesio tape nepoužívá. S opatrností je nutné přistupovat k tapování u diabetes mellitus, vrozených srdečních vad, u onemocnění ledvin, hojící se a křehké kůži například po spálení na slunci a v těhotenství (Kobrová & Válka, 2012, s. 27).

1.4.2 Vlastnosti kinesio tapu

Na trhu je k dostání velké množství kinesio tapů, které se liší cenou i kvalitou. Detailněji bude popsán Temtex kinesio tape, který byl použit v praktické části práce.

Temtex kinesio tape je produktem korejské společnosti Towatek Korea Co., založené v roce 1995. Kinesio tapy této firmy jsou exportovány do zemí celého světa a využívány špičkovými sportovci mnoha národních týmů. Do České republiky jsou distribuovány od roku 2009 (Kobrová & Válka, 2012, s. 22).

Kinesio tape Temtex je upředen z pružných polyuretanových vláken obalených bavlněnou přízí. Díky složení se může páska natahovat a opět smršťovat na původní rozměr. Natažení pásky v podélném směru je možné na 140-160 % původní délky, v závislosti na šíři pásky, aniž by došlo k poškození vláken. K postupnému snižování elasticity polymeru dochází přibližně po 3-5 dnech od aplikace. Kinesio tape Temtex je z výroby nalepen na podkladovém papíru s napětím 10-15 % délky. Aplikovaný kinesio tape nebrání evaporaci, je prodyšný, drží při mytí i plavání. Díky tloušce, která je téměř stejná jako tloušťka epidermis, přestává být po nalepení vnímán do deseti minut. Kinesio tape neobsahuje latex, lepicím materiálem je akrylové termosenzitivní lepidlo. Pro optimální přilnutí musí být pokožka zbavena mastnoty a oholena. Odstraňování pásky je nejméně bolestivé při protažení kůže, ve směru růstu chlupů a odlepený konec by měl být tažen paralelně s povrchem těla. Případné podráždění kůže je většinou způsobeno příliš velkým napětím pásky. Při opakovaném používání kinesiotapingu stejnou technikou na stejné místo je doporučeno nechat mezi aplikacemi pauzu alespoň 1-2 dny pro možnost regenerace kůže a receptorů (Kobrová & Válka, 2012 s. 23-32).

Kinesio tape je vyráběn v různých barvách. Všechna barevná provedení mají identické vlastnosti – tuhost, pružnost, tloušťku i kvalitu. Při terapii je vhodné dát klientovi možnost vybrat si barvu, která se mu líbí, a zejména u psychicky labilnějších osob tak podpořit pozitivní vnímání aplikované pásky. (Kobrová & Válka, 2012, s. 34; Doležalová & Pětivlas, 2011, s. 9).

Barvy mohou mít v terapii podpůrný efekt a terapeut je může při aplikaci zohlednit. Pro povzbuzení a aktivaci je vhodné použít červený kinesio tape. Modrý kinesio tape naopak zklidňuje a snižuje tonus (Kumbrink, 2014, s. 21). Kase et al. (2003, s. 17) uvádí různé účinky barev, jako například pohlcení více světla červenou

barvou a možné větší zahřátí pod červeným kinesio tapem. Modrá páska může působit chladivě v důsledku většího odrazu světla

1.4.3 Způsob aplikace

Jsou popsány dva základní způsoby aplikace pro inhibici a facilitaci svalů. Pro inhibici akutně přetížených svalů se kinesio tape aplikuje ve směru od úponu k začátku svalu. Páska se napíná 15-25% z maximálního napětí, tedy způsobem „paper off“, při kterém je dodrženo pouze napětí kinesio tapu na podkladovém papíře. Pro facilitaci oslabených svalů je tape aplikován od začátku k úponu svalu. Napětí pásky je 25-50% maximálního napětí. V obou případech se kinesio tape lepí v protažení segmentu (Kase et al., 2003, s. 13-15).

Další techniky kinesiotapingu jsou korekční. Rozlišuje se šest typů: mechanická, fasciální, prostorová, vazivová/šlachová, funkční a lymfatická. Používají se po ošetření svalů základní technikou pro zlepšení poměrů v oblasti. Speciální technika lepení se používá na jizvy (Kase et al., 2003, s. 19-41).

Podle způsobu aplikace se kinesio tape rozděluje na části – kotvu, bázi, konec a případně „tails“. Kotva je začátek dlouhý 2,5-5 cm, nalepený bez napětí. Část za kotvou se nazývá báze, je to hlavní terapeutická zóna s napětím. Poslední část je opět aplikována opět bez napětí a má přibližně stejnou délku jako kotva. „Tails“ nebo také „vějíř“ jsou úzké pruhy podélně rozděleného tapu (Kase et al., 2003, s. 13; Kobrová & Válka, 2012 s. 32-33).

Tvar pásky se může lišit podle velikosti ošetřované oblasti a požadovaného terapeutického efektu. Páska může mít tvary písmen „Y“, „I“, „X“; tvar „vějíře“, „sítě“ a nebo „donut hole“. Nejčastěji se používá tvar „Y“ pro facilitaci nebo inhibici svalu. Tvar „I“ je vhodné používat pro akutně poraněné svaly pro omezení vzniku otoku a zmírnění bolesti. Tvar „X“ lze využít v podobných situacích jako tvar „Y“, přičemž napjatá je pouze nedělená část pásky. „Vějíř“ se používá pro lymfatickou drenáž, tape se rozděluje na 4-8 částí, které jsou jednotlivě lepeny s napětím 0-15%. „Síť“ je podobná jako vějíř, ale rozdělení je pouze uprostřed a oba konce pásky zůstávají v celku. Je hodná pro korekční techniky v oblasti velkých kloubů. U „donut hole“ se vytvoří otvor uprostřed pásky, který se umístí přímo nad postižené místo. V dané oblasti dojde k odlehčení. Používá se především na místa kostních výstupků (Kase et al., 2003, s. 15-16; Kobrová & Válka, 2012 s. 32-34).

1.4.4 Účinky

Správně nalepený kinesio tape na postižené místo vyvolává reflexní odpověď, která má za cíl odstranit patologické změny. Všeobecně je popisováno pět základních účinků kinesiotapingu: snížení bolesti, podpora svalové funkce, obnovení cirkulace krve a lymfy, korekce kloubní funkce a zlepšení propriocepce (Kobrová & Válka, 2012, s. 24-26; Kase, 2003).

Popisované mechanismy účinků se prolínají. Prozatím je studiemi prokázané snížení bolesti, zlepšení pohyblivosti kloubů, zvýšení svalové aktivity, včasnější svalová aktivace a zlepšení výkonu. Mechanismy však zůstávají neobjasněné (Cai et al., 2015).

Mechanismus působení kinesiotapingu bývá spojován s placebo efektem. Studie prokázaly, že placebo skutečně může mít analgetický účinek i zlepšovat pohybové dovednosti. Tím, že je kinesiotaping „viditelná“ léčebná metoda, navíc používaná u vrcholových sportovců, jistě přispívá k důvěře ve zlepšení zdravotního stavu (Cai et al., 2015; Karlon & Bar-Sela, 2013).

1.4.4.1 Snížení bolesti

Při nadměrném zatížení svalu, mikrotraumatizaci a zánětu dochází k pocitu ztuhlosti, únavy a bolesti. V postiženém svalu se snižuje pH a kumuluje voda v důsledku osmotických jevů. Prostor mezi svalem a kůží se zmenšuje. Receptory a cévy v této oblasti jsou komprimovány, dochází ke zhoršení cirkulace a žilnímu městnání. Ve svalové tkáni se hromadí metabolity a pH dále klesá. Při dlouhém trvání těchto změn může dojít k metabolickému selhání, poruše funkce a struktury tkání. Po přilepení kinesio tapu s napětím dochází ke zpětnému smrštění pásky. To způsobuje zvrásnění a elevaci kůže s dekompresí intersticiálního prostoru. Útlak krevního i lymfatického řečiště se snižuje a zlepšuje se prokrvení. Snížením tlaku a menším drážděním nociceptorů klesá bolest (Kobrová & Válka, 2012 s. 24-25). Dekompresní působení kinesio tapu je popsáno do napětí 50%. Při větším napětí působí páska kompresně (Kase et al., 2003).

V jiných zdrojích je snížení bolesti kinesio tapem je vysvětlováno vrátkovou teorií. Tape stimuluje exteroceptory a zvyšuje množství aferentních informací v Aß vláknech. V převodních buňkách zadních míšních rohů je utlumen přenos nociceptivní informace do vyšších etáží centrální nervové soustavy (Kaya, 2011; Williams et al., 2012).

U 42 pacientů s tendinitidou rotátorové manžety byla provedena dvojitě zaslepená studie. Ukázalo se, že vhodně nalepený kinesio tape může ihned po aplikaci signifikantně zvýšit nebolestivý rozsah pohybu. U skupiny probandů, která měla pásky nalepeny na jiná místa, než je doporučeno pro poruchy rotátorové manžety a bez napětí, k žádnému okamžitému efektu nedošlo. V průběžných měřeních až do šestého dne od aplikace však nebyl mezi skupinami na stanovené hladině spolehlivosti ($\alpha = 0{,}05$) významný rozdíl a došlo ke snížení bolesti i zvětšení rozsahu pohybu u obou (Thelen, 2008).

Jiná studie zkoumala u pacientů s impingement syndromem ramenního kloubu efekt kinesiotapingu v porovnání s účinkem TENS proudů. V prvním týdnu byla u skupiny 35 probandů s aplikovaným kinesio tapem významně snížena bolest klidová, noční i během pohybu, zatímco u skupiny s fyzikální terapií (25 osob) nebyl efekt výrazný. Statistické hodnocení proběhlo na hladině spolehlivosti $\alpha = 0{,}001$. Během druhého týdne byl u skupiny s tapem zaznamenán i výrazný pokles omezení funkce horní končetiny. U skupiny s fyzikální terapií došlo v druhém týdnu také ke snížení bolesti. Konečné výsledky mezi skupinami nebyly, co se týče bolesti a funkčního omezení, na stanovené hladině významně odlišné. Na častěji používané hladině $\alpha = 0{,}05$ by rozdíl mezi skupinami ve funkčním omezení statisticky významný byl, protože hodnota $p = 0{,}027$ (Kaya, Zinnuroglu & Tugcu, 2011).

U 21 osob s whiplash poraněním krční páteře byl zaznamenán vlivem kinesiotapingu signifikantní pokles bolestivosti ihned po aplikaci i v následujících 24 hodinách ($p < 0{,}001$) oproti kontrolní skupině 21 osob se stejným poraněním a chybně aplikovaným kinesio tapem. Také rozsah pohybu krční páteře do všech směrů se významně zvýšil oproti kontrolní skupině (Gonzáles-Iglesias et al., 2009). Také Saavedra-Hernández et al. (2012) ve své studií vyhodnotili pozitivní efekt kinesio tapu na bolesti krční páteře. Výzkum provedli na 80 osobách. Snížení bolesti a omezení byly po sedmi dnech podobné u skupiny s kinesiotapingem jako u druhé skupiny, u které byla provedena mobilizace krční páteře. Hodnoty numerické škály bolesti a disability (Neck Disability Index) byly srovnávány na hladině spolehlivosti $\alpha = 0{,}05$. Mobilizace však měla na rozdíl od tapu pozitivní vliv na rozsah pohybu páteře do rotace. Hodnoty byly statisticky odlišné na hladině spolehlivosti $\alpha = 0{,}01$.

U chronických nespecifických bolestí bederní páteře byl také ověřen pozitivní efekt kinesiotapingu na snížení bolesti. Skupině 30 osob byl aplikován kinesio tape podle doporučení, tedy pět pásek „do hvězdy“ na lumbosakrální oblast. Stejně velké

kontrolní skupině byla nalepena pouze jedna páska bez napětí nad lumbosakrální přechod. U sledované skupiny došlo po týdnu k větší úlevě od bolesti a efekt přetrval čtyři týdny. Zpracování výsledků bylo provedeno na hladině $\alpha = 0{,}05$ (Castro-Sánchez et al., 2012).

Dokonce bylo zjištěno zmírnění menstruační bolesti vlivem působení kinesio tapu. 17 ženám mezi 20 až 40 lety, které ještě nerodily, byl aplikován kinesio tape na podbříšek na dobu tří týdnů. Došlo k výraznému snížení bolesti během menstruace ($p < 0{,}05$), což potvrzuje reflexní působení kinesiotapingu přes segmentální inervaci (Lim, Park & Bae, 2013).

Z výsledku studií lze zhodnotit, že kinesiotaping může být účinný pro snížení bolesti zejména v časné fázi. Prozatím není dostatek důkazů pro přetrvání efektu po sejmutí tapů. Kinesiotaping je metodou volby jako doplněk terapie, nelze jej však doporučit jako jedinou léčebnou metodu (Kalron & Bar-Sela, 2013).

1.4.4.2 Podpora svalové funkce

Působení pásky ve smyslu facilitace je popisováno při lepení kinesio tapu od anatomického začátku svalu k jeho úponu. Směr tahu tapu k úponu podporuje svalovou kontrakci. Inhibiční kinesio tape se po aplikaci od úponu k začátku svalu smršťuje směrem k jeho začátku a působí tak proti svalové kontrakci (Kase et al., 2003; Doležalová & Pětivlas, 2011, s. 11-12; Kobrová & Válka, 2012, s. 37).

Facilitační a inhibiční účinek při odpovídající aplikaci však nebyl studiemi potvrzen. U 31 zdravých osob byl zkoumán vliv obou typů aplikace kinesiotapingu extenzorů zápěstí a prstů na svalovou sílu a elektromyografickou aktivitu. Na hladině $\alpha = 0{,}05$ nebyla vyhodnocena signifikantní změna výsledků. Mezi výsledky před a po aplikaci kinesio tapů, ani mezi způsoby aplikace nedošlo ke změně síly nebo EMG aktivity extenzorů (Cai et al., 2015).

Jiným vysvětlením facilitačního účinku je zvýšení náboru motorických jednotek jako odpověď na taktilní podnět. U 31 zdravých nesportujících osob byla naměřena vyšší elektromyografická aktivita m. gastrocnemius medialis během výskoku do výšky s aplikovaným kinesio tapem. Výška výskoku se však nezměnila. V této studii byla hladina spolehlivosti pro zpracování dat $\alpha = 0{,}05$ (Huang et al., 2011). Také ve studii, která sledovala působení kinesiotapingu u 15 žen s patelofemorálním syndromem byl elektromyograficky potvrzen vliv na časnější aktivaci m. vastus medialis obliquus při

chůzi přes schůdky nahoru a dolů. U kontrolní skupiny deseti osob bez zdravotních obtíží ke změně po aplikaci kinesio tapu nedošlo. Hodnocení bylo provedeno na hladině spolehlivosti α = 0,05 (Chen et al., 2007). Briem et al. (2011) hodnotili u 30 osob aktivitu lýtkových svalů prostřednictvím EMG během náhlého nečekaného zvratu nohy do inverze. Po aplikaci kinesiotapingu nedošlo na hladině spolehlivosti α = 0,05 k signifikantním změnám v aktivitě svalů ani stabilitě v porovnání se stavem bez tapu. Studie byla provedena u sportovců bez zranění či jiných obtíží (Briem et al., 2011).

Mohammadi et al. zkoumali vliv kinesiotapingu na sílu stisku ruky a došli k jiným výsledkům. Celkem bylo měření síly stisku opakováno pětkrát, jednou před nalepením pásek a čtyřikrát po aplikaci – vždy v půl hodinových intervalech. Studie byla provedena na 40 zdravých studentech, 20 mužích a 20 ženách ve věku 20-30 let. Po aplikaci kinesio tapu na flexory, extenzory i na obě svalové skupiny (vždy s odstupem dvou dnů) byl zaznamenán významný vzestup síly. Největší zvýšení bylo po aplikaci kinesiotapingu na extenzory zápěstí a prstů, u mužů se síla zvýšila průměrně o 10,8 %, u žen dokonce o 23,9 %. U mužů byla průměrná nejvyšší síla po 0,5 hodině, u žen po 1,5 hodině. Výsledky byly hodnoceny na hladině spolehlivosti α = 0,05 (Mohammadi et al., 2014).

Fu et al. (2008) provedli studii pro ověření vlivu kinesiotapingu na svalovou sílu dolních končetin. U 14 sportovců měřili sílu na dynamometru před a po aplikací. Zjistili, že kinesio tape nemá vliv na sílu čtyřhlavého stehenního svalu ani hamstringů během isokinetického pohybu okamžitě po aplikaci ani po 12 hodinách. Pro statistické porovnání rozdílu výsledků byla stanovena hladina spolehlivosti α = 0,05. Ke stejnému výsledku došli i Poon et al. (2015) v podobném testování 30 osob. Možným vysvětlením je, že taktilní stimulace způsobená kinesio tapem u zdravých sportovců nevyvolá dostatečně velkou změnu svalové síly (Fu et al., 2008; Chen et al., 2007). Ani Serra et al. (2015) při měření u 34 zdravých hokejistů nezaznamenali na hladině spolehlivosti α = 0,05 významný rozdíl mezi izometrickou svalovou sílou při extenzi kolenního kloubu s aplikovaným kinesio tapem na m. rectus femoris a stavem před aplikací. Naopak Kim a Lee (2013) u kinesiotapingu m. rectus femoris, m. vastus medialis a hamstringů zaznamenali větší sílu isokinetické kontrakce flexorů i extenzorů kolenního kloubu. Tato studie byla prováděna u zdravých žokejů a hladina významnosti pro zpracování výsledků byla α = 0,05. Také Vithoulka et al. (2010) vyhodnotili ve studii provedené u 20 zdravých žen, na stejné hladině spolehlivosti, zvýšení excentrické síly m. quadriceps femoris vlivem kinesio tapu při extenzi kolenního kloubu.

Aytar et al. (2011) provedli studii, která sledovala účinky kinesiotapingu u 22 žen s patelofemorálním syndromem. Ženy byly rozděleny do dvou skupin, jedné byl aplikován terapeutický kinesio tape podle doporučení, druhé skupině kinesio tape bez napětí. Významné změny na hladině spolehlivosti α = 0,05 byly vyhodnoceny v obou skupinách ve svalové síle před a po aplikaci a v dynamické stabilitě. Nebyl zaznamenán vliv na bolest hodnocenou vizuální analogickou škálou ani na statickou stabilitu a přesnost určení úhlu flexe kolenního kloubu. Rozdíl mezi skupinami patrný nebyl v žádném parametru.

1.4.4.3 Ovlivnění cirkulace

Dalším z popisovaných efektů kinesiotapingu je zlepšení lymfatické a krevní cirkulace. Při pohybu nalepený kinesio tape provádí mikromasáž kůže a podkoží. Kůže se posunuje vůči vazivovému podkoží a dochází k uvolnění. Je zlepšena krevní i lymfatická cirkulace a tkáňový metabolismus (Kobrová & Válka, 2012, s. 25-26; Kumbrink, 2014, s. 10).

U zdravých sportujících osob bez zranění nebyla prokázána změna krevní perfuze dolních končetin v oblasti aplikovaného kinesio tapu ani Dopplerovským vyšetřením, ani měřením obvodu či objemu končetiny. Tato studie byla provedena na celkovém počtu 61 lidí, přičemž 10 mužů a 10 žen tvořilo kontrolní skupinu, které nebyl kinesio tape aplikován. Testování probíhalo čtyři dny. Součástí bylo i vyšetření na dynamometru, při kterém se zjišťovalo, zda se zlepší anaerobní funkce svalů vlivem případného zvýšení cirkulace po aplikaci kinesio tapů. Na hladině spolehlivosti α = 0,05 nedošlo ke statisticky významným změnám (Stedge et al, 2012).

