

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2019

Vojtěch Melka

Fakulta zdravotnických studií

Studijní obor: Specializace ve zdravotnictví B5345

Vojtěch Melka

Studijní obor: Fyzioterapie 5342R004

Sledování účinku tapu u distorze hlezna pomocí footscanu

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Iva Vlčková

PLZEŇ 2019

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 28.3.2019.

.....
Vlastnoruční podpis

Abstrakt

Příjmení a jméno: Melka Vojtěch

Katedra: Rehabilitačních oborů

Název práce: Sledování účinku tapu u distorze hlezna pomocí footscanu

Vedoucí práce: Mgr: Iva Vlčková

Počet stran – číslované: 72

Počet stran – nečíslované (tabulky, grafy): 23

Počet příloh: 2

Počet titulů použité literatury: 46

Klíčová slova: kinesiotaing, taping, hlezno, footscan

Souhrn:

Bakalářská práce je zaměřena na problematiku distorze hlezna a jeho stabilizaci pomocí kinesiotaingu a tuhého sportovního tapu. Porovnání stabilizační funkce těchto dvou druhů tapů proběhla pomocí footscanu.

Teoretická část se zabývá kineziologií nohy, problematikou distorze, dále historií a využitím kinesiotaingu a tuhého tapu a popsáním funkce footscanu.

Praktická část je zaměřena na sledování výsledku stabilizace nohy na footscanu, kdy u probandů byl testován stoj, stoj na jedné noze, dřep a chůze, a to ve třech varinátách - bez tapu, s kinesiotaingem a s tuhým sportovním tapem.

Abstract

Surname and Name: Melka Vojtěch

Department: Rehabilitation courses

Title of thesis Observation of tape effect on the ankle sprain by the means of footscan

Consultant: Mgr. Iva Vlčková

Number of pages - numbered: 72

Number of pages - unnumbered (tables, graphs): 23

Number of appendices: 2

Number of literature čems used: 46

Keywords: Kinesiotaping, taping, ankle, footscan

Summary:

The bachelor thesis is focused on the problem of horn distortion and its stabilization using kinesiotap and rigid sport tap. A comparison of the stabilization function of these two types of shoes was carried out using footscan.

The theoretical part deals with kinesiology of legs, problematic distortion, history and use of kinesiotap and rigid tap and description of footscan functions.

The practical part is focused on monitoring the leg stabilization result, when probands were tested standing, standing on one leg, squatting and walking, in three variants - without tap, with kinesiotape and rigid sports strap.

Poděkování

Děkuji Mgr. Ivě Vlčkové za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů.

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ.....	11
SEZNAM TABULEK	13
SEZNAM GRAFŮ	14
SEZNAM ZKRATEK	15
ÚVOD.....	16
TEORETICKÁ ČÁST	17
1 Kineziologie nohy	17
1.1 Pohyby nohy	18
1.2 Nožní klenba	19
1.3 Dynamická funkce nohy při chůzi	21
1.3.1 Krokový cyklus	21
1.3.2 Postura	24
1.3.3 Posturální stabilita	25
1.3.4 Opěrná plocha	28
1.3.5 Opěrná báze.....	29
1.3.6 Kontaktní plocha	29
1.3.7 COM (Centre of Mass, těžiště)	30
1.3.8 COG (Centre of Gravity)	31
1.3.9 COP (Centre of Pressure).....	31
1.3.10 Patologická chůze	32
2 Problematika distorze hlezenního kloubu.....	34
2.1 Akutní nestabilita hlezna	35
2.2 Chronická laterální nestabilita hlezna	35
3 Kinesiotaping	36
3.1 Historie a současnost kinesiotapingu	36
3.2 Vlastnosti kinesiotapu	37
3.3 Fyziologie účinku kinesiotapu	38
3.4 Indikace a možnosti využití	40
3.5 Kontrandikace	41
3.6 CAVE!.....	41
4 Taping rigidními tapy	43
4.1 Aplikace.....	44
4.2 Účinky	44
4.3 Indikace	45
5 Systém footscan	46

5.1	Historie	46
5.2	Možnosti využití systému footscan	47
PRAKTICKÁ ČÁST		49
6	CÍL A ÚKOLY PRÁCE	49
7	HYPOTÉZY	50
8	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU	51
9	METODIKA PRÁCE	52
9.1	Měření na přístroji footscan	52
9.2	Aplikace kinesiotapu	56
9.3	Aplikace tuhého tapu	60
9.4	Získání pořízených snímků z přístroje footscan	64
10	VÝSLEDKY	65
10.1	Proband č. 9	67
10.1.1	Stoj	68
10.1.2	Stoj na 1 DK	71
10.1.3	Dřep	74
10.1.4	Chůze	77
11	DISKUZE	81
ZÁVĚR		87
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY		88
SEZNAM PŘÍLOH		93
PŘÍLOHY		94

