

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

Autor: Zuzana Grycová

**VERIFIKACE EFEKTIVITY KINEZIOTAPU NA OPTIMALIZACI
POHYBOVÉHO VÝKONU**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Olomouc 2014

ANOTACE

Název práce:

Verifikace efektivity kineziotapu na optimalizaci pohybového výkonu

Název práce v AJ:

Verify the effectiveness of kinesiotape on optimization of motor performance

Datum zadání: 30. 01. 2013

Datum odevzdání: 16. 5. 2014

Ústav a vysoká škola: Ústav fyzioterapie, FZV UP v Olomouci

Autor práce: Zuzana Grycová

Vedoucí práce: Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Petra Gaul-Aláčová, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit, zda má kineziotape musculus (m.) gastrocnemius u zdravých jedinců s pravidelnou pohybovou aktivitou vliv na průběh tříminutového běhu a jestli je jeho vliv projevív v rámci vybraných posturografických testů (Motor Control test a Limits of Stability). V teoretické části jsou uvedeny informace o kineziotapu a jeho účincích. Dále základní poznatky o chůzi, běhu a o dominanci dolních končetin. Experiment byl prováděn v Kineziologické laboratoři FN Olomouc na běžecském pásu za využití FMD-T Systému a na Posturografu za využití Neurocom Smart EquiTest Systému. Po aplikaci kineziotapu, došlo k prodloužení délky kroku a zkrácení délky stojné fáze během první půlminuty běhu. U posturografických testů kineziotape pouze ovlivnil některé směry při testu Limits of Stability. Všechny tyto změny byly více patrné na pravé dolní končetině a u pravostranných směrů. Vliv kineziotapu by mohl souviset s dominancí dolních končetin. Výsledky naznačily, že kineziotape m. gastrocnemius může ovlivňovat i zdravé mladé jedince s pravidelnou pohybovou aktivitou během běhu a může ovlivnit i jejich limity stability.

Abstrakt v AJ:

The aim of this thesis was to evaluate the influence of musculus (m.) gastrocnemius kinesiotape to healthy individuals with regular physical activity during the three-minute running and within some posturography tests (Motor Control Test and Limits of Stability). Theoretical part of this thesis provides information about the kinesiotape

and its effects. Further, knowledge about walking and running and the dominance of the lower limbs. The experiment was conducted in the Kinesiologic laboratory FN Olomouc on a treadmill using FMD - T system and on posturograph using Neurocom Smart EquiTest System. After kinesiotape application, there was a prolongation of the steps and reducing the stance phase during the first thirty second running. Kinesiotape affected only some directions within Limits of Stability test. All of these changes were more evident in the right lower extremity and in the right directions. The effects of kinesiotape could be associated with the dominant lower extremity. The results indicated that the m. gastrocnemius kinesiotape can also affect healthy young individuals with regular physical activity during running and also can affect their limits of stability.

Klíčová slova v ČJ:

Kineziotape, musculus gastrocnemius, FMD-T Systém, počítačová posturografie, běh

Klíčová slova v AJ:

Kinesiotape, musculus gastrocnemius, FMD-T system, computer posturography, running

Rozsah:

82 s., 8 příl.

Místo zpracování: Olomouc

Místo uložení: Ústav fyzioterapie, FZV UP v Olomouci – sekretariát/děkanát

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 16. května 2014

podpis

Děkuji Mgr. Barboře Kolářové, Ph.D. za trpělivost, cenné rady a odborné vedení diplomové práce. Dále děkuji Mgr. Dagmar Tečové za pomoc při statistickém zpracování dat.

Obsah

Úvod.....	9
1 Odborné poznatky.....	10
1.1 Kineziotape	10
1.1.1 Barvy KT	10
1.1.2 Tvar pásky	10
1.1.3 Protahitelnost a směr lepení pásky	11
1.1.4 Neurofyziologické účinky KT u jedinců s patologií pohybu	11
1.1.5 Neurofyziologické účinky KT u zdravých jedinců	13
1.2. Chůze a běh.....	14
1.2.1 Biomechanika běhu	14
1.2.1.1 Rozdíl mezi chůzí a během.....	14
1.2.1.2 Svalová aktivita při běhu	15
1.2.1.3 Kinematika.....	15
1.2.1.4 Kinetika.....	17
1.2.2 Symetrie chůze	18
1.2.3 Vliv dominance na chůzi	18
1.2.4 Běh na páse.....	19
2 Cíle a hypotézy	22
2.1 Cíl práce	22
2.2 Vědecké otázky a hypotézy.....	22
2.2.1 Vědecká otázka 1	22
2.2.2 Vědecká otázka 2.....	23
2.2.3 Vědecká otázka 3.....	23
3 Metodika	24

3.1 Průběh měření	24
3.1.1 Vstupní protokol.....	24
3.1.2 Charakteristika testovaného souboru.....	24
3.1.3 Aplikace KT	25
3.1.4 Vyšetření běhu.....	25
3.1.5 Posturografické vyšetření	26
3.2 Zpracování získaných dat.....	28
3.2.1 Data z běžeckého pásu a Posturografu	28
3.2.2 Data subjektivního hodnocení KT	28
3.2.3 Statistické zpracování dat	28
4 Výsledky	29
4.1 Výsledky k vědecké otázce 1	29
4.1.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického zhodnocení	29
4.2 Výsledky k vědecké otázce 2	33
4.2.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického zhodnocení	33
4.3 Výsledky k vědecké otázce 3	35
5 Diskuze	39
5.1 KT a časoprostorové charakteristiky kroku	39
5.1.1 Vliv pořadí na časoprostorové charakteristiky kroku.....	42
5.1.2 Subjektivní hodnocení KT při běhu	43
5.1.3 KT a dominance dolních končetin při běhu	44
5.2 Tlakové zatížení a silové působení	44
5.2.1 Vliv pořadí na silové charakteristiky běhu.....	47
5.2.2 Maximální vertikální síla.....	47
5.3 KT a posturální chování jedinců	47
5.3.1 Motor Control Test	48
5.3.2 Limits of Stability.....	49

5.3.2.1 Vliv pořadí na LOS.....	49
5.3.2.2 KT a dominance končetin při LOS	49
5.3.3 Subjektivní hodnocení posturografických testů	49
5.4 Limity práce	51
Závěr	52
Referenční seznam.....	53
Seznam zkratk	60
Seznam obrázků.....	61
Seznam tabulek.....	62
Seznamy grafů	63
Seznam příloh	64
Přílohy.....	65

Úvod

Kineziotape se v poslední době stal velmi populárním moderním nástrojem. Používají ho nejen fyzioterapeuté na svých pracovištích jako pomocnou metodu při nejrůznějších problémech, ale ve velkém se objevuje i v rukách laiků. Barevné pásky nejsou výjimkou ani u sportovců (Briem et al., 2011, p. 329; Huang et al., 2011, p. 3).

Vliv kineziotapu je stále předmětem mnohých studií. Ty se snaží potvrdit nebo vyvrátit účinky, které navrhl v sedmdesátých letech minulého století Dr. Kenso Kase. Tvrdil, že kineziotape může u pacientů zlepšit cirkulaci krve a lymfy, snižovat otok a bolest, facilitovat nebo relaxovat svaly a zlepšovat kloubní funkce (Briem et al., 2011, p. 329; Halseth et al., 2004, p. 2; Morrissey, 2000, p. 190; Yasukawa et al., 2006, p. 104; Yoshida, Kahanov, 2007, pp. 104-111).

V dnešní době se provádějí studie nejen u pacientů, ale i u zdravých jedinců. Navrhované účinky by mohly mít vliv i na ně.

Cílem práce bylo shromáždit teoretické poznatky o kineziotapu a o jeho účincích. Dále pak prostudovat biomechaniku chůze a běhu včetně variant při použití běžeckého pásu a v neposlední řadě zjistit, jaký vliv může mít na tyto pohyby dominance dolních končetin.

V rámci experimentu bylo změřeno 24 zdravých mladých jedinců s pravidelnou pohybovou aktivitou. Měření proběhlo u každého probanda dvakrát, jednou bez kineziotapu a podruhé s kineziotapem m. gastrocnemius bilaterálně. Pořadí podmínek bylo randomizované. Účelem bylo zjistit, jaký vliv má kineziotape na zdravé jedince při běhu a jak ovlivňuje jejich posturální stabilitu. Potřebné údaje k vyhodnocování byly sesbírány pomocí FMD-T Systému (součást běžeckého pásu) a pomocí Neurocom Smart EquiTest Systému (součást Posturografu).

1 Odborné poznatky

1.1 Kineziotape

Kineziotape (KT) je pružná, různě barevná, prodyšná a voděodolná páska. Oproti své klidové délce může být v podélné ose natažena až o 40 či 60%. Po uvolnění tahu se vrací na svůj původní rozměr. Páska je vyrobena z vláken 100% bavlny, která obsahují elastický polymer pro zajištění pružnosti. KT neobsahuje latex, proto je považován za hypoalergenní (Halseth et al., 2004, p. 1; Kase et al., 2003, p. 12). Poprvé byl představen v roce 1973 japonským chiropraktikem Dr. Kenzo Kasem (Kase et al., 2003, p. 5; Wong et al., 2012, p. 255).

Je uváděno, že by KT měl mít vliv na zlepšení cirkulace krve a lymfy, na snížení otoku, na svalovou facilitaci nebo relaxaci nebo na zlepšení kloubních funkcí. (Briem et al., 2011, p. 329; Halseth et al., 2004, p. 2; Morrissey, 2000, p. 190; Yasukawa et al., 2006, p. 104; Yoshida, Kahanov, 2007, pp. 104-111).

KT je v posledních letech hodně populární a využívá se i jako prevence zranění, v rehabilitaci sportovců a pro zvýšení sportovních výkonů (Wong et al., 2012, p. 255). Pozitivní vliv pásky byl zatím prokázán pouze v některých případech a je to předmětem dalších studií (Briem et al., 2011, p. 329).

1.1.1 Barvy KT

KT je na trhu k dostání v různých barvách. Je možné se domnívat, že barva KT může ovlivnit účinek tapu. Zvláště pokud se jedná o citlivější jedince. Na toto téma ale nebyly dosud provedeny žádné studie.

1.1.2 Tvar pásky

K nalepení KT na tělo se používají různé tvary pásky v závislosti na místě a velikosti tapované oblasti a na požadované funkci. Setkáváme se s tvary písmene „Y“, „I“, „X“, dále pak „vějíř“, „sít“ a „donut hole“.

Nejčastěji se využívá „Y“ tapu, kdy se dvěma tenčími pruhy zpravidla obkružuje svalové břicho (Kase et al., 2003, p. 13; Kobrová, Válka, 2012, s. 32-33).

1.1.3 Protahitelnost a směr lepení pásky

KT je páska, která může být oproti své klidové délce v podélné ose natažena až o 40 či 60%. Někteří autoři zdůrazňují důležitost správné volby tenze tapu při jeho aplikaci. Tvrdí, že pokud je tape moc napnutý ztrácí svoje vlastnosti. Je proto lepší mít pásku raději napnutou méně než více. KT se prodává nalepený na papíře již s 10-15% tenzí.

Při nanášení KT na tělo se využívá dvou základních směrů aplikace. Směr od úponu k začátku svalu je nazýván inhibiční technikou. Směr od začátku k úponu facilitační technikou (Kase et al., 2003, p. 14).

Je možné, že různé natažení pásky stejně jako zvolený směr při lepení ovlivňuje výsledný účinek tapu. Ani jedna z těchto podmínek nebyla ale zatím vědecky ověřena. Ve všech dosavadních studiích se vychází z výše uvedeného teoretického předpokladu. Popřípadě je směr a tah zvolen autory studie a používán u všech probandů stejně.

1.1.4 Neurofyzilogické účinky KT u jedinců s patologií pohybu

U jedinců s patologií pohybu se ukázalo, že KT může mít vliv na kvalitu a rychlost prováděné terapie. Mnohdy je KT využíván právě pro rychlejší efekt terapie.

Pacienti s impigment syndromem ramene, kteří byli léčeni pomocí KT (m. supraspinatus, m. deltoideus a m. teres minor) uváděli významně menší bolestivost než pacienti bez KT (Kaya et al., 2011, pp. 205-206). U jedinců s potížemi s rotátorovou manžetou pomohl KT (m. supraspinatus, m. deltoideus, tape pro kontrolu ramenního kloubu od processus coracoideus na zadní m. deltoideus) ke zvětšení rozsahu pohybu do abdukce (Thelen et al., 2008, pp. 391-394).

Autoři předpokládají, že se toto děje na základě vrátkové teorie, kdy aferentní vstup, který vzniká díky tapu, zmírní nociceptivní podněty. Dalším vysvětlením může být zlepšení pohybu z důvodu zvýšení aktivity motorických jednotek m. supraspinatus, díky lepší propriocepci, kterou nabídne KT. Vliv KT na bezprostřední zlepšení rozsahu pohybu může nastat v důsledku zlepšení vedení pohybu v glenohumerálním kloubu, což vede se snížení mechanického dráždění. Na výsledném efektu se také může podílet placebo efekt (Kaya et al., 2011, pp. 205-206; Thelen et al., 2008, p. 393).

Vliv KT byl zkoumán i u pacientů po nedávné rekonstrukci předního zkríženého vazy. Ukázalo se, že po aplikaci KT na m. quadriceps femoris došlo k významnému zvětšení pohybu do extenze v kolenním kloubu. Narozdíl od toho, když prováděli

pacienti tento pohyb bez tapu nebo s nepružným tapem. Spolu s tím došlo k zvýšení svalové aktivity m. quadriceps femoris. Subjektivně pacienti uváděli, že při provádění extenze v kolenním kloubu s KT cítili silnější svalovou aktivitu než při provádění stejného pohybu s nepružným tapem nebo bez tapu (Murray, 2000, p. 1).

U pacientů s mechanickými krčními bolestmi vycházela terapie krční manipulací a pomocí KT velmi podobně. A to konkrétně v hodnocení bolesti, disability, rozsahu pohybů do flexe, extenze a lateroflexe. Rotační pohyby byly lepší u pacientů, kteří podstoupili terapii pomocí krční manipulace. Jeden možný mechanismus, jakým KT mohl vyvolat tyto změny je zvýšení aferentních signálů díky napětí, které vzniká po nalepení KT na kůži. To může vést ke zmírnění bolesti. Terapie pomocí KT se zdá být přijatelná varianta pro pacienty, kteří nemohou nebo nechtějí podstoupit krční manipulaci (Saavedra-Hernández et al., 2012, p. 725).

Pozitivní vliv KT byl prokázán u pacientů s hypertrofickými a keloidními jizvami nebo s kontrakturami vzniklými kvůli jizvám. KT byl aplikován individuálně podle stavu jizvy. A měnil se maximálně po 3-4 dnech.

U většiny pacientů nastala významná změna již po 3 týdnech. Byly zaznamenány změny v barvách jizev, posunlivosti a snížení výšky jizev. Většina pacientů navíc uvedla stoprocentní spokojenost s touto léčbou.

Změny na jizvách si autoři vysvětlují jako důsledek svalové relaxace, relaxace fascií a zvýšeného průtoku lymfy, k čemuž dochází díky KT. (Karwacińska et al., 2012, pp. 52-56).

U pacientů s mírnými nespecifickými chronickými bolestmi zad se ukázalo, že po týdenní aplikaci KT do oblasti bederní páteře se významně zmírnila bolest, zvětšil se rozsah pohybu do flexe a zároveň nastal významný posun k lepšímu v rámci hodnocení disability.

Je sice stále nejasné, jak KT ovlivňuje muskuloskeletální bolest, existuje ale několik teorií. Někteří autoři například tvrdí, že lidé s KT mohou i přes mírnou bolest zůstat díky důvěře v KT aktivní. Nebo navrhují, že KT by mohl zlepšovat vnímání dané oblasti a lidé by se tak lépe vyhnuli pro ně škodlivým a bolestivým pohybům. KT by také mohl ovlivňovat kreatinocitu, které by mohly mít vliv na C-vlákná. I zde se autoři zmiňují, že KT by mohl fungovat na základě vrátkové teorie bolesti. Také možná pomáhá spouštěč mechanismus, jehož podstatou je svalová inhibice hypertrofického svalu po aktivaci Gogiho receptorů se zapojením centrální

nervové soustavy (CNS). Zlepšení ostatních testovaných parametrů může nastávat díky snížení bolesti nebo díky výše zmíněným mechanismům (Castro-Sánchez, 2012, pp. 89-94).

KT může mít vliv i při léčení bolestí Achillovy šlachy, která se vyskytuje nejen u sportovců, ale i v běžné populaci. Nejčastěji však bývá přetěžována při sportech, které vyžadují opakované rychlé výpady vpřed. Jedna dolní končetina nese větší zatížení a šlachy jsou silně napjaté.

KT byl aplikován přes Achillovu šlachu, m. soleus, m gastrocnemius a kolem zevního a vnitřního kotníku přes patu pro podporu elevace os calcaneus. Po týdnu od zahájení léčby došlo ke zvětšení rozsahu pohybu jak do dorsální tak do plantární flexe v hlezenním kloubu, snížení bolesti a snížení i tlakové bolesti (tlakové působení na oblast šlachy). Některé změny (hlavně v rozsahu pohybu) byly pozorovatelné ještě na konci pátého týdne od zahájení léčby KT. V rámci studie byla měřena i šířka Achillovy šlachy. Na začátku byla výrazně širší oproti nebolestivé druhostranné šlaše. Po pěti týdnech se šířka léčené šlachy snížila zhruba na velikost druhostranné šlachy.

KT mohl pomoci při léčbě tím, že díky elasticitě pásky došlo k nadzvednutí kůže od ostatních tkání, což by mohlo mít vliv na zlepšení průtoku krve a lymfy a mělo by to vést k rychlejšímu hojení. Dále se zde může uplatňovat opět princip vrátkové teorie a zlepšení vnímání pohybu (jak již bylo uvedeno výše). Autoři dále uvádějí, že by KT mohl podpořit aktivitu lýtkových svalů a tím odlehčit zatížení šlachy nebo by se pomocí mechanické korekce (elevace os calcaneus) mohl zvýšit rozsah pohybu do plantární flexe (Jung-Hoon, Won-Gyu, 2012; pp. 115-118).

1.1.5 Neurofyziologické účinky KT u zdravých jedinců

Pokud má KT vliv na jedince s patologiemi pohybu, může mít vliv i na jedince zdravé. Pomocí některých mechanismů, které byly popsány u jedinců s patologiemi, by mohl KT ovlivňovat i zdravé jedince během pohybu. Zároveň se ale může stát, že KT nebude mít na zdravé jedince žádný vliv nebo může mít dokonce i vliv negativní či rušivý.

Studii zabývající se KT m. gastrocnemius u zdravých jedinců není mnoho. Huang et al. (2011, pp. 2-10) zkoumal, jaký efekt má zatapování pomocí KT při výskoku. Skupina probandů byla nejprve změřena při výskoku bez zatapování, a poté po aplikaci KT na m. gastrocnemius bilaterálně. Po aplikaci KT významně

vzrostla svalová aktivita mediální hlavy m. gastrocnemius a vertikální reakční síla. Výskok se u probandů také zvýšil, ačkoliv ne signifikantně.

Jestliže má KT m. gastrocnemius vliv na zdravé jedince při výskoku, mohl by ovlivnit i běh. To bylo předmětem této diplomové práce.