Aquliar-Ferrándiz et al. (2013) provedli experiment, ve kterém sledovali účinnost kinesiotapingu při chronické žilní insuficienci nižšího stupně u 120 žen po menopauze. První skupině žen byl kinesio tape aplikován dle doporučení Kase, druhé skupině byl kinesio tape nalepen bez napětí. Ženy ve skupině se správnou aplikací uváděly po čtyřech týdnech signifikantně menší klidovou bolest, klaudikační bolesti, otok i pocit těžkosti lýtek. U druhé skupiny žen bylo zlepšení obtíží méně výrazné, došlo pouze ke zmírnění bolesti. Výsledky byly testovány na hladině spolehlivosti α = 0,05.

Pro podporu funkce lymfatického systému se používá kinesio tape rozstřižený do „vějíře“. Páska se lepí vždy v protažení segmentu, aby následně v lymfatických kapilárách vznikl podtlak a otevřely se iniciální mízní chlopně. Díky elasticitě kinesio tapu se kůže zvrásní a dochází k nadlehčení kůže s dekompresí kapilár krevních i mízních. Pruhy tapu tvoří vlivem tlakové změny vůči okolí vodivé dráhy pro kapalinu. Proto je podél nich lymfa rychleji odvedena požadovaným směrem. Pro správnou aplikaci je nutné znát anatomii lymfatického systému (Kumbrink, 2014, s. 39-41).

Účinek lymfatického kinnesio tapu byl porovnáván s účinkem běžně užívané kompresní bandáže u lymfedému vzniklého v souvislosti s prsním nádorem. Ve sledované skupině s kinesiotapingem bylo zařazeno 20 osob, v kontrolní skupině 21 osob s bandážemi. Během jednoho měsíce nebyl zjištěn statisticky výrazný rozdíl ($\alpha = 0{,}05$) v obvodu ani obsahu vody v končetině mezi skupinami. Kinesiotaping byl hodnocen uživateli jako pohodlnější a příjemnější než bandáž (Tsai et al., 2009).

Nunes et al. (2015) provedli studii, která měla ověřit účinek kinesiotapingu na snížení posttraumatického otoku. Výzkum, který trval 15 dní, byl proveden na 36 sportovcích s akutní distorzí hlezna. Volumetrie neprokázala rozdíl ve zmírnění otoku mezi skupinou s kinesio tapem a kontrolní skupinou na hladině spolehlivosti $\alpha = 0{,}05$.

1.4.4.4 Korekce kloubní funkce

Funkce kloubu je závislá na řadě faktorů – tvaru a postavení kostí, stavu měkkých tkání apod. Kinesiotaping může ovlivnit svalové dysbalance v okolí kloubu a zmírnit bolest mimokloubních struktur. Pomocí korekčních technik lze vytvořit pasivní podporu segmentů (Kumbrink, 2014, s. 35).

U 25 zdravých osob byla provedena studie pro ověření změny rozsahu pohybu v ramenním kloubu po aplikaci kinesiotapingu. Měřila se vnitřní a zevní rotace. Ihned po aplikaci nedošlo ke statisticky významné změně, ale po čtyřech dnech byl u žen naměřen rozsah pohybu vyšší. U mužů ke změně nedošlo. Po odstranění tapu se rozsah rotací i u žen snížil na původní hodnoty. Rozdílné působení kinesiotapingu u mužů a žen zatím prozkoumáno není. Výsledná data byla zpracována na hladině spolehlivosti $\alpha = 0{,}05$ (Renner, 2012).

Studie provedená u dětí s dětskou mozkovou obrnou prokázala po 12 týdnech aplikace kinesio tapu u sledované skupiny 15 dětí pozitivní efekt na posturální držení sedu. Oproti kontrolní skupině se signifikantně zlepšilo držení hlavy, krku, nohou, paží i rukou ($p < 0{,}05$). Funkční testy zlepšení nevykazovaly (Şşimşşek et al., 2011).

1.4.4.5 Zlepšení propriocepce

Kožní vjem má významný podíl na detekci polohy a pohybu kloubních segmentů. Kinesio tape způsobuje napínání nebo naopak lehké řasení kůže, což stimuluje kožní mechanoceptory a do centrální nervové soustavy přichází větší množství informací z dané oblasti (Halseth, 2004; Chang et al., 2010). Přes fascie působí kinesio tape i na mechanoceptory svalů, svalová vlákna mění délku a napětí (Chang et al., 2010).

Callaghan et al. (2002) provedli test na zlepšení propriocepce vlivem kinesiotapingu u 52 osob. Na dynamometru měřili přesnost určení úhlu flexe v kolenním kloubu. Při aplikaci kinesio tapu na kolenní kloub nebyly v celkovém měřítku vyhodnoceny na hladině spolehlivosti $\alpha = 0{,}05$ významné změny. U osob s horší propriocepcí, které se v určení úhlu spletly více než o 5°, však k signifikantnímu zpřesnění vlivem kinesio tapu došlo dokonce na hladině spolehlivosti $\alpha = 0{,}01$. Obdobnou studii provedli Halsteth et al. (2004) na 30 zdravých dobrovolnících. Kinesio tape byl aplikován na lýtko a hlezno. Výsledky studie neukázaly výrazné změny chyb při určování úhlu plantární/dorzální flexe v hlezenním kloubu mezi měřením s kinesio tapem a bez něho. Výsledky byly statisticky testovány na hladině spolehlivosti $\alpha = 0{,}05$.

Chang et al. (2013) při měření přesnosti síly stisku ruky zaznamenali po aplikaci kinesiotapingu u osob s epikondylitidou i u kontrolní skupiny zdravých osob signifikantní zlepšení ($p = 0{,}04$). První skupinu tvořilo 10 osob, druhou 17 osob. Kinesio tape byl aplikován na flexory zápěstí a prstů. Srovnání výsledků bylo provedeno na hladině $\alpha = 0{,}05$. Velikost maximální vyvinuté síly se nezvětšila ani u jedné skupiny.

1.4.5 Vliv kinesiotapingu na posturální stabilitu

Zlepšení stability vlivem kinesiotapingu není standardně popisováno mezi hlavními účinky.

Studiemi bylo prokázáno, že senzorický vjem může zlepšit řízení stability stoje. Rogers et al. (2001) provedli pokus, ve kterém měřili předozadní výchylky ve stoje pomocí optického zařízení u 40 osob. Aplikovali taktilní podnět na kolena, ramena a nebo obojí zároveň. Taktilní stimul nepůsobil jako pevný bod pro opření, ale pohyboval se v závislosti na výchylkách stojící osoby. Výsledky měření s aplikovaným taktilním stimulem vykazovaly signifikantně nižší hodnoty výchylek, působení stimulu na ramena mělo větší efekt než na dolní končetiny. Působení obou stimulů nejednou

redukovalo výchylky nejvíce. Změny byly také výraznější na pěnové podložce než na pevné. U osob s dobrým zrakem na pěnové podložce po aplikaci obou typů taktilního stimulu došlo k výraznějšímu zmenšení výchylek než u osob se zhoršenou zrakovou ostrostí. Výsledky byly testovány na hladině spolehlivosti α = 0,05 (Rogers et al., 2001).

Zdrojem senzorických vjemů může být i kinesiotaping. Také dráždí kožní receptory, což může vyvolat změnu v tělesném uvědomění. Aplikovaný kinesio tape tedy poskytuje dodatečný senzorický stimul, který teoreticky může ovlivnit stabilitu stoje (Akbari, Dadgoo & Ebrahimi, 2001).

Schields et al. (2013) provedli studii, ve které sledovali vliv kinesiotapingu na změny posturální stability u 60 osob. 20 z nich mělo funkční nestabilitu hlezna po distorzi. Kinesio tape byl aplikován na kotník a lýtko. Na hladině spolehlivosti α = 0,05 nebyla hodnocena změna mezi výsledky před a po aplikaci kinesio tapu (Schields et al., 2013).

Jiná studie zkoumala vliv kinesiotapingu na posturální stabilitu u diabetiků se senzorickou neuropatií. Studie se účastnilo 17 pacientů s diabetem prvního nebo druhého typu. Kinesio tape byl aplikován s napětím 50 % kolem kotníků a v dalším měření paravertebrálně podél horní hrudní páteře. Měření bylo provedeno ihned po nalepení pásek. Na hladině spolehlivosti α = 0,05 byl vyhodnocen statisticky významný pokles výchylek na pevné podložce s otevřenýma i zavřenýma očima s kinesiotapingem kotníků oproti výsledkům před aplikací. Výchylky při měření s kinesio tapem paravertebrálně byly také nižší, ale nedosáhly statistické významnosti. Na pěnové podložce došlo k významnému zlepšení parametrů popisujících stabilitu, tentokrát však u obou způsobů aplikace kinesio tapu (Akbari et al., 2001).

Naše studie vychází z předpokladu, že kinesio tape vytváří exteroceptivní vjem, který může ovlivnit vnímání tělesného schématu s dopadem na změnu výchylek těžiště ve stoji a změnu dalších parametrů při pohybu, které souvisí se změněným vnímáním během pohybu.

2 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem práce je zjistit, zda:

- může mít kinesiotaping aplikovaný na trupu vliv na posturální stabilitu stoje, což se projeví změnou výsledků posturografického vyšetření
- bude rozdílný vliv na stabilizační funkce kinesio tapu aplikovaného dorzálně a ventrálně na trup.

Hypotézy:

H1: Při opakovaném provedení modifikovaného testu balanční senzorické interakce dochází ke změně výsledků.

H2: Kinesio tape aplikovaný dorzálně na trup ovlivní výchylky těžiště při modifikovaném testu balanční senzorické interakce.

H3: Kinesio tape aplikovaný ventrálně na trup ovlivní výchylky těžiště při modifikovaném testu balanční senzorické interakce.

H4: Opakováním testu limitů stability dochází ke změně výsledků.

H5: Kinesio tape aplikovaný dorzálně na trup ovlivní výsledné hodnoty parametrů testu limitů stability.

H6: Kinesio tape aplikovaný ventrálně na trup ovlivní výsledné hodnoty parametrů testu limitů stability.

Pro potvrzení hypotézy musí být statisticky významný rozdíl výsledků u více než poloviny testovaných parametrů jednoho testu.

3 METODIKA

3.1 Soubor vyšetřených osob

Pro studii bylo vybráno 15 zdravých osob (12 žen a 3 muži) ve věkovém rozmezí 23,2 až 28,0 let. Věkový průměr byl 24,3 let. Žádný z vyšetřovaných probandů na dotaz neuvedl zdravotní obtíže, bolesti, probíhající onemocnění ani kožní alergickou reakci na předchozí aplikaci kinesio tapu. Měření probíhalo ve funkční laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství FN Motol.

3.2 Použitá stabilometrická vyšetření

K vyšetření byl použit Balance Master® System, dva typy testů – mCTSIB a LOS.

1) **mCTSIB – modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance –** modifikovaný test balanční senzorické interakce

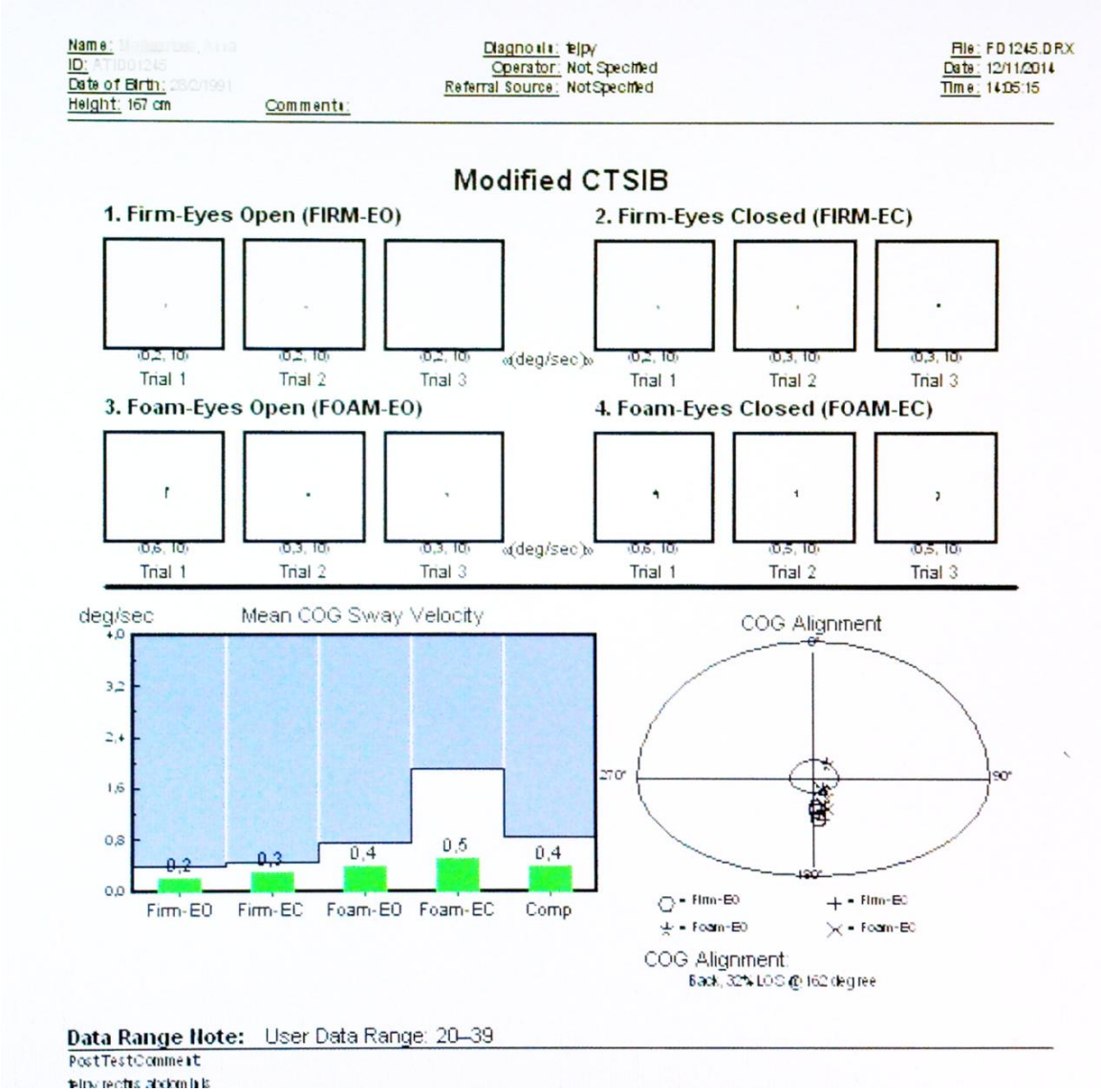
Během testu je měřena rychlost posturálních výchylek za různých senzorických podmínek:

- Stoj s otevřenýma očima na pevném povrchu (FIRM-EO)
- Stoj se zavřenýma očima na pevném povrchu (FIRM-EC)
- Stoj s otevřenýma očima na nestabilním povrchu – na pěnové podložce (FOAM-EO)
- Stoj se zavřenýma očima na nestabilním povrchu – na pěnové podložce (FOAM-EC)

Testování v různých podmínkách probíhá vždy v sérii tří pokusů po deseti vteřinách. Čtvery podmínky testování simulují podmínky, se kterými se člověk běžně v životě setkává. U většiny pacientů s poruchami rovnováhy se při mCTSIB ve výsledku obtíže projeví. Cílem tohoto vyšetření je objektivně kvantifikovat parametry stability stoje, případně odhalit přítomnost senzorické dysfunkce. Nelze ale tímto testem určit, jestli je zhoršení rovnovážných funkcí způsobené chybnou funkcí somatosenzorického, zrakového či vestibulárního systému.

Výstupní parametry vyšetření jsou uvedeny v souhrnném reportu výsledků (Obrázek 2). V horní části jsou graficky zobrazeny stopy COG během jednotlivých

pokusů. Pod zobrazením trajektorií jsou číselně vyjádřeny úhlové rychlosti výchylek COG ve stupních za vteřinu a trvání pokusu ve vteřinách. Čím více se tedy vyšetřovaný vychyluje, tím vyšší je hodnota úhlové rychlosti COG. Ve sloupcovém grafu vlevo dole jsou zobrazeny průměrné úhlové rychlosti COG (Mean COG Sway Velocity) během jednotlivých podmínek a kompozitní výchylka (Comp), což je průměrná rychlost ze všech dvanácti testů. Zelená barva sloupců značí, že se úhlová rychlost výchylek spadá do oblasti normálních referenčních hodnot stanovených výrobcem. Červené jsou sloupce vyšších hodnot. V pravé dolní části reportu jsou znázorněny pozice COG (COG Alignment) na počátku každého testu vzhledem ke středu opěrné báze v souřadnicovém systému a stupních.



Obrázek 2. Report výsledků modifikovaného testu balanční senzorické interakce (vlastní zdroj)

Při stoji na **pevném povrchu s otevřenýma očima** je zdravý člověk nejstabilnější. Informace o poloze tělesných segmentů jsou dostupné ze somatosenzorického, vestibulárního i vizuálního systému.

Ve stoji na **pevné podložce se zavřenýma očima** jsou stále dostupné vjemy ze somatosenzorického a vestibulárního systému. U zdravého člověka nejsou výchylky významně vyšší oproti prvnímu testu. V případě velkých výchylek za této situace je pravděpodobně porušené somatosenzorické vnímání či zpracování informací.

Při stoji na **pěnové podložce s otevřenýma očima** stoupá význam vjemů z vestibulárního i vizuálního systému. Oproti 20 % na pevném povrchu, přichází z vestibulárního systému 60 % všech informací o poloze těla. Z vizuálního systému 30 % a ze somatosenzorického pouze 10 % (Peterka & Louhlin, 2004).

Stabilita stoje na **pěnové podložce se zavřenýma očima** je závislá především na informacích z vestibulárního aparátu. Výchylky jsou za těchto podmínek u většiny jedinců největší, nedochází ale k nestabilitě.

2) **LOS – Limits Of Stability** – test limitů stability

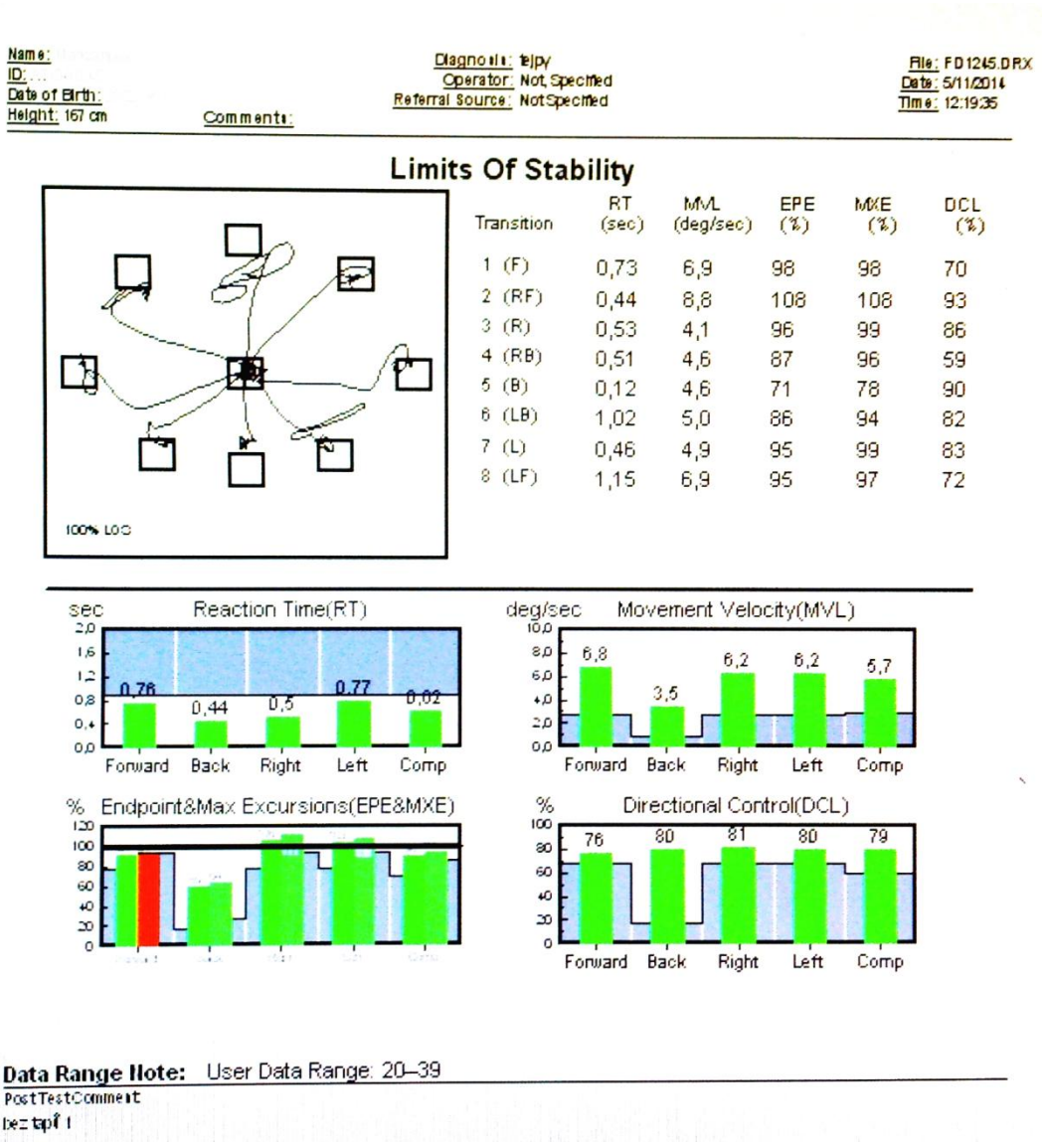
Tento test kvantifikuje maximální vzdálenost, kam dokáže vyšetřovaná osoba úmyslně přenést své těžiště (COG). Přenos těžiště probíhá v určeném směru bez přešlapování nebo pomoci jiné osoby. Vyšetření zahrnuje osm směrů. Před zahájením každého pokusu musí vyšetřovaný udržet COG nad opěrnou bází tak, jak jej navádí kurzor na monitoru. Na povel vyšetřovaný přenese COG kurzor tak rychle a přesně, jak je to možné do cíle. Cíl je umístěn na obvodu opěrné báze, který představuje teoretickou mez stability. V cílovém poli se osoba snaží udržet kurzor do ukončení pokusu. Doba od zvukového povelu do konce je 8 vteřin.