SEZNAM OBRÁZKŮ

OBRÁZEK 1 POHYBY NOHY	18
OBRÁZEK 2 OPĚRNÉ PLOCHY NOHY	20
OBRÁZEK 3 KROKOVÝ CYKLUS.....	22
OBRÁZEK 4 SDRUŽENÉ POHYBY V KLOUBECH DOLNÍ KONČETINY BĚHEM OBDOBÍ POSTUPNÉHO ZATÍŽENÍ	23
OBRÁZEK 5 SDRUŽENÉ POHYBY V KLOUBECH DOLNÍ KONČETINY BĚHEM OBDOBÍ STŘEDNÍ OPORY.....	24
OBRÁZEK 6 SYSTÉMOVÉ KOMPONENTY POSTURÁLNÍ STABILITY.....	26
OBRÁZEK 7 SCHÉMA PRINCIPU POSTURÁLNÍ KONTROLY.....	28
OBRÁZEK 8 VZTAH KONTAKTNÍ PLOCHY, OPĚRNÉ PLOCHY A OPĚRNÉ BÁZE	29
OBRÁZEK 9 ZMĚNY OPĚRNÉ PLOCHY A OPĚRNÉ BÁZE PŘI ZACHOVÁNÍ KONTAKTNÍ PLOCHY.....	30
OBRÁZEK 10 VZTAH COP A COG PŘI CHŮZI	32
OBRÁZEK 11 DR. KENZO KASE	36
OBRÁZEK 12 VODĚVZDORNOST KINESIOTAPU	37
OBRÁZEK 13 NANESENÍ LEPIDLA NA KINESIOTAPU	38
OBRÁZEK 14 PŘED APLIKACÍ KINESIOTAPU	40
OBRÁZEK 15 PO APLIKACI KINESIOTAPU	40
OBRÁZEK 16 RAMENA ZATEJPOVANÁ RIGIDNÍM TEJPEM	43
OBRÁZEK 17 DESKA SYSTÉMU FOOTSCAN	46
OBRÁZEK 18 MĚŘENÍ PŘI STOJI (VARIANTA BEZ TAPU).....	53
OBRÁZEK 19 MĚŘENÍ PŘI STOJI NA 1 DK (VARIANTA S TUHÝM TAPEM)	54
OBRÁZEK 20 MĚŘENÍ PŘI DŘEPU (VARIANTA S KINESIOTAPEM).....	55
OBRÁZEK 21 MĚŘENÍ PŘI CHŮZI (VARIANTA S KINESIOTAPEM).....	56
OBRÁZEK 22 APLIKACE KINESIOTAPU (A).....	57
OBRÁZEK 23 APLIKACE KINESIOTAPU (B).....	57
OBRÁZEK 24 APLIKACE KINESIOTAPU (C).....	58
OBRÁZEK 25 APLIKACE KINESIOTAPU (D).....	58
OBRÁZEK 26 APLIKACE KINESIOTAPU (E).....	59
OBRÁZEK 27 APLIKACE KINESIOTAPU (F)	59

OBRÁZEK 28 HOTOVÝ KINESIOTAPE	60
OBRÁZEK 29 APLIKACE TUHÉHO TAPU (A)	61
OBRÁZEK 30 APLIKACE TUHÉHO TAPU (B).....	61
OBRÁZEK 31 APLIKACE TUHÉHO TAPU (C).....	62
OBRÁZEK 32 APLIKACE TUHÉHO TAPU (D)	62
OBRÁZEK 33 APLIKACE TUHÉHO TAPU (E).....	63
OBRÁZEK 34 HOTOVÝ TUHÝ TAPE	64
OBRÁZEK 35 STOJ BEZ TAPU	68
OBRÁZEK 36 STOJ S KINESIOTAPEM	69
OBRÁZEK 37 STOJ S TUHÝM TAPEM	70
OBRÁZEK 38 STOJ NA 1 DK BEZ TAPU	71
OBRÁZEK 39 STOJ NA 1 DK S KINESIOTAPEM	72
OBRÁZEK 40 STOJ NA 1 DK S TUHÝM TAPEM.....	73
OBRÁZEK 41 DŘEP BEZ TAPU	74
OBRÁZEK 42 DŘEP S KINESIOTAPEM	75
OBRÁZEK 43 DŘEP S TUHÝM TAPEM	76
OBRÁZEK 44 CHŮZE BEZ TAPU	77
OBRÁZEK 45 CHŮZE S KINESIOTAPEM.....	78
OBRÁZEK 46 CHŮZE S TUHÝM TAPEM	79