Subjektivní hodnocení KT také není ve studiích obvyklé. Briem et al. (2011, pp. 329-333) uvádí ve své studii, jak subjektivně zhodnotili probandi vliv KT a neelastického tapu na m. peroneus longus při náhlé inverzi hlezenního kloubu. Sportovci s dobrými balančními schopnostmi označili KT za nejlepší podporu při náhlé inverzi hlezenního kloubu, zatímco sportovci s horšími balančními schopnostmi vybrali neelastický tape. Objektivně bylo změřeno, že u obou skupin sportovců byl neelastický tape schopen chránit hlezenní kloub, zatímco KT téměř vůbec.

Vzhledem k tomu, že se subjektivní hodnocení KT může od objektivních dat lišit, bylo do experimentu pro tuto diplomovou práci zařazeno také subjektivní zhodnocení KT m. gastrocnemius a jeho porovnání s objektivními daty. Cílem bylo zjistit, jak subjektivně reagují probandi na KT při běhu a při posturografických testech.

1.2. Chůze a běh

1.2.1 Biomechanika běhu

1.2.1.1 Rozdíl mezi chůzí a během

Chůze je charakteristická přítomností fáze dvojí opory (obě chodidla jsou v kontaktu s podložkou). Tato fáze mizí při běhu. Místo toho má běh letovou fázi (ani jedno chodidlo se nedotýká podložky). Zároveň platí, že čím vyšší je rychlost chůze nebo běhu, tím víc se posouvá kontaktní místo chodidla s podložkou směrem vpřed. Toto se nejlépe projeví na rozdílu mezi pomalým vytrvalostním během a sprintem.

Krokový cyklus začíná prvotním kontaktem nohy s podložkou, kterému se říká iniciální kontakt a končí v momentě, kdy se stejná noha opět dotkne podložky. Stojná fáze je při chůzi delší než fáze švihová. Z tohoto důvodu nastane během cyklu dvakrát fáze dvojí opory.

Při běhu se stojná fáze zkracuje. Čím je běh rychlejší, tím je stojná fáze kratší. Proto při běhu není fáze dvojí opory, ale naopak se vyskytují okamžiky, když se ani

jedna noha nedotýká podložky (tzv. fáze letu). První je na začátku a druhá na konci švihové fáze (Baharuddin, 2009, p. 1; Novacheck, 1998, p. 78).

1.2.1.2 Svalová aktivita při běhu

Obecně je možné říci, že svaly jsou při běhu nejvíce aktivní při přípravě na iniciální kontakt, při něm a krátce po něm, jak dokumentuje obr. 1 (s. 16). To je v souladu s tvrzením některých autorů, že procesy odehrávající se kolem iniciálního kontaktu jsou důležitější než ty, které se dějí, když noha opouští podložku.

Aktivita m. rectus femoris během střední švihové fáze je důležitá pro omezení pohybu bérce při flexi kolenního kloubu. Podobnou funkci zastávají i hamstringy, které brzdí bérce během extenze kolenního kloubu, těsně před iniciálním kontaktem.

Tibialis anterior provádí dorsální flexi v hlezenním kloubu a zajišťuje tak koncentricky plynulou švihovou fázi. Dále je důležitý při iniciálním kontaktu. Díky němu může dojít nejprve ke kontaktu zadní části nohy s podložkou. Excentricky pak zajišťuje přechod kontaktu i k přední části nohy (Novacheck, 1998, p. 82).

Činnost hamstringů je velmi podobná během sprintu a při pomalejším běhu. Hamstringy se stávají aktivními během druhé poloviny švihové fáze a zajišťují flexi. Společně s m. gastrocnemius se podílejí na urychlení stojné fáze a přechodu do švihu (Novacheck, 1998, p. 85; Sasaki, Neptune, 2006, pp. 2011 - 2012).

Quadriceps začne být nejvíc aktivní krátce před iniciálním kontaktem jako extenzor kolene (Novacheck, 1998, p. 85).

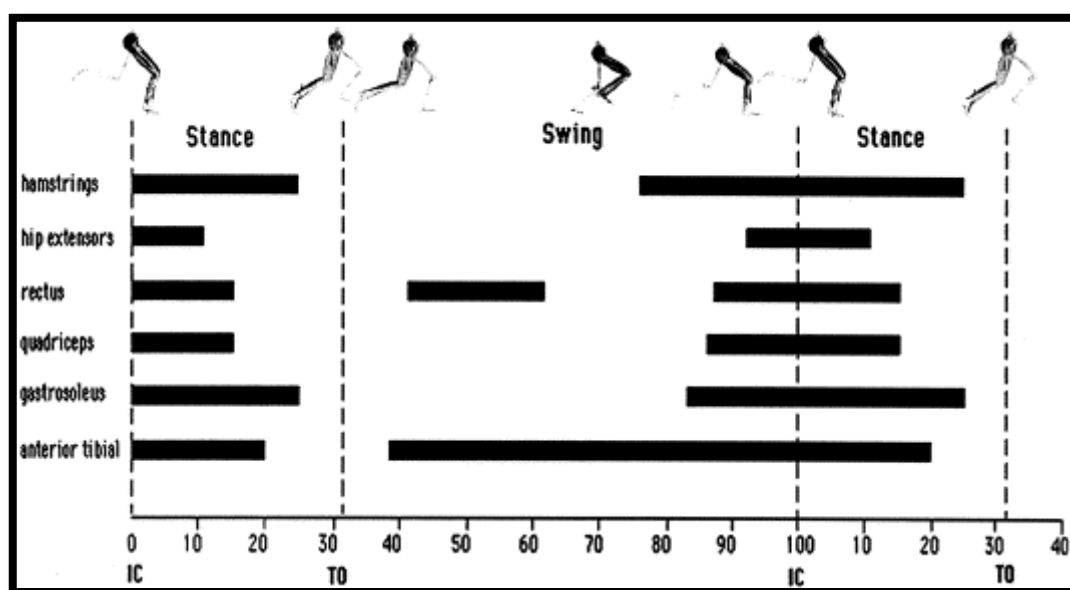
1.2.1.3 Kinematika

Čím rychlejší je pohyb (od chůze ke sprintu), tím více se tělo a pánev naklání směrem vpřed a tím více se snižuje těžiště těla. Pohyb pánve je velmi podobný při všech třech prováděných pohybech (chůze, běh, sprint). Tak se šetří energie a udržuje se efektivita pohybu, která je důležitá zvláště při sprintu.

Při chůzi nastává maximální extenze v kyčelním kloubu těsně před tím, než noha opustí podložku a největší flexi zaujímá kyčelní kloub ve střední a konečné švihové fázi. Při běhu nastává maximální extenze v kyčelním kloubu o trochu později (v momentě kdy noha opouští podložku). Se zvyšující se rychlostí se zvětšuje i flexe kyčelního kloubu, což vede k prodloužení kroku.

Ačkoliv je vzor pohybu kolenního kloubu podobný u chůze, běhu i sprintu, v extrémních se odlišují. Při běhu se nejprve kolenní kloub během stojné fáze flektuje asi do 45° a následně extenduje do asi 25°. Během sprintu je tato fáze kratší a proto se kolenní kloub tolik neflektuje. Extenze potom dosahuje asi 20°. Rozdíly nacházíme i ve švihové fázi. Maximální flexe kolenního kloubu dosahuje 60° při chůzi, 90° při běhu a asi 105° při sprintu. Vrcholoví atleti mohou mít v plném sprintu flexi až 130°.

Obr. 1 EMG aktivita vybraných svalů při běhu (Novacheck, 1998, p. 80)



Legenda: IC = iniciální kontakt; TO = čas, kdy noha opouští podložku („toe off“)

Svalová aktivita je přítomna stále, ale její hodnota nebyla zaznamenána na přístrojích v bílých místech obrázku.

Iniciální kontakt je při chůzi a běhu spíše v oblasti paty, zatímco při sprintu se přesouvá vpřed. Z toho vyplývá, že při chůzi a běhu je nutná větší dorsální flexe než u sprintu, aby mohla noha dopadnout na patu. Nedostatečný pohyb v hlezenním kloubu u sprintu a tedy i nedostatečnou tlumící funkci v tomto kloubu nahrazuje svým velkým rozsahem kloub kolenní.

Pohyby ve frontální rovině jsou obecně jemnější než v rovině sagitální. Nejvýraznější pohyby se dějí v kyčelním kloubu. Reciproké pohyby pánve vůči kyčli

fungují jako tlumiče (stejně jako hlezenní a kolenní klouby v rovině sagitální) a jako velmi důležitý mechanismus pro oddělení masivního pohybu dolních končetin od pohybu trupu a hlavy. To je důležité i pro udržování rovnováhy.

Pohyby v transversální rovině jsou velmi důležité, ale zároveň velmi malé a obtížně pozorovatelné. Tyto pohyby jsou využity zejména pro energetickou účinnost pohybu. Pohyby pánve v této rovině přispívají u chůze, běhu a sprintu k prodloužení kroku. U chůze je pánev nejvíce rotovaná těsně před iniciálním kontaktem, při běhu a sprintu již ve střední švihové fázi, aby nedošlo ke ztrátě rychlosti pohybu.

Důležitým pohybem v transversální rovině je také pronace a supinace v hlezenním kloubu. Tyto pohyby se dějí zároveň s plantární a dorsální flexí. Pohyby v transversální rovině jsou ale tak malé, že se často nepopisují. K pronaci dochází, když je noha pokládána na podložku, poté se mění v supinaci a zajišťuje tím podmínky k odlepení od podložky (Novacheck, 1998, pp. 82 - 84).

1.2.1.4 Kinetika

Kinetika na rozdíl od kinematiky popisuje i působící síly. Jedna z metod, jak je možné tyto síly pozorovat, je mapování COP (= center of pressure; působiště vektoru reakční síly; vážený průměr dílčích tlaků na kontaktu nohy s podložkou). Tlak je nejdříve soustředěn na laterální část paty a poměrně rychle se přesouvá na její mediální část a směrem dopředu chodidla, kde je největší zatížení pod prvním a druhým metatarssem. Různé boty mohou tuto analýzu hodně změnit. Z tohoto důvodu měli probandi v experimentu pro tuto diplomovou práci vždy stejné boty během obou podmínek (Novacheck, 1998, pp. 84-85).

Pohybová strategie se mění s přibývajícím rychlostí. Obecně lze říct, že hamstringy a gluteus maximus pohánějí tělo vpřed pomocí aktivní extenze v kyčli po švihové fázi, kdy je dolní končetina před tělem. Během druhé části stojné fáze pohání tělo vpřed m. triceps surae a m. quadriceps femoris pomocí plantární flexe nohy a extenze v kolenním kloubu. Abduktory kyčelního kloubu zajišťují její stabilizaci a m. iliopsoas tahem stehna do flexe zajišťuje vstup dolní končetiny do švihové fáze. Celkově se zvyšuje energie produkovaná těmito svaly se zvyšující se rychlostí pohybu (Novacheck, 1998, p. 87, Sasaki, Neptune, 2006, pp. 2010-2012).

Role horních končetin při běhu je předmětem debat. Někteří autoři tvrdí, že horní končetiny poskytují povzbuzení. Někteří tvrdí, že je jejich role zanedbatelná. Pomáhají

však běžci udržovat konstantní rychlost díky jejich kontrarotaci k dolním končetinám (Hamner et al., 2010, p. 2715; Novacheck, 1998, p. 87).

1.2.2 Symetrie chůze

Obecně se předpokládá, že chůze zdravého člověka je symetrická a to hlavně kvůli zjednodušení vyhodnocování získaných dat. Zdá se ale, že pro člověka je typická asymetrie, která odráží funkční rozdíl končetin. Vysvětlením tohoto může být lateralita končetin. Jedna končetina zajišťuje spíše statickou funkci a druhá plní spíše funkce manipulativní.

Symetrie chůze je definovaná jako perfektní shoda mezi akcemi obou dolních končetin. Někteří autoři si toto tvrzení upravili a tvrdí, že symetrie chůze nastává, pokud se nenajdou statistické rozdíly mezi končetinami v měřených parametrech.

Bylo prokázáno, že dolní končetiny u zdravého člověka také nejsou zatěžovány symetricky a neprovádějí symetrickou aktivitu. Asymetrie chůze byla zjištěna i u dětí.

Symetrie chůze se standardně moc nevyšetřuje u zdravých jedinců, jelikož se automaticky předpokládá (Sadeghi, 2000, pp. 35 - 42).

1.2.3 Vliv dominance na chůzi

Dominance končetin se uvažuje vzhledem k existenci dvou mozkových hemisfér, které jsou funkčně odlišné. Autoři označují jako preferovanou nohu tu dolní končetinu, která zajišťuje především manipulativní funkce. Nepreferovaná noha je pak ta, jež zajišťuje více posturální funkce. Bylo zjištěno, že většina populace má dominantní (preferovanou) pravou dolní končetinu, což odpovídá tomu, že většina lidí má dominantní levou mozkovou hemisféru (Sadeghi, 2000, p. 37).

Dříve se dominance nohou určovala podle toho, jaká ruka byla dominantní nebo se používaly jeden nebo dva testy jako kopání do balónu a výstupy na židli (Spry et al., 1993, p. 165).

Chapman et al. (1986, pp. 580-584) vymyslel test, který v sobě zahrnoval 11 položek (kopání do balónu, tvarování hliníkové fólie do kruhu, projet golfovým míčkem bludištěm, napsat své jméno do písku, uhlazení písku, seřazení oblázků do přímky, vyvažování tyče na konci jedné nohy, válení golfového míčku po kruhu, kopání na stěnu tak vysoko, jak je to možné, v sedě vyklepávat rytmus písně "Jingle Bells" a poskakování na jedné noze.) Tato studie potvrdila, že síla končetin

nepředurčuje dominanci dolních končetin. V manipulativních úkolech používají pravonoží k provedení úkolu pravou nohu, ale v silových levou nohu, u levonohých je tomu přesně obráceně (Spry et al., 1993, pp. 165-167).

Jiný test zkoumal sílu dolních končetin v závislosti se stranovou dominancí horních končetin. Singh studovat sílu dolních končetin a zjistil, že praváci měli stejně silné obě končetiny, zatímco leváci měli silnější levou. Carnahan et al (1986, pp. 583-586) ale naopak uvádí, že praváci měli silnější levou nohu. To potvrzoval i fakt, že praváci měli levou nohu delší a těžší. Nebyl prokázán vztah mezi dominantností horních končetin a dobou odrazu levé a pravé nohy při výskoku, ale byl prokázán vztah mezi délkou dolní končetiny a časem odrazu jednotlivých nohou (Spry et al., 1993, p. 165).

Sadeghi et al. (2000, pp. 37-42) uvádí, že dominance dolních končetin souvisí s funkční odlišností mozkových hemisfér. Zatímco nedominantní dolní končetina zajišťuje spíše stabilitu, dominantní provádí různé aktivity. Toto se dobře testuje pomocí kopání do míče. Někteří autoři tvrdí, že u praváka je slabší celá levá strana těla, jiní říkají, že levá dolní končetina u praváků je těžší a má větší příčné průřezy svalů. Bylo zjištěno, že dominantní končetina vykazuje větší sílu plantárních flexorů.

Dodnes nebylo přesně zjištěno, jaký vliv má lateralita na chůzi. Dosud byla lateralita hodnocena především jako sekundární cíl. Nicméně se nenašly statisticky významné rozdíly mezi dominantní a nedominantní končetinou při testování reakční síly podložky.

Někteří autoři tvrdí, že dominance dolních končetin nemá na chůzi žádný vliv. Ale bylo zjištěno, že po amputaci dolních končetin reagovala na rehabilitaci lépe a rychleji dominantní dolní končetina. Tito autoři také tvrdí, že dominantní končetina lépe kompenzuje poruchu propioceptivního a taktilního čítí.

1.2.4 Běh na páse

Zabývat se rozdíly mezi během na páse a normálním během je důležité pro zjištění, zda měření v laboratorních podmínkách odpovídá realitě a jestli jsou na ni výsledky aplikovatelné (Schache et al., 2001, p. 667).

Běh na klasickém běžeckém páse způsobuje delší kontaktní čas s podložkou, delší brzdící fázi, větší extenzi v kolenním kloubu a rychlejší extenzi v kyčelním kloubu než běh bez pásu nebo na páse, který je schopen upravovat aktuální rychlost

podle běžce. Pás, který je schopen upravovat aktuální rychlost podle běžce se liší oproti normálnímu běhu pouze v extenzi kyčle. (Mckenna, Riches, 2007, p. 649).

Autoři jiné studie uvádějí, že běh na vysoce výkonném běžeckém pásu s minimálním kolísáním rychlosti se od normálního běhu bez pásu významně liší v časově vzdálenostních parametrech (doba kroku, délka kroku, délka stojné a švihové fáze), ale v kinematice lumbální páteře a pánve jsou si tyto dvě podmínky velmi podobné. Autoři proto navrhuje, že by se běh na tomto pásu mohl využívat pro kinematickou analýzu k různým studiím.

Běh na pásu a normální běh se také například liší změnou vizuálního a audiálního prostředí, jiným odporem vzduchu, výměnou energie mezi pásem a běžcem (Schache et al., 2001, pp. 667-679).

Na zdravých mladých dospělých jedincích bylo testováno, jak dlouho trvá, než si zvyknou na běh na pásu. Zjistilo se, že teprve po šesti minutách se dá hovořit o tom, že jsou s během na pásu seznámeni a jejich hodnoty úhlů dolních končetin a další parametry se nijak výrazně nemění. (Lavcanska et al., 2005, pp. 544-556)

Podle některých studií se chůze a běh na pásu mohou v některých faktorech lišit od chůze a běhu bez pásu, a to z důvodu seznamování se s pásem, stálé rychlosti pásu a samotné rychlosti pásu, odporu vzduchu a snahou běžce dosáhnout stabilního a bezpečného průběhu běhu na pásu (García-Pérez et al., 2013, pp. 1-2).

García-Pérez et al. (2013, pp. 2-3) uvádí, že běh na běžeckém pásu prodlužuje kontaktní čas nohy s podložkou a upravuje rozložení tlaku. Při běhu na pásu se snižuje zatížení pod patou, v oblasti mediálních metatarzů a palce.

Při běžném zrychlovaném běhu dochází ke zvýšení reakční síly a odporu pohybu. Na běžeckém pásu k těmto jevům nedochází. Běžecký pás není v tomto ohledu dostatečně reprezentativní (Caekenberghe et al., 2013, p. 130).

Cronin a Finni (2013, p. 2) uvádějí, že zapojení *m. gastrocnemius* a *m. soleus* se neliší při chůzi a běhu na pásu a bez něj. Stejně tak měření vertikální reakční síly má velmi podobné výsledky na pásu a bez něj (Kluitenberg et al., 2012, pp. 1-7).

V rámci jiné studie bylo zjištěno, že na běžeckém pásu je vyšší kadence kroků a kroky jsou kratší. Lišily se i úhly v kolenních kloubech. Podle jiných autorů ale rozdíly v kolenních kloubech mizí po dostatečném seznámení se s běháním na běžícím pásu. Na styl běhu mají vliv i běžecké boty (Riley et al., 2008, pp. 1093-1099).

I přesto, že jsou názory na běžecké pásy velmi různé, byl v rámci experimentu pro tuto diplomovou práci běžecký pás použit. A to z toho důvodu, že měření běhu na běžících pásích je v rámci studií běžnou praxí, měření běhu venku by vyžadovalo technické vybavení, které nebylo k dispozici. Navíc podle Riley et al. (2008, 1093) sice nejsou měřené parametry stejné, ale jsou srovnatelné. A znalosti naměřené na pásích je možné přenášet do normálního běhu. Samozřejmě za podmínky, že je běžecký pás dostatečně kvalitní.