Během testování se měří tyto parametry:

- **Reakční čas** (RT – Reaction Time) je čas ve vteřinách, který uplyne mezi zvukovým povelem ke startu a prvním pohybem vyšetřovaného.
- **Rychlost pohybu** (MVL – Movement Velocity) udává průměrnou rychlost pohybu COG ve stupních za vteřinu.
- **Vzdálenost koncového bodu** (EPE – Endpoint Excursion) je vzdálenost bodu, ve které je iniciální pohyb směrem k cíli zastaven, procentuálně vyjádřená ze vzdálenosti hranice opěrné báze od středu (hranice = 100 %, polovina vzdálenosti = 50 %).

- **Maximální exkurze** (MXE – Maximum Excursion) je nejdelší vzdálenost COG dosažená během pokusu, vyjádřená procenty ze vzdálenosti hranice opěrné báze od jejího středu.
- **Řízení směru** (DCL – Directional Control) udává procentuální zastoupení pohybu ve směru k cíli vzhledem k pohybům do ostatních směrů během pokusu.

Výsledky vyšetření jsou uvedeny v reportu výsledků (Obrázek 3). V levé horní části jsou graficky zobrazené stopy COG z průběhu celého vyšetření. Vpravo nahoře jsou vypsané číselné hodnoty jednotlivých parametrů z pokusů do všech směrů. V dolní části reportu jsou sloupcové grafy výsledných hodnot parametrů pro čtyři základní směry – dopředu, dozadu, vpravo, vlevo a průměr ze všech směrů. Zelenou barvu mají opět sloupce normálních hodnot a červenou sloupce s jinými hodnotami.



Obrázek 3. Protokol výslekdů testu limitů stability (vlastní zdroj)

Schopnost přenášet těžiště v oblasti nad opěrnou bází je důležitá pro některé úkony, například pro dosažení na vzdálenější objekty nebo pro vstávání ze sedu. Odchylky ve výsledcích testu LOS mohou korelovat s riziky pádu nebo nestability během činností, které zahrnují přenášení těžiště. Pacienti se sníženými limity stability v předozadním směru mají tendenci dělat krátké kroky při chůzi. Stranově omezené limity stability mohou vést k chůzi o široké bázi (Resourcebalance.com, 2012). Podle provedených studií z výsledků testu LOS nelze rozpoznat, zda osoba padá v důsledku nestability při každodenních činnostech nebo nepadá (Wallmann, 2001).

Prodloužení reakčního času (RT) je běžně spojeno s poruchami kognitivního zpracování a/nebo s motorickými obtížemi. Snížení rychlosti pohybu (nízké hodnoty MVL) naznačuje deficit vyšší úrovně centrální nervové soustav, jaký je například při Parkinsonově chorobě či při poruchách souvisejících s vysokým věkem. Neschopnost jednoduše dosáhnout cíle (nízké hodnoty EPE nebo abnormálně vysoké MXE) a špatné řízení směru (nízké hodnoty DCL) poukazují na chybné motorické řízení. Exkurze mohou být omezeny (nízké hodnoty MXE) biomechanickými faktory, například malým kloubním rozsahem. Také nestabilita nebo strach z pádů mohou snížit maximální vychýlení stejně jako nedostatečná svalová síla dolních končetin.

Toto vyšetření je zaměřené především na motorické dovednosti. Testuje se schopnost vědomé kontroly polohy těla, koordinace a načasování pohybu. Za tímto účelem byl test limitů stability použit v naší studii.

3.3 Průběh vyšetření

Probandi byli předem informováni o průběhu vyšetření a anamnesticky byly vyloučeny skutečnosti, které by mohly ovlivnit výsledky studie. Před vyšetřením byly do počítače zadány základní údaje: jméno, přímení, datum narození a tělesná výška. První byl proveden test mCTSIB. Vyšetřovaný byl vyzván, aby si svlékl oděv z horní poloviny těla (ženy si ponechaly spodní prádlo), postavil se naboso na silovou plošinu a každou nohu umístil přesně na vyznačené místo. Dále byl jedinec vyzván k udržení co nejklidnějšího uvolněného stoje. Proběhlo měření s otevřenýma očima a se zavřenýma. Následně byl vyšetřovaný požádán o přesun na pěnovou podložku. Opět proběhlo měření s vizuální kontrolou i bez ní. Ihned po skončení následoval test LOS. Úkolem bylo po zaznění zvukového signálu přenést těžiště do cílové oblasti vyznačené na monitoru a vydržet do zaznění dalšího signálu. Nejprve dopředu, pak dopředu vpravo, vpravo, dozadu vpravo, dozadu, dozadu vlevo, vlevo a dopředu vlevo. Vyšetřovaný měl

vždy možnost vyzkoušet přenos těžiště do cílové oblasti každého směru těsně před měřeným pokusem.

Po první sérii těchto dvou testů následovala pauza 10 minut. Vyšetřovaný se oblékl a měl za úkol ujít přesně stanovenou trasu 200 metrů. Tento postup jsme zvolili především z toho důvodu, aby i opakovaná vyšetření byla co nejvíce objektivní a nedocházelo k ovlivnění výsledků vlivem motorického učení. Tím, že se proband oblékl a chodil v jiném prostředí, došlo k obměně aferentních informací somatosenzorických, vizuálních i vestbulárních a k rozptýlení kortikální pozornosti. Ve zbývajícím čase přestávky se mohl posadit, odpočinout si, případně se napít. Přestávky byly vhodné, protože absolvovat čtyři série testů ihned po sobě by bylo náročné. Nejen fyzicky, ale především pro nutné udržování pozornosti a soustředění.

Druhá série měření probíhala naprosto shodně jako série první. Opět byl proveden test mCTSIB a LOS. Po ukončení měření byla změřená vzdálenost od spina iliaca posterior superior (SIPS) po processus spinosus šestého krčního obratle pro přípravu kinesio tapu. Vzdálenost v centimetrech byla vynásobena 0,85 a výsledná délka kinesio tapu byla po přestávce aplikována na záda probanda. Kinesio tape byl aplikován oboustranně paravertebrálně technikou funkční korekce pro podporu extenzorů trupu (Kobrová & Válka, 2012, s. 128) ve směru od SIPS po šestý krční obratel. U všech probandů byl použit kinesio tape modré barvy.

Proběhla třetí série měření mCTSIB a LOS s kinesiotapingem paravertebrálních svalů. Po ukončení testu byly pásky ze zad odstraněny. Po změření vzdálenosti od spojnic spinae iliacae anteriores superiores k procesus xiphoideus byl připraven kinesio tape pro aplikaci na ventrální část trupu. Změřená vzdálenost byla opět vynásobena 0,85. Po chůzi a odpočinku byly pásky aplikovány oboustranně nad přímé břišní svaly, od úrovně processus xiphoideus po spojnici horních předních spin kostí kyčelních.

Poslední, čtvrtá série testů mCTSIB a LOS byla měřena s aplikovanými kinesio tapy na břiše. Po dokončení byly pásky z kůže odstraněny.

3.4 Statistické zpracování výsledků

Výsledné hodnoty měření byly z reportů přepsány do souhrnných tabulek a následně podrobeny zpracování. Pro statistickou analýzu byl použit párový t-test (v programu Minitab) a Wilcoxonův párový test (v programu Statistica). Oba párové testy ověřují, zda jsou střední hodnoty výsledků ze dvou měření u jednoho výběrového souboru vzájemně významně odlišné. Párový t-test se používá u rozdílů, které mají

normální rozdělení. Wilcoxonův párový test se používá u veličin, které neodpovídají Gaussovu normálnímu rozdělení. Všechny hypotézy byly testovány na hladině spolehlivosti $\alpha = 0{,}05$. Hodnota p udává statistickou významnost rozdílů porovnávaných hodnot. Jestliže je $p < 0{,}05$, je rozdíl statisticky významný.

Pro eliminaci vlivu motorického učení a nebo jiných vlivů (např. obav z obtížnosti testu) na výsledky byly hodnoty naměřené s kinesiotapingem (KT) srovnávány s hodnotami ze druhého měření bez kinesiotapingu. Porovnávaly se tedy výsledky:

- Prvního a druhého měření bez kinesio tapů (p1 pro mCTSIB a p4 pro LOS).
- Druhého měření bez kinesio tapů se třetím, při kterém byl kinesio tape aplikován na záda (p2 pro mCTSIB a p5 pro LOS).
- Druhého měření bez kinesio tapů se čtvrtým měřením, při kterém byl kinesio tape aplikovaný na břiše (p3 pro mCTSIB a p6 pro LOS).

4 VÝSLEDKY

4.1 Modifikovaný test balanční senzorické interakce

Detailní výsledky měření jednotlivých probandů jsou uvedeny v příloze č. 1. V tabulkách č. 1 – 4 jsou uvedeny průměrné hodnoty rychlostí výchylek u jednotlivých probandů během všech čtyř testů. Červeně jsou zapsány hodnoty, které se nachází mimo normální rozpětí stanovené výrobcem přístroje Balance Master®. V tabulkách jsou použity tyto zkratky:

FIRM-EO – stoj na pevném povrchu s otevřenýma očima
FIRM-EC – stoj na pevném povrchu se zavřenýma očima
FOAM-EO – stoj na pěnovém povrchu s otevřenýma očima
FOAM-EC – stoj na pěnovém povrchu se zavřenýma očima
KT – kinesiotaping

Tabulka 1. Průměrné rychlosti výchylek jednotlivých probandů ve stoji na pevné podložce s otevřenýma očima během všech měření mCTSIB

FIRM-EO Mean Sway Velocity (°/sec)															
Osoba	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**	**11**	**12**	**13**	**14**	**15**
Bez KT 1	0,20	0,33	0,13	0,17	0,17	0,10	0,10	0,10	0,23	0,23	0,43	0,13	0,20	0,07	0,27
Bez KT 2	0,23	0,27	0,17	0,20	0,20	0,23	0,13	0,17	0,20	0,37	0,37	0,17	0,20	0,13	0,17
KT záda	0,13	0,23	0,17	0,20	0,27	0,20	0,20	0,17	0,27	0,33	0,33	0,27	0,27	0,10	0,27
KT břicho	0,20	0,40	0,10	0,30	0,17	0,23	0,17	0,17	0,17	0,37	0,33	0,20	0,17	0,67	0,23

Tabulka 2. Průměrné rychlosti výchylek jednotlivých probandů ve stoji na pevné podložce se zavřenýma očima během všech měření mCTSIB

FIRM-EC Mean Sway Velocity (°/sec)															
Osoba	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**	**11**	**12**	**13**	**14**	**15**
Bez KT 1	0,17	0,40	0,13	0,10	0,23	0,13	0,20	0,10	0,33	0,23	0,47	0,23	0,20	0,10	0,20
Bez KT 2	0,30	0,37	0,17	0,20	0,17	0,20	0,13	0,13	0,27	0,30	0,50	0,17	0,13	0,07	0,33
KT záda	0,27	0,37	0,17	0,23	0,30	0,20	0,13	0,10	0,27	0,37	0,47	0,20	0,17	0,33	0,27
KT břicho	0,27	0,17	0,03	0,27	0,13	0,10	0,17	0,07	0,20	0,47	0,40	0,27	0,27	0,10	0,30

Tabulka 3. Průměrné rychlosti výchylek jednotlivých probandů ve stoji na pěnové podložce s otevřenýma očima během všech měření mCTSIB

FOAM-EO Mean Sway Velocity (°/sec)															
Osoba	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**	**11**	**12**	**13**	**14**	**15**
Bez KT 1	0,47	0,53	0,30	0,40	0,23	0,37	0,33	0,20	0,50	0,53	0,60	0,47	0,43	0,23	0,37
Bez KT 2	0,37	0,37	0,20	0,43	0,23	0,27	0,30	0,33	0,57	0,50	0,53	0,33	0,30	0,20	0,40
KT záda	0,47	0,40	0,30	0,27	0,27	0,27	0,30	0,20	0,30	0,40	0,47	0,30	0,27	0,13	0,40
KT břicho	0,40	0,40	0,33	0,37	0,27	0,23	0,30	0,20	0,40	0,53	0,50	0,33	0,43	0,23	0,40

Tabulka 4. Průměrné rychlosti výchylek jednotlivých probandů ve stoji na pěnové podložce se zavřenýma očima během všech měření mCTSIB

FOAM-EC Mean Sway Velocity (°/sec)															
Osoba	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**	**11**	**12**	**13**	**14**	**15**
Bez KT 1	0,50	0,77	0,57	0,90	0,37	0,57	0,53	0,33	0,70	0,67	1,17	0,57	0,63	0,27	0,47
Bez KT 2	0,53	0,47	0,33	0,50	0,30	0,50	0,43	0,40	0,57	0,73	0,83	0,60	0,57	0,27	0,43
KT záda	0,50	0,53	0,50	0,63	0,40	0,33	0,30	0,33	0,70	0,60	0,73	0,27	0,50	0,23	0,47
KT břicho	0,53	0,70	0,43	0,53	0,37	0,40	0,43	0,30	0,70	0,67	0,73	0,47	0,40	0,37	0,63

V tabulce č. 5 jsou uvedeny průměry rychlostí výchylek všech probandů dohromady se směrodatnými odchylkami (SD) a mediánem. Hodnoty p1-3 udávají statistickou významnost rozdílů výsledků mezi jednotlivými podmínkami měření. Statisticky významná hodnota je zapsána červeně.

Tabulka 5. Statistické zpracování výsledků testu mCTSIB

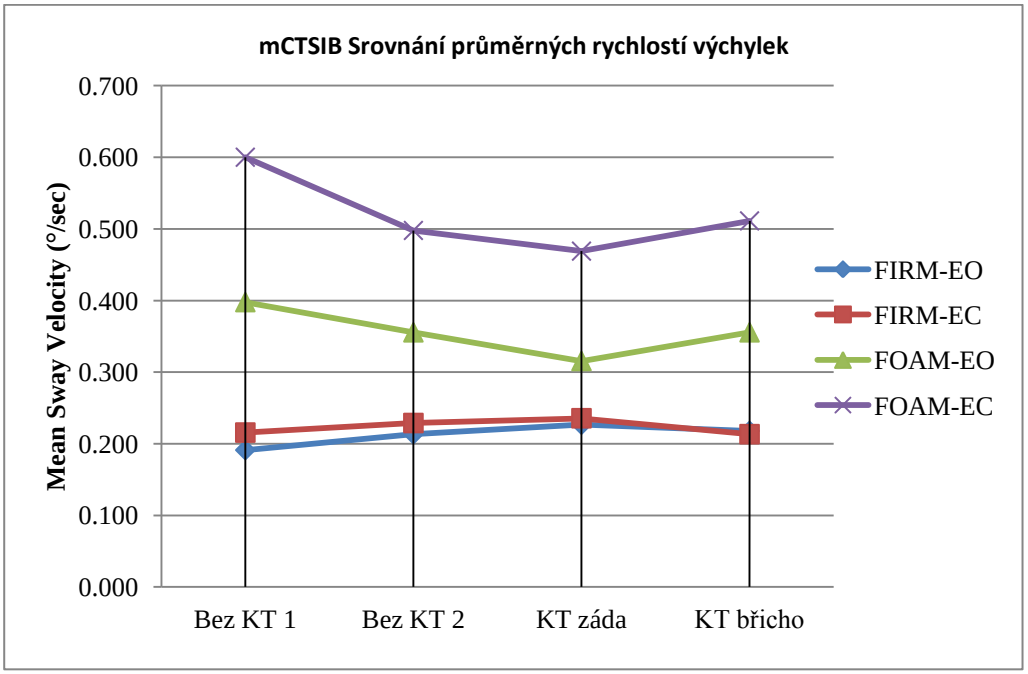
p1 – porovnání výsledku prvního a druhého měření bez KT (1. hypotéza)
p2 – porovnání výsledků druhého měření bez KT a třetího měření s KT zad (2. hypotéza)
p3 – porovnání výsledků druhého měření bez KT a čtvrtého měření s KT břicha (3. hypotéza)

mCTSIB - modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance					
		Mean Sway Velocity (°/sec)			
		FIRM-EO	**FIRM-EC**	**FOAM-EO**	**FOAM-EC**
Bez KT 1	průměr ± SD	0.19 ± 0.10	0.22 ± 0.11	0.40 ± 0.12	0.60 ± 0.23
	medián	0.17	0.20	0.40	0.57
Bez KT 2	průměr ± SD	0.21 ± 0.07	0.23 ± 0.11	0.36 ± 0.11	0.50 ± 0.15
	medián	0.20	0.20	0.33	0.50
KT záda	průměr ± SD	0.23 ± 0.07	0.24 ± 0.11	0.32 ± 0.09	0.47 ± 0.16
	medián	0.23	0.23	0.30	0.50
KT břicho	průměr ± SD	0.22 ± 0.10	0.21 ± 0.12	0.36 ± 0.10	0.51 ± 0.14
	medián	0.20	0.20	0.37	0.47
1. hypotéza,	p1 =	**0.223**	**0.505**	**0.072**	**0.019**
2. hypotéza,	p2 =	**0.405**	**0.799**	**0.138**	**0.427**
3. hypotéza,	p3 =	**0.774**	**0.568**	**0.889**	**0.683**

Jediný statisticky významný rozdíl středních hodnot rychlostí výchylek (p1 = 0,019) byl zaznamenán mezi prvním a druhým měřením při stoji se zavřenýma očima na pěnové podložce. Tato změna může být důkazem motorického učení. Také při porovnání rychlostí výchylek prvního a druhého měření ve stoji na pěnové podložce s otevřenýma očima došlo k výraznější změně (p1 = 0,072), na stanovené hladině spolehlivosti však není dosaženo statistické významnosti. Ostatní změny nebyly statisticky významné.

Ve stoji na pevné podložce s otevřenýma i zavřenýma očima se průměrná rychlost výchylek zvyšovala mezi prvním (první měření bez kinesiotapingu) až třetím (s kinesio tapem na zádech) měřením. Při čtvrtém měření (s kinesio tapem na břiše) se snížila. Průměrná rychlost výchylek při stoji na pěnové podložce měla opačnou tendenci. Mezi prvním až třetím měřením se snižovala, při čtvrtém se opět zvýšila. Obrázek č. 4 srovnává tendence průměrných rychlostí během všech podmínek.

Obrázek 4. Porovnání tendencí průměrných rychlostí výchylek během všech měření modifikovaného testu balanční senzorické interakce
FIRM-EO – na pevném povrchu s otevřenýma očima
FIRM-EC – na pevném povrchu se zavřenýma očima
FOAM-EO – na pěnovém povrchu s otevřenýma očima
FOAM-EC – na pěnovém povrchu se zavřenýma očima



H1

První hypotéza nebyla potvrzena. Významný rozdíl v rychlosti výchylek byl zaznamenán pouze v jednom testu ze čtyř (Tabulka 6).

Tabulka 6. Souhrn výsledků první hypotézy a snížení rychlosti výchylek.
„Ano/ne“ značí, zda byl za daných podmínek statisticky významný rozdíl mezi výchylkami v prvním a druhém měření bez KT v mCTSIB.
Spodní řádek uvádí, u kolika osob došlo v daném testu ke snížení rychlosti výchylek

H1	FIRM-EO	FIRM-EC	FOAM-EO	FOAM-EC
potvrzení	ne	ne	ne	ano
snížení rychlosti výchylek u:	5 osob	7 osob	10 osob	10 osob

Mezi prvním a druhým měřením bez kinesiotapingu došlo ke zmenšení rychlosti výchylek ve stoji na pevné podložce s otevřenýma očima u 5 osob, se zavřenýma očima u 7 osob. Na pěnové podložce s otevřenýma očima i zavřenýma očima se zmenšily rychlosti výchylek u 10 osob.

H2

Druhá hypotéza nebyla potvrzena, protože statisticky významný rozdíl rychlosti odchylek nebyl zaznamenán v žádném testu (Tabulka 7).

Tabulka 7. Souhrn výsledků druhé hypotézy a snížení rychlosti výchylek.
„Ne“ značí, že v daných podmínkách nebyl zaznamenán statisticky významný rozdíl mezi druhým měřením bez KT a měřením s KT na zádech během mCTSIB.
Spodní řádek uvádí, u kolika osob byla snížena rychlost výchylek u třetího měření s KT na zádech v porovnání s druhým bez KT.

H2	FIRM-EO	FIRM-EC	FOAM-EO	FOAM-EC
potvrzení	ne	ne	ne	ne
snížení rychlosti výchylek u:	6 osob	5 osob	8 osob	9 osob

Při měření s kinesio tapem aplikovaným na záda se oproti druhé sérii měření bez kinesiotapingu snížila rychlost výchylek ve stoji na pevné podložce s otevřenýma očima u 6 osob, se zavřenýma u 5 osob. Na pěnové podložce s otevřenýma očima u 8 osob a se zavřenýma očima na stejném povrchu u 9 osob.

H3

Třetí hypotéza také nebyla potvrzena. Ve výsledcích nebyly statisticky významné rozdíly rychlostí výchylek (Tabulka 8).

Tabulka 8. Souhrn výsledků třetí hypotézy.
„Ne“ udává, že v daných podmínkách nebyly významné rozdíly mezi rychlostí výchylek druhého měření bez kinesiotapingu a čtvrtého měření s kinesiotapingem břicha.
Spodní řádek uvádí, u kolika osob byla snížena rychlost výchylek u čtvrtého měření s KT na břiše v porovnání s druhým bez KT.

H3	FIRM-EO	FIRM-EC	FOAM-EO	FOAM-EC
potvrzení	ne	ne	ne	ne
snížení rychlosti výchylek u:	7 osob	9 osob	5 osob	6 osob

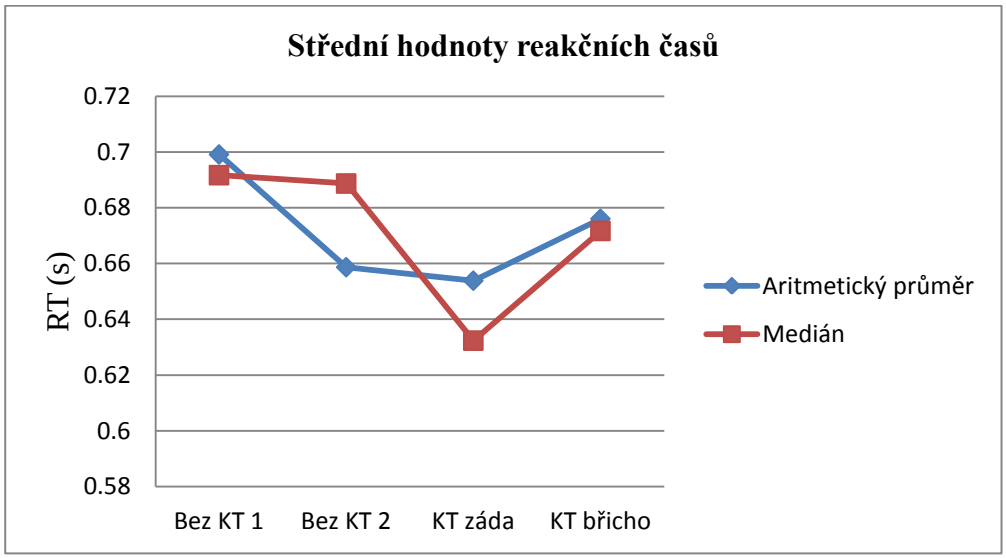
Průměrné rychlosti výchylek při měření s kinesiotapingem břicha oproti druhému měření bez kinesio tapu byly na pevném povrchu s otevřenýma očima nižší u 7 osob, se zavřenýma očima u 9 osob. Na pěnovém povrchu s otevřenýma očima se zmenšily u 5 osob se zavřenýma očima na pěnovém povrchu u 6 osob.

4.2 Test limitů stability

Detailní výsledky každého probanda jsou uvedeny v příloze č. 2. Průměrné výsledné hodnoty se směrodatnými odchylkami a mediány jsou zaznamenány v tabulkách č. 9 – 13 podle jednotlivých parametrů i se statistickým zpracováním. Hodnoty p4-6 udávají statistickou významnost rozdílů. Červeným písmem jsou napsány hodnoty značící statistickou významnost na hladině α = 0,05.

- **RT (Reaction Time) – Reakční čas** (Tabulka 9)

Mezi jednotlivými měřeními došlo ke statisticky významné změně průměrných hodnot mezi prvním měřením bez kinesiotapingu a druhým měřením bez kinesiotapingu při pohybu směrem dopředu (p4 = 0,014). Při ostatních porovnáních signifikantní změny zaznamenány nebyly. S kinesio tapem aplikovaným na záda byla změna reakčního času při pohybu směrem vlevo dopředu, nebyla ale statisticky významná. Průměrný reakční čas (Obrázek 5) u pohybů do všech směrů byl nejdelší při prvním měření (0,699 s) a nejkratší při třetím měření – s kinesio tapem na zádech (0,654 s).

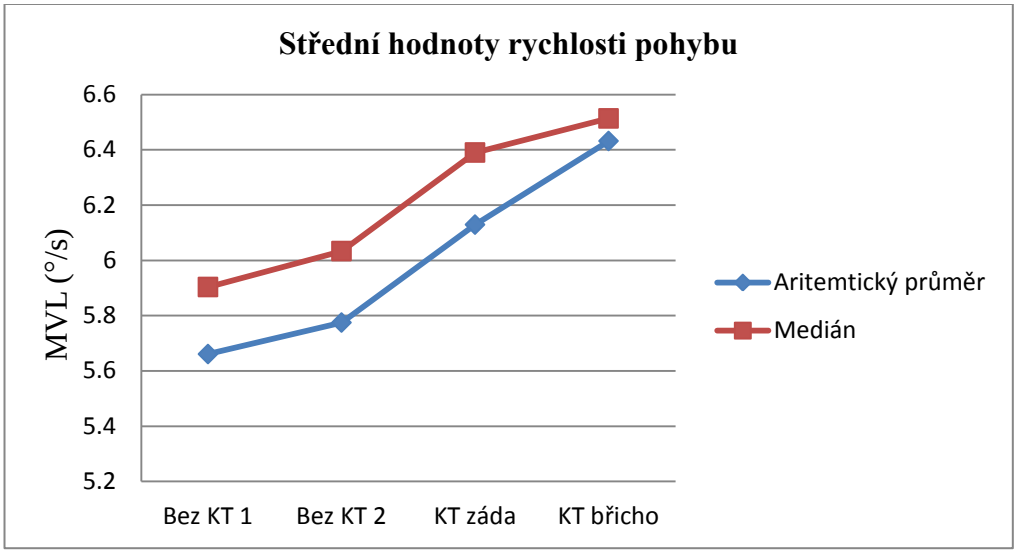


Obrázek 5. Aritmetické průměry a mediány reakčních časů pohybů do všech směrů během všech měření LOS

- **MVL (Movement Velocity) – Rychlost pohybu** (Tabulka 10)

Při hodnocení rychlosti pohybu byla zaznamenána statisticky významná změna u měření s kinesio tapem na zádech při pohybu doprava (p5 = 0,022). Také ve výsledcích měření s kinesiotapingem břicha byl rozdíl u pohybu dopředu vpravo

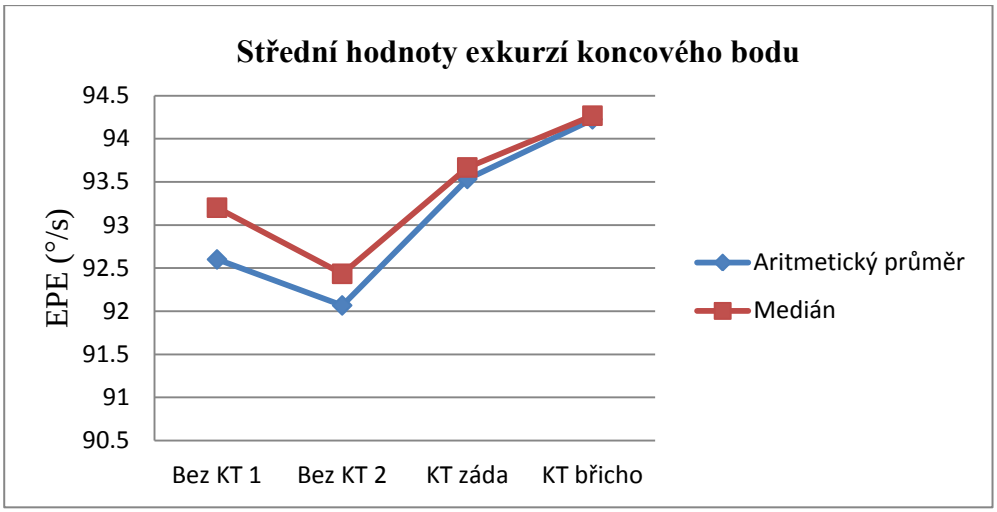
(p6 = 0,021) a dozadu (p6 = 0,030). Jiné změny statisticky významné nebyly. Průměrná rychlost všech pohybů se během sérií měření LOS postupně zvyšovala (Obrázek 6) z 5,661 °/s při prvním měření bez kinesiotapingu po 6,432 °/s při měření s kinesio tapem na ventrální straně trupu.



Obrázek 6. Aritmetické průměry a mediány rychlostí pohybů do všech směrů během všech měření LOS

- **EPE (Endpoint Excursion) – Vzdálenost koncového bodu** (Tabulka 11)

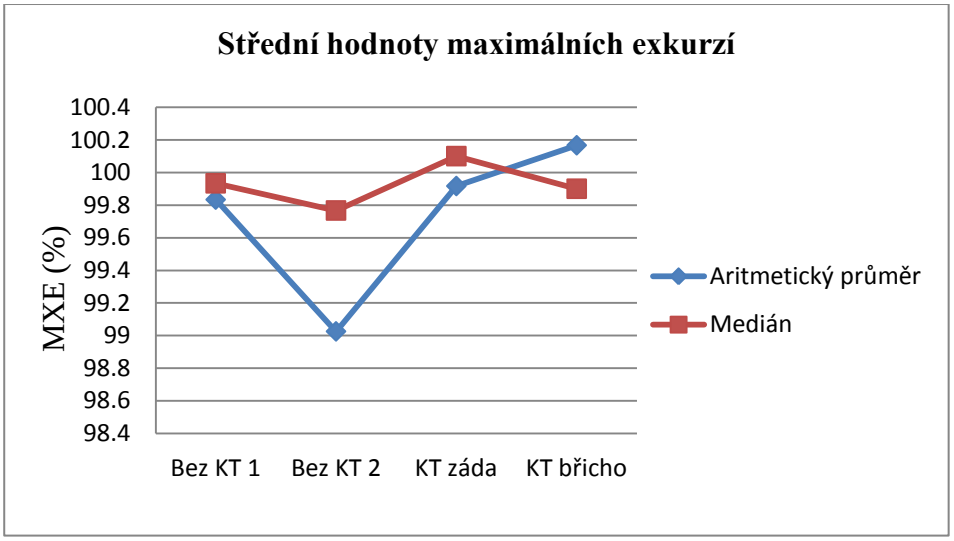
U vzdáleností koncového bodu došlo k signifikantní změně mezi prvním a druhým měřením bez kinesiotapingu (p4 = 0,013) při pohybu dopředu vpravo. Také výsledky měření s kinesio tapy na břiše byly významně rozdílné ve směru dopředu vpravo (p6 = 0,048) a dopředu (p6 = 0,008). V dalších směrech – dopředu (p6 = 0,092) a vlevo (p6 = 0,062) s kinesiotapingem břicha a také dopředu (p5 = 0,075) a dozadu vlevo (p5 = 0,052) s kinesio tapem na zádech byly patrné změny, které však nedosáhly statistické významnosti. Průměrné exkurze ze všech směrů (Obrázek 7) byly u prvního měření 92,5 %, u druhého mírně poklesly na 92,1 % a následně se zvýšily během měření s kinesiotapingem dorzálně na trupu (93,5 %) a ještě více s kinesio tapem nalepeným ventrálně (94,2%).



Obrázek 7. Aritmetické průměry a mediány vzdáleností koncového bodu iniciálního pohybu do všech směrů během všech měření LOS

- **MXE (Maximum excursion) – Maximální exkurze** (Tabulka 12)

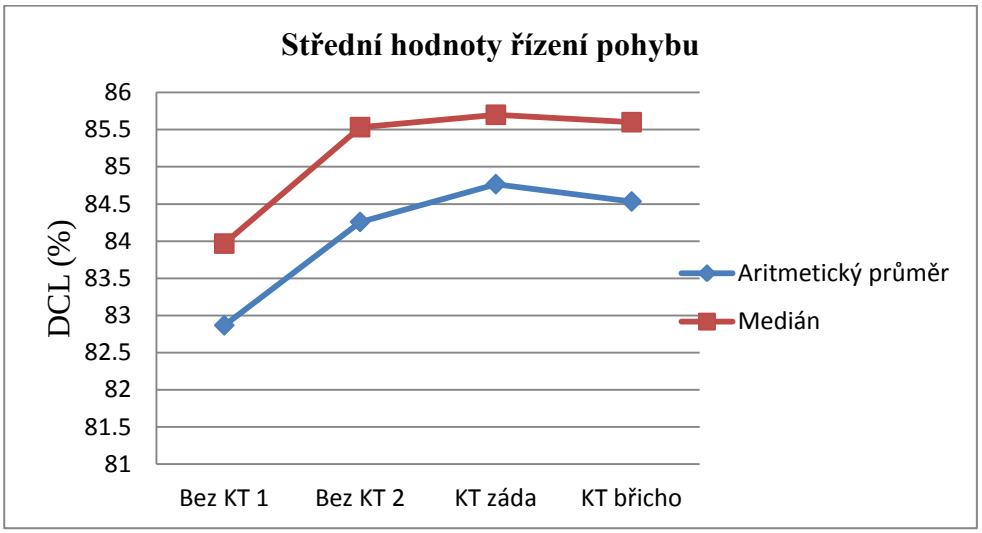
Při porovnání jednotlivých výsledků došlo ke statisticky významné změně mezi prvním a druhým měřením bez kinesiotapingu (p4 = 0,036) ve směru dopředu vlevo a při testu s kinesio tapem na zádech (p5 = 0,020) při pohybu dopředu. K nevýznamným změnám došlo i mezi prvním a druhým měřením ve směru dopředu vpravo (p4 = 0,084), s kinesio tapem na zádech ve směru dopředu vpravo (p5 = 0,054), vpravo (p5 = 0,065), dozadu vlevo (p5 = 0,080) a s kinesio tapem na břiše ve směru dopředu vpravo (p3 = 0,076). Průměrné maximální exkurze ze všech testů (Obrázek 8) byly nejmenší při druhém měření bez kinesiotapingu (99,0%) a nejvyšší při čtvrtém měření – s kinesio tapem na břiše (100,2%).



Obrázek 8. Aritmetické průměry a mediány maximálních exkurzí do všech směrů během všech měření LOS

- **DCL (Directional Control) – Řízení směru pohybu** (Tabulka 13)

Při zpracování parametrů řízení směru pohybu nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly naměřených hodnot. Rozdíly, které však nedosahovaly požadované významnosti, byly mezi prvním a druhým měřením bez kinesio tapů při pohybech do tří směrů: dozadu vlevo (p4 = 0,068), vlevo (p4 = 0,086) a dopředu vlevo (p4 = 0,091); také s kinesio tapem na zádech ve směru dozadu (p5 = 0,094) a s kinesio tapem na břiše při pohybu dozadu vlevo (p6 = 0,055). Podle průměrných hodnot ze všech měření (Obrázek 9) byla nejhorší kontrola směru pohybů k cíli při prvním měření bez kinesiotapingu (82,9 %) a nejlepší při testu s kinesio tapy aplikovanými na zádech (84,8 %).