2 Cíle a hypotézy

2.1 Cíl práce

Cílem diplomové práce bylo objektivizovat vliv kineziotapu na aktivitu m. gastrocnemius u zdravých jedinců s pravidelnou pohybovou aktivitou pomocí vybraných parametrů FMD-T Systému při běhu a pomocí vybraných posturografických testů v rámci posturální kontroly.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

Na základě stanoveného cíle, byly formulovány tyto vědecké otázky a hypotézy:

2.2.1 Vědecká otázka 1

Má KT m. gastrocnemius vliv na časoprostorové charakteristiky krokového cyklu během běhu na běžícím páse Zebris FMD-T ?

H₀₁: Není statisticky významný rozdíl v parametru šířka kroku při běhu s KT a bez něj.

H₀₂: Není statisticky významný rozdíl v parametru délka kroku při běhu s KT a bez něj.

H₀₃: Není statisticky významný rozdíl v parametru trvání kroku při běhu s KT a bez něj.

H₀₄: Není statisticky významný rozdíl v délce trvání stojné fáze při běhu s KT a bez něj.

H₀₅: Není statisticky významný rozdíl v kadenci kroků při běhu s KT a bez něj.

2.2.2 Vědecká otázka 2

Má KT m. gastrocnemius vliv na maximální tlakové zatížení a silové působení jednotlivých částí nohy během běhu na běžícím páse Zebris FMD-T?

H₀₆: Není statisticky významný rozdíl v maximálním tlakovém zatížení při běhu s KT a bez něj.

H₀₇: Není statisticky významný rozdíl v maximálním silovém působení při běhu s KT a bez něj.

2.2.3 Vědecká otázka 3

Má KT m. gastrocnemius vliv na posturální chování jedinců v rámci vyšetření posturální kontroly ve stoji na posturografu NeuroCom?

H₀₈: Není statisticky významný rozdíl ve vybraných parametrech posturografického testu „Limits stability“ při testování s KT a bez něj. A to konkrétně pro parametry:

- a) Bod vychýlení center of pressure (COP) při prvním pokusu o dosažení limitů stability bez zaváhání (EPE),
- b) kontrola směru pohybu COP (DCL),
- c) bod maximálního vychýlení COP v daném směru (MXE).

H₀₉: Není statisticky významný rozdíl ve vybraných parametrech posturografického testu „Motor control test“ při testování s KT a bez něj. A to konkrétně pro parametry:

- a) váhová symetrie (WS),
- b) silová symetrie (SS).

3 Metodika

3.1 Průběh měření

Probandi absolvovali vždy dvě měření – jedno bez tapu a druhé s tapem. Pořadí testovaných podmínek bylo randomizované (na základě hodu mincí). Všichni probandi podepsali informovaný souhlas (viz Příloha 1, s. 65-66: Informovaný souhlas) a byli seznámeni s průběhem experimentu. Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři FN Olomouc.

3.1.1 Vstupní protokol

Před experimentem byl s každým probandem vyplněn dotazník (viz Příloha 2, s. 67-68: Karta probanda). Bylo zaznamenáno datum narození, váha, výška, laterálníita dolních končetin (testováno pomocí kopů do balónu), pravidelná pohybová aktivita probanda včetně její četnosti a délky provozování. Dále pak předchozí úrazy a nemoci, zkušenosti s KT a zkušenosti s podobným měřením.

Probandi také subjektivně hodnotili svůj aktuální zdravotní stav (zdráv/nemocen) a pomocí 11 bodové škály blíže svůj aktuální zdravotní stav, aktuální bolest a svalovou únavu (0= úplně zdrav/ naprosto bez bolesti/ žádná svalová únava; 10 = nejvíce nemocný, jak si dovedu představit/ největší bolest, co si dokážu představit/ největší svalová únava, co si dokážu představit). Pokud někde udali vyšší číslo jak 3, nemohli se ten den experimentu zúčastnit.

Po ukončení obou měření byli účastníci požádáni o subjektivní zhodnocení účinku KT zvlášť pro měření běhu a zvlášť pro posturografické vyšetření.

3.1.2 Charakteristika testovaného souboru

V rámci experimentu byla měřena skupina 24 probandů (18 žen a 6 mužů) ve věku $25,21 \pm 3,30$ let, o výšce $168,81 \pm 8,22$ cm a tělesné hmotnosti $65,42 \pm 11,85$ kg. Všichni testovaní probandi měli dominantní pravou DK. Deset probandů z celkového počtu již mělo nějakou předchozí zkušenost s KT a sedmnáct se už někdy zúčastnilo nějakého podobného měření.

Všichni byli zdraví a vykonávali pravidelnou pohybovou aktivitu. Všichni probandi ohodnotili svůj zdravotní stav, aktuální bolest i svalovou únavu do stupně 3 na 11 bodové hodnotící škále (viz Příloha 2, s. 67-68: Karta probanda).

3.1.3 Aplikace KT

KT (TEMTEX, 5 cm, green) byl aplikován fyzioterapeutem vyškoleným k aplikaci KT. Páska tvaru písmene Y, byla nejprve nanesena přes patní kost na chodidlo bez tahu a poté s minimálním tahem (15 – 20%) na obě hlavy m. gastrocnemius bilaterálně (viz obr. 2).

Obr. 2 KT m. gastrocnemius



3.1.4 Vyšetření běhu

Běh byl měřen na běžícím pásu Zebris FMD-T. Probandi běželi po dobu tří minut rychlostí 10 km/h. Z toho se zaznamenávaly tři úseky:

- Úsek B1 – prvních 30 s běhu,
- úsek B2 – 30 s běhu po minutě a půl,
- úsek B3 – 30 s na konci tříminutového běhu.

Běhu předcházelo individuální zvyknutí si na pás v podobě chůze a poté třiceti sekundová rychlá chůze (5 km/h).

Měření jednotlivých podmínek (s KT a bez něj) byla oddělena minimálně třemi dny pro zabránění kumulace účinků KT a zkreslení výsledků únavou z předchozího testování.

Pořadí testování s KT a bez něj bylo randomizované (probandi házeli mincí). Jako první testovaná podmínka bez KT vyšla na celkem 15 probandů (druhá testovaná podmínka byla s KT). U zbylých 9 probandů to bylo naopak

3.1.5 Posturografické vyšetření

Probandi byli měřeni bez bot, pouze v ponožkách (z hygienických důvodů). Nejdříve byl proveden Motor Control Test (MCT). MCT je posturografický test, kterým můžeme posoudit, jak efektivně jedinec využívá automatických posturálních reakcí při horizontální translaci plošiny. Test nabízí tři velikosti translace (malou, střední a velkou) a dva směry (dopředu a dozadu). Jednotlivé translace jsou provedeny vždy ve třech opakováních.

V rámci experimentu byla využita pouze největší translace v obou směrech. Hodnotily se parametry Weight Symmetry a Strength Symmetry.

Weight Symmetry je parametr, který vyjadřuje, jak byla průměrně rozložena váha během translací v procentech. Hodnota 100 znamená, že byly obě končetiny zatěžovány stejně, hodnoty menší znamenají větší zatížení levé dolní končetiny a hodnoty vyšší jak sto znamenají větší zatížení pravé dolní končetiny.

Parametr Strength Symmetry vyjadřuje silové působení dolních končetin během translací v procentech. Stejně jako u Weight Symmetry znamená hodnota 100 stejné silové působení obou dolních končetin, hodnoty pod sto pak označují vyšší silové působení levé dolní končetiny, hodnoty vyšší než sto silové působení pravé dolní končetiny během translací (Kolářová, 2012, s. 9).

Následoval Test Limits of Stability (LOS), který sleduje, jak je jedinec schopný měnit svoji polohu COP předem určeným směrem, pomocí inklinace těla, aniž by musel změnit svoji opěrnou bázi. Probandi stojí na plošině, která se nehýbe, a před sebou mají obrazovku. Na obrazovce se zobrazuje jejich COP jako panáček. Dále je na obrazovce vidět 9 čtverců (viz obr. 3, s. 27). Jedinec na začátku nastaví panáčka na obrazovce (svoje COP) do prostředního čtverce. Úkolem je po zaznění zvukového signálu snažit se co nejrychleji a nejpresněji dosáhnout předem určeného směru (čtverce), který je barevně odlišen od ostatních. V dosaženém bodě pak musí setrvat do dalšího zvukového signálu (Kolářová, 2012, s. 11).

V rámci našeho experimentu absolvovali probandi tento test dvakrát za sebou, vždy v randomizovaném pořadí jednotlivých směrů. Před prvním testem si mohli

probandi vyzkoušet strategii pro dosažení jednotlivých směrů. Vyhodnocen byl pouze druhý test, to probandi nevěděli.

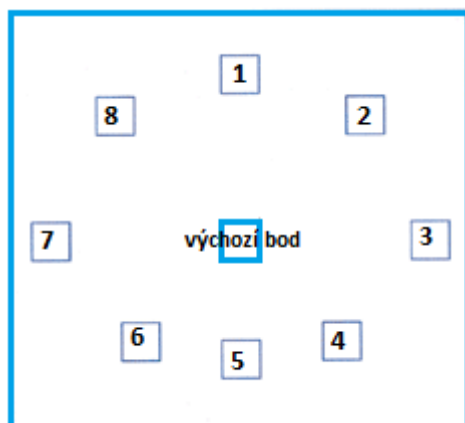
Hodnoceny byly parametry Directional Control (DCL), Endpoint Excursion (EPE) a Maximum Excursion (MXE).

DCL vyjadřuje kontrolu směru pohybu v procentech. 100 znamená přímý směr. Nižší hodnoty ukazují, jak moc se proband vychýlil od přímého směru.

EPE vyjadřuje vzdálenost bodu v procentech, kam se vychýlí COP při prvním pokusu o dosažení barevného čtverce. Hodnota 100 znamená dosažení určeného čtverce, hodnoty nižší nebo vyšší určují, jak moc je jedinec od čtverce vzdálen.

MXE vyjadřuje vzdálenost maximálního vychýlení COP. Opět je uváděn v procentech a hodnota 100 znamená dosažení určeného čtverce (Kolářová, 2012, s. 11).

Obr. 3 Směry v posturografickém testu Limits of Stability



Legenda: 1 – inklinace přímo vpřed, 3 – inklinace vpravo, 5 – inklinace vzad, 7 – inklinace vlevo, 2 – inklinace šikmo dopředu doprava, 4 – inklinace šikmo dozadu doprava, 6 – inklinace šikmo dozadu doleva, 8 – inklinace šikmo dopředu doleva.

3.2 Zpracování získaných dat

3.2.1 Data z běžeckého pásu a Posturografu

Data z běžeckého pásu (Zebris FMD-T) a Posturografu byla přepsána do tabulky Microsoft Excel. A byla statisticky zpracována.

3.2.2 Data subjektivního hodnocení KT

Data subjektivního hodnocení KT byla převedena do grafu v programu Microsoft Excel (viz graf 10 a graf 11, s. 43 a 50).

3.2.3 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování dat byl použit program Statistica. Ke zjišťování normálního rozložení dat byl využit Shapiro-Wilkův W test. Data, která byla normálně rozložena (MCT: weight symmetry, strenght symmetry), byla dále testována pomocí párového t-testu. Na data, která nebyla normálně rozložena (všechna kromě výše zmíněných normálně rozložených), byl použit Wilcoxonův párový test. Hladina významnosti byla pro všechny testy zvolena 0,05.

Grafické znázornění statistických výsledků bylo vytvořeno za pomoci programů Microsoft Excel a Malování.

4 Výsledky

4.1 Výsledky k vědecké otázce 1

Vědecká otázka ve znění: „*Má KT m. gastrocnemius vliv na časoprostorové charakteristiky krokového cyklu?*“, byla řešena v 5 hypotézách (H_01 - H_05). Cílem bylo zjistit, zda může aplikace KT na m. gastrocnemius ovlivnit časoprostorové charakteristiky kroku.

4.1.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického zhodnocení

Hypotézu **H₀₁** ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v parametru šířka kroku při běhu s KT a bez něj.*“: **není možné zamítnout.**

Hypotézu **H₀₂** ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v parametru délka kroku při běhu s KT a bez něj.*“: **zamítáme.**

Tato hypotéza byla zamítnuta kvůli dílčímu parametru: **B1 PDK** (B1 = prvních 30 s běhu, PDK = pravá dolní končetina).

Hypotézu **H₀₃** ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v parametru trvání kroku při běhu s KT a bez něj.*“: **zamítáme.**

Tato hypotéza byla zamítnuta kvůli dílčím parametrům: **B1 LDK** a **B1 PDK** (B1 = prvních 30 s běhu, PDK = pravá dolní končetina, LDK = levá dolní končetina).

Hypotézu **H₀₄** ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v délce trvání stejné fáze při běhu s KT a bez něj.*“: **zamítáme.**

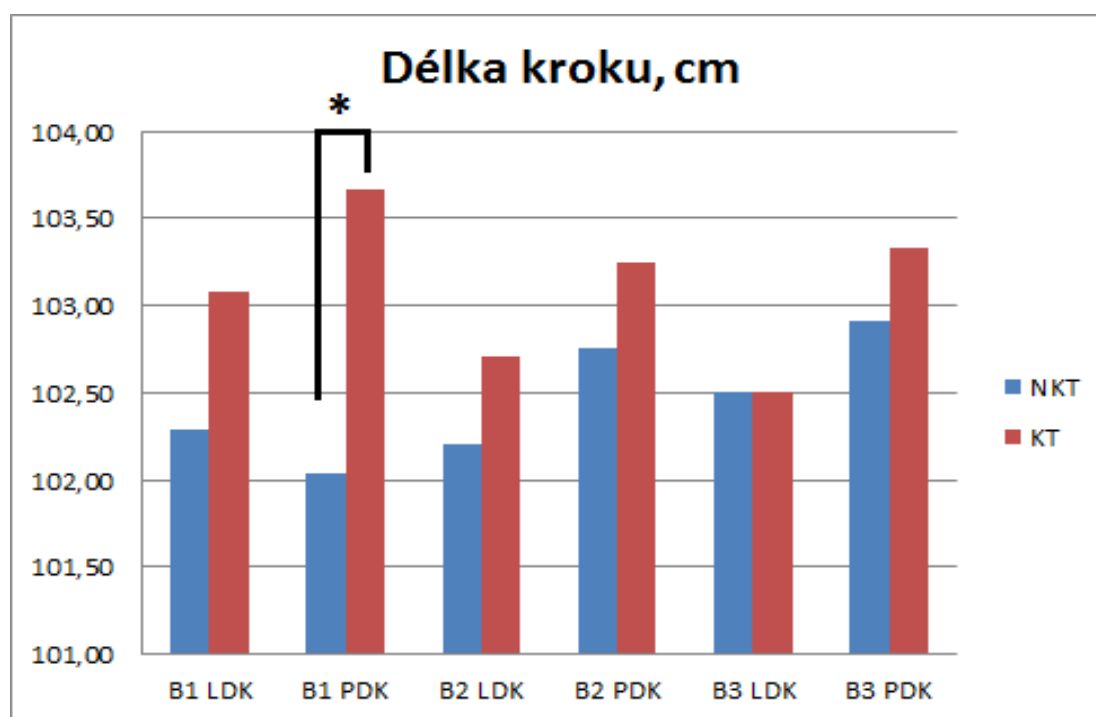
Tato hypotéza byla zamítnuta kvůli dílčímu parametru: **B1 PDK** (B1 = prvních 30 s běhu, PDK = pravá dolní končetina).

Hypotézu **H₀₅** ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl v kadenci kroků při běhu s KT a bez něj.*“: **zamítáme.**

Tato hypotéza byla zamítnuta kvůli dílčímu parametru: **B1** (B1 = prvních 30 s běhu).

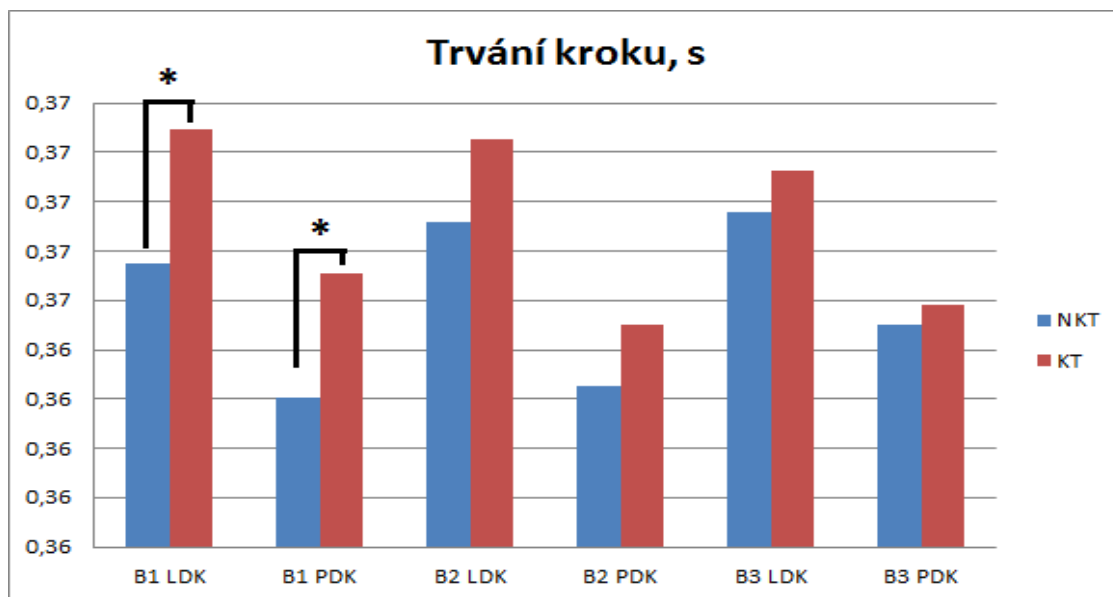
Výsledky pro ověření hypotéz jsou uvedeny v příloze 3 (Statistické vyhodnocení časoprostorových charakteristik běhu, s. 66-67) a znázorněny v grafech 1, 2, 3 a 4 (s. 30-33).