Obrázek 9. Aritmetický průměr a medián řízení směru pohybů do všech stran během všech měření LOS

Tabulka 9. Statistické zpracování reakčních časů při testu limitů stability

p4 – porovnání rozdílů reakčních časů mezi prvním a druhým měřením bez kinesiotapingu (4. hypotéza)
p5 – porovnání rozdílů reakčních časů mezi druhým měřením bez kinesiotapingu a třetím měřením – s kinesiotapingem zad (5. hypotéza)
p6 – porovnání rozdílů reakčních časů mezi druhým měřením bez kinesiotapingu a čtvrtým měřením – s kinesiotapingem břicha (6. hypotéza)

RT (Reaction Time) – Reakční čas (s)									
		Front	**Right Front**	**Right**	**Right Back**	**Back**	**Left Back**	**Left**	**Left Front**
Bez KT 1	průměr ± SD	0.88 ± 0.27	0.71 ± 0.28	0.56 ± 0.14	0.62 ± 0.30	0.65 ± 0.32	0.70 ± 0.31	0.68 ± 0.30	0.80 ± 0.25
	medián	0.92	0.62	0.53	0.58	0.49	0.55	0.56	0.81
Bez KT 2	průměr ± SD	0.69 ± 0.18	0.65 ± 0.29	0.72 ± 0.28	0.73 ± 0.26	0.55 ± 0.22	0.54 ± 0.27	0.69 ± 0.26	0.70 ± 0.30
	medián	0.63	0.54	0.61	0.61	0.50	0.50	0.55	0.63
KT záda	průměr ± SD	0.78 ± 0.31	0.64 ± 0.25	0.59 ± 0.29	0.72 ± 0.31	0.49 ± 0.15	0.51 ± 0.11	0.63 ± 0.28	0.88 ± 0.32
	medián	0.66	0.52	0.51	0.60	0.51	0.49	0.55	0.86
KT břicho	průměr ± SD	0.71 ± 0.23	0.63 ± 0.19	0.74 ± 0.29	0.63 ± 0.21	0.70 ± 0.32	0.59 ± 0.20	0.65 ± 0.21	0.67 ± 0.27
	medián	0.61	0.65	0.62	0.63	0.70	0.61	0.61	0.56
4. hypotéza, p4 =		**0.014**	**0.600**	**0.125**	**0.443**	**0.299**	**0.069**	**0.802**	**0.317**
5. hypotéza, p5 =		**0.260**	**0.867**	**0.112**	**0.730**	**0.386**	**0.820**	**0.232**	**0.082**
6. hypotéza, p6 =		**0.754**	**0.729**	**0.776**	**0.909**	**0.179**	**0.134**	**0.403**	**0.410**

Tabulka 10. Statistické zpracování rychlostí pohybu při testu limitů stability

p4 – porovnání rozdílů rychlostí pohybu mezi prvním a druhým měřením bez kinesiotapingu (4. hypotéza)
p5 – porovnání rozdílů rychlostí pohybu mezi druhým měřením bez kinesiotapingu a třetím měřením – s kinesiotapingem zad (5. hypotéza)
p6 – porovnání rozdílů rychlostí pohybu mezi druhým měřením bez kinesiotapingu a čtvrtým měřením – s kinesiotapingem břicha (6. hypotéza)

MVL (Movement Velocity) – Rychlost pohybu (°/s)									
		Front	**Right Front**	**Right**	**Right Back**	**Back**	**Left Back**	**Left**	**Left Front**
Bez KT 1	průměr ± SD	4.27 ± 1.28	5.93 ± 2.23	7.27 ± 2.13	5.33 ± 1.59	3.79 ± 1.05	6.16 ± 1.71	6.67 ± 2.18	5.87 ± 1.80
	medián	4.00	5.10	6.90	5.10	3.50	5.70	6.80	5.80
Bez KT 2	průměr ± SD	4.90 ± 1.62	6.39 ± 1.94	6.49 ± 2.49	5.15 ± 1.74	3.91 ± 1.48	6.22 ± 1.94	7.28 ± 2.28	5.85 ± 1.57
	medián	4.70	6.40	6.10	4.40	4.10	5.80	7.30	6.10
KT záda	průměr ± SD	4.59 ± 1.28	6.64 ± 2.01	7.96 ± 2.44	5.09 ± 1.73	3.81 ± 1.26	7.07 ± 2.54	7.72 ± 2.69	6.14 ± 2.09
	medián	4.90	6.10	8.60	4.90	3.90	7.00	7.80	5.50
KT břicho	průměr ± SD	5.05 ± 1.03	7.81 ± 1.79	6.79 ± 2.14	5.67 ± 1.54	4.55 ± 1.38	7.07 ± 2.48	8.27 ± 2.81	6.23 ± 2.06
	medián	4.80	7.90	6.90	5.60	4.60	7.00	8.30	6.30
4. hypotéza, p4 =		**0.306**	**0.550**	**0.314**	**0.249**	**0.782**	**0.887**	**0.096**	**0.966**
5. hypotéza, p5 =		**0.460**	**0.653**	**0.022**	**0.909**	**0.782**	**0.820**	**0.510**	**0.673**
6. hypotéza, p6 =		**0.570**	**0.021**	**0.642**	**0.379**	**0.030**	**0.158**	**0.140**	**0.573**

Tabulka 11. Statistické zpracování vzdáleností koncového bodu při testu limitů stability

p4 – porovnání rozdílů výchylek v koncovém bodu mezi prvním a druhým měřením bez kinesiotapingu (4. hypotéza)
p5 – porovnání rozdílů výchylek v koncovém bodu mezi druhým měřením bez kinesiotapingu a třetím měřením – s kinesiotapingem zad (5. hypotéza)
p6 – porovnání rozdílů výchylek v koncovém bodu mezi druhým měřením bez kinesiotapingu a čtvrtým měřením – s kinesiotapingem břicha (6. hypotéza)

EPE (Endpoint Excursion) – Vzdálenost koncového bodu (%)									
		Front	**Right Front**	**Right**	**Right Back**	**Back**	**Left Back**	**Left**	**Left Front**
Bez KT 1	průměr ± SD	83.07 ± 12.60	103.67 ± 7.55	90.67 ± 10.22	92.53 ± 11.61	80.20 ± 7.38	102.13 ± 15.89	93.87 ± 7.49	94.67 ± 11.94
	medián	80.00	104.00	90.00	94.00	80.00	109.00	96.00	94.00
Bez KT 2	průměr ± SD	87.27 ± 9.34	93.53 ± 21.66	89.33 ± 9.69	92.00 ± 10.18	83.20 ± 9.10	104.00 ± 14.49	92.87 ± 7.16	94.33 ± 9.81
	medián	84.00	99.00	90.00	92.00	83.00	107.00	93.00	96.00
KT záda	průměr ± SD	81.20 ± 11.28	100.87 ± 12.40	93.07 ± 9.76	94.27 ± 10.28	82.53 ± 12.60	111.20 ± 12.85	95.07 ± 8.74	90.07 ± 13.20
	medián	77.00	101.00	95.00	93.00	83.00	115.00	98.00	89.00
KT břicho	průměr ± SD	82.73 ± 10.79	102.73 ± 8.46	96.00 ± 7.73	92.53 ± 12.82	87.00 ± 11.11	107.67 ± 11.73	96.80 ± 4.14	88.33 ± 22.35
	medián	85.00	104.00	98.00	92.00	90.00	107.00	98.00	95.00
4. hypotéza, p4 =		**0.172**	**0.013**	**0.244**	**0.808**	**0.170**	**0.571**	**0.573**	**0.530**
5. hypotéza, p5 =		**0.075**	**0.106**	**0.119**	**0.295**	**0.884**	**0.052**	**0.352**	**0.135**
6. hypotéza, p6 =		**0.098**	**0.048**	**0.008**	**0.735**	**0.356**	**0.429**	**0.062**	**0.470**

Tabulka 12. Statistické zpracování maximálních exkurzí při testu limitů stability

p4 – porovnání rozdílů maximálních exkurzí mezi prvním a druhým měřením bez kinesiotapingu (4. hypotéza)
p5 – porovnání rozdílů maximálních exkurzí mezi druhým měřením bez kinesiotapingu a třetím měřením – s kinesiotapingem zad (5. hypotéza)
p6 – porovnání rozdílů maximálních exkurzí mezi druhým měřením bez kinesiotapingu a čtvrtým měřením – s kinesiotapingem břicha (6. hypotéza)

MXE (Maximum Excursion) – Maximální exkurze (%)									
		Front	**Right Front**	**Right**	**Right Back**	**Back**	**Left Back**	**Left**	**Left Front**
Bez KT 1	průměr ± SD	94.00 ± 7.94	105.87 ± 5.55	100.07 ± 6.73	99.07 ± 6.57	89.87 ± 6.49	106.67 ± 13.02	99.80 ± 4.59	103.33 ± 6.81
	medián	93.00	105.00	101.00	98.00	91.00	110.00	100.00	104.00
Bez KT 2	průměr ± SD	92.53 ± 7.35	103.60 ± 5.87	99.93 ± 5.27	98.07 ± 7.15	91.20 ± 6.50	107.07 ± 10.84	100.20 ± 5.66	99.60 ± 7.30
	medián	92.00	103.00	100.00	98.00	92.00	107.00	101.00	100.00
KT záda	průměr ± SD	88.00 ± 9.31	105.80 ± 7.02	101.53 ± 4.24	99.13 ± 8.43	91.80 ± 5.35	113.47 ± 9.01	101.07 ± 4.18	98.53 ± 7.93
	medián	89.00	103.00	102.00	99.00	93.00	115.00	102.00	100.00
KT břicho	průměr ± SD	90.60 ± 8.11	107.20 ± 6.06	101.27 ± 4.25	97.73 ± 7.94	94.07 ± 6.35	110.67 ± 8.85	100.73 ± 3.31	99.07 ± 5.89
	medián	90.00	108.00	102.00	100.00	93.00	107.00	101.00	100.00
4. hypotéza, p4 =		**0.421**	**0.084**	**0.907**	**0.569**	**0.431**	**0.892**	**0.607**	**0.036**
5. hypotéza, p5 =		**0.020**	**0.054**	**0.065**	**0.589**	**0.510**	**0.080**	**0.307**	**0.431**
6. hypotéza, p6 =		**0.318**	**0.076**	**0.119**	**0.818**	**0.321**	**0.361**	**0.600**	**0.772**

Tabulka 13. Statistické zpracování parametrů řízení směru pohybu při testu limitů stability

p4 – porovnání rozdílů řízení směru mezi prvním a druhým měřením bez kinesiotapingu (4. hypotéza)
p5 – porovnání rozdílů řízení směru mezi druhým měřením bez kinesiotapingu a třetím měřením – s kinesiotapingem zad (5. hypotéza)
p6 – porovnání rozdílů řízení směru mezi druhým měřením bez kinesiotapingu a čtvrtým měřením – s kinesiotapingem břicha (6. hypotéza)

DCL (Directional Control) – Řízení směru pohybu (%)									
		Front	**Right Front**	**Right**	**Right Back**	**Back**	**Left Back**	**Left**	**Left Front**
Bez KT 1	průměr ± SD	88.27 ± 9.28	90.13 ± 6.23	84.13 ± 5.78	72.60 ± 9.39	84.13 ± 10.27	81.20 ± 8.71	83.80 ± 5.98	78.67 ± 12.38
	medián	92.00	92.00	84.00	73.00	86.00	82.00	85.00	79.00
Bez KT 2	průměr ± SD	86.60 ± 10.01	88.07 ± 7.42	85.60 ± 4.79	76.37 ± 11.04	82,13 ± 9.08	85.47 ± 7.25	87.13 ± 5.03	82.40 ± 9.80
	medián	89.00	90.00	86.00	75.00	82.00	88.00	86.00	85.00
KT záda	průměr ± SD	84.53 ± 13.55	89.40 ± 4.75	87.40 ± 4.53	76.47 ± 8.08	86.27 ± 7.84	85.13 ± 6.10	86.80 ± 5.83	82.13 ± 6.24
	medián	91.00	90.00	88.00	79.00	89.00	87.00	89.00	84.00
KT břicho	průměr ± SD	86.13 ± 9.88	89.20 ± 4.74	86.20 ± 7.27	74.53 ± 9.99	85.07 ± 8.74	82.60 ± 7.08	89.00 ± 5.22	83.53 ± 7.01
	medián	89.00	91.00	88.00	76.00	89.00	84.00	90.00	85.00
4. hypotéza, p4 =		**0.351**	**0.123**	**0.423**	**0.233**	**0.520**	**0.068**	**0.086**	**0.091**
5. hypotéza, p5 =		**0.443**	**0.437**	**0.239**	**0.921**	**0.094**	**0.625**	**0.810**	**0.912**
6. hypotéza, p6 =		**0.802**	**0.339**	**0.414**	**0.334**	**0.318**	**0.055**	**0.329**	**0.510**

H4

Čtvrtá hypotéza nebyla potvrzena. Ze 40 provedených statistických testů pouze 3 vykazovaly signifikatní rozdíly (Tabulka 14). K největšímu počtu zlepšení ve druhém měření oproti prvnímu došlo u reakčního času a kontroly řízení směru (Tabulka 15). Celkem došlo ke zlepšení u 61 parametrů ze 120 měřených.

Tabulka 14. Souhrn výsledků čtvrté hypotézy

„Ano/ne“ udává, zda v pohybu do daného směru došlo ke statisticky významné změně příslušného parametru mezi prvním a druhým měřením LOS bez kinesiotapingu.

Potvrzení statistické významnosti rozdílů v rámci hypotézy H4									
H4	Směr:	Front	Right Front	Right	Right Back	Back	Left Back	Left	Left Front
Parametr:									
RT		ano	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne
MVL		ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne
EPE		ne	ano	ne	ne	ne	ne	ne	ne
MXE		ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ano
DCL		ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne

Tabulka 15. Počet osob, u kterého došlo ke zlepšení daných parametrů v druhém měření bez kinesiotapingu oproti prvnímu měření bez kinesoitapingu v rámci testu LOS

Počet zlepšení u 2. měření bez KT oproti 1. měření bez KT u: (osob)										
	F	RF	R	RB	B	LB	L	LF	celkem	% ze 120
RT	**11**	**9**	6	**8**	**8**	**10**	6	**10**	68	57%
MVL	**10**	**9**	4	5	**10**	6	**10**	7	61	51%
EPE	**10**	4	5	6	**10**	**9**	7	6	57	48%
MXE	5	5	7	7	**8**	**9**	**8**	3	52	43%
DCL	5	5	**8**	**9**	7	**11**	**10**	**10**	65	54%
Průměrně :									61	51%

H5

Pátá hypotéza také nebyla potvrzena, pouze ve 2 testech ze 40 byly vyhodnoceny statisticky významné rozdíly hodnot (Tabulka 16). Z výsledků shrnutých v tabulce 17 je patrné, že s kinesiotapingem zad došlo ke zlepšení u všech parametrů ve více než polovině případů.

Tabulka 16. Souhrn výsledků páté hypotézy.

„Ano/ne“ značí, jestli v pohybu do daného směru došlo ke statisticky významné změně příslušného parametru mezi druhým měřením bez kinesiotapingu a třetím měřením LOS s kinesio tapem aplikovaným na záda.

Potvrzení statistické významnosti rozdílů v rámci hypotézy H5									
H5	Směr:	Front	Right Front	Right	Right Back	Back	Left Back	Left	Left Front
Parametr:									
RT		ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne
MVL		ne	ne	ano	ne	ne	ne	ne	ne
EPE		ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne
MXE		ano	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne
DCL		ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne

Tabulka 17. Počet osob, u kterého došlo ke zlepšení daných parametrů v měření s kinesiotapingem zad oproti druhému měření bez kinesoitapingu v rámci testu LOS

Počet zlepšení u měření s KT na zádech oproti 2. měření bez KT u: (osob)										
	F	RF	R	RB	B	LB	L	LF	celkem	% ze 120
RT	7	**8**	**10**	7	**10**	**8**	**9**	3	62	52%
MVL	5	7	**11**	**10**	7	**9**	**8**	7	64	53%
EPE	4	**9**	**9**	**9**	**9**	**10**	**9**	5	64	53%
MXE	5	**10**	7	**8**	**9**	**9**	**11**	5	64	53%
DCL	7	7	**10**	**8**	**10**	6	**8**	5	61	51%
Průměrně :									63	52%

H6

Šestá hypotéza nebyla potvrzena, ze 40 provedených testů 4 vykazovaly signifikantní změny (Tabulka 18). S kinesiotapingem břicha se zlepšilo nejvíce parametrů, průměrně 64 položek z celkových 120 (Tabulka 19). Největší počet zlepšení byl zaznamenán u rychlosti pohybu (MVL), do všech směrů se rychlost zvýšila u více než poloviny probandů.

Tabulka 18. Souhrn výsledků šesté hypotézy.

„Ano/ne“ udává, zda v pohybu do daného směru došlo ke statisticky významné změně příslušného parametru mezi druhým měřením bez kinesiotapingu a čtvrtým měřením LOS s kinesio tapem aplikovaným na břicho.

Potvrzení statistické významnosti rozdílů v rámci hypotézy H6									
H5	Směr:	Front	Right Front	Right	Right Back	Back	Left Back	Left	Left Front
Parametr:									
RT		ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne
MVL		ne	ano	ne	ne	ano	ne	ne	ne
EPE		ne	ano	ano	ne	ne	ne	ne	ne
MXE		ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne
DCL		ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne

Tabulka 19. Počet osob, u kterého došlo ke zlepšení daných parametrů v měření s kinesiotapingem břicha oproti druhému měření bez kinesoitapingu v rámci testu LOS

Počet zlepšení u měření s KT na břiše oproti 2. měření bez KT u: (osob)										
	F	RF	R	RB	B	LB	L	LF	celkem	% ze 120
RT	**8**	**9**	**9**	5	6	6	7	**8**	58	48%
MVL	**8**	**11**	**8**	**11**	**10**	**10**	**10**	**9**	77	64%
EPE	5	**10**	**12**	**10**	**9**	**10**	**10**	6	72	60%
MXE	6	**10**	**8**	7	**10**	**9**	6	5	61	51%
DCL	6	7	**9**	6	7	2	**9**	**8**	54	45%
Průměrně :									64	54%

5 DISKUZE

5.1 Diskuze k teoretické části

Kinesiotaping je moderní terapeutická metoda, mechanismy působení však nejsou plně objasněny a mezi odborníky panují různé názory na tuto problematiku. V současnosti jsou po celém světě prováděny různé studie, které ověřují klinické účinky kinesiotapingu. Postupy výzkumů jsou však velmi nejednotné a objektivní shrnutí jejich výsledků je obtížné. I obdobné studie mívají rozdílné výsledky. V některých studiích je u kontrolní skupiny aplikován tzv. „placebo kinesio tape“ či „sham kinesio tape“, neboli stejná páska je nalepená jiným způsobem, například bez napětí. Otázkou je, zda tato páska nepůsobí také jako senzorický podnět, který vyvolá obdobnou reakci jako správně aplikovaný kinesio tape.

Samotné základní aplikační techniky „inhibice“ a „facilitace“ nelze přijmout bez výhrad. Páska se lepí podle anatomického popisu svalu – pro inhibici od úponu k začátku a pro facilitaci od začátku k úponu svalu (Kase et al., 2003, s. 13-15). Smrštění pásky má v případě inhibice bránit zkracování svalových vláken a posouvání úponu svalu směrem k začátku. U facilitačního působení se naopak popisuje podpora zkracování svalových vláken při kontrakci a pomoc posunu úponu směrem k začátku svalu. Tato teorie popisuje koncentrickou aktivitu svalu, přestože během pohybové aktivity se směry tahu svalů mění podle momentální opory a vytvoření puncta fixa. Ani studie, kterou provedli Cai et al. (2015) nepotvrdila rozdílný účinek na svalovou sílu a EMG aktivitu mezi facilitacím či inhibičním typem aplikace.

Výsledky jiné studie také nepotvrdily elektromyografickou změnu svalové aktivity (Briem et al., 2011). Naopak Huang et al. (2011) zaznamenali změny EMG aktivity po aplikaci kinesio tapu. Chen et al. (2007) vyhodnotili změnu časové posloupnosti aktivace stehenních svalů, ale pouze u sledované skupiny pacientek s patelofemorálním syndromem. U kontrolní skupiny ke změně nedošlo. Toto zjištění koresponduje s teorií, že u zdravých osob bez potíží nemusí být stimulace kinesio tapem dostatečná k zaznamenání objektivní změny, zatímco u osob s poruchou mohou být změny patrné (Fu et al., 2008, Chen et al., 2007). V několika studiích nedošlo ke zvýšení svalové síly po aplikaci kinesio tapu u zdravých sportujících osob (Fu et al., 2008; Poon et al., 2015; Serra et al., 2015). V jiných studiích naopak zaznamenali zvýšení síly u zdravých sportovců vlivem kinesiotapingu (Kim & Lee, 2013; Vithoulka

et al., 2010). Velké změny stisku ruky po aplikaci kinesio tapu popsali ve své studii Mohammadi et al. (2014), bohužel v tomto výzkumu nebylo provedeno srovnání s kontrolní skupinou, která by také absolvovala opakovaná vyšetření.

Snížení bolesti je zřejmě nejvíce potvrzeným účinkem experimentálními studiemi (Thelen, 2008; Kaya et al., 2011; Gonzáles-Iglesias et al., 2009; Castro-Sánchez et al., 2012; Lim et al., 2013). Se snížením bolesti dochází i ke zlepšení funkce (Kaya et al., 2011) a rozsahu pohybu (Gonzáles-Iglesias et al., 2009). Naopak Aytar et al. (2011) u žen s patelofemorálním syndromem snížení bolesti nezaznamenali, ani Firth et al. (2010) u osob s tendinopatií Achillovy šlachy nepotvrdili pokles bolesti vlivem kinesiotapingu při skoku do dálky.

Výsledky studií, které hodnotily účinek zlepšení krevní a lymfatické cirkulace, jsou různé. Zvýšení krevního prokrvení po aplikaci kinesiotapingu u zdravých osob bez zranění potvrzeno nebylo (Stedge et al., 2012). Ani volumetrie neprokázala zmenšení posttraumatických otoků po aplikaci kinesio tapu (Nunes et al., 2015). Při chronické žilní insuficienci ale pozitivní výsledky po aplikaci kinesio tapu byly popsány (Aquliar-Rerrándiz et al., 2013). U lymfedému byl efekt kinesiotapingu srovnatelný s běžně užívanou bandáží (Tsai et al., 2009).

Změna postavení kloubních segmentů pomocí kinesiotapignu byla pozitivně hodnocena u neurologických poruch (Şşimşşek et al., 2011; Jaraczewska & Long, 2006) V jedné práci bylo zjištěno zvětšení rozsahu rotací ramenního kloubu u zdravých žen vlivem kinesiotapingu (Renner, 2012).

Studie zaměřené na hodnocení propriocepce využívaly testy určování pozice tělesného segmentu nebo přesnosti vyvinuté síly. Callaghan et al. (2002) vyhodnotili u osob s horší propriocepcí zlepšení v odhadu kloubní pozice vlivem kinesiotapingu. Naopak Halseth et al. (2004) pozitivní změny v obdobném měření nezaznamenal. Cahng et al. (2013) došli k závěru, že kinesio tape zlepšuje odhad vyvinuté síly stisku.

Vzpřímené držení těla člověka obnáší neustálé vyvažování polohy segmentů, což způsobuje drobné vychylování těžiště i během statické polohy (Véle, 2006, s. 98). Stabilitu ovlivňuje řada faktorů neurofyziologických a biomechanických. Na neurofyziologickém řízení posturální stability se podílí hierarchicky uspořádané zpětnovazebné okruhy nervové soustavy (Králíček, 2011, s. 105). Pro optimální řízení je důležitý dostatek aferentních informací o poloze všech částí pohybového aparátu. Tyto informace zajišťují především somatosenzorický, vestibulární a vizuální systém.

V mozku dochází k vyhodnocení vjemů a následně k vytvoření eferentní odpovědi (Véle, 2006, s. 101).

Při testování posturální stability Rogers et al. (2001) zjistili, že navíc aplikovaný senzorický podnět může zmenšit výchylky stoje. Tento poznatek byl východiskem pro další studie, ve kterých byl jako zdroj senzorického vjemu aplikován kinesio tape. Schields et al. (2013) sledoval změny posturání stability po kinesiotapingu kotníků a lýtek. Žádné změny nebyly vyhodnoceny. Naopak u diabetiků byl v jiné studii (Akbari et al., 2001) hodnocen pozitivní výsledek na zmenšení výchylek ve stoji po aplikaci kinesio tapu na kotníky. Ve stoji na pěnové podložce došlo ke snížení i u paravertebrální aplikace kinesio tapů.

5.2 Diskuze k praktické části

Experimentální část diplomové práce se zabývá vlivem kinesiotapingu na posturální stabilitu zdravých lidí. Kinesio tape byl aplikován dvěma způsoby – ventrálně a dorzálně na trup. Chtěli jsme zjistit, zda kromě lokálních účinků může mít kinesiotaping i systémové účinky. Vycházíme z předpokladu, že pásky aplikované na kůži mohou změnit aferentní somatosenzorické informace a ovlivnit posturální stabilitu.

Při testování stoje na pevné podložce byly u probandů č. 2, 10 a 11 vyhodnoceny vyšší úhlové rychlosti výchylek těžiště, které byly přístrojem vyhodnoceny jako abnormálně vysoké pro zdravou populaci (hodnoty označené červeně v tabulkách 1 a 2 v kapitole 4.1. Výsledky, Modifikovaný test balanční senzorické interakce). Ve studii byly výsledky ponechány, protože tyto osoby nemají žádné zdravotní obtíže a stupnice Balance Masteru® nemají obecnou platnost. Toto hodnocení je nastaveno výrobcem přístroje. Během vyšetření nikdo neměl potíže se splněním úkolů z důvodu nestability nebo jiných obtíží.

5.2.1 Diskuze k hypotéze H1

První hypotéza zněla: *Při opakovaném provedení modifikovaného testu balanční senzorické interakce dochází ke změně výsledků.*

Pro hodnocení byly použity výsledky dvou po sobě jdoucích vyšetření mCTSIB bez aplikovaného kinesio tapu. Statisticky významný rozdíl středních hodnot byl zaznamenán při stoji se zavřenýma očima na pěnové podložce. Ke snížení rychlostí výchylek došlo u 10 osob. Zlepšení, které nedosáhlo statistické významnosti, bylo zaznamenáno také ve stoji na pěnové podložce s otevřenýma očima, kdy se rychlost

výchylek snížila rovněž u 10 osob. I při třetím měření došlo k dalšímu poklesu rychlosti výchylek ve stoji na pěnové podložce se zavřenýma očima, tentokrát u 9 osob a otevřenýma očima na stejném povrchu u 8 osob. Tyto výsledky korelují s výsledky studie Leitnera et al. (2007) a jejich teorií, že v náročnějších podmínkách testu dochází ke zlepšení při opakování vlivem motorického učení. Tato hypotéza, stejně jako H4, byla stanovena z toho důvodu, abychom předešli falešnému zlepšení výsledků testu s aplikovaným kinesio tapem. S tímto záměrem by bylo vhodnější stanovení jednostranné hypotézy viz H4.

Zajímavé bylo, že průměrné rychlosti výchylek (u souhlasných testů) ve stoje na pevné podložce se od první série měření do třetí zvyšovaly a následně poklesly u čtvrté série s kinesiotapingem břicha. Výsledky testů stoje na pěnové podložce měly přesně opačný charakter, mezi první a třetí sérií došlo k poklesu průměrných rychlostí výchylek a během čtvrtého ke zvýšení (viz kapitola 4.1. Výsledky, Modifikovaný test balanční senzorické interakce, Obrázek 3).

5.2.2 Diskuze k hypotéze H2

Druhá hypotéza zněla: *Kinesio tape aplikovaný dorzálně na trup ovlivní výchylky těžiště při modifikovaném testu balanční senzorické interakce.*

Pro statistické hodnocení byly použity výsledky z druhé série měření bez kinesiotapingu a třetí série s kinesiotapingem zad. Tato hypotéza nebyla potvrzena, k významným změnám středních rychlostí výchylek nedošlo. Oproti druhému měření bez kinesiotapingu se rychlost výchylek při testu s kinesio tapem na zádech zmenšila u více než poloviny osob při obou testech na pěnové podložce.

Naše výsledky tedy částečně odpovídají výsledkům Akbariho et al. (2001), kde však snížení výchylek na pěnové podložce s kinesiotapingem paravertebrálně bylo statisticky významné. Ani v jejich výsledcích nebylo signifikantní zlepšení ve stoje na pevném povrchu.

5.2.3 Diskuze k hypotéze H3

Třetí hypotéza zněla: *Kinesio tape aplikovaný ventrálně na trup ovlivní výchylky těžiště při modifikovaném testu balanční senzorické interakce.*

Pro ověření této hypotézy byly srovnány výsledky druhého měření bez kinesiotapingu a čtvrtého měření – s kinesiotapingem břicha. Hypotéza potvrzena nebyla, v žádných podmínkách testování nedošlo ke statisticky významným změnám

výsledků. U 9 osob došlo k poklesu rychlostí výchylek, při stoji na pevném povrchu se zavřenýma očima, ale rozdíly nebyly dostatečně velké, aby bylo dosaženo statistické významnosti.

5.2.4 Diskuze k hypotéze H4

Čtvrtá hypotéza zněla: *Opakováním testu limitů stability dochází ke změně výsledků.*

Pro zpracování byly použity výsledky z první a druhé série vyšetření testu limitů stability bez kinesiotapingu. Hypotéza potvrzena nebyla. Statisticky významné byly rozdíly pouze 3 položek z celkových 40. Prvním parametrem, u kterého byly zaznamenány signifikantní rozdíly byl reakční čas (RT) u pohybu směrem dopředu. Zkrácení času do první reakce zde bylo zaznamenáno u 11 probandů. Úkolem přenést těžiště směrem dopředu test limitů stability začíná. Je možné, že z tohoto důvodu byl reakční čas prvního pokusu delší. Průměrný reakční čas ze všech směrů byl v prvním testu vyšší než u následujících testů.

Druhý parametr, ve kterém jsme zaznamenali významný rozdíl, byla vzdálenost koncového bodu iniciálního pohybu (EPE) ve směru dopředu vpravo. V tomto případě došlo ke zhoršení, 10 probandů dosáhlo menší vzdálenosti při iniciálním pohybu směrem k cíli než v první sérii měření. Tuto změnu tedy nelze vysvětlit motorickým učením.

Třetím parametrem, ve kterém bylo dosaženo statisticky významné změny, byla maximální vzdálenost přenosu těžiště (MXE) ve směru dopředu vlevo. I zde se však jednalo o zhoršení výsledků při druhém měření oproti prvnímu. 11 probandů přeneslo při druhém měření těžiště do menší konečné vzdálenosti od středu báze.

Statisticky významné zhoršení výsledků ve druhém testu oproti prvnímu bez jakéhokoliv zásahu lze obtížně vysvětlit. Mohlo snad dojít ke snížení pozornosti oproti první sérii, protože už byla známa obtížnost úkolu. Ve třetí a čtvrté sérii byly průměrné hodnoty maximálních exkurzí i vzdáleností koncového opět vyšší než ve druhé sérii.

5.2.5 Diskuze k hypotéze H5

Pátá hypotéza zněla: *Kinesio tape aplikovaný dorzálně na trup ovlivní výsledné hodnoty parametrů testu limitů stability*.

Hypotéza potvrzená nebyla. Došlo ke statisticky významné změně výsledků 2 parametrů ze 40. Byly porovnávány výsledky druhého měření bez kinesiotapingu

a třetího měření s kinesio tapy aplikovanými paravertebrálně. Prvním parametrem, ve kterém došlo ke statistické změně výsledků, byla rychlost pohybu ve směru doprava. Rychlost pohybu do tohoto směru se zvýšila u 11 osob. Druhým parametrem, jehož výsledky byly signifikantně změněny, byla maximální vzdálenost přenosu těžiště (MXE) ve směru dopředu. U 9 probandů se s kinesio tapem aplikovaným na záda maximální exkurze směrem dopředu zmenšila.

5.2.6 Diskuze k hypotéze H6

Šestá hypotéza zněla: *Kinesio tape aplikovaný ventrálně na trup ovlivní výsledné hodnoty parametrů testu limitů stability.*

Ani tato hypotéza potvrzená nebyla. Došlo ke statisticky významné změně středních hodnot výsledků u 4 parametrů ze 40. Porovnávány byly výsledky druhého měření bez kinesiotapingu a čtvrtého měření s kinesio tapy aplikovanými na m. rectus abdominis. Ke změně rychlosti pohybu (MVL) došlo ve směru dopředu vpravo a dozadu. Dopředu vpravo byla rychlost zvýšena ve čtvrté sérii měření u 11 osob, dozadu byla rychlost zvýšena u 10 osob.

Další změny byly ve vzdálenosti koncového bodu počátečního pohybu (EPE) ve směru dopředu vpravo a vpravo. Dopředu vpravo byla dosažená vzdálenost při sérii s kinesiotapingem břicha delší u 10 probandů a ve směru vpravo u 12 probandů.

ZÁVĚR

V naší studii nebyla potvrzena žádná ze šesti hypotéz. Statisticky významné rozdíly jsme zaznamenali pouze v některých dílčích prvcích hypotéz. V modifikovaném testu balanční senzorické interakce nebyla vyhodnocena žádná změna úhlové rychlosti výchylek těžiště vlivem kinesiotapingu paravertebrálních ani břišních svalů. Jediný významný rozdíl byl shledán při opakování testu bez kinesiotapingu ve stoje na pěnové podložce se zavřenýma očima. Při druhém testu byla rychlost výchylek nižší.

Při testu limitů stability s kinesio tapy aplikovanými paravertebrálně významně vzrostla střední rychlost pohybů doprava. Také se snížila maximální vzdálenost přenosu těžiště při pohybu dopředu oproti situaci bez kinesiotapingu. S kinesiotapingem ventrální strany trupu došlo ke zvýšení rychlosti pohybu dopředu vpravo a dozadu. Také střední vzdálenost koncového bodu při pohybech dopředu vpravo a vpravo dosahovala dále od středu opěrné báze oproti výsledkům bez kinesiotapingu. Rozdíl mezi výsledky testů s kinesio tapy aplikovanými na záda a na břicho byl v tom, že s kinesiotapingem zad došlo ke zlepšení jednoho parametru a zhoršení také jednoho parametru. Naopak s kinesiotapengem břicha nedošlo k žádnému zhoršení parametrů, pouze ke zlepšení čtyř parametrů. Při opakování testu limitů stability bez kinesiotapingu byl u druhého vyšetření vyhodnocen kratší reakční čas pro směr pohybu dopředu. Ve druhém testu bylo vyhodnoceno dosažení menší střední vzdálenosti koncového bodu iniciálního pohybu ve směru dopředu vpravo a kratší konečné vzdálenosti přenosu těžiště dopředu vlevo.

Z výsledků této studie lze konstatovat, že kinesio tape aplikovaný paravertebrálně nebo na přímý sval břišní nemá u zdravých osob vliv na rychlosti výchylek těžiště ve stoje. Při přenosu těžiště nad hranice opěrné báze dochází k určitým změnám, více u kinesio tapu aplikovaného na trupu ventrálně, které ale působí spíše jako náhodné. Pro větší výpovědní hodnotu by bylo vhodné obdobnou studii provést s větším počtem probandů.

Práce tedy nepřinesla jasné odpovědi na působení kinesiotapingu, závěry a doporučení pro klinické použití kineziotapingu z této studie učinit nelze. Pro objasnění vlivu na řízení posturální stability je nutné provést další výzkumy.

REFERENČNÍ SEZNAM

AGUILAR-FERRANDIZ, M. E., A. M. CASTRO-SANCHEZ, G. A. MATARAN-PENARROCHA, R. GUISADO-BARRILAO, M. C. GARCIA-RIOS & MORENO-LORENZO, C. A randomized controlled trial of a mixed Kinesio taping-compression technique on venous symptoms, pain, peripheral venous flow, clinical severity and overall health status in postmenopausal women with chronic venous insufficiency. *Clinical Rehabilitation*. 2013, vol. 28, issue 1, s. 69-81. DOI: 10.1177/0269215512469120.

AKBARI, M., DADGOO, M. & EBRAHIMI, I. Effects of Skin Stretch Sensory Stimuli on Balance in Patients with Diabetic Neuropathy. *Journal of Novel Physiotherapies*. 2011, vol. 01, issue 01, s. 22-34. DOI: 10.4172/2165-7025.1000105.

AMBLER, Z. *Základy neurologie.* 6., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén: Karolinum, 2006. ISBN: 80-7262-433-4; 80-246-1258-5

AYTAR, A., OZUNLU, N., SURENKOK, O., BALTACI, G., OZTOP, P. & KARATAS, M. (2011). Initial effects of kinesio® taping in patients with patellofemoral pain syndrome: A randomized, double-blind study. *Isokinetics and Exercise Science*,*19*(2), 135-142.

BRIEM, K., EYTHÖRSDÖTTIR, H., MAGNÚSDÓTTIR, R.G., PÁLMARSSON, R., RÚNARSDÖTTIR, T. & SVEINSSON, T. Effects of Kinesio Tape Compared With Nonelastic Sports Tape and the Untaped Ankle During a Sudden Inversion Perturbation in Male Athletes. *Journal of Orthopaedic*. 2011, vol. 41, issue 5, s. 328-335. DOI: 10.2519/jospt.2011.3501.

CAI, C., AU, I. P. H., AN, W. & CHEUNG, R. T. H. Facilitatory and inhibitory effects of Kinesio tape: Fact or fad? *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2015. DOI: 10.1016/j.jsams.2015.01.010.

CALLAGHAN, M. J., SELFE, J., BAGLEY P. J. & OLDMAN, J. Effects of Patellar Taping on Knee Joint Proprioception. *Physiotherapy*. 2000, vol. 86, issue 11. DOI: 10.1016/s0031-9406(05)61377-6.

CASTRO-SÁNCHEZ, A. M., LARA-PALOMO, I. C., PEÑARROCHA, G. A. M., FERNÁNDEZ-SÁNCHEZ, M., SÁNCHEZ-LABRACA, N. & ARROYO-MORALES, M. Kinesio Taping reduces disability and pain slightly in chronic non-specific low back pain: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy*. 2012, vol. 58, issue 2, s. 89-95. DOI: 10.1016/s1836-9553(12)70088-7.

NEUROCOM. *Clinical information.* [online]. 2012 [cit. 2015-04-15]. Dostupné z: *http://www.resourcesonbalance.com/default.aspx.*

DOLEŽALOVÁ, R. & PĚTIVLAS, T. *Kinesiotaping pro sportovce: sportujeme bez bolesti*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 95 s. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-80-247-3636-5.

DRŠATA, J. *Počítačová posturografie v diagnostice a rehabilitaci závrativých stavů*. Hradec Králové, 2007. Disertační práce. Universita Karlova v Praze, Lékařská fakulta v Hradci Králové, Klinika Ušní nosní a krční.

FILIPČÍKOVÁ, R., BEZDIČKOVÁ, M., PASTUCHA, D., RIPPLOVÁ, D., DOBIÁŠ, M., BLAŽKOVÁ, Z., POPRACHOVÁ, A., VÁVERKOVÁ, R. BŘEZINOVÁ, J., OBORNÁ, I., KRESTOVÁ, L., LEICHMAN, S. Techniky kineziotapingu v neurologii – anatomické aspekty, *Medicína pro praxi.* 2013; 10(1), s. 35-37.

FIRTH, B. L., DINGLEY, P., DAVIES, E. R., LEWIS, J. S. & ALEXANDER, C. M. (2010). The effect of kinesiotape on function, pain, and motoneuronal excitability in healthy people and people with Achilles tendinopathy. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *20*(6), 416-421.

FU, T. Ch., WONG, A. M. K., PEI, Y. Ch., WU, K. P., CHOU, S.W. & LIN, Y. Ch. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes—A pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2008, vol. 11, issue 2, s. 198-201. DOI: 10.1016/j.jsams.2007.02.011.

GONZÁLEZ-IGLESIAS, J., FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, C., CLELAND, J., HUIJBREGTS, P. & GUTIÉRREZ-VEGA, M. R., Short-Term Effects of Cervical Kinesio Taping on Pain and Cervical Range of Motion in Patients With Acute Whiplash Injury: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Orthopaedic*. 2009, vol. 39, issue 7, s. 515-521. DOI: 10.2519/jospt.2009.3072.

HAHN, Aleš. *Otoneurologie: diagnostika a léčba závratí.* 1. vyd. Praha : Grada, 2004. ISBN: 80-247-0510-9.

HALSETH, T., MCCHESNEY, J. W., DEBELISO, M., VAUGHN, R. & LIEN, J.(2004). The effects of Kinesio™ taping on proprioception at the ankle. *Journal of sports science & medicine.* 2004 vol. 3, issue 1, 1.

HUANG, Ch. Y., HSIEH, T. H., LU, S. Ch & SU, F. Ch. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *BioMedical Engineering OnLine*. 2011, vol. 10, issue 1. DOI: 10.1186/1475-925x-10-70.

CHANG, H. Y., CHOU, K. Y., LIN, J. J., LIN, Ch. F. & WANG, Ch. H. Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Physical Therapy in Sport*. 2010, vol. 11, issue 4, s. 122-127. DOI: 10.1016/j.ptsp.2010.06.007.