Graf 1 Porovnání délky kroku v jednotlivých úsecích tříminutového běhu bez KT a s KT



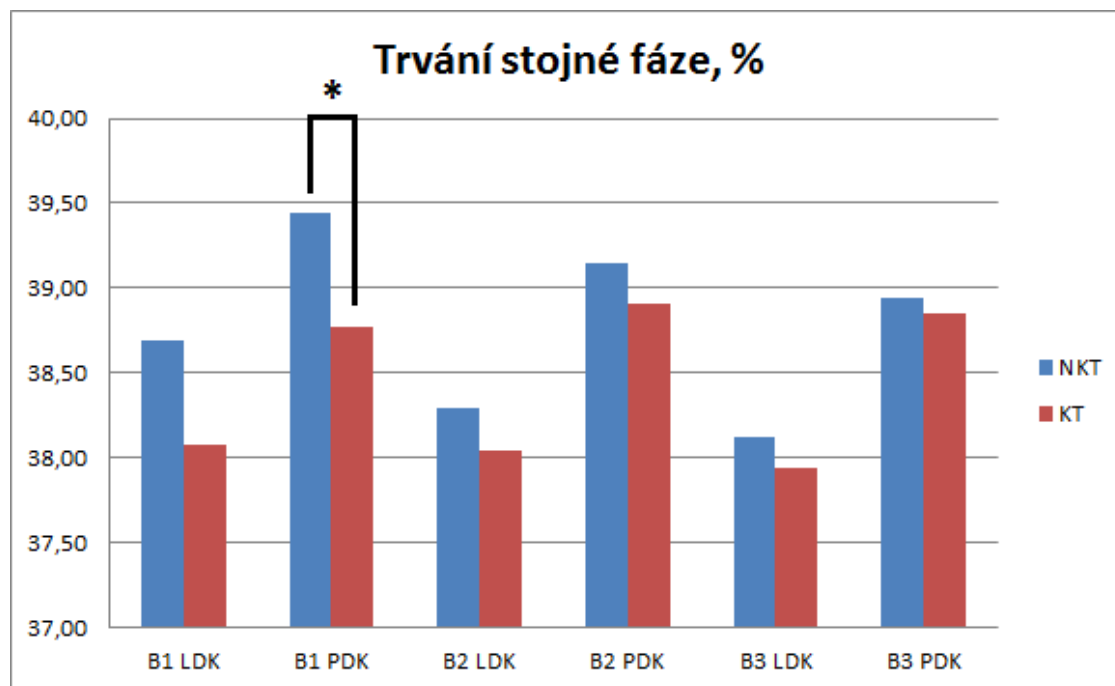
Legenda: NKT – měření bez KT; KT – měření s KT; B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci tříminutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, * - $p < 0,05$

Graf 2 Porovnání trvání kroku v sekundách v jednotlivých úsecích tříminutového běhu bez KT a s KT



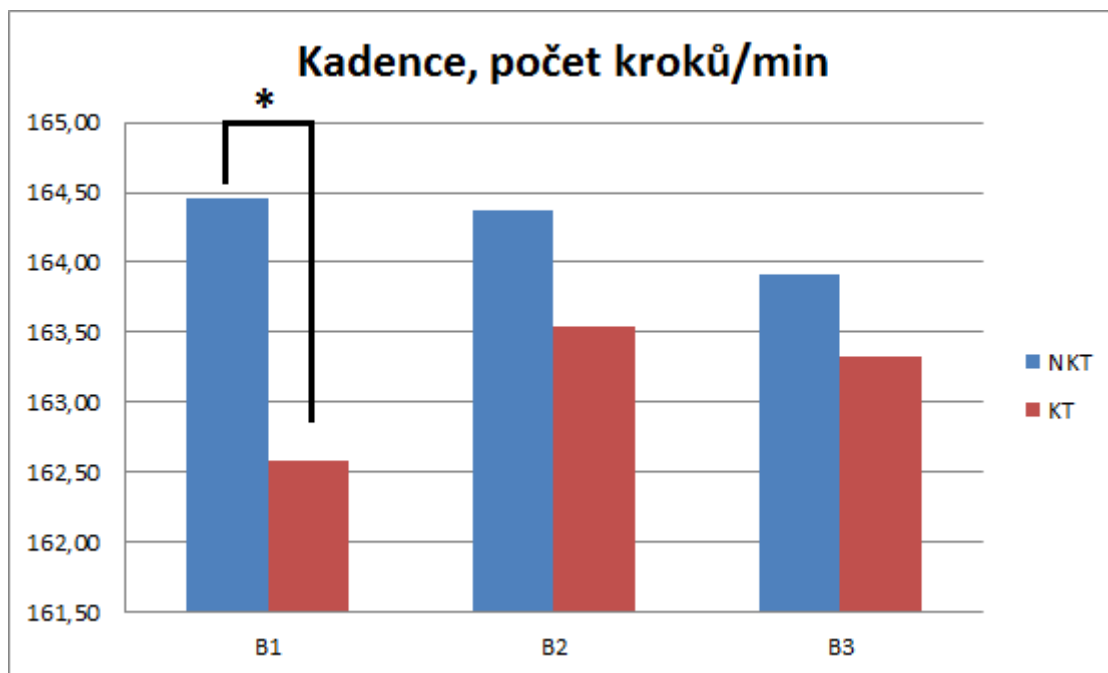
Legenda: NKT – měření bez KT; KT – měření s KT; B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci tříminutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, * - $p < 0,05$

Graf 3 Procentuální porovnání trvání stejné fáze kroku v jednotlivých úsecích tříminutového běhu bez KT a s KT



Legenda: NKT – měření bez KT; KT – měření s KT; B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci tříminutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, * - $p < 0,05$

Graf 4 Grafické znázornění kadence kroků (počet kroků za minutu) v jednotlivých úsecích tříminutového běhu bez KT a s KT



Legenda: NKT – měření bez KT; KT – měření s KT; B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci tříminutového běhu; * - $p < 0,05$

4.2 Výsledky k vědecké otázce 2

Vědecká otázka ve znění: „Má KT m. gastrocnemius vliv na maximální tlakové zatížení a silové působení jednotlivých částí nohy?“, byla řešena ve 2 hypotézách (H_06 a H_07). Cílem bylo zjistit, zda může aplikace KT na m. gastrocnemius ovlivnit tlakové zatížení a silové působení jednotlivých částí nohy.

4.2.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického zhodnocení

Hypotézu **H₀₆** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl v maximálním tlakovém zatížení při běhu s KT a bez něj.“: **není možné zamítnout.**

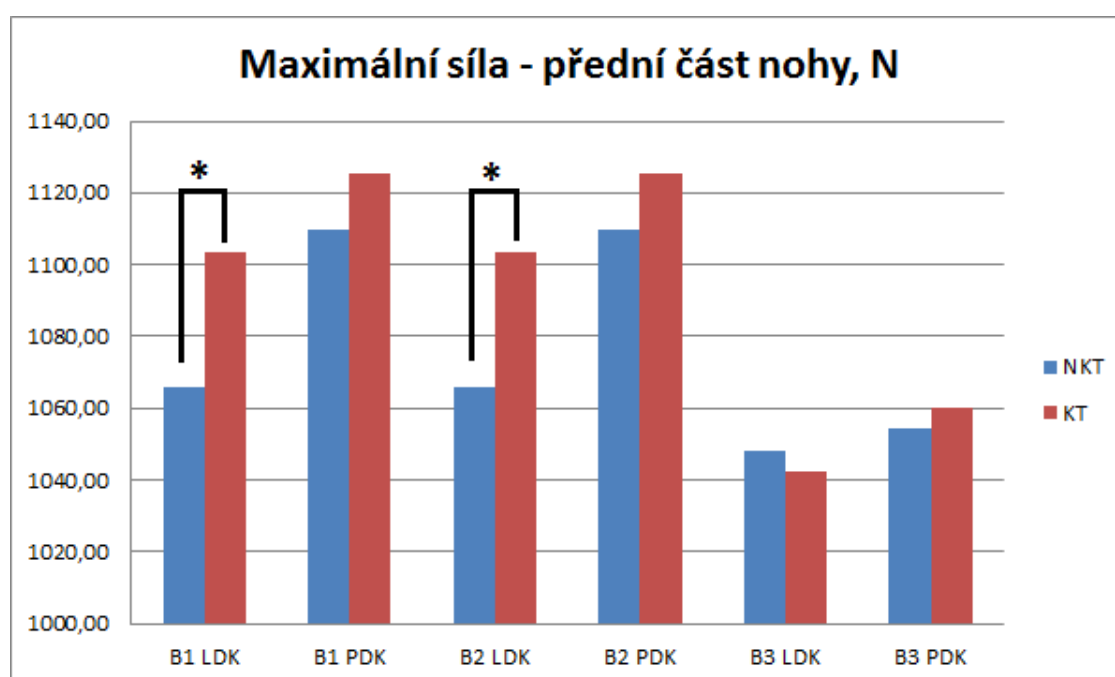
Hypotézu **H₀₇** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl v maximálním silovém působení při běhu s KT a bez něj.“: **zamítáme.**

Tato hypotéza byla zamítnuta kvůli dílčím parametrům: **Přední část nohy – B1 LDK a B2 LDK, zadní část nohy – B1 PDK a B3 PDK** (B1 = prvních 30 s běhu,

B2 = 30 s běhu po minutě a půl, B3 = 30 s na konci třiminutového běhu; PDK = pravá dolní končetina, LDK = levá dolní končetina).

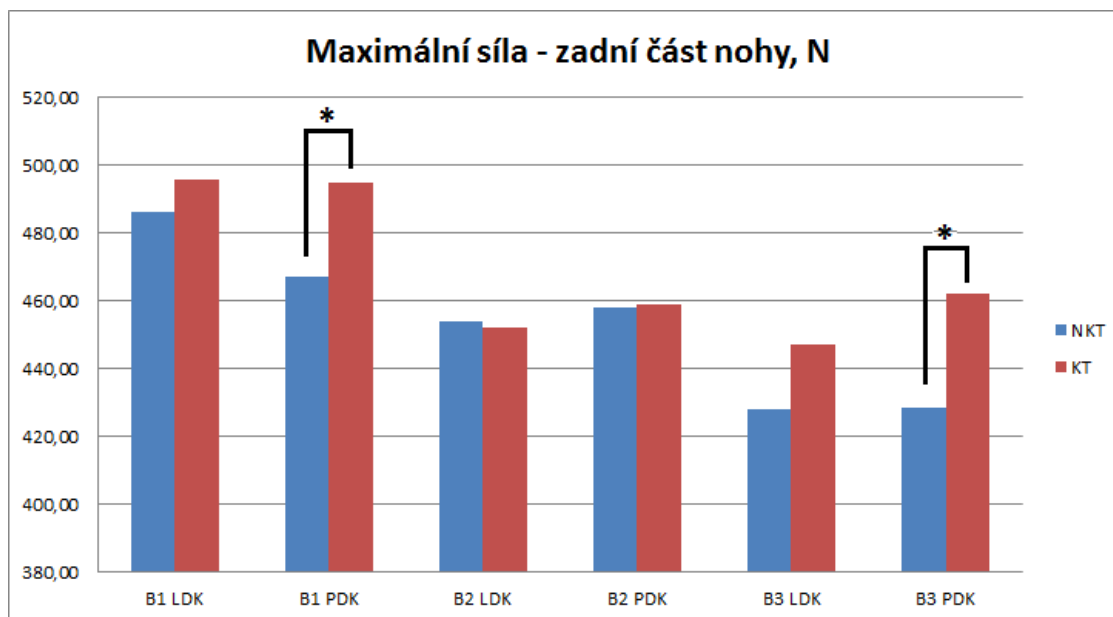
Výsledky pro ověření hypotézy jsou uvedeny v příloze 4 (Statistické vyhodnocení silových parametrů běhu, s. 68-69) a znázorněny v grafech č. 5 a 6 (s. 34-35).

Graf 5 Grafické znázornění maximálního silového působení přední části nohy vyjádřené v N (Newton, jednota síly) v jednotlivých úsecích třiminutového běhu bez KT a s KT



Legenda: NKT – měření bez KT; KT – měření s KT; B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třiminutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, * - $p < 0,05$

Graf 6 Grafické znázornění maximálního silového působení zadní části nohy vyjádřené v N (Newton, jednotka síly) v jednotlivých úsecích třiminutového běhu bez KT a s KT



Legenda: NKT – měření bez KT; KT – měření s KT; B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třiminutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, * - $p < 0,05$

4.3 Výsledky k vědecké otázce 3

Vědecká otázka ve znění: „*Má KT m. gastrocnemius vliv na posturální chování jedinců?*“, byla řešena ve 2 hypotézách (H_08 a H_09). Cílem bylo zjistit, zda se může aplikace KT na m. gastrocnemius projevit při posturografických testech MCT a LOS.

Hypotézu **H_08** ve znění: „*Není statisticky významný rozdíl ve vybraných parametrech posturografického testu „Limits of Stability“ při testování s KT a bez něj. A to konkrétně pro parametry:*

a) *Bod vychýlení center of pressure (COP) při prvním pokusu o dosažení limitů stability bez zaváhání (EPE).* “: **zamítáme.**

Tato hypotéza byla zamítnuta kvůli **směru 3**, kde vyšel statisticky významný rozdíl.

b) *kontrola směru pohybu COP (DCL).* “: **zamítáme.**

Tato hypotéza byla zamítnuta kvůli **směru 4**, kde vyšel statisticky významný rozdíl.

c) bod maximálního vychýlení COP v daném směru (MXE).“: **zamítáme.**

Tato hypotéza byla zamítnuta kvůli **směrům 4 a 6**, kde vyšel statisticky významný rozdíl.

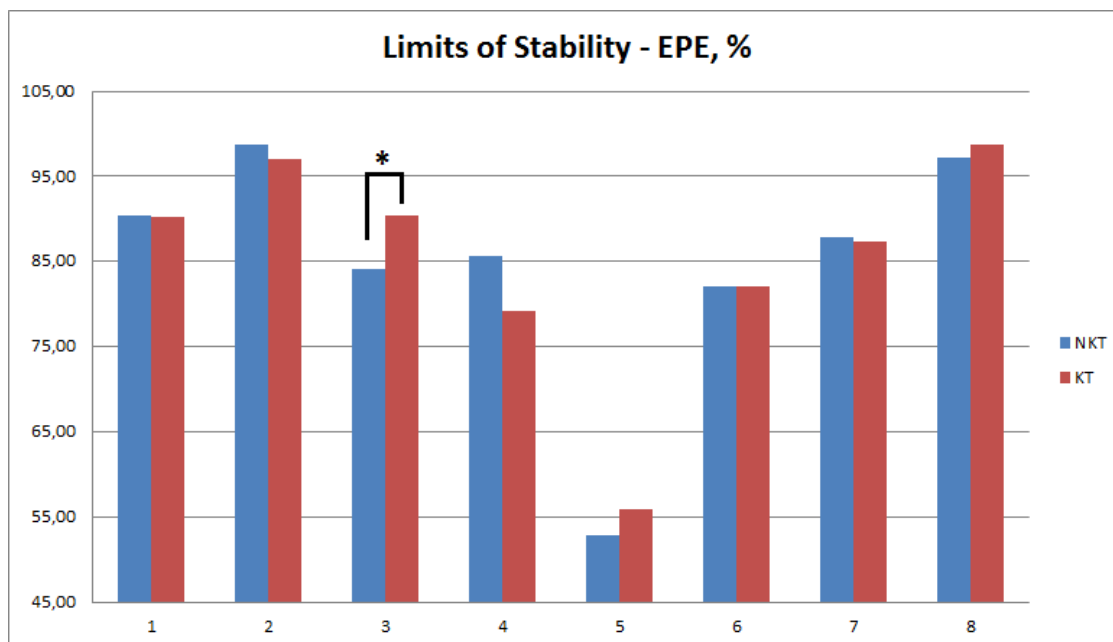
Hypotézu **H₀₉** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl ve vybraných parametrech posturografického testu „Motor Control Test“ při testování s KT a bez něj. A to konkrétně pro parametry:

a) váhová symetrie (WS).“: **není možné zamítnout.**

b) silová symetrie (SS).“: **není možné zamítnout.**

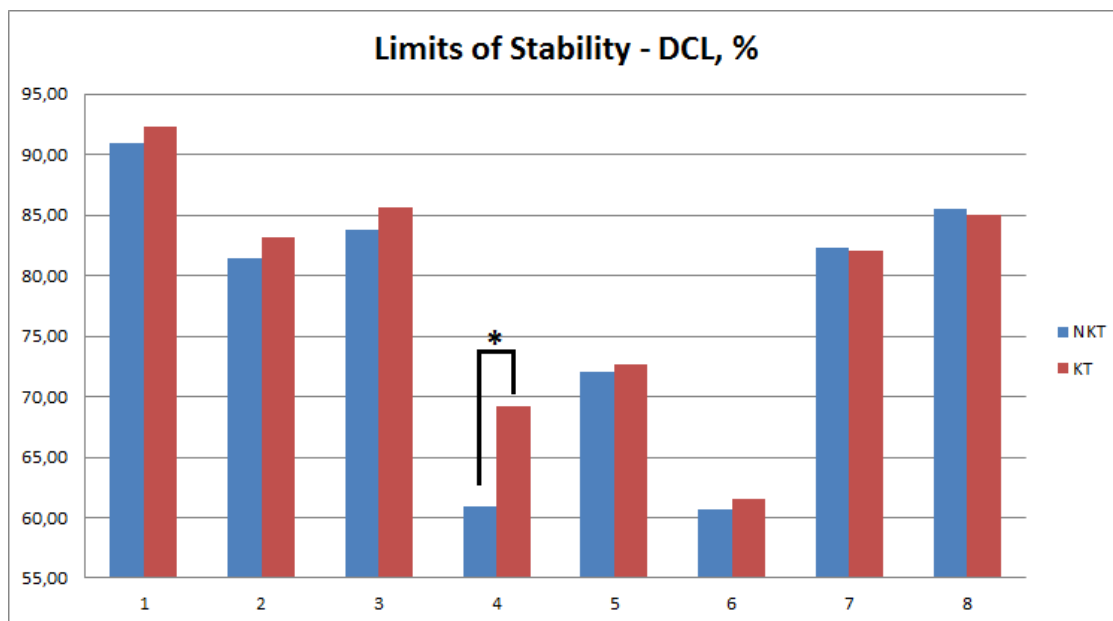
Výsledky pro ověření hypotézy jsou uvedeny v příloze 7 (Statistické vyhodnocení posturografických testů, s. 74-75) a znázorněny v grafech č. 7, 8 a 9 (s. 36-38).

Graf 7 Grafické procentuální znázornění hodnot EPE pro jednotlivé směry v rámci posturografického testu Limits of Stability bez KT a s KT



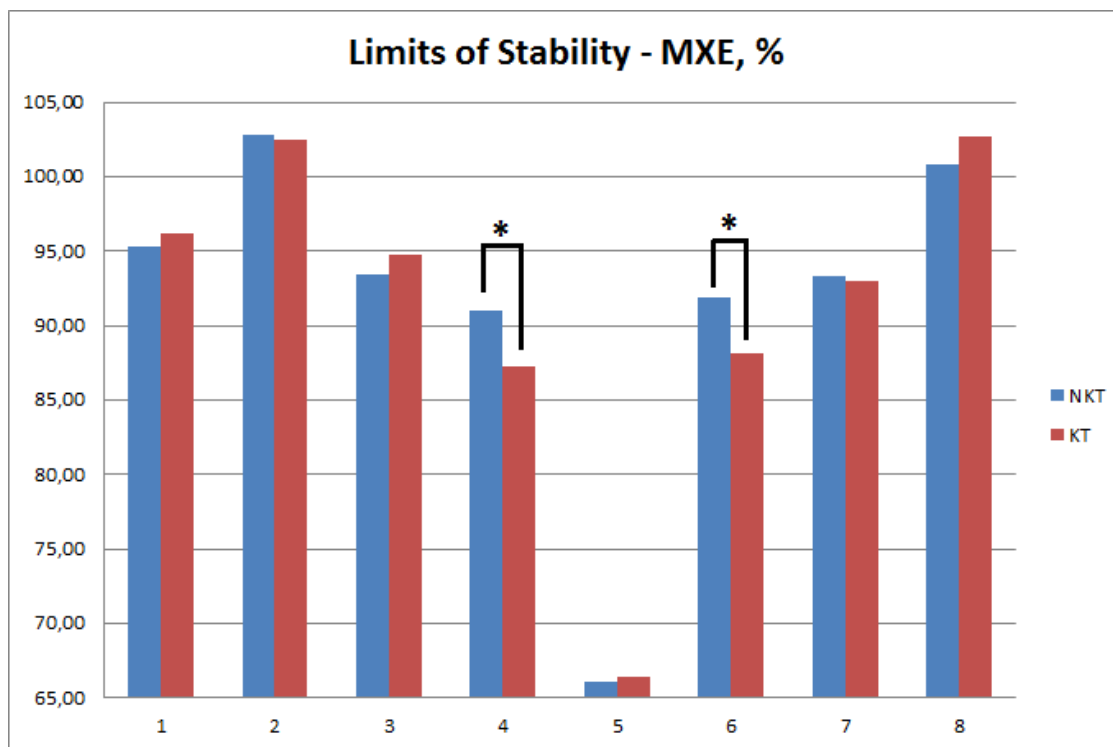
Legenda: NKT – měření bez KT; KT – měření s KT; 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 – jednotlivé směry daného testu, * - $p < 0,05$

Graf 8 Grafické procentuální znázornění hodnot DCL pro jednotlivé směry v rámci posturografického testu Limits of Stability bez KT a s KT



Legenda: NKT – měření bez KT; KT – měření s KT; 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 – jednotlivé směry daného testu, * - $p < 0,05$

Graf 9 Grafické procentuální znázornění hodnot EPE pro jednotlivé směry v rámci posturografického testu Limits of Stability bez KT a s KT



Legenda: NKT – měření bez KT; KT – měření s KT; 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 – jednotlivé směry daného testu, * - $p < 0,05$

5 Diskuze

Cílem diplomové práce bylo objektivizovat vliv kineziotapu na aktivitu m. gastrocnemius u zdravých jedinců s pravidelnou pohybovou aktivitou pomocí vybraných parametrů FMD-T Systému při běhu a pomocí vybraných posturografických testů v rámci posturální kontroly.