CHEN, W. Ch, HONG, W. H., HUANG, T. F. & HSU, H. Ch. Effects of kinesio taping on the timing and ratio of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle for person with patellofemoral pain. *Journal of Biomechanics*. 2007, vol. 40. DOI: 10.1016/s0021-9290(07)70314-7.

JARACZEWSKA, E. & LONG, C. Kinesio ® Taping in Stroke: Improving Functional Use of the Upper Extremity in Hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 2006, vol. 13, issue 3, 1529-1538.e1. DOI: 10.1016/b978-0-323-05602-1.00119-7.

KALRON, A. & BAR-SELA, S. A systematic review of the effectiveness of Kinesio Taping--fact or fashion? *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 2013, 49.5: 699-709.

KASE, K. *Illustrated Kinesio Taping*. 4th ed. Tokyo: Ken`i kai information, 2003, 109 s. ISBN 18-800-4724-1.

KASE, K., WALLIS, J & KASE, T. *Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping method*. U.st: Kinesio Taping Association, 2003. ISBN 09-769-6084-2.

KAYA, E., ZINNUROGLU, M. & TUGCU, I. Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. *Clinical Rheumatology*. 2010, vol. 30, issue 2, s. 201-207. DOI: 10.3410/f.13007957.14322056.

KIM, H. & LEE, B. The Effects of Kinesio Tape on Isokinetic Muscular Function of Horse Racing Jockeys. *Journal of Physical Therapy Science*. 2013, vol. 25, issue 10, s. 1273-1277. DOI: 10.1589/jpts.25.1273.

KOBROVÁ, J. & VÁLKA, R. *Terapeutické využití kinesio tapu*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012, 153 s. ISBN 978-802-4742-946.

KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, 2011, x, 235 s. ISBN 978-807-2626-182.

KUMBRINK, B. *K-Taping: praktická příručka: základy, techniky aplikace, indikace*. Olomouc: Poznání, 2014, 257 s. ISBN 978-80-87419-39-7.

LATASH, M. L. *Fundamentals of motor control*. 1st ed. Boston: Elsevier/Academic Press, 2012, xii, 352 p. ISBN 01-241-5956-7.

LEITNER, C., MAIR, P., PAUL, B., WICK, F., MITTERMAIER, C., SYCHA, T. & EBENBICHLER, G. Reliability of posturographic measurements in the assessment of impaired sensorimotor function in chronic low back pain.*Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009, vol. 19, issue 3, s. 380-390. DOI: 10.1016/j.jelekin.2007.09.007

LIM, Ch., PARK, Y. & BAE, Y. The Effect of the Kinesio Taping and Spiral Taping on Menstrual Pain and Premenstrual Syndrome. *Journal of Physical Therapy Science*. 2013, vol. 25, issue 7, s. 761-764. DOI: 10.1589/jpts.25.761.

MOHAMMADI, H. K., KALANTARI, K. K., NAEIMI, S. S., POURETEZAD, M., SHOKRI, E., TAFAZOLI, M., DASTJERDI, M. & KARDOONI, L. Immediate and Delayed Effects of Forearm Kinesio Taping on Grip Strength. *Iranian Red Crescent Medical Journal*. 2014, vol. 16, issue 8, s. 55-65. DOI: 10.1007/978-3-8349-4291-3_5.

NUNES, G. S., VARGAS, V. Z.,WAGECK, B., HAUPHENTAL, D. P. S., LUZ, C. M., NORONHA, M & HAMMOND, J. Kinesio Taping does not decrease swelling in acute, lateral ankle sprain of athletes: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy*. 2015, vol. 61, issue 1, s. 28-33. DOI: 10.1186/isrctn53463752.

PETERKA, R. J. & LOUGHLIN, P. J. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 2004, 91.1: 410-423.

PFEIFFER, J. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. 1. vyd. Praha : Grada, 2007. ISBN: 978-80-247-1135-5

POON, K. Y., LI S. M., ROPER, M. G., WONG, M. K. M.,WONG, O. & CHEUNG, R. T. H. Kinesiology tape does not facilitate muscle performance: A deceptive controlled trial. *Manual Therapy*. 2015, vol. 20, issue 1, s. 130-133. DOI: 10.1016/j.math.2014.07.013.

RENNER, Ch. M. *Kinesio tape and its effects on internal and external rannge of motion of the shoulder* - A Thesis Presented to The College of Graduate and Professional Studies. 2012. PhD Thesis. Indiana State University.

ROGERS, M. W., WARDMAN, D. L., LORD, L. R., FITZPATRICK, R. C. Passive tactile sensory input improves stability during standing. *Experimental Brain Research*. 2001, vol. 136, issue 4, s. 3-13. DOI: 10.1007/978-3-642-71540-2_1.

SAAVEDRA-HERNÁNDEZ, M., CASTRO-SÁNCHEZ, A.M., ARROYO-MORALES, M., CLELAND, J. A., LARA-PALOMO, I. C. & FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, C. Short-

Term Effects of Kinesio Taping Versus Cervical Thrust Manipulation in Patients With Mechanical Neck Pain: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Orthopaedic*. 2012, vol. 42, issue 8, s. 724-730. DOI: 10.2519/jospt.2012.4086.

SERRA, M. V. G. B., VIEIRA, E. R., BRUNT, D., GOETHEL, M. F., GONÇALVES, M. & QUEMELO, P. R. V. Kinesio Taping effects on knee extension force among soccer players. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2015, vol. 00, ahead, s. 00-00. DOI: 10.1590/bjpt-rbf.2014.0075.

SHIELDS, C. A., NEEDLE, A. R., ROSE, W. C., SWANIK, C. B. & T. W. KAMINSKI. Effect of Elastic Taping on Postural Control Deficits in Subjects With Healthy Ankles, Copers, and Individuals With Functional Ankle Instability. *Foot*. 2013, vol. 34, issue 10, s. 1427-1435. DOI: 10.1177/1071100713491076.

ŞŞIMŞŞEK, T., TÜRKÜCÜOĞĞLU, T., ÇOKAL, B., ÜSTÜNBAŞŞ, N. G. & ŞŞIMŞŞEK, İ. E. The effects of Kinesio® taping on sitting posture, functional independence and gross motor function in children with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*. 2011, vol. 33, 21-22, s. 2058-2063. DOI: 10.3109/09638288.2011.560331.

STEDGE, H. L., KROSKIE, R. M. & DOCHERTY, C. L. Kinesio Taping and the Circulation and Endurance Ratio of the Gastrocnemius Muscle. *Journal of Athletic Training*. 2012, vol. 47, issue 6, s. 635-642. DOI: 10.4085/1062-6050-47.5.15.

THELEN, M. D., DAUBER, J. A. & STONEMAN, P. D. The Clinical Efficacy of Kinesio Tape for Shoulder Pain: A Randomized, Double-Blinded, Clinical Trial. *Journal of Orthopaedic*. 2008, vol. 38, issue 7, s. 389-395. DOI: 10.2519/jospt.2008.2791.

TROJAN, S. *Lékařská fyziologie.* 4., přepracované a doplněné vyd. Praha: Grada, 2003. ISBN: 80-247-0512-5

TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka.* 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha : Grada, 2005. ISBN: 80-247-1296-2.

TSAI, H. J., HUNG, H. Ch., YANG, J. L., HUANG, Ch, S. & TSAUO, J. Y. Could Kinesio tape replace the bandage in decongestive lymphatic therapy for breast-cancer-related lymphedema? A pilot study. *Supportive Care in Cancer*. 2009, vol. 17, issue 11, s. 1353-1360. DOI: 10.1007/s00520-009-0592-8.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část), řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství. Roč*, 2002a, 4: 122-129.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část), terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Roč. 2002b, 4; 115-121.

VAŘEKA, I. & VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 189 s. Monografie (Univerzita Palackého). ISBN 978-802-4424-323.

VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-725-4837-9.

WINSTEIN, C. J. Knowledge of results and motor learning—implications for physical therapy. *Physical therapy*, 1991, 71.2: 140-149.

VITHOULKA, I., BENEKA, A., MALLIOU, P., AGGELIOUSIS, N., KARATSOLIS & DIAMANTOPOULOS, K. The effects of Kinesio-Taping® on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women. *Isokinetics and Exercise Science.* 2010, 18.1: s. 1-6.

WILLIAMS, S.,WHATMAN, Ch., HUME, P. A. & SHEERIN, K. Kinesio Taping in Treatment and Prevention of Sports Injuries. *Sports Medicine*. 2012, vol. 42, issue 2, s. 153-164. DOI: 10.2165/11594960-000000000-00000.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Tabulky ke kapitole 4.1 Výsledky modifikovaného testu balanční senzorické interakce 72
Příloha č. 2: Tabulky ke kapitole 4.2 Výsledky testu limitů stability……..74

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Tabulky ke kapitole 4.1 Výsledky modifikovaného testu balanční senzorické interakce

Tabulka 1. FIRM-EO: výsledky měření stoje na pevném povrchu s otevřenýma očima, FIRM-EC: stoj na pevném povrchu se zavřenýma očima

FIRM-EO	Bez KT 1			průměr 1	Bez KT 2			průměr 2	Tape záda			průměr 3	Tape břicho			průměr 4
proband 1	0.2	0.2	0.2	**0.20**	0.2	0.3	0.2	**0.23**	0.2	0.1	0.1	**0.13**	0.2	0.2	0.2	**0.20**
proband 2	0.3	0.4	0.3	**0.33**	0.4	0.2	0.2	**0.27**	0.3	0.2	0.2	**0.23**	0.5	0.5	0.2	**0.40**
proband 3	0.1	0.1	0.2	**0.13**	0.2	0.1	0.2	**0.17**	0.2	0.1	0.2	**0.17**	0.1	0.1	0.1	**0.10**
proband 4	0.2	0.1	0.2	**0.17**	0.3	0.2	0.1	**0.20**	0.2	0.2	0.2	**0.20**	0.3	0.3	0.3	**0.30**
proband 5	0.3	0.1	0.1	**0.17**	0.3	0.2	0.1	**0.20**	0.3	0.3	0.2	**0.27**	0.3	0.1	0.1	**0.17**
proband 6	0.1	0.1	0.1	**0.10**	0.3	0.2	0.2	**0.23**	0.2	0.2	0.2	**0.20**	0.3	0.1	0.3	**0.23**
proband 7	0.1	0.1	0.1	**0.10**	0.1	0.2	0.1	**0.13**	0.2	0.2	0.2	**0.20**	0.2	0.2	0.1	**0.17**
proband 8	0.2	0.1	0.0	**0.10**	0.2	0.1	0.2	**0.17**	0.3	0.1	0.1	**0.17**	0.2	0.1	0.2	**0.17**
proband 9	0.2	0.3	0.2	**0.23**	0.2	0.2	0.2	**0.20**	0.3	0.2	0.3	**0.27**	0.0	0.2	0.3	**0.17**
proband 10	0.2	0.3	0.2	**0.23**	0.3	0.4	0.4	**0.37**	0.4	0.3	0.3	**0.33**	0.4	0.3	0.4	**0.37**
proband 11	0.5	0.4	0.4	**0.43**	0.5	0.2	0.4	**0.37**	0.4	0.3	0.3	**0.33**	0.3	0.4	0.3	**0.33**
proband 12	0.2	0.2	0.0	**0.13**	0.2	0.2	0.1	**0.17**	0.3	0.3	0.2	**0.27**	0.3	0.2	0.1	**0.20**
proband 13	0.3	0.2	0.1	**0.20**	0.3	0.2	0.1	**0.20**	0.2	0.3	0.3	**0.27**	0.2	0.1	0.2	**0.17**
proband 14	0.1	0.0	0.1	**0.07**	0.1	0.1	0.2	**0.13**	0.2	0.1	0.0	**0.10**	0.1	0.1	0.0	**0.07**
proband 15	0.2	0.3	0.3	**0.27**	0.1	0.3	0.1	**0.17**	0.2	0.3	0.3	**0.27**	0.2	0.3	0.2	**0.23**

FIRM-EC	Bez KT 1			průměr 1	Bez KT 2			průměr 2	Tape záda			průměr 3	Tape břicho			průměr 4
proband 1	0.2	0.1	0.2	**0.17**	0.4	0.1	0.4	**0.30**	0.3	0.2	0.3	**0.27**	0.2	0.3	0.3	**0.27**
proband 2	0.5	0.4	0.3	**0.40**	0.3	0.4	0.4	**0.37**	0.4	0.3	0.4	**0.37**	0.2	0.2	0.1	**0.17**
proband 3	0.0	0.2	0.2	**0.13**	0.1	0.2	0.2	**0.17**	0.1	0.2	0.2	**0.17**	0.1	0.0	0.0	**0.03**
proband 4	0.0	0.2	0.1	**0.10**	0.2	0.2	0.2	**0.20**	0.3	0.2	0.2	**0.23**	0.3	0.3	0.2	**0.27**
proband 5	0.3	0.2	0.2	**0.23**	0.2	0.1	0.2	**0.17**	0.3	0.4	0.2	**0.30**	0.1	0.1	0.2	**0.13**
proband 6	0.1	0.2	0.1	**0.13**	0.1	0.2	0.3	**0.20**	0.2	0.1	0.3	**0.20**	0.1	0.1	0.1	**0.10**
proband 7	0.2	0.2	0.2	**0.20**	0.1	0.1	0.2	**0.13**	0.1	0.2	0.1	**0.13**	0.2	0.2	0.1	**0.17**
proband 8	0.1	0.1	0.1	**0.10**	0.2	0.1	0.1	**0.13**	0.1	0.1	0.1	**0.10**	0.1	0.0	0.1	**0.07**
proband 9	0.5	0.2	0.3	**0.33**	0.4	0.2	0.2	**0.27**	0.4	0.2	0.2	**0.27**	0.2	0.1	0.3	**0.20**
proband 10	0.2	0.2	0.3	**0.23**	0.3	0.2	0.4	**0.30**	0.4	0.4	0.3	**0.37**	0.5	0.6	0.3	**0.47**
proband 11	0.5	0.4	0.5	**0.47**	0.2	0.6	0.7	**0.50**	0.5	0.4	0.5	**0.47**	0.5	0.3	0.4	**0.40**
proband 12	0.4	0.2	0.1	**0.23**	0.2	0.2	0.1	**0.17**	0.1	0.1	0.4	**0.20**	0.3	0.3	0.2	**0.27**
proband 13	0.1	0.2	0.3	**0.20**	0.1	0.1	0.2	**0.13**	0.1	0.2	0.2	**0.17**	0.3	0.3	0.2	**0.27**
proband 14	0.1	0.1	0.1	**0.10**	0.1	0.1	0.0	**0.07**	0.1	0.0	0.0	**0.03**	0.1	0.1	0.1	**0.10**
proband 15	0.1	0.2	0.3	**0.20**	0.3	0.2	0.5	**0.33**	0.3	0.3	0.2	**0.27**	0.3	0.2	0.4	**0.30**

Tabulka 2. FOAM-EO: Výsledky měření stoje na pěnové podložce s otevřenýma očima, FOAM-EC: Výsledky měření stoje na pěnové podložce se zavřenýma očima

FOAM-EO	Bez KT 1			průměr 1	Bez KT 2			průměr 2	Tape záda			průměr 3	Tape břicho			průměr 4
proband 1	0.5	0.6	0.3	**0.47**	0.4	0.4	0.3	**0.37**	0.5	0.5	0.4	**0.47**	0.6	0.3	0.3	**0.40**
proband 2	0.4	0.7	0.5	**0.53**	0.3	0.4	0.4	**0.37**	0.4	0.4	0.4	**0.40**	0.5	0.3	0.4	**0.40**
proband 3	0.4	0.3	0.2	**0.30**	0.2	0.2	0.2	**0.20**	0.3	0.3	0.3	**0.30**	0.4	0.3	0.3	**0.33**
proband 4	0.4	0.4	0.4	**0.40**	0.6	0.4	0.3	**0.43**	0.2	0.3	0.3	**0.27**	0.4	0.4	0.3	**0.37**
proband 5	0.3	0.2	0.2	**0.23**	0.3	0.2	0.2	**0.23**	0.3	0.2	0.3	**0.27**	0.4	0.2	0.2	**0.27**
proband 6	0.4	0.3	0.4	**0.37**	0.2	0.3	0.3	**0.27**	0.2	0.3	0.3	**0.27**	0.3	0.2	0.2	**0.23**
proband 7	0.4	0.4	0.2	**0.33**	0.3	0.3	0.3	**0.30**	0.3	0.3	0.3	**0.30**	0.3	0.3	0.3	**0.30**
proband 8	0.3	0.2	0.1	**0.20**	0.4	0.3	0.3	**0.33**	0.3	0.1	0.2	**0.20**	0.2	0.2	0.2	**0.20**
proband 9	0.6	0.5	0.4	**0.50**	0.7	0.5	0.5	**0.57**	0.3	0.3	0.3	**0.30**	0.4	0.3	0.5	**0.40**
proband 10	0.5	0.5	0.6	**0.53**	0.5	0.4	0.6	**0.50**	0.5	0.4	0.3	**0.40**	0.6	0.5	0.5	**0.53**
proband 11	0.6	0.6	0.6	**0.60**	0.6	0.4	0.6	**0.53**	0.6	0.3	0.5	**0.47**	0.4	0.6	0.5	**0.50**
proband 12	0.4	0.5	0.5	**0.47**	0.4	0.3	0.3	**0.33**	0.4	0.3	0.2	**0.30**	0.3	0.3	0.4	**0.33**
proband 13	0.5	0.4	0.4	**0.43**	0.2	0.4	0.3	**0.30**	0.2	0.3	0.3	**0.27**	0.4	0.5	0.4	**0.43**
proband 14	0.2	0.3	0.2	**0.23**	0.2	0.2	0.2	**0.20**	0.2	0.1	0.1	**0.13**	0.3	0.1	0.3	**0.23**
proband 15	0.3	0.5	0.3	**0.37**	0.4	0.5	0.3	**0.40**	0.4	0.4	0.4	**0.40**	0.4	0.4	0.4	**0.40**
FOAM-EC	Bez KT 1			průměr 1	Bez KT 2			průměr 2	Tape záda			průměr 3	Tape břicho			průměr 4
proband 1	0.6	0.4	0.5	**0.50**	0.5	0.7	0.4	**0.53**	0.5	0.4	0.6	**0.50**	0.6	0.5	0.5	**0.53**
proband 2	0.8	1.0	0.5	**0.77**	0.3	0.4	0.7	**0.47**	0.5	0.6	0.5	**0.53**	0.9	0.7	0.5	**0.70**
proband 3	0.6	0.4	0.7	**0.57**	0.4	0.2	0.4	**0.33**	0.8	0.3	0.4	**0.50**	0.3	0.5	0.5	**0.43**
proband 4	0.7	0.8	1.2	**0.90**	0.4	0.5	0.6	**0.50**	0.6	0.8	0.5	**0.63**	0.6	0.5	0.5	**0.53**
proband 5	0.4	0.3	0.4	**0.37**	0.2	0.3	0.4	**0.30**	0.4	0.4	0.4	**0.40**	0.3	0.3	0.5	**0.37**
proband 6	0.6	0.4	0.7	**0.57**	0.5	0.4	0.6	**0.50**	0.3	0.4	0.3	**0.33**	0.4	0.5	0.3	**0.40**
proband 7	0.6	0.5	0.5	**0.53**	0.5	0.4	0.4	**0.43**	0.3	0.3	0.3	**0.30**	0.4	0.3	0.6	**0.43**
proband 8	0.3	0.3	0.4	**0.33**	0.5	0.3	0.4	**0.40**	0.3	0.2	0.5	**0.33**	0.3	0.2	0.4	**0.30**
proband 9	0.6	0.8	0.7	**0.70**	0.7	0.5	0.5	**0.57**	0.8	0.8	0.5	**0.70**	0.8	0.7	0.6	**0.70**
proband 10	0.9	0.6	0.5	**0.67**	0.5	1.2	0.5	**0.73**	0.6	0.5	0.7	**0.60**	0.6	0.7	0.7	**0.67**
proband 11	1.0	1.4	1.1	**1.17**	0.6	1.2	0.7	**0.83**	1.0	0.6	0.6	**0.73**	0.8	0.6	0.8	**0.73**
proband 12	0.7	0.5	0.5	**0.57**	0.6	0.6	0.6	**0.60**	0.3	0.2	0.3	**0.27**	0.6	0.3	0.5	**0.47**
proband 13	0.7	0.7	0.5	**0.63**	0.5	0.7	0.5	**0.57**	0.5	0.4	0.6	**0.50**	0.4	0.4	0.4	**0.40**
proband 14	0.3	0.2	0.3	**0.27**	0.4	0.2	0.2	**0.27**	0.3	0.2	0.2	**0.23**	0.3	0.4	0.4	**0.37**
proband 15	0.5	0.4	0.5	**0.47**	0.3	0.6	0.4	**0.43**	0.5	0.4	0.5	**0.47**	0.7	0.7	0.5	**0.63**