Výsledky ukázaly, že KT může ovlivňovat vybrané parametry, jak při běhu, tak v rámci posturálního chování jedince.

5.1 KT a časoprostorové charakteristiky kroku

V rámci časoprostorových charakteristik se významně prodloužil krok pravou dolní končetinou v prvních 30 sekundách běhu po aplikaci KT na m. gastrocnemius bilaterálně. Signifikantně se prodloužil čas kroku a to jak u PDK tak u LDK v prvních 30 vteřinách po aplikaci KT. Stojná fáze kroku byla významně kratší s KT v prvních 30 sekundách. Kadence se také změnila pouze v prvních 30 sekundách. Vyšší kadence nastala bez KT. U parametru šířka kroku nenastal při běhu žádný významný rozdíl mezi dvěma měřenými podmínkami (bez KT, s KT).

Huang et al. (2011, p. 7) zjistil, že po aplikaci KT na m. gastrocnemius se zvýšila svalová aktivita mediální části tohoto svalu. To by mohlo mít vliv na prodloužení délky kroku při běhu.

Ishikawa et al. (2005, p. 2) zkoumal, jak se chovají vrcholoví sprinteři během rozběhu a v průběhu běhu na 100 m. Zjistil, že se sprinteři rozbíhají o široké bázi a kratších krocích. Bázi postupně zužují, zatímco prodlužují krok. Po 40 m už se jejich délka kroku ani šířka báze nemění. Zároveň bylo zjištěno, že rychlejší sprinteři měli během rozběhu delší krok než sprinteři pomalejší a udrželi si ho po celých 100 m. Také se zjistilo, že kadence zůstala po celý závod přibližně stejná a rychlost rostla pouze při rozběhu.

Tato studie ukazuje, že delší krok a jeho brzké dosažení je pro sprintery výhodné. V našem experimentu se také projevilo signifikantní prodloužení kroku v prvních 30 vteřinách běhu po aplikaci KT u PDK. Krok se prodloužil i u LDK po aplikaci KT, výsledek ale nebyl signifikantní (viz Příloha 3: Statistické vyhodnocení časoprostorových charakteristik běhu, s. 69-71). Tento výsledek je možné považovat za pozitivní působení KT zvláště na dominantní končetině.

To že se krok významně neprodlužoval v dalších měřených úsecích tříminutového běhu po aplikaci KT, může být způsobené tím, že probandi už dosáhli určitého osobního maxima, které již nelze dále zvyšovat tak, aby se výsledek projevil jako významný. Stejně jako u výše zmiňovaných sprinterů, kteří po určitém úseku dosáhnou své maximální délky kroku a dále ji nezvyšují (Ishikawa et al., 2005, p. 2).

Zdá se nevhodné, že ačkoliv naši probandi prodloužili po aplikaci KT délku kroku, nedošlo u nich ke zkrácení času kroku. Je to ale logické, když si uvědomíme, že probandi realizovali běh na běžecím pásu, který byl nastaven na konstantní rychlost (10 km/h). S tím souvisí i kadence. Kadence je definována jako počet kroků za minutu. Vzhledem k tomu že se u našich probandů významně prodloužil krok a zároveň z výše popsaného důvodu delší krok trval delší dobu, snížila se významně i kadence po aplikaci KT v prvních 30 sekundách. Zda by běžci zároveň po aplikaci KT na m. gastrocnemius zvýšili jak délku kroku, tak rychlost, pokud by nebyli nuceni ke konstantní rychlosti, by bylo zajímavé ověřit v dalších experimentech.

Brach et al. (2008, p. 438) ve své studii uvádí, že variabilita v parametru šířka kroku je spojena se smyslovým postižením. Vzhledem k tomu, že probandi byli měřeni stále ve stejné laboratoři, stejným postupem, neznevýhodnili jsme jim nalepením KT smyslové podmínky natolik, že by to významně ovlivnilo jejich šířku kroku.

Změna šířky kroku při běhu může nastat i u zdravých běžců. Vrcholoví sprinteři využívají počáteční široký krok k rozvoji hnací síly při rozběhu v období, kdy dochází i ke zvyšování rychlosti. Při našem měření neměli probandi za úkol uběhnout daný úsek co nejrychleji, ale běželi celou dobu konstantní rychlostí 10 km/h. Nebyl proto důvod, aby se jejich šířka kroku po nalepení KT významně měnila (Ishikawa et al., 2005, p. 2).

Dle Baharuddina (2009, p. 1) a Novachecka (1998, p. 79) se při běhu zkracuje stojná fáze pod 50 % a prodlužuje se fáze švihová. Tím mizí na rozdíl od chůze fáze dvojí opory a místo ní nastává fáze letu, při níž není ani jedna končetina na podložce. Délka stojné fáze závisí podle výše zmíněných autorů na rychlosti. Čím rychleji se člověk pohybuje, tím kratší je stojná fáze. Vrcholoví sprinteři zkracují stojnou fázi až na 22%. Novacheck (1998, p. 87) zároveň uvádí svaly, které jsou nejdůležitější pro pohyb těla vpřed. Podle autora sem patří i aktivita plantárních flexorů, které se od druhé poloviny stojné fáze pomocí plantární flexe nohy podílejí na odrazu. Vzhledem k tomu, že bylo zjištěno, že KT m. gastrocnemius může zvyšovat aktivitu

mediální hlavy zatapovaného svalu (Huang et al., 2011, p. 7), mohl se KT m. gastrocnemius podílet na zkrácení stojné fáze.

V našem experimentu došlo ke zkrácení stojné fáze po aplikaci KT v prvních 30 sekundách běhu. Signifikantně se tento výsledek projevil pouze u PDK. Toto bychom mohli považovat za pozitivní působení KT při jeho aplikaci na m. gastrocnemius při běhu. Výsledek naznačuje, že by se mohla zvyšovat rychlost běhu po aplikaci KT na m. gastrocnemius, pokud by probandi neběželi na páse, kde byla nastavena konstantní rychlost. Tento fakt by ale bylo potřeba potvrdit v budoucích experimentech.

Všechny signifikantní změny, které nastaly u časoprostorových charakteristik, byly přítomny pouze v prvním měřeném úseku běhu (úsek B1 prvních 30 s). Ani po minutě a půl ani na konci třiminutového běhu za konstantní rychlosti 10 km/h, se žádné další signifikantní rozdíly neukázaly.

To, že se signifikantní změny v časoprostorových charakteristikách projeví pouze v prvních třiceti sekundách, může být spojeno i s tím, že si probandi postupně zvykli na běh na páse natolik, že už po minutě a půl je při běhu na páse nemohl KT nijak ovlivnit. Lavcanska et al. (2005, s. 553) tvrdí, že mladým zdravým dospělým lidem trvá šest minut, než se dostatečně seznámí s během na pásu. V našem experimentu běželi probandi na páse 3 minuty, předtím si vyzkoušeli individuálně dlouhou chůzi v nižších rychlostech a 30 vteřinovou chůzi o rychlosti 5 km/h. Je možné, že to účastníkům stačilo, aby se dostatečně adaptovali.

U vrcholových sprinterů došlo při běhu na 100 m k zásadním změnám v parametrech jako je délka kroku, šířka kroku a rychlost běhu pouze v rámci rozbíhací fáze (do 30 m od startu) (Ishikawa et al., 2005, p. 2). I když se běh v našem experimentu liší od sprintu na 100 m, lze předpokládat, že významné změny mohou nastat také pouze do určité doby. To může být vysvětlením, proč signifikantní vyšly výsledky jen v úseku B1.

Dalším důvodem by mohla být adaptace receptorů na KT. Słupik et al. (2007, pp. 645-651) ale provedla experiment, kde zkoumala aktivitu mediálního vastu m. quadriceps femoris po jeho zatapování v čase. Zjistila, že po deseti minutách od zatapování je svalová aktivita poměrně nízká. Po 24 hodinách dosahuje maxima a za dalších 48 hodin opět klesá. Po 96 hodinách od nalepení je svalová aktivita téměř stejná jako na začátku po 10 minutách od nalepení. Na základě toho je možné se

domnívat, že skutečnost, že signifikantní rozdíl v časoprostorových charakteristikách, byl zaznamenán pouze v úseku B1, bude více ovlivněno zvyknutím si na běh na páse a dosažení osobních limitů než adaptací receptorů na KT.

Vzhledem k tomu, že při podmínce s KT se u probandů v našem experimentu prodloužil významně krok a zkrátila se stojná fáze, můžeme předpokládat, že by aplikace KT, mohla pomoci běžcům v rozbíhací části běhu, což by mohlo běžce při běhu na krátkou vzdálenost zvýhodnit. U běhu na delší vzdálenosti se můžeme domnívat, že tento rozdíl nemá na výsledek velký vliv. Tato úvaha by mohla být námětem pro další měření. Stejně tak, je otázkou, jestli by u delších běhů, kdy dochází k únavě, mohl mít KT nějaký účinek. Například na základě teorie, že KT zvyšuje průtok krve a lymfy v místě aplikace (Briem et al., 2011, p. 329; Halseth et al., 2004, p. 2).

Naměřené změny se také nemusí vztahovat k aplikaci KT. Mohou se na nich podílet další faktory.

5.1.1 Vliv pořadí na časoprostorové charakteristiky kroku

V našem experimentu byli probandi při první návštěvě vždy vyzváni, aby si hodili mincí. Na základě toho pak absolvovali první měření s KT nebo bez něj. I přes randomizovaný výběr první podmínky, bylo změřeno 15 účastníků poprvé bez KT a 9 s KT. Je možné, že větší vliv než KT by mohl mít vliv pořadí, tedy motorické učení.

Kvůli tomuto předpokladu bylo pro zajímavost provedeno ještě jedno statistické zhodnocení výsledků podle pořadí (viz Příloha 5: Statistické vyhodnocení časoprostorových charakteristik běhu podle pořadí, s. 74-76). I v tomto případě zůstal bez signifikance parametr šířka kroku. Naopak délka kroku se signifikantně projevila pro levou i pravou dolní končetinu během úseku B1 a pro LDK v úseku B2 ve prospěch druhého měření. Čas kroku zůstal signifikantní v úseku B1 pro obě dolní končetiny, stejně tak kadence zůstala signifikantní v úseku B1. U délky stojné fáze se žádná signifikance neobjevila.

Z výše uvedeného můžeme usuzovat na několik věcí. Za prvé, že délka kroku je více závislá na pořadí než na působení KT. S tím opět souvisí i kadence a časy kroků, které se vzhledem k prodloužení délky kroku museli zvýšit. Za druhé, že pořadí nemá vliv na délku stojné fáze. Můžeme se domnívat, že délka stojné fáze může být ovlivněna pomocí KT m. gastrocnemius. Jeho aplikace by se mohla pozitivně projevit

například při sprintu. Tato domněnka by ale musela být ověřena pomocí dalších experimentů.

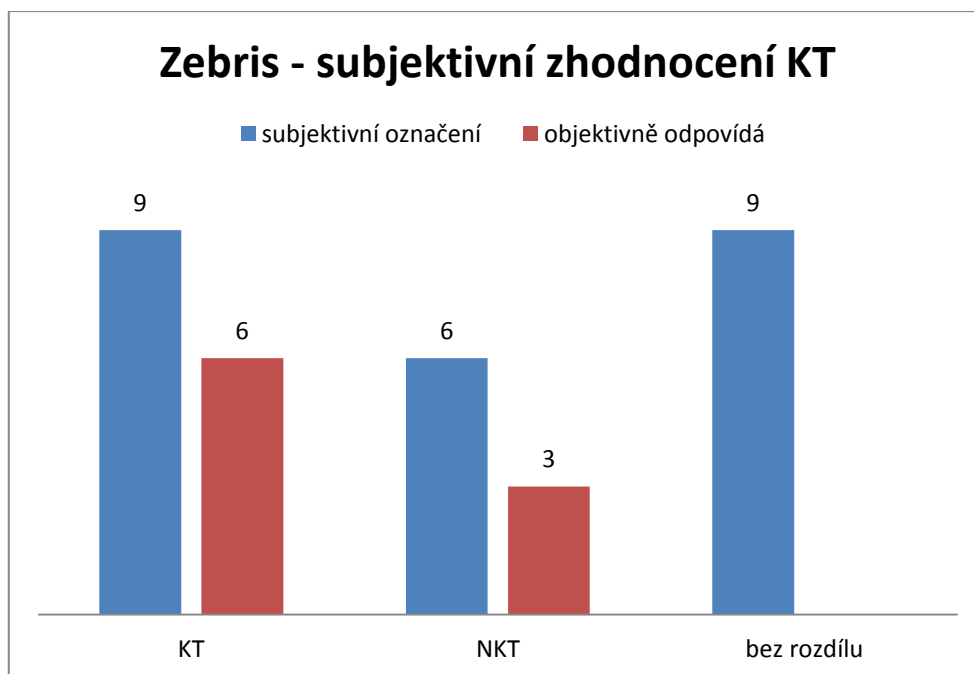
Je také možné, že fakt, že výsledky v některých úsecích vyšly signifikantně jak při hodnocení výsledků podle podmínek (s KT a bez KT), tak podle pořadí, je způsobeno tím, že více probandů bylo poprvé měřeno bez KT.

5.1.2 Subjektivní hodnocení KT při běhu

Naši probandí byli po skončení druhého měření pro zajímavost vyzváni, aby subjektivně zhodnotili, zda se jim lépe běželo na páse s KT nebo bez něj. Devíti probandům se lépe běželo, když na sobě mělo KT, šesti se lépe běželo bez KT a zbylým devíti probandům přišla obě měření srovnatelná.

Z devíti probandů, kteří označili, že se jim běželo na páse s KT lépe než bez něj, se pouze šest objektivně zlepšilo po aplikaci KT. Jako zlepšení bylo bráno prodloužení délky kroku a zkrácení stojné fáze. Z probandů, kteří označili jako lepší běh bez KT, byli bez KT doopravdy lepší tři (viz graf 10, s. 43).

Graf 10 Subjektivní zhodnocení KT při běhu



Legenda: KT – lepší měření s KT, NKT – lepší měření bez KT, bez rozdílu – ani jedna podmínka nebyla lepší. Modrá barva – subjektivní zhodnocení probandem, červená barva – objektivní zhodnocení

V rámci experimentu byla snaha zamezit alespoň některým faktorům, které se mohou podílet na zkreslení výsledků. Za prvé je známo, že různé boty mohou ovlivnit měření (Novacheck, 1998, pp. 84-85). Probandi proto byli měřeni vždy ve stejných botech, které si sami donesli. Za druhé byla snaha zabránit zkreslení výsledků kvůli procesu učení. A to jak randomizovaným pořadím podmínek (s KT nebo bez KT), tak individuálně zvolenou dobou adaptační chůze na páse v nižších rychlostech a následně třiceti sekundovou chůzí rychlostí 5 km/h. Za třetí probandi subjektivně hodnotili na začátku každého měření svůj aktuální zdravotní stav (zdráv/nemocen) a pomocí 11 bodové škály blíže svůj aktuální zdravotní stav, aktuální bolest a svalovou únavu (0= úplně zdrav/ naprosto bez bolesti/ žádná svalová únava; 10 = nejvíce nemocný, jak si dovedu představit/ největší bolest, co si dokážu představit/ největší svalová únava, co si dokážu představit). Pokud někde udali vyšší číslo jak 3, nemohli se ten den experimentu zúčastnit. Za čtvrté byla obě měření prováděna podle stejného postupu. Za páté byl u všech probandů použit stejný KT.

5.1.3 KT a dominance dolních končetin při běhu

Signifikantní změny se vždy projeví na pravé dolní končetině, což byla dominantní končetina všech testovaných probandů. Lze z toho usuzovat, že KT má výraznější vliv na dominantní dolní končetinu.

Rozdíl vnímavosti KT dominantní a nedominantní dolní končetinou se ve studiích moc netestuje. Často se tapuje pouze jedna končetina a sleduje se rozdíl s tapem a bez tapu (Kaya et al., 2011; Wong et al., 2012). Přesto bylo zjištěno, že po amputaci dolních končetin reagovala na rehabilitaci lépe a rychleji dominantní dolní končetina a zároveň, že dominantní končetina lépe kompenzuje poruchu proprioceptivního a taktilního cití (Sadeghi, 2000, p. 39). Právě rozdílná kvalita proprioceptivního a taktilního cití mohla způsobit, že se signifikantní výsledky projeví pouze u dominantní dolní končetiny.

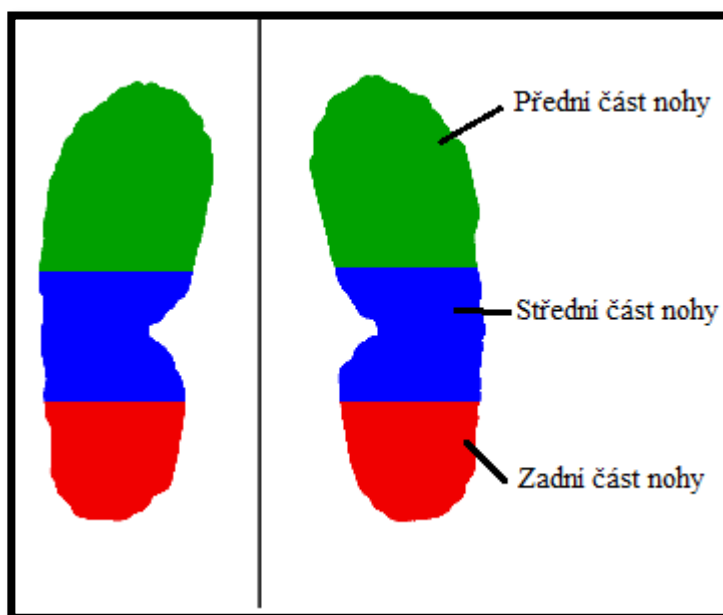
5.2 Tlakové zatížení a silové působení

V našem experimentu bylo tlakové zatížení a silové působení sledováno pouze pro tři oblasti nohy. Přední část nohy, střední část nohy a zadní část nohy (viz obr. 4, s. 45). V některých studiích je sledováno rozložení tlaku ve více sektorech nohy a to až v devíti (laterální a mediální část paty, laterální a mediální střední část nohy, laterální

střední a mediální oblast metatarzů, palec a ostatní prsty) (García-Pérez et al., 2013, p.2; Kelly et al., 2010, p. 650). Vycházeli jsme z předpokladu, že bota může změnit působení tlaku a jemné rozdíly mezi laterální a mediální částí paty, střední nebo přední části nohy by mohly být zavádějící (Novacheck, 1998, p. 85). Nagel et al. (2008, p.153) zkoumal rozložení tlaku u maratonců dokonce v deseti sektorech nohy (mediální a laterální část paty, mediální a laterální střední část nohy, oblast prvního metatarsu, oblast druhého metatarsu, oblast třetího až pátého metatarsu, palec, druhý prst a ostatní prsty). Toto měření ale prováděl naboso po doběhnutí. Chtěl se tím vyhnout zkreslení výsledků botou.

Maximální síla se v našem experimentu projevila signifikantně pro přední část levé nohy v úseku běhu B1 a B2. A pro zadní část pravé nohy v úseku běhu B1 a B3. Ve všech těchto úsecích došlo k nárůstu maximální síly. U tlakového zatížení (tlak je definován jako síla na jednotku plochy, jednotka N/cm^2) nebyl pozorován žádný signifikantní rozdíl (viz Příloha 4: Statistické vyhodnocení silových parametrů běhu, s. 72-73).

Obr. 4 Rozdělení jednotlivých částí nohy v provedeném experimentu



Legenda: Zelená barva – přední část nohy, modrá barva – střední část nohy, červená barva – zadní část nohy

Nagel et al. (2008, pp. 154-155) zkoumal rozložení plantárního tlaku u maratonských běžců. Zjistil, že po doběhnutí se snížil plantární tlak pod prsty a naopak se zvýšil v oblasti metatarsů. Tento jev přičítá únavě nohy, kvůli níž se snižuje i její stabilizační a regulační funkce a nastává přetížení v oblasti hlaviček metatarsů, které se přesunulo z oblasti prstů. Je to jedno z vysvětlení stressových zlomenin v oblasti metatarsů u běžců.

V našem experimentu se tento jev nemohl projevit. Za prvé proto, že probandi běželi pouze 3 minuty a za druhé proto, že byla hodnocena přední část nohy jako celek z důvodu měření v botách. Případné změny tlaku pod prsty a pod metatarsy jsou v našem měření nečitelné. Mohl by to ale být námět pro další experimenty, při nichž by se měřil tlak pomocí vložky přímo v botě. Tím pádem by se mohla noha rozdělit do více sektorů a dalo by se lépe zjistit, zda by KT měl na rozložení tlaku nějaký vliv.

I přesto ale došlo ke zvýšení vertikální síly po aplikaci KT v přední části nohy u LDK v úseku B1 a B2. V úseku B3 už nebyl rozdíl signifikantní. Přesun silového působení do přední části by odpovídalo tvrzení, že při zvyšování rychlosti dochází k přesunu iniciálního kontaktu směrem vpřed (Novacheck, 1998, p. 78). I u našich probandů došlo ke zrychlení (z rychlé chůze v rychlosti 5 km/h na běh rychlostí 10 km/h). Nárůst vertikální síly v prvních dvou úsecích může svědčit o tom, že s KT přenesli sportovci po změně rychlosti rychle svůj iniciální kontakt vpřed jako přípravu na rychlý běh. Běh byl ale konstantní a proto nebyl tento rozdíl po třech minutách již patrný. KT by tedy mohl být výhodný pro lepší start při rychlém krátkém běhu.

Ke zvýšení vertikální síly došlo po aplikaci KT i v zadní části nohy v úseku B1 a B3 u PDK. To naopak výše zmíněnému tvrzení vůbec neodpovídá. Vliv na výsledky mohly mít použité boty, v kterých probandi běželi. I když měl každý proband při obou měřeních vždy stejné boty, měl každý boty jiné. Jak uvádí Queen et al. (2010, p. 20), nastává u jednoho člověka rozdíl v silovém působení, pokud běží v tréninkové nebo v závodní běžecké obuvi. Abychom se vyhnuli vlivu boty, museli bychom běh zkoumat buď naboso nebo by všichni probandi museli běžet v jedné botě. Ani to by ale nebylo přesné, protože bota by se postupně opotřebovávala, některým probandům by nemusela vyhovovat a soubor měřených by musel mít stejnou velikost nohy.

5.2.1 Vliv pořadí na silové charakteristiky běhu

Zatímco u časoprostorových charakteristik běhu mohlo mít na některé parametry vliv pořadí testování, u silových parametrů se tento trend neprojevil. Jediný signifikantní výsledek byl zjištěn u vertikální síly v oblasti střední části levé nohy v měřeném úseku B2, kdy došlo k nárůstu vertikální síly (viz Příloha 6: Statistické vyhodnocení silových parametrů běhu podle pořadí, s. 77-78).

5.2.2 Maximální vertikální síla

Stejně jako v našem experimentu použil Huang et al. (2011) ve své studii KT na m. gastrocnemius. Zkoumal, jak se změní vertikální síla a výška výskoku po aplikaci KT. Zjistil, že s tapem došlo k významnému zvýšení vertikální síly. Došlo také ke zvýšení výšky výskoku, ta ale nebyla signifikantní.

V našem experimentu jsme zkoumali, jestli má KT toho samého svalu vliv také na některé parametry při běhu. Vzhledem k tomu, že měření probíhalo na pásu v Kineziologické laboratoři FN Olomouc za konstantní rychlosti 10 km/h, nemohli jsme zkoumat, jestli bude mít KT vliv na rychlost běhu, ale měřili jsme některé parametry, které mohou běh ovlivňovat. U našeho experimentu jsme nehodnotili vertikální sílu jako celek, ale měřili jsme ji v různých částech nohy. I zde došlo v některých místech k signifikantnímu zvýšení vertikální síly a zároveň k prodloužení délky kroku a ke snížení délky stojné fáze při prvním úseku běhu.

Můžeme tedy říct, že stejně, jako může aplikace KT na m. gastrocnemius ovlivnit výskok, může ovlivňovat i běh na pásu za konstantní rychlosti 10 km/h. Otázkou je, jestli by měl KT vliv i na běh bez pásu nebo na rychlost běhu.

Stejně jako mohly být výsledky časoprostorových charakteristik běhu ovlivněny dalšími vnějšími a vnitřními faktory, mohly se tyto faktory podepsat i na silových charakteristikách. Podle výše zmíněných studií se můžeme domnívat, že velkou roli u silových charakteristik mohou hrát boty probandů.

5.3 KT a posturální chování jedinců

Posturografické testy byly provedeny pro doplnění hlavního experimentu zaměřeného na běh.

Balanční schopnosti jedinců se hodně diskutují v souvislosti se staršími osobami, u kterých se s věkem zvyšuje riziko pádu (Mancini, Horak, 2010, pp. 1-2; Melzer et al., 2004, p. 603). Studie, které by se zabývaly balančními schopnostmi u mladých dospělých, se moc nenajde. Přesto poukazuje Briem et al. (2011, p. 329) na to, že horší posturální kontrola souvisí s větším rizikem zvrtnutí kotníku.

Posturální chování je složitý a komplexní proces. Základní strategie pro udržení balance je strategie kotníková, kyčelní a kroková (viz obr. 5). Naše balance závisí na tom, jak dokážeme používat a kombinovat tyto strategie (Horak, 2006, pp. 9-10).

Obr. 5: Základní balanční strategie (Horak, 2006, p. 9)



Legenda: A. – kotníková strategie, B. – kyčelní strategie, C. – kroková strategie, bílá tečka naznačuje těžiště a bílá šipka jeho průmět do podložky

V rámci experimentu byly použity dva posturografické testy. Motor Control Test a Limits of Stability. Účelem bylo zjistit, zda může mít KT m. gastrocnemius vliv na chování zdravých mladých dospělých při těchto testech.

5.3.1 Motor Control Test

V rámci tohoto testu nevyšel žádný signifikantní výsledek. Můžeme z toho usuzovat, že KT m. gastrocnemius nemá vliv na váhové rozložení a silové působení dolních končetin při největší translaci v rámci Motor Control Testu. Stejně tak nevyšel žádný signifikantní rozdíl, když se hodnotil tento test podle pořadí.

5.3.2 Limits of Stability

V rámci testu LOS vyšel pro parametr DCL signifikantně směr č. 4 (šikmo doprava dolů). U tohoto směru se hodnoty více přibližovaly číslu 100 po aplikaci KT.

V rámci parametru EPE se probandi s KT dostávali významně dál než probandi bez KT u směru 3 (doprava).

Účastníci měli signifikantně lepší výsledky v rámci parametru MXE ve směrech 4 (šikmo doprava dolů) a 6 (šikmo doleva dolů) bez KT (viz Příloha 7: Statistické vyhodnocení posturografických testů, s. 79-80).

5.3.2.1 Vliv pořadí na LOS

Žádný signifikantní výsledek nevyšel při vyhodnocení výsledků podle pořadí. Z toho můžeme soudit, že KT m. gastrocnemius může mít při tomto testu vliv na zdravé jedince (viz Příloha 8: Statistické vyhodnocení posturografických testů podle pořadí, s. 81-82).

5.3.2.2 KT a dominance končetin při LOS

Jak u parametru DCL, tak u parametru EPE, se nacházejí oba výše zmíněné směry, které se po aplikaci KT významně zlepšily, na pravé straně testovaného spektra, tedy u dominantní končetiny probandů (viz obr. 3, s. 27). To se shoduje s časoprostorovými charakteristikami běhu, kde všechny signifikantní výsledky vyšly také pro pravou dolní končetinu. Potvrzuje to zároveň domněnku, že KT by mohl být dominantní dolní končetinou lépe vnímán a jeho účinky by se na ni mohly lépe projevit.

Je zajímavé, že ačkoliv probandi zlepšili po nalepení KT kontrolu směru pohybu při dosahování směru č. 4, zhoršil se jejich maximální dosah v tomto směru. To může sice ukazovat na zlepšení změny strategie pohybu, která se ukázala být výhodnou pro udržení lepšího přímého směru, avšak nevýhodnou co do možnosti dostat se v tomto směru dál. Tento trend ale nenastal u směru č. 6, kde došlo po nalepení KT pouze ke zhoršení v parametru MXE.

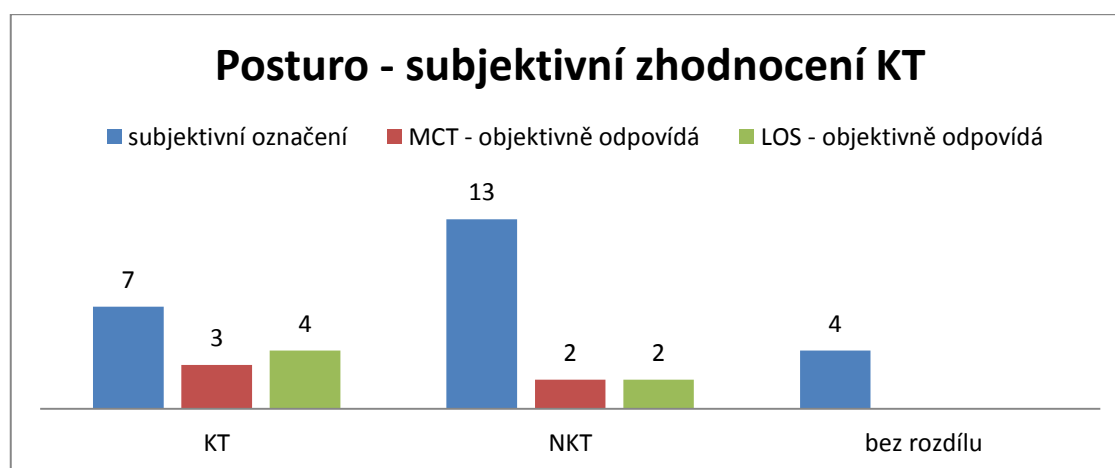
5.3.3 Subjektivní hodnocení posturografických testů

Stejně jako po dokončení běhu, byli probandi i po posturografických testech při druhém měření požádáni o subjektivní zhodnocení účinku KT. Na rozdíl od běhu,

kde více probandů označilo KT jako lepší podmínku, označila většina probandů posturografické vyšetření bez KT za lepší (viz graf 11, s. 50). Objektivní výsledky se neshodovaly se subjektivními výrazněji než u běhu. Ze třinácti probandů, kteří subjektivně označili měření bez KT za lepší se objektivně vylepšili pouze dva a to jak v MCT tak v LOS u vybraných parametrů (MCT: WS a SS, LOS: parametry, které vyšly v rámci celkového měření signifikantně – DCL směr č. 4, EPE směr č. 3).

Měření s KT označilo sedm probandů jako lepší podmínku. Objektivně to odpovídalo třem probandům v rámci MCT a čtyřem v rámci LOS. Čtyři probandi neměli jasnou preferenci, ohledně výhodnější podmínky.

Graf 11 Subjektivní zhodnocení KT při posturografických testech



Legenda: KT – lepší měření s KT, NKT – lepší měření bez KT, bez rozdílu – ani jedna podmínka nebyla lepší. Modrá barva – subjektivní zhodnocení probandem, červená barva – objektivní zhodnocení MCT, zelená barva – objektivní zhodnocení LOS

Skutečnost, že se subjektivní pocit nemusí shodovat s objektivně naměřenými daty, uvádí ve své studii i Briem et al. (2011, pp. 329-333). Ten své probandy rozdělil do skupin posturálně slabších a posturálně více schopných podle balančního testu (SEBT). Poté všichni prošli testem na náhlou inverzi kotníku. Po objektivním zhodnocení, při kterém se ukázalo, že náhlé inverzi kotníku pomůže nejlépe neelastický tape, měli probandi subjektivně zhodnotit, který tape jim podle jejich názoru nejvíce pomohl. Ukázalo se, že skupina posturálně slabších si za nejstabilnější podmínku zvolila tu, když byla měřena s neelastickým tapem. Zatímco skupina

posturálně více schopných nejčastěji zvolila KT. Tato studie jasně ukázala, že pro stabilitu hlezenního kloubu je lepší volit neelastický tape. Vzhledem k subjektivnímu hodnocení se ale můžeme domnívat, že posturálně zdatnější jedinci by mohli být vnímavější k účinku KT.

Zároveň může nesourodost subjektivních pocitů probandů a objektivních výsledků může ukazovat na to, že na některé lidi KT působit jako účinné placebo. Zatímco některým lidem, které by KT objektivně zvýhodnil, může být jeho aplikace nepříjemná. Popřípadě subjektivně necítí, že by z něho mohli profitovat.

5.4 Limity práce

Každý proband byl měřen dvakrát (jedenkrát s KT a jedenkrát bez něj) a měření bylo odděleno minimálně třemi dny pro zabránění kumulace účinků KT a zkraslení výsledků únavou z předchozího testování. To s sebou přineslo několik faktorů, které mohly ovlivnit měření. Například se mohla změnit nálada a únava probanda, počasí a audiovizuální podmínky. Dále se pak na výsledku mohl podílet čas měření. Měření mohly zkraslit i boty probandů, které měl každý proband svoje.

Probandi hodnotily na 11 bodové škále svůj aktuální zdravotní stav, aktuální bolest a svalovou únavu. Na začátku experimentu bylo stanoveno, že pokud by probandi označili vyšší číslo než 3, nemohli by se ten den experimentu zúčastnit. Tím se mělo zamezit faktorům, které by mohly probanda limitovat při měření. Vzhledem k tomu, že hodnocení bolesti je ale značně subjektivní záležitost (Šrajerová, 2005), mohlo být toto rozpětí pro některé probandy dost velké na to, aby to ovlivnilo měření. V příštích experimentech by bylo dobré zpřísnit tato kritéria v podobě zmenšení povolené maximální hranice.

V rámci tohoto experimentu se vyhodnocovaly při běhu pouze parametry z FMD-T Systému. Pro další studie by bylo vhodné doplnit například o kinematickou analýzu jednotlivých segmentů těla nebo elektromyografické snímání vybraných svalů.

Náš experiment byl prováděn na běžeckém pásu. Další experimenty by mohly být realizovány při normálním běhu, a to pro potvrzení nebo vyvrácení domněnek, které vplynuly z této práce.

Závěr

Cílem diplomové práce bylo objektivizovat vliv kineziotapu na aktivitu m. gastrocnemius u zdravých jedinců s pravidelnou pohybovou aktivitou pomocí vybraných parametrů FMD-T Systému při běhu a pomocí vybraných posturografických testů (Motor Control test a Limits of Stability) v rámci posturální kontroly. Měření bylo provedeno vždy dvakrát (s KT a bez KT) celkem na 24 probandech v Kineziologické laboratoři FN Olomouc.

Bylo zjištěno, že KT by při běhu mohl ovlivnit některé časoprostorové charakteristiky, jako je délka kroku a délka stojné fáze. To mohla způsobit zvýšená svalová aktivita mediální části m. gastrocnemius, která dle Huang et al. (2011, p. 7) nastává po aplikaci KT na tento sval.

Významné ovlivnění časoprostorových charakteristik nastalo pouze v prvních 30 vteřinách běhu. Probandi si postupně mohli zvyknout na běh na pásu natolik, že je KT už po minutě a půl při běhu nijak neovlivnil. Prodloužení délky kroku a zkrácení stojné fáze se zdá být výhodné například pro krátké rychlé běhy.

U parametru délka kroku se ukázalo, že mohl být více ovlivněn motorickým učením, než aplikací KT. Na rozdíl od parametru délka stojné fáze, kterou by mohl více ovlivňovat KT.

V posturografických testech se vliv KT m. gastrocnemius ukázal pouze při testu Limits of Stability, kde byli probandi schopni po aplikaci KT přesněji dosahovat směru č. 4 (šikmo vpravo a dozadu) a dostat se dále u směru č. 3 (vpravo). Naopak se zhoršil jejich maximální dosah u směru č. 4 a 6 (šikmo vlevo a dozadu).

Jak časoprostorové charakteristiky běhu, tak zlepšení v rámci testu Limits of Stability se více projevilo na pravé dolní končetině nebo na směrech nacházejících se v pravé části testovaného spektra. Vzhledem k tomu, že zúčastnění probandi měli všichni dominantní PDK, mohlo by to znamenat, že KT m. gastrocnemius má větší vliv na dominantní dolní končetinu.

Vliv KT na zdravé jedince, je nutné ověřit ještě mnoha dalšími experimenty. Nicméně potvrzení vlivu KT m. gastrocnemius na délku kroku a zkrácení stojné fáze stejně jako na zvýšení rychlosti například u krátkého rychlého běhu mimo běžecký pás u zdravých sportovců, by mohlo vést k využití KT pro zlepšení pohybového výkonu.

Referenční seznam

BAHARUDDIN, M., SALIM, M., HASHIM, A. 2009. Biomechanics Analysis on Running. *Proceedings of International Conference on Applications and Design in Mechanical Engineering 2009* [online]. 2009 [cit. 2014-04-25]. Dostupné z: <http://dspace.unimap.edu.my/xmlui/handle/123456789/7246>.