Příloha č. 2: Tabulky ke kapitole 4.2 Výsledky testu limitů stability

Tabulky 3-5. Výsledky parametrů testů limitů stability 1. - 3. probanda

proband 1	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	0.73	0.6	1.18	0.41	6.9	5.8	5.5	4.8	98	92	70	74	98	92	78	85	70	80	87	86
2 RF	0.44	1.1	0.77	0.87	8.8	5.3	4.3	7.9	108	88	97	88	108	103	103	106	93	92	93	93
3 - doprava R	0.53	1.2	0.5	1.11	4.1	4	6.8	3.7	96	83	98	100	99	98	98	101	86	87	94	90
4 RB	0.51	0.95	0.51	0.77	4.6	3.2	3.9	4.5	87	86	87	92	96	89	100	100	59	87	84	86
5 - dozadu B	0.12	0.62	0.35	0.48	4.6	5.1	2.8	5.1	71	77	96	97	78	79	96	97	90	90	83	89
6 LB	1.02	0.17	0.57	0.54	5	2.5	5.3	5.7	86	92	121	98	94	98	121	104	82	88	88	90
7 - doleva L	0.46	1.16	0.89	0.76	4.9	3.2	8.1	7.3	95	99	99	88	99	103	102	101	83	91	94	93
8 LF	1.15	0.42	1.07	0.48	6.9	2.7	7.4	6.3	95	95	73	88	97	95	94	90	72	88	76	74

proband 2	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	0.55	0.57	0.76	0.82	3.7	4.9	3.6	4.6	67	82	70	69	93	82	78	74	68	58	48	64
2 RF	0.52	0.49	0.52	0.68	3.1	4.1	5.2	4.6	100	99	92	100	105	100	102	100	86	90	89	88
3 - doprava R	0.33	1.25	0.6	1.03	10.9	6.1	5.1	4.8	77	80	88	98	107	99	103	99	79	86	92	84
4 RB	0.38	1.03	1.29	0.22	6.5	5.5	6.2	5.6	100	93	84	86	101	97	91	100	63	88	73	82
5 - dozadu B	0.67	0.45	0.52	0.35	3.1	2.7	3.2	4.6	77	71	82	90	87	90	92	99	78	79	88	93
6 LB	0.78	0.53	0.52	0.48	8.1	7.9	10	8.9	110	111	116	128	110	111	116	128	77	88	92	84
7 - doleva L	0.4	0.94	1.18	0.98	7.1	8	3.3	6.3	100	106	105	98	105	106	107	104	91	94	89	93
8 LF	0.51	0.15	0.48	1.18	6.2	8.6	4.1	5.3	94	92	79	88	112	100	94	95	72	78	76	73

proband 3	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	0.83	0.66	0.57	1.07	2.9	4.8	4.4	4	99	82	77	85	103	87	89	96	92	89	63	87
2 RF	0.71	0.51	0.47	0.71	5.8	6.8	5.7	7	114	115	113	102	114	115	113	109	92	87	95	91
3 - doprava R	0.71	0.58	0.64	1.22	5.5	6.3	8.6	4.4	107	98	98	107	107	107	106	107	93	89	92	91
4 RB	0.58	1.17	0.62	0.53	5.7	4	3.7	6.2	112	102	120	103	112	103	120	103	78	82	79	77
5 - dozadu B	0.85	0.45	0.73	0.38	4.6	6.4	6.6	5.3	75	81	97	77	96	91	101	92	87	73	93	91
6 LB	0.43	0.39	0.52	0.54	6.5	7.2	7	8.8	101	125	111	92	101	125	111	103	85	88	86	82
7 - doleva L	0.53	0.87	0.55	0.53	7.8	5.1	7.8	9.8	105	96	100	97	107	108	103	107	75	86	92	90
8 LF	0.49	1.08	0.61	0.56	5.5	4.4	7.4	7.9	105	106	89	105	105	106	100	106	90	88	88	88

Tabulky 6-8. Výsledky parametrů testů limitů stability 4. - 6. probanda

proband 4	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	1.12	1.07	1.20	0.43	5.7	6.4	6.3	6.3	75	84	100	87	96	96	100	100	94	87	91	76
2 RF	0.47	0.51	0.77	0.43	10.4	7.5	9.7	12.2	104	104	108	108	107	104	108	108	90	91	92	91
3 - doprava R	0.52	0.73	0.49	0.54	4.9	4.5	8.7	6.5	83	100	96	95	102	100	105	106	94	86	92	88
4 RB	0.64	0.63	0.60	0.55	7.5	7.4	8.8	9.6	102	94	98	104	106	107	101	104	65	69	71	55
5 - dozadu B	0.84	0.53	0.43	0.57	5.5	2.6	4.2	4.5	77	79	59	82	95	95	95	99	83	82	83	66
6 LB	1.11	0.28	0.37	0.41	5.3	8.6	12.3	11.5	92	113	115	107	109	113	115	107	82	77	71	64
7 - doleva L	0.49	0.50	0.37	0.32	10.3	11.6	13.0	13.1	96	93	98	100	100	100	101	102	85	92	84	85
8 LF	0.49	0.97	0.45	0.55	10.2	6.8	11.7	10.3	81	113	112	105	109	113	113	105	66	74	71	81

proband 5	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	0.42	0.63	0.43	0.63	2.9	9.3	3.8	4.0	85	72	84	87	92	95	85	88	93	92	96	94
2 RF	0.45	0.61	0.44	0.49	5.5	8.8	4.4	7.3	99	102	100	101	100	105	103	109	96	86	91	89
3 - doprava R	0.55	0.51	0.49	0.44	9.1	6.6	8.8	7.4	100	91	79	83	103	99	99	100	88	84	91	92
4 RB	0.64	0.52	0.52	0.64	7.1	5.8	6.2	6.2	94	83	82	86	94	98	90	93	81	69	73	70
5 - dozadu B	1.06	0.43	0.36	0.87	3.3	4.8	3.2	6.4	90	106	63	77	94	106	83	83	85	85	90	83
6 LB	0.58	0.36	0.41	0.72	7.4	5.6	2.6	11.4	116	103	111	131	116	103	111	131	92	85	85	81
7 - doleva L	0.61	0.75	0.60	0.60	6.1	7.2	9.6	12.5	77	89	94	97	97	97	98	98	91	82	84	86
8 LF	0.91	0.63	0.67	0.51	5.0	7.3	7.1	7.4	80	87	71	77	92	89	92	98	87	78	85	90

proband 6	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	1.04	0.64	0.48	0.59	3.3	5.2	5.0	6.8	89	100	88	85	89	100	88	90	93	89	83	88
2 RF	0.82	0.51	0.43	0.41	7.3	9.2	11.5	8.2	115	117	128	113	115	117	128	113	95	84	80	93
3 - doprava R	0.55	0.44	0.51	0.55	7.9	12.4	10.9	9.1	99	94	106	95	100	101	106	102	84	82	85	82
4 RB	0.72	0.47	0.51	0.56	8.0	8.7	4.8	6.0	98	108	101	115	98	108	101	115	75	75	83	76
5 - dozadu B	0.89	0.50	0.78	0.45	3.9	4.1	3.2	5.5	87	85	81	91	88	92	88	91	80	81	91	69
6 LB	0.84	0.49	0.48	0.83	10.4	9.8	10.0	8.1	123	115	106	92	123	115	106	102	90	76	87	72
7 - doleva L	0.56	0.50	0.46	0.50	11.3	11.2	11.4	9.2	99	101	95	100	103	101	104	100	86	77	79	90
8 LF	0.57	0.51	0.55	0.52	6.1	6.1	5.0	6.4	111	98	105	100	111	110	105	100	79	87	86	91

Tabulky 9-11. Výsledky parametrů testů limitů stability 7. - 9. probanda

proband 7	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	1.11	0.56	1.28	1.14	3.4	4.1	5.3	4.4	69	79	68	77	81	79	68	88	76	80	74	69
2 RF	0.60	0.54	0.59	0.65	3.5	6.4	6.4	5.5	103	86	102	104	103	100	104	104	87	92	89	91
3 - doprava R	0.70	1.25	0.99	0.71	6.3	5.4	6.5	4.4	86	108	99	104	104	108	105	106	84	88	90	90
4 RB	0.41	0.61	0.80	0.71	4.7	4.4	5.8	4.2	95	92	87	94	98	92	99	96	63	74	83	70
5 - dozadu B	0.40	0.32	0.56	1.11	3.5	4.9	4.5	4.7	72	88	93	101	83	89	93	101	77	86	91	93
6 LB	0.44	0.55	0.49	0.60	3.9	6.8	7.9	7.0	109	120	117	107	109	120	117	107	82	89	77	88
7 - doleva L	0.58	0.55	0.64	0.61	4.1	7.6	8.9	8.3	96	90	102	90	103	105	102	102	87	94	93	90
8 LF	1.03	0.68	1.17	0.60	5.6	6.4	5.5	6.8	85	89	77	87	99	89	80	87	82	77	86	84

proband 8	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	1.44	0.63	0.91	0.55	4.4	4.6	3.3	3.6	80	99	101	102	107	99	101	102	96	95	96	94
2 RF	1.03	1.27	0.72	0.59	4.3	3.9	5.5	5.8	111	100	101	114	111	100	101	114	91	95	94	94
3 - doprava R	0.68	0.73	1.40	1.35	6.0	3.8	4.7	5.8	98	97	100	99	100	104	104	102	75	93	88	90
4 RB	1.15	1.05	1.31	1.20	4.3	4.2	5.0	4.4	84	87	97	91	103	96	97	95	86	89	87	91
5 - dozadu B	0.98	0.98	0.53	1.13	2.5	2.7	4.7	3.5	82	74	86	83	91	97	86	93	95	93	92	93
6 LB	1.04	0.86	0.87	0.71	5.2	4.5	3.9	4.9	91	103	101	110	102	105	101	110	79	93	80	82
7 - doleva L	1.09	1.30	0.60	1.17	4.1	6.0	5.5	3.6	92	86	87	96	100	98	99	96	86	89	86	94
8 LF	1.02	1.30	1.37	1.36	4.7	4.3	5.1	4.3	109	99	110	104	109	100	110	104	97	91	90	94

proband 9	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	1.06	1.06	1.11	1.03	3.8	5.2	3.9	4.3	104	103	94	99	104	103	98	100	94	96	94	96
2 RF	0.62	0.53	0.98	0.43	5.0	7.5	6.9	8.2	112	103	102	110	112	103	108	110	96	94	90	94
3 - doprava R	0.66	0.59	0.46	0.56	7.2	5.6	11.1	11.0	104	97	108	102	104	103	108	103	87	89	87	88
4 RB	1.07	0.52	0.51	0.54	3.7	2.8	4.9	5.1	88	99	106	101	95	99	106	101	85	90	81	81
5 - dozadu B	0.44	0.49	0.43	1.12	2.5	2.8	4.2	3.6	90	93	96	96	94	93	97	96	95	96	95	92
6 LB	0.46	0.50	0.49	1.13	5.3	4.2	6.8	7.1	113	96	122	116	113	96	122	116	89	90	91	90
7 - doleva L	0.52	0.52	0.53	0.57	7.4	7.4	9.2	9.5	91	96	99	102	100	102	104	102	80	90	90	79
8 LF	0.99	1.00	1.07	0.50	3.3	6.4	4.0	4.4	104	97	97	97	104	104	100	101	83	88	91	87

Tabulky 12-14. Výsledky parametrů testů limitů stability 10. - 12. probanda

proband 10	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	0.92	0.52	0.49	0.91	4.1	4.6	2.3	6.4	78	81	77	67	82	89	78	86	93	86	80	89
2 RF	0.85	0.11	0.46	0.44	9.7	3.8	7.6	9.1	93	24	69	90	100	97	99	117	72	66	81	76
3 - doprava R	0.32	0.50	0.10	0.55	11.2	4.7	9.3	8.6	90	79	90	84	105	96	99	93	86	82	78	64
4 RB	0.52	0.51	0.48	0.57	5.1	4.0	6.0	4.2	81	85	90	82	103	92	90	84	64	73	61	64
5 - dozadu B	0.42	0.16	0.56	0.99	5.9	2.6	2.4	4.2	79	92	80	90	97	94	87	90	83	70	91	92
6 LB	0.52	0.65	0.44	0.64	7.9	7.7	5.3	8.1	112	116	125	117	113	116	125	117	79	82	88	82
7 - doleva L	0.45	0.46	0.22	0.62	7.8	9.2	4.9	10.4	95	94	100	101	102	105	100	103	83	84	86	92
8 LF	0.86	0.50	0.57	0.77	5.8	4.5	6.5	4.9	92	91	89	95	96	93	94	105	50	56	73	77

proband 11	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	0.55	0.65	0.43	0.58	4.0	1.7	5.1	4.9	77	80	74	75	96	92	95	87	86	91	93	92
2 RF	0.41	0.96	0.51	0.73	6.8	6.1	7.5	9.0	97	84	104	102	105	108	104	105	93	89	89	91
3 - doprava R	0.45	0.68	0.37	0.62	9.2	6.8	4.7	7.5	85	83	92	95	96	96	96	97	81	91	84	81
4 RB	0.25	1.20	0.50	0.46	4.9	6.4	4.0	3.8	94	92	93	81	96	107	99	97	71	63	67	82
5 - dozadu B	0.45	0.59	0.31	0.70	4.1	2.3	3.9	2.8	83	85	62	85	100	89	94	92	53	76	87	81
6 LB	0.42	0.29	0.47	1.06	6.4	5.8	8.6	3.3	116	99	121	105	116	103	121	105	79	92	89	85
7 - doleva L	1.17	0.62	0.41	0.53	6.1	6.5	6.5	7.9	81	82	102	93	97	91	102	100	79	84	77	94
8 LF	0.52	0.50	0.86	0.60	7.1	5.7	5.5	3.4	90	73	80	104	104	92	99	104	67	87	80	85

proband 12	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	0.95	0.56	1.01	0.73	5.2	4.2	5.3	4.5	80	88	72	77	92	92	91	78	91	89	92	78
2 RF	1.16	0.58	0.50	1.11	5.1	4.5	5.9	7.7	93	94	99	105	97	102	103	105	83	79	90	83
3 - doprava R	0.84	0.72	0.44	0.53	5.0	4.1	4.9	4.7	94	90	82	96	101	103	100	102	87	91	83	92
4 RB	0.16	0.57	0.54	0.68	3.9	4.4	3.6	5.9	105	104	94	100	105	104	109	100	83	89	85	67
5 - dozadu B	0.49	0.65	0.60	0.40	3.3	4.9	2.9	4.0	84	77	91	103	86	85	93	103	93	64	72	77
6 LB	1.41	1.23	0.53	0.78	4.4	4.6	4.6	3.4	66	73	80	100	67	81	108	110	55	70	93	85
7 - doleva L	0.56	0.54	1.22	0.65	3.6	4.0	3.9	4.0	99	85	98	101	99	95	98	102	92	92	93	92
8 LF	1.22	0.50	1.37	0.40	3.3	5.4	4.3	5.4	115	101	99	17	115	103	100	100	95	98	78	72

Tabulky 15-17. Výsledky parametrů testů limitů stability 13. - 15. Probanda

proband 13	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	1.03	0.87	0.66	0.61	5.2	4.7	7.1	6.4	95	100	71	91	102	105	92	98	89	95	91	92
2 RF	0.53	0.71	0.59	0.65	4.1	8.5	8.2	8.0	108	104	99	111	108	104	103	111	93	93	82	86
3 - doprava R	0.47	0.46	0.58	0.64	6.9	10.6	12.3	6.9	82	85	95	102	100	103	102	107	84	80	82	85
4 RB	0.50	0.62	1.26	0.63	6.0	7.1	7.7	8.1	101	103	103	104	101	103	103	104	73	72	75	70
5 - dozadu B	0.47	0.98	0.52	0.20	4.3	4.7	5.1	6.2	90	83	91	83	93	94	97	102	88	90	67	82
6 LB	0.55	0.86	0.56	0.59	5.7	5.2	7.6	6.7	105	108	127	111	105	111	127	111	78	78	79	78
7 - doleva L	0.48	0.54	0.52	0.83	7.4	7.1	9.6	4.8	99	102	92	98	101	106	107	101	84	83	89	88
8 LF	0.63	0.81	0.75	0.61	3.8	7.1	8.8	8.6	95	96	83	70	96	105	103	100	78	85	81	80

proband 14	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	0.86	0.81	0.57	0.60	2.5	3.4	3.1	5.9	89	83	92	94	90	90	92	94	97	96	92	95
2 RF	1.32	0.87	1.34	0.65	5.0	8.8	6.1	9.1	94	85	106	105	99	97	106	105	94	90	93	88
3 - doprava R	0.53	0.54	0.74	0.62	6.7	8.4	8.4	8.4	88	83	93	99	93	95	99	99	73	79	88	93
4 RB	1.15	0.58	0.78	0.72	2.0	6.2	2.1	5.3	81	70	83	62	94	90	92	87	81	78	81	84
5 - dozadu B	1.27	0.63	0.31	1.04	2.5	1.9	1.5	1.4	66	73	83	91	86	81	83	91	86	90	89	89
6 LB	0.52	0.38	0.49	0.61	6.3	7.6	7.5	6.1	112	107	100	105	112	107	104	105	89	94	83	86
7 - doleva L	1.34	0.57	0.64	0.61	6.8	7.8	6.9	9.8	97	90	84	98	97	97	99	100	85	83	90	92
8 LF	0.80	0.62	1.05	0.80	7.4	4.4	4.6	8.7	76	98	100	100	101	98	100	100	88	85	84	88

proband 15	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho	Bez KT 1	Bez KT 2	KT záda	KT břicho
směr	RT (sec)				MVL (°/sec)				EPE (%)				MXE (%)				DCL (%)			
1 - dopředu F	0.62	0.49	0.63	0.60	6.0	4.6	4.9	4.9	61	84	80	72	85	87	87	93	92	76	88	92
2 RF	0.66	0.49	0.50	0.56	4.6	4.7	4.7	7.6	104	98	93	88	104	99	102	92	91	93	93	90
3 - doprava R	0.51	0.61	0.54	0.60	8.1	8.1	8.6	8.7	71	72	72	81	80	87	93	95	81	77	85	83
4 RB	0.59	0.56	0.61	0.73	5.9	3.2	3.7	5.9	66	82	89	87	84	86	89	87	62	52	64	63
5 - dozadu B	0.35	0.44	0.29	0.77	3.2	6.2	4.8	6.4	80	84	78	59	80	93	92	82	89	77	82	86
6 LB	0.44	0.60	0.42	0.52	4.6	5.3	6.7	5.1	80	79	95	96	110	102	97	104	80	92	88	90
7 - doleva L	0.95	0.52	0.55	0.45	5.3	7.3	7.2	7.6	86	84	71	93	87	89	90	93	70	86	76	77
8 LF	0.81	0.78	1.14	0.55	7.2	7.6	5.1	3.4	88	80	87	88	100	97	94	91	74	76	87	89