BRACH, J., STUDENSKI, S., PERERA, S., VANSWEARINGEN, J., NEWMAN, A. 2008. Stance time and step width variability have unique contributing impairments in older persons. *Gait & Posture* [online]. 2008, vol. 27, no. 3 [cit. 2014-05-06]. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S0966636207001385/1-s2.0-S0966636207001385-main.pdf?_tid=fa5715aa-d54c-11e3-b539-00000aab0f26&acdnat=1399401414_38673b9ea242a219856e45402c86bc3a.

BRIEM, K., EYTHÖRSDÓTTIR, H., MAGNÚSDÓTTIR, R. G., PÁLMARSSON, R., RÚNARSDÓTTIR, T., SVEINSSON, R. 2011. Effects of Kinesio Tape Compared With Nonelastic Sports Tape and the Untaped Ankle During a Sudden Inversion Perturbation in Male Athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2011, vol. 41, no. 5. [cit. 2012-11-30]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: http://www.jospt.org/issues/id.2536/article_detail.asp.

CAEKENBERGHE, I., SEGERS, V., WILLEMS, P., GOSSEYE, T., AERTS, P., CLERCQ, D. 2013. Mechanics of overground accelerated running vs. running on an accelerated treadmill. *Gait & Posture* [online]. 2013, vol. 38, issue 1. [cit. 2013-06-12]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636212003955>.

CARNAHAN, H., ELLIOTT, D., LEE, T. 1986. Dual-task interference between speaking and listening and a unipedal force production task. *Neuropsychologia* [online]. 1986, vol. 24, no. 4 [cit. 2014-04-25]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0028393286901028>.

CASTRO-SÁNCHEZ, A., LARA-PALOMO, I., MATARÁN-PEÑARROCHA, G., FERNÁNDEZ-SÁNCHEZ, M., SÁNCHEZ-LABRACA, N., ARROYO-MORALES, M. 2012. Kinesio Taping reduces disability and pain slightly in chronic non-specific low back pain: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy* [online]. 2012, vol. 58, no. 2 [cit. 2014-04-02]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1836955312700887>.

CRONIN, N., FINNI, T. 2013. Treadmill versus overground and barefoot versus shod comparisons of triceps surae fascicle behaviour in human walking and running. *Gait & Posture* [online]. 2013. [cit. 2013-06-12]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636213000957>.

GARCÍA-PÉREZ, J., PÉREZ-SORIANO, P., LLANA, S., MARTÍNEZ-NOVAC, A., SÁNCHEZ-ZURIAGA, D. 2013. Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: Influence of fatigue. *Gait & Posture* [online]. 2013. [cit. 2013-06-16]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663621300218X>.

HALSETH, T., MCCHESENEY, J., DEBELISO, M., VAUGHN, R., LIEN, J. 2004. The Effects Of Kinesio Taping On Proprioception At The Ankle. *Journal of Sports Science and Medicine* [online]. 2004, vol. 3, no. 1 [cit. 2013-07-29]. Dostupné z: <http://www.jssm.org/vol3/n1/1/v3n1-1text.php>.

HAMNER, S., SETH, A., DELP, S. 2010. Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics* [online]. 2010, vol. 43, no. 14 [cit. 2014-04-24]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929010003611>.

HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and Ageing* [online]. 2006, vol. 35, no. 2 [cit. 2014-05-08]. Dostupné z: <http://www.ageing.oxfordjournals.org/cgi/doi/10.1093/ageing/afl077>.

HUANG, CH., HSIEH, T., LU, S., SU, F. 2011. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *BioMedical Engineering* [online]. 2011, vol. 10, no. 70. [cit. 2012-11-22]. ISSN 1475-925X. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1475-925X-10-70.pdf>.

CHAPMAN, J., CHAPMAN, L., ALLEN, J. 1986. The measurement of foot preference. *Neuropsychologie* [online]. 1986, vol. 25, no. 3 [cit. 2014-04-29]. Dostupné z: <http://128.196.99.80/JJBAREprints/Chapman%20Chapman%20Allen%20Neuropsychologia%201987.pdf>.

ISHIKAWA, I., ISOLEHTO, M., KOMI, P. 2005. Changes in the step width, step length, and step frequency of the world's top sprinters during a 100 m race. Osaka University of Health and Sport Sciences; Neuromuscular Research Center, Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä [online]. 2005 [cit. 2014-05-06]. Dostupné z: https://d8f5657d-a-62cb3a1a-sites.googlegroups.com/site/piratetrackandfield/sprint-workouts/helsinki-sprinting-analysis.pdf?attachauth=ANoY7cqonNT5iQ7Hdw0DEF1w4tNZ-T_IxepAGphNhLF24MULUFskqp59W-rMw90ILvCjbSZgelXT8YkZoO-zm3trsXLp-jFr1o4OmxERietSZ4a8leg7o0wI56JslVhYx-6-x-jd6fpDMEa1yDoEsqU0_T1Ebjy0ULI-H4KMfcj9UgehEar9NgWxstYcleo2EjSQQHZNjtC8KucHT3hR2q8VHMwGYZ61vLsiVZ_bEPCZtvdtt_WcniEGrSrL9CLN11CbZFYKfhMjjYc1cuMicmZmaTNdV4T0vg%3D%3D&attredirects=0.

JUNG-HOON, L., WON-GYU, Y. 2012 Treatment of chronic Achilles tendon pain by Kinesio taping in an amateur badminton player. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2012, vol. 13, no. 2 [cit. 2014-04-02]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X1100068X>.

KASE, K., WALLIS, J., KASE, T. 2003. Clinical Therapeutic Applications Of The Kinesio Taping Method 2nd ed. Japan, 2003.

KARWACIŃSKA, J., KIEBZAK, W., STEPANEK-FINDAC, B., KOWALSKI, I., PROTASIEWICZ-FALDOWSKA, H., TRYBULSKI, R., STARCZYŃSKA, M. 2012. Effectiveness of Kinesio Taping on hypertrophic scars, keloids and scar contractures. *Polish Annals of Medicine* [online]. 2012, vol. 19, no. 1 [cit. 2014-01-8]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1230801312000112>.

KAYA, E., ZINNUROGLU, M., TUGCU, I. 2011. Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. *Clinical Rheumatology* [online]. 2011, vol. 30, issue 2. [cit. 2013-05-14]. ISSN 1434-9949. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs10067-010-1475-6>.

KELLY, L., RACINAIS, S., TANNER, C., GRANTHAM, J., CHALABI, H. 2010. Augmented Low Dye Taping Changes Muscle Activation Patterns and Plantar Pressure During Treadmill Running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2010, vol. 40, no. 10 [cit. 2013-05-09]. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/full/10.2519/jospt.2010.3164#.U2tXQFfceOI>.

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

KLUITENBERG, B., BREDEWEG, S., ZIJLSTRA, S., ZIJLSTRA, W., BUIST, I. 2012. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill running. A validation study. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2012, vol. 13, no. 1 [cit. 2013-06-12]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3518245/>.

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

LAVCANSKA, V., TAYLOR, N., SCHACHE, A. 2005. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Human Movement Science* [online]. 2005, vol. 24, no. 4 [cit. 2013-08-10]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945705000643>.

MANCINI, M., HORAK, F. 2010. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *Eur J Phys Rehabil Med* [online]. 2010, vol. 46, no. 2 [cit. 2014-05-08]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3033730/pdf/nihms-258907.pdf>.

MCKENNA, M., RICHES, P. 2007. A comparison of sprinting kinematics on two types of treadmill and over-ground. *Medicine & Science in Sports* [online]. 2007, vol. 17, no. 6 [cit. 2013-08-10]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0838.2006.00625.x/pdf>.

MELZER, I. BENJUYA, N., KAPLANSKI, J. 2004. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing* [online]. 2004, vol. 33, no. 6, [cit. 2014-05-08]. Dostupné z: <http://www.ageing.oupjournals.org/cgi/doi/10.1093/ageing/afh218>.

MORRISSEY, D. 2000. Proprioceptive shoulder taping. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2000, vol. 4, no. 3 [cit. 2013-08-19]. Dostupné z: <http://www.taping.hk/img/shoulder%20taping.pdf>.

MURRAY, H. 2000. Effects of Kinesio Taping on Muscle Strength after ACL-Repair. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy* [online]. 2000 [cit. 2014-03-31]. Dostupné z: http://performance.nd.edu/assets/114689/kinesio_study_acl_repair.pdf.

NAGEL, A., FERNHOLZ, F., KIBELE, C., ROSENBAUM, D. 2008. Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: A barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait & Posture* [online]. 2008, vol. 27, no. 1 [cit. 2014-05-08]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636207000094#>.

NOVACHEK, T. 1998. The biomechanics of running. *Gait & Posture* [online]. 1998, vol. 7, no. 1 [cit. 2013-08-10]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636297000386>.

QUEEN, R., ABBEY, A., WIEGERINCK, J., YODER, J., NUNLEY, J. 2010. Effect of shoe type on plantar pressure: A gender comparison. *Gait & Posture* [online]. 2010, vol. 31, no. 1 [cit. 2014-05-08]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636209005839#>.

RILEY, P., DICHARRY, J., FRANZ, J., CROCE, U., WILDER, R., KERRIGAN, D. 2008. A Kinematics and Kinetic Comparison of Overground and Treadmill Running. *Medicine* [online]. 2008, vol. 40, no. 6 [cit. 2013-08-10]. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>.

SAAVEDRA-HERNÁNDEZ, M., CASTRO-SÁNCHEZ, A. M., ARROYO-MORALES, M., CLELAND, J. A., LARA-PALOMO, I. C., FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, C. 2012. Short-Term Effects of Kinesio Taping Versus Cervical Thrust Manipulation in Patients With Mechanical Neck Pain: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2012, vol. 42, no. 8. [cit. 2012-12-07]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: http://www.jospt.org/issues/id.2752/article_detail.asp.

SASAKI, K., NEPTUNE, R. 2006. Differences in muscle function during walking and running at the same speed. *Journal of Biomechanics* [online]. 2006, vol. 39, no. 11 [cit. 2014-04-24]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929005002836>.

SADEGHI, H., ALLARD, P., PRINCE, F., LABELLE, H. 2000. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture* [online]. 2000, vol. 12, no. 1 [cit. 2013-06-12]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636200000709>.

SCHACHE, A., BLANCH, P., RATH, D., WRIGLEY, T., STARR, R., BENNELL, K. 2001. A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clinical Biomechanics* [online]. 2001, vol. 16, no. 8 [cit. 2013-08-10]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003301000614>.

SŁUPIK, A., DWORNIK, M., BIAŁOSZEWSKI, D., ZYCH, E. 2007 Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja* [online]. 2007, vol. 9, no. 6 [cit. 2013-07-29]. Dostupné z: <http://europepmc.org/abstract/MED/18227756/>.

SPRY, S., ZEBAS, C., VISSER, M. 1993. What is leg dominance?. *11 International Symposium on Biomechanics in Sports* [online]. 1993 [cit. 2013-08-10]. Dostupné z: <https://ojs.uib.uni-konstanz.de/cpa/article/view/1700/1602>.

ŠRAJEROVÁ, L. 2005. Bolest – problém nejen pacientů. *Sestra*. [online]. 2005, roč. 15, č. 12 [cit. 2014-05-15]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/sestra/bolest-problem-nejen-pacientu-285030>.

THELEN, M., DAUBER, J., STONEMAN, P. 2008. The Clinical Efficacy of Kinesio Tape for Shoulder Pain: A Randomized, Double-Blinded, Clinical Trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2008, vol. 38, no. 7 [cit. 2013-07-13]. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/pdfplus/10.2519/jospt.2008.2791>.

WONG, O. M. H., CHEUNG, R. T. H., LI, R. C. T. 2012. Isokinetic knee function in healthy subjects with and without Kinesio taping. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2012, vol. 13, no. 4. [cit. 2012-11-30]. ISSN 1466-853X. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X12000053>.

YASUKAWA, A., PATEL, P., SISUNG, CH. 2006. Pilot Study: Investigating the Effects of Kinesio Taping® in an Acute Pediatric Rehabilitation Setting. *The American Journal of Occupational Therapy* [online]. 2006, vol. 60, no. 1 [cit. 2013-07-29]. Dostupné z: <http://ajot.aotapress.net/content/60/1/104.full.pdf+html>.

YOSHIDA, A., KAHANOV, L. 2007. The effect of kinesio taping on lower trunk range of motion. *Research in Sports Medicine* [online]. 2007, vol. 15, issue 2 [cit. 2013-06-11]. ISSN 1543-8635. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1080/15438620701405206>.

Seznam zkratek

atd.	a tak dále
B1	prvních 30 s běhu
B2	30 s běhu po minutě a půl
B3	30 s na konci tříminutového běhu
cm	centimetr
CNS	centrální nervová soustava
COP	center of pressure
č.	číslo
DCL	Directional Control
DK	dolní končetina
EPE	Endpoint Excursion
IC	iniciální kontakt
KT	kineziotape
LDK	levá dolní končetina
LOS	Limits of Stability
m.	musculus
MCT	Motor Control Test
min	minuta
MXE	Maximum Excursion
N	Newton (jednotka síly)
p.	page (strana)
PDK	pravá dolní končetina
pp.	pages (strany)
s	sekunda
s.	strana/strany
SS	Strenght Symmetry
TO	čas, kdy noha opouští podložku („toe off“)
WS	Weight Symmetry

Seznam obrázků

Obr. 1 EMG aktivita vybraných svalů při běhu (Novacheck, 1998, p. 80)	16
Obr. 2 KT m. gastrocnemius.....	25
Obr. 3 Směry v posturografickém testu Limits of Stability.....	27
Obr. 4 Rozdělení jednotlivých částí nohy v provedeném experimentu	45
Obr. 5: Základní balanční strategie (Horak, 2006, p. 9)	48

Seznam tabulek

Tabulka 1 Statistické vyhodnocení parametru šířka kroku.....	69
Tabulka 3 Statistické vyhodnocení parametru trvání kroku	70
Tabulka 4 Statistické vyhodnocení parametru trvání stojné fáze	70
Tabulka 5 Statistické vyhodnocení parametru kadence.....	71
Tabulka 6 Statistické vyhodnocení parametru maximální síla	72
Tabulka 7 Statistické vyhodnocení parametru maximální tlak.....	73
Tabulka 8 Statistické vyhodnocení parametru šířka kroku podle pořadí.....	74
Tabulka 10 Statistické vyhodnocení parametru trvání kroku podle pořadí	75
Tabulka 11 Statistické vyhodnocení parametru trvání stojné fáze podle pořadí	75
Tabulka 12 Statistické vyhodnocení parametru kadence podle pořadí.....	76
Tabulka 13 Statistické vyhodnocení parametru maximální síla podle pořadí	77
Tabulka 14 Statistické vyhodnocení parametru maximální tlak podle pořadí.....	78
Tabulka 15 Statistické vyhodnocení Motor Control Testu	79
Tabulka 16 Statistické vyhodnocení Limits of Stability.....	80
Tabulka 17 Statistické vyhodnocení Motor Control Testu podle pořadí.....	81
Tabulka 18 Statistické vyhodnocení Limits of Stability podle pořadí.....	82

Seznamy grafů

Graf 1 Porovnání délky kroku v jednotlivých úsecích třiminutového běhu bez KT a s KT.....	30
Graf 2 Porovnání trvání kroku v sekundách v jednotlivých úsecích třiminutového běhu bez KT a s KT	31
Graf 3 Procentuální porovnání trvání stejné fáze kroku v jednotlivých úsecích třiminutového běhu bez KT a s KT	32
Graf 4 Grafické znázornění kadence kroků (počet kroků za minutu) v jednotlivých úsecích třiminutového běhu bez KT a s KT	33
Graf 5 Grafické znázornění maximálního silového působení přední části nohy vyjádřené v N (Newton, jednotka síly) v jednotlivých úsecích třiminutového běhu bez KT a s KT	34
Graf 6 Grafické znázornění maximálního silového působení zadní části nohy vyjádřené v N (Newton, jednotka síly) v jednotlivých úsecích třiminutového běhu bez KT a s KT	35
Graf 7 Grafické procentuální znázornění hodnot EPE pro jednotlivé směry v rámci posturografického testu Limits of Stability bez KT a s KT	36
Graf 8 Grafické procentuální znázornění hodnot DCL pro jednotlivé směry v rámci posturografického testu Limits of Stability bez KT a s KT	37
Graf 10 Subjektivní zhodnocení KT při běhu.....	43
Graf 11 Subjektivní zhodnocení KT při posturografických testech	50

Seznam příloh

Příloha 1 Informovaný souhlas	65
Příloha 2 Karta probanda	67
Příloha 3 Statistické vyhodnocení časoprostorových charakteristik běhu	69
Příloha 4 Statistické vyhodnocení silových parametrů běhu	72
Příloha 5 Statistické vyhodnocení časoprostorových charakteristik běhu podle pořadí	74
Příloha 6 Statistické vyhodnocení silových parametrů běhu podle pořadí	77
Příloha 7 Statistické vyhodnocení posturografických testů	79
Příloha 8 Statistické vyhodnocení posturografických testů podle pořadí	81

Přílohy

Příloha 1 Informovaný souhlas



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Etická komise

Tř. Svobody 8, 771 11 Olomouc

Tel./fax: +420 585 632 858, E-mail: lenka.stloukalova@upol.cz

Informovaný souhlas

pro výzkumný projekt: Verifikace efektivity kineziotapu na optimalizaci pohybového výkonu
období realizace: březen 2013 – duben 2014

řešitelé projektu: Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D., Zuzana Grycová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zjistit, zda má kineziotape vliv na pohybový výkon u zdravých jedinců. Pro účely hodnocení vám budou na kůži aplikovány hypoalergenní samolepící elektrody a kineziotape. K měření bude využit Posturograf (silová plošina s kabinou pro hodnocení různých podmínek stoje) a Zebris (běhací pás). Z účasti na projektu pro Vás nevyplývají žádná známá zdravotní rizika. Během měření na přístrojích budete pod neustálým dohledem a v případě jakéhokoliv problému bude experiment okamžitě zastaven, stejně jako při objevení se alergie buď na kineziotape nebo na samolepící elektrody. V průběhu měření můžete kdykoliv vyjádřit nesouhlas s jeho průběhem a měření bude ukončeno. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____
_____ V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce): _____
_____ V _____ dne: _____

Bank. spojení: KB, a.s., Olomouc
Č. ú.: 19-1096330227/0100

IČ: 61989592
DIČ: CZ61989592

Tel.: +420 585 632 858
Internet: www.upol.cz

Příloha 2 Karta probanda

Karta probanda

Jméno: Pohlaví: muž – žena
Datum narození:
Výška: Váha:
Stranová dominance HKK: pravák – levák Kop do balonu L P
Sport: Počet let provozování sportu závodně:
Tréninky (jak často, délka): Turnaje/zápasy (jak často, délka):

Datum a čas měření: s tapem – bez tapu

Předchozí úrazy, nemoci:

Aktuální zdravotní stav: zdrav / nemocen

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Aktuální bolest (kdekoliv):

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Svalová únava:

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Alergie na KT: ano – ne

Aktuální používání tapu: ano – ne

Předchozí používání KT: ano – ne (Kdy, kde, účinek?)

Podobné měření: ano – ne (jaké?)

Random (LOS): 1)

 2)

Datum a čas měření: s tapem – bez tapu

Předchozí úrazy, nemoci:

Aktuální zdravotní stav: zdrav / nemocen

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Aktuální bolest (kdekoliv):

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Svalová slabost:

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Alergie na KT: ano – ne

Aktuální používání tapu: ano – ne

Předchozí používání KT: ano – ne (Kdy, kde, účinek?)

Podobné měření: ano – ne (jaké)

Random (LOS): 1)

2)

Subj. hodnocení (zakroužkována lepší podmínka):

Posturo: tape – bez tapu – stejné

Zebris: tape – bez tapu – stejné

Příloha 3 Statistické vyhodnocení časoprostorových charakteristik běhu

Tabulka 1 Statistické vyhodnocení parametru šířka kroku

šířka kroku, cm					
	NKT		KT		
	průměr	SD	průměr	SD	p
B1	5,9583	2,2742	6,0000	2,3956	0,9588
B2	5,5417	2,2838	5,6667	2,6320	0,4498
B3	5,5417	2,5534	5,8750	2,7868	0,2115

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třiminutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina

Tabulka 2 Statistické vyhodnocení parametru délka kroku

délka kroku, cm					
	NKT		KT		
	průměr	SD	průměr	SD	p
B1 LDK	102,2917	5,1031	103,0833	5,1661	0,1169
B1 PDK	102,0417	4,9824	103,6667	4,8782	0,0009
B2 LDK	102,2083	5,4372	102,7083	5,3526	0,3411
B2 PDK	102,7500	5,7954	103,2500	5,3018	0,3301
B3 LDK	102,5000	5,3406	102,5000	5,3243	0,9584
B3 PDK	102,9167	6,2549	103,3333	5,5299	0,3604

Poznámka: červené číslo znamená dosažení statistické významnosti ($p < 0,05$)

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třiminutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina

Tabulka 3 Statistické vyhodnocení parametru trvání kroku

trvání kroku, s					
	NKT		KT		p
	průměr	SD	průměr	SD	
B1 LDK	0,3675	0,0178	0,3729	0,0183	0,0249
B1 PDK	0,3621	0,0184	0,3671	0,0194	0,0229
B2 LDK	0,3692	0,0204	0,3725	0,0187	0,1024
B2 PDK	0,3625	0,0209	0,3650	0,0193	0,2093
B3 LDK	0,3696	0,0199	0,3713	0,0190	0,3003
B3 PDK	0,3650	0,0240	0,3658	0,0195	0,6982

Poznámka: červené číslo znamená dosažení statistické významnosti ($p < 0,05$)

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třímínutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina

Tabulka 4 Statistické vyhodnocení parametru trvání stojné fáze

trvání stojné fáze, %					
	NKT		KT		p
	průměr	SD	průměr	SD	
B1 LDK	38,6917	2,9260	38,0792	2,7916	0,0975
B1 PDK	39,4375	2,8738	38,7708	2,9169	0,0498
B2 LDK	38,2917	2,5096	38,0458	2,2861	0,1808
B2 PDK	39,1500	2,3513	38,9083	2,4214	0,2652
B3 LDK	38,1250	2,3997	37,9417	2,2401	0,4552
B3 PDK	38,9375	2,2277	38,8500	2,4594	0,9431

Poznámka: červené číslo znamená dosažení statistické významnosti ($p < 0,05$)

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třímínutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina

Tabulka 5 Statistické vyhodnocení parametru kadence

kadence kroků/min					
	NKT		KT		
	průměr	SD	průměr	SD	p
B1	164,4583	8,2408	162,5833	7,6835	0,0099
B2	164,3750	9,0833	163,5417	8,2724	0,4009
B3	163,9167	9,1410	163,3333	8,3232	0,4359

Poznámka: červené číslo znamená dosažení statistické významnosti ($p < 0,05$)

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třiminutového běhu

Příloha 4 Statistické vyhodnocení silových parametrů běhu

Tabulka 6 Statistické vyhodnocení parametru maximální síla

maximální síla, N					
	NKT		KT		
Forefoot	průměr	SD	průměr	SD	p
B1 LDK	1066,1167	182,5234	1103,5417	198,1278	0,0299
B1 PDK	1109,7125	180,2415	1125,2250	193,0459	0,2301
B2 LDK	1066,1167	182,5234	1103,5417	198,1278	0,0299
B2 PDK	1109,7125	180,2415	1125,2250	193,0459	0,2301
B3 LDK	1047,8708	212,5985	1042,2000	199,8294	0,9772
B3 PDK	1054,4750	184,3462	1060,1458	198,0679	0,7533
Midfoot					
B1 LDK	515,6458	157,3996	508,8458	159,4887	0,8864
B1 PDK	497,9333	189,9583	492,8500	190,3348	0,9273
B2 LDK	475,8417	148,0813	484,9958	154,1970	0,1531
B2 PDK	469,8750	192,7355	469,3042	179,7292	0,8864
B3 LDK	475,8417	137,8659	476,2000	159,8514	0,8639
B3 PDK	469,8458	179,4853	460,7167	172,7900	0,6892
Heel					
B1 LDK	486,0875	167,1406	495,3708	144,8512	0,7103
B1 PDK	466,6833	158,1992	494,6417	149,6930	0,0177
B2 LDK	453,6667	124,2712	451,6958	118,0551	0,9544
B2 PDK	457,7042	140,1735	458,8625	125,3859	0,7971
B3 LDK	428,0000	123,2290	446,7917	125,9542	0,1615
B3 PDK	428,2625	123,2447	461,8125	118,7962	0,0119

Poznámka: červené číslo znamená dosažení statistické významnosti ($p < 0,05$)

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třiminutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, N – Newton (jednotka síly)

Tabulka 7 Statistické vyhodnocení parametru maximální tlak

maximální tlak, N/cm ²					
	NKT		KT		
Forefoot	průměr	SD	průměr	SD	p
B1 LDK	25,2083	4,3881	25,7208	4,4305	0,2871
B1 PDK	25,1542	3,8210	25,3750	3,7742	0,5019
B2 LDK	24,2042	4,0006	25,0125	4,5797	0,0553
B2 PDK	24,4000	3,6054	24,7250	3,9002	0,2478
B3 LDK	23,9917	4,2794	24,5000	4,3621	0,1491
B3 PDK	24,0250	3,7489	24,3750	3,8524	0,2652
Midfoot					
B1 LDK	20,8875	4,3818	20,5708	3,8821	0,5872
B1 PDK	21,2042	4,7994	20,7917	4,9162	0,3758
B2 LDK	19,6833	4,0946	19,8625	3,7141	0,5633
B2 PDK	20,0208	4,7986	20,1458	4,5150	0,4654
B3 LDK	19,8625	4,0923	19,5708	3,7104	0,3860
B3 PDK	20,5542	5,1023	19,7875	4,3054	0,2356
Heel					
B1 LDK	22,2208	7,4513	22,7875	6,8221	0,2478
B1 PDK	23,0417	7,6225	23,6542	6,9743	0,2246
B2 LDK	20,8250	6,2545	20,7625	5,6127	0,5872
B2 PDK	22,2417	7,5582	21,7333	6,2689	0,6682
B3 LDK	19,5333	7,3794	20,3708	5,6166	0,2558
B3 PDK	21,2250	7,0869	22,0458	6,6614	0,1491

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci tříminutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, N – Newton (jednotka síly)

Příloha 5 Statistické vyhodnocení časoprostorových charakteristik běhu podle pořadí

Tabulka 8 Statistické vyhodnocení parametru šířka kroku podle pořadí

šířka kroku, cm					
	1.		2.		
	průměr	SD	průměr	SD	p
B1	6,0417	2,2161	5,9167	2,4480	0,5349
B2	5,6667	2,3157	5,5417	2,6040	0,6566
B3	5,5833	2,3575	5,8333	2,9587	0,3343

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třiminutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina

Tabulka 9 Statistické vyhodnocení parametru délka kroku podle pořadí

délka kroku, cm					
	1.		2.		
	průměr	SD	průměr	SD	p
B1 LDK	102,0417	4,8318	103,3333	5,3703	0,0085
B1 PDK	102,2083	4,7820	103,5000	5,1245	0,0157
B2 LDK	102,0000	5,1245	102,9167	5,6254	0,0438
B2 PDK	102,7917	5,5480	103,2083	5,5637	0,2914
B3 LDK	102,1250	5,0589	102,8750	5,5663	0,1262
B3 PDK	103,0417	6,0540	103,2083	5,7557	0,5755

Poznámka: červené číslo znamená dosažení statistické významnosti ($p < 0,05$)

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třiminutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina

Tabulka 10 Statistické vyhodnocení parametru trvání kroku podle pořadí

trvání kroku, s					
	1.		2.		
	průměr	SD	průměr	SD	p
B1 LDK	0,3679	0,0179	0,3725	0,0182	0,0409
B1 PDK	0,3617	0,0179	0,3675	0,0198	0,0072
B2 LDK	0,3692	0,0186	0,3725	0,0205	0,0759
B2 PDK	0,3629	0,0199	0,3646	0,0204	0,4326
B3 LDK	0,3692	0,0184	0,3717	0,0204	0,2585
B3 PDK	0,3650	0,0227	0,3658	0,0210	0,7174

Poznámka: červené číslo znamená dosažení statistické významnosti ($p < 0,05$)

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třiminutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina

Tabulka 11 Statistické vyhodnocení parametru trvání stejné fáze podle pořadí

trvání stejné fáze, %					
	1.		2.		
	průměr	SD	průměr	SD	p
B1 LDK	38,4625	2,9417	38,3083	2,8079	0,5203
B1 PDK	39,2542	3,0551	38,9542	2,7601	0,1005
B2 LDK	38,2417	2,2320	38,0958	2,5618	0,5531
B2 PDK	39,0875	2,3020	38,9708	2,4731	0,4929
B3 LDK	38,0333	2,2955	38,0333	2,3505	0,8202
B3 PDK	38,8750	2,3225	38,9125	2,3707	0,7425

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třiminutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina

Tabulka 12 Statistické vyhodnocení parametru kadence podle pořadí

kadence kroků/min					
	1.		2.		
	průměr	SD	průměr	SD	p
B1	164,4167	7,7117	162,6250	8,2241	0,0130
B2	164,5417	8,4131	163,3750	8,9336	0,0930
B3	164,0833	8,5968	163,1667	8,8694	0,1311

Poznámka: červené číslo znamená dosažení statistické významnosti ($p < 0,05$)

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třiminutového běhu

Příloha 6 Statistické vyhodnocení silových parametrů běhu podle pořadí

Tabulka 13 Statistické vyhodnocení parametru maximální síla podle pořadí

maximální síla, N					
	1.		2.		
Forefoot	průměr	SD	průměr	SD	p
B1 LDK	1080,7292	171,2209	1088,9292	209,6390	0,6476
B1 PDK	1115,8708	181,5119	1119,0667	192,1649	0,9772
B2 LDK	1080,7292	171,2209	1088,9292	209,6390	0,6476
B2 PDK	1115,8708	181,5119	1119,0667	192,1649	0,9772
B3 LDK	1054,8625	202,3181	1035,2083	209,7916	0,2301
B3 PDK	1059,7833	191,7640	1054,8375	190,9057	0,7971
Midfoot					
B1 LDK	511,2208	161,8316	513,2708	155,0605	0,4929
B1 PDK	491,4792	184,1695	499,3042	195,8944	0,6051
B2 LDK	471,5125	152,7384	489,3250	149,1775	0,0299
B2 PDK	467,9375	189,3601	471,2417	183,2670	0,5485
B3 LDK	466,4417	145,3534	485,6000	152,4481	0,0975
B3 PDK	455,1917	167,9646	475,3708	183,5491	0,0765
Heel					
B1 LDK	484,3875	166,1666	497,0708	145,8340	0,7533
B1 PDK	484,8833	152,0679	476,4417	157,1018	0,5111
B2 LDK	454,4417	119,1862	450,9208	123,1688	0,5111
B2 PDK	465,5333	129,4377	451,0333	136,0408	0,3758
B3 LDK	430,0042	121,9945	444,7875	127,4260	0,2301
B3 PDK	440,5917	113,3309	449,4833	130,3991	0,5872

Poznámka: červené číslo znamená dosažení statistické významnosti ($p < 0,05$)

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třímínutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, N – Newton (jednotka síly)

Tabulka 14 Statistické vyhodnocení parametru maximální tlak podle pořadí

maximální tlak, N/cm ²					
	1.		2.		
Forefoot	průměr	SD	průměr	SD	p
B1 LDK	25,6750	4,4129	25,2542	4,4110	0,4654
B1 PDK	25,3750	3,6218	25,1542	3,9657	0,7533
B2 LDK	24,5417	4,4747	24,6750	4,1578	0,2940
B2 PDK	24,4042	3,6901	24,7208	3,8205	0,1173
B3 LDK	24,3000	4,4104	24,1917	4,2448	0,8751
B3 PDK	24,2125	3,7323	24,1875	3,8767	0,7971
Midfoot					
B1 LDK	20,8125	4,2897	20,6458	3,9885	0,9658
B1 PDK	20,9667	5,0643	21,0292	4,6522	0,7971
B2 LDK	19,5333	4,1716	20,0125	3,6132	0,1858
B2 PDK	19,8542	5,0762	20,3125	4,1884	0,1005
B3 LDK	19,7333	3,9685	19,7000	3,8482	0,9273
B3 PDK	20,3125	5,1385	20,0292	4,2932	0,9032
Heel					
B1 LDK	22,3333	7,3550	22,6750	6,9336	0,8433
B1 PDK	22,9833	7,5638	23,7125	7,0321	0,3758
B2 LDK	20,6708	5,9118	20,9167	5,9701	0,8303
B2 PDK	22,1500	7,2246	21,8250	6,6566	0,3993
B3 LDK	19,4833	7,3052	20,4208	5,7047	0,1941
B3 PDK	21,5458	6,9041	21,7250	6,8751	0,7425

Poznámka: červené číslo znamená dosažení statistické významnosti ($p < 0,05$)

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, B1 – prvních 30 s běhu; B2 – 30 s běhu po minutě a půl; B3 – 30 s na konci třímínutového běhu; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, N – Newton (jednotka síly)

Příloha 7 Statistické vyhodnocení posturografických testů

Tabulka 15 Statistické vyhodnocení Motor Control Testu

Motor Control Test					
weight symmetry					
	NKT		KT		
	průměr	SD	průměr	SD	p
LB	98,1667	5,7986	98,9167	4,8177	0,4306
LF	98,7917	5,9708	99,4583	5,2913	0,5159
strenght symmetry					
LB	99,3333	14,0671	98,5417	17,1692	0,7687
LF	99,0417	8,9417	96,2500	12,1593	0,2539

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, LB – nevyšší translace plošiny vzad (large back), LF – nejvyšší translace plošiny vpřed (large forward)

Tabulka 16 Statistické vyhodnocení Limits of Stability

Limits of Stability					
DCL %					
	průměr	SD	průměr	SD	p
1	90,9583	4,9386	92,2500	4,9454	0,2549
2	81,3750	9,4860	83,1667	10,2646	0,1747
3	83,8333	6,2113	85,6250	6,3370	0,1354
4	60,9167	17,3504	69,2083	13,4519	0,0149
5	72,0000	17,7102	72,6667	11,8859	0,6476
6	60,6667	14,2544	61,5000	15,6705	0,8303
7	82,2917	7,0370	82,0833	6,5801	0,9170
8	85,5417	5,0302	85,0000	8,1508	0,9772
EPE %					
1	90,3750	9,0641	90,2083	11,9818	0,5841
2	98,7917	13,0783	96,9583	14,1344	0,6592
3	84,0833	18,8355	90,3333	9,7341	0,0401
4	85,5833	19,1218	79,2083	10,7823	0,0503
5	52,8750	11,8223	55,9583	11,9436	0,2087
6	82,0000	13,8627	82,0000	13,8564	0,7843
7	87,9167	7,3421	87,3750	7,3887	0,7332
8	97,1667	12,6066	98,7917	9,0697	0,4748
MXE %					
1	95,2917	7,0061	96,2083	8,1879	0,7038
2	102,7917	10,3419	102,4583	9,0457	0,7610
3	93,4583	7,5813	94,7917	8,2672	0,2043
4	91,0417	13,3823	87,2083	9,6232	0,0477
5	66,0833	11,1274	66,4583	9,9781	0,9032
6	91,9167	9,0550	88,1667	10,8213	0,0194
7	93,2917	5,7671	92,9583	3,9174	0,4549
8	100,8333	8,9475	102,6667	5,2059	0,3720

Poznámka: červené číslo znamená dosažení statistické významnosti ($p < 0,05$)

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, DCL – Directional Control, EPE – Endpoint Excursion, MXE – Maximum Excursion, 1 – směr přímo vpřed, 3 – směr vpravo, 5 – směr vzad, 7 – směr vlevo, 2 – směr šikmo dopředu doprava, 4 – směr šikmo dozadu doprava, 6 – směr šikmo dozadu doleva, 8 – směr šikmo dopředu doleva

Příloha 8 Statistické vyhodnocení posturografických testů podle pořadí

Tabulka 17 Statistické vyhodnocení Motor Control Testu podle pořadí

Motor Control Test					
weight symmetry					
	1.		2.		
	průměr	SD	průměr	SD	p
LB	98,66667	5,061935	98,41667	5,609903	0,794028
LF	98,75000	5,487139	99,50000	5,786040	0,464237
strenght symmetry					
LB	100,3333	14,03309	97,5417	17,08795	0,294239
LF	96,4583	9,91696	98,8333	11,42715	0,333723

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, LB – nevyšší translace plošiny vzad (large back), LF – nejvyšší translace plošiny vpřed (large forward)

Tabulka 18 Statistické vyhodnocení Limits of Stability podle pořadí

Limits of Stability					
DCL %					
	průměr	SD	průměr	SD	p
1	91,41667	4,66175	91,79167	5,28311	0,808267
2	80,70833	11,11004	83,83333	8,27603	0,230140
3	84,33333	5,35413	85,12500	7,17067	0,466622
4	65,83333	15,90370	64,29167	16,23865	0,757760
5	72,58333	12,63851	72,08333	17,18421	0,753304
6	61,25000	17,70839	60,91667	11,63920	0,931694
7	81,95833	6,04677	82,41667	7,49444	0,741251
8	84,29167	7,92069	86,25000	5,21077	0,415482
EPE %					
1	88,79167	10,91461	91,79167	10,09511	0,088525
2	96,91667	15,31103	98,83333	11,67184	0,402924
3	85,20833	18,53312	89,20833	10,86670	0,584057
4	85,75000	17,07592	79,04167	13,71283	0,141176
5	55,66667	11,46513	53,16667	12,35584	0,303682
6	80,91667	14,42195	83,08333	13,18074	0,266937
7	87,33333	8,06855	87,95833	6,58377	0,909531
8	97,41667	9,77982	98,54167	12,09376	0,273544
MXE %					
1	95,7083	7,99173	95,7917	7,25905	0,963611
2	102,9583	9,15319	102,2917	10,23837	0,615776
3	94,5833	6,65234	93,6667	9,05859	0,433049
4	92,0417	12,75004	86,2083	9,95197	0,144029
5	66,6250	11,81308	65,9167	9,14576	0,637333
6	89,2083	10,55000	90,8750	9,67881	0,592178
7	93,0000	5,53251	93,2500	4,24520	0,944579
8	100,9583	5,75197	102,5417	8,63249	0,127039

Legenda: NKT – měření bez kineziotapu, KT – měření s kineziotapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, DCL – Directional Control, EPE – Endpoint Excursion, MXE – Maximum Excursion, 1 – směr přímo vpřed, 3 – směr vpravo, 5 – směr vzad, 7 – směr vlevo, 2 – směr šikmo dopředu doprava, 4 – směr šikmo dozadu doprava, 6 – směr šikmo dozadu doleva, 8 – směr šikmo dopředu doleva