SEZNAM TABULEK

TABULKA 1 VÝSLEDKY MĚŘENÍ S TAPY OPROTI MĚŘENÍ BEZ TAPŮ.....	65
--	----

SEZNAM GRAFŮ

GRAF 1 VÝSLEDKY MĚŘENÍ S TAPY OPROTI MĚŘENÍ BEZ TAPŮ	65
GRAF 2 VÝSLEDKY MĚŘENÍ S TAPY OPROTI MĚŘENÍ BEZ TAPŮ	66
GRAF 3 VÝSLEDKY MĚŘENÍ S TAPY OPROTI MĚŘENÍ BEZ TAPŮ	66
GRAF 4 VÝSLEDKY MĚŘENÍ S TAPY OPROTI MĚŘENÍ BEZ TAPŮ	67

SEZNAM ZKRATEK

ART = articulatio

CNS = centrální nervová soustava

COG = centre of gravity

COM = centre of mass

COP = centre of pressure

DK = dolní končetina

DKK = dolní končetiny

EMG = elektromyografie

ROM = range of motion

ÚVOD

Distorze hlezenního kloubu jsou nejčastěji ošetřovaným úrazem v traumatologických ambulancích (Dungl et al., 2014).

Jde o ligamentózní poranění, ke kterému dochází především u sportovců, kdy hlezno není dostatečně stabilní v obuvi, ale i v běžných životních situacích. Distorze v hlezenním kloubu je popisem úrazového mechanismu – není to diagnóza v pravém slova smyslu. Častěji vzniká distorze ve směru supinace, ve směru pronace bývá jen výjimečně, a to z toho důvodu, že na mediální straně hlezenního kloubu je mnohem silnější vazivové pouzdro kloubu než na laterální straně. (Wendsche, Veselý, 2015).

Jednou z hlavních metod pro stabilizaci nejen hlezenních kloubů je kinesiotaaping. Kinesiotape má díky schopnosti stimulace proprioreceptorů své podstatné místo především v terapii kloubních nestabilit, kde je tato aferentace narušena. K nejčastějším diagnózám využívající kinesiotaaping patří právě nestability kotníku. Aplikací kinesiotapu dochází ke zlepšení propriocepce, ovlivnění biomechanických faktorů struktur a tedy i zvýšení stability daného segmentu (Pilný et al., 2018).

Další možností pro stabilizaci neboli zpevnění určitého segmentu na těle, jako je například hlezno, je metoda tuhého tejpování. Taping tuhými tapy je široce používanou metodou nejen při zraněních, ale právě také pro nestabilní klouby. Tuhý tape, někdy také nazývaný rigidní či sportovní tejp, by měl posílit normální podpůrné struktury v jejich uvolněné poloze a chránit poraněné tkáně před dalším poškozením (Macdonald, 2010; Flandera, 2010).

Pomocí systému Footscan®, který využívá pro analýzu tlakové desky, můžeme provádět jakákoliv statická a dynamická měření pro sledování zatížení jednotlivých částí plosky nohy. Informace o tlaku nohy, které nám systém Footscan® ihned a přesně podává, jsou ve formě barevných snímků. Podle těchto barev můžeme sledovat stabilitu či nestabilitu nejen hlezenních kloubů. Z těchto informací lze určit problém vadného stereotypu stoje či chůze, který mohl distorzi způsobit a díky tomu tak najít vhodné řešení a terapii tohoto problému (Predistest, 2011; Přáda, 2016)

Tato práce by měla pomocí footscanu objasnit, jaký vliv mají kinesiotaape a tuhý tape na distorzi hlezna.

TEORETICKÁ ČÁST

1 Kineziologie nohy

Noha zprostředkuje styk těla s terénem, po kterém se pohybuje. Je přizpůsobena pro lokomoci vestoje. Noha je schopna „uchopovat“ aktivně terénní nerovnosti a tím zajišťovat potřebnou oporu pro lokomoci po nerovném terénu. Tím, že noha slouží jak k zajištění stabilního stoje, tak i k bipedální lokomoci, stala se více orgánem podpůrným než uchopovacím, i když má dosud i u člověka potenciální schopnost vývinu chápavých funkcí ruky, jak to dokazují nemocní se ztrátou horních končetin (Véle, 2006).

Chůze a běh vyžadují, aby byla noha dostatečně pružná, aby absorbovala otřesy a přizpůsobila se nesčítelným prostorovým uspořádáním mezi ní a terénem. Navíc chůze a běh vyžadují, aby byla noha relativně tuhá, aby mohla přenášet potenciálně velké síly. Zdravá noha splňuje požadavky na absorpci, pružnost a sílu nárazů prostřednictvím komplexní funkční a strukturní interakce mezi klouby, pojivovými tkáněmi a svaly. Běžné pocity zdravé nohy také poskytují důležitá opatření na ochranu a zpětnou vazbu do svalů dolních končetin (Neumann et al., 2017).

Kostra nohy tvoří dvě klenby, příčnou a podélnou a vedle toho se připomíná ještě i nepatrná klenba laterálního okraje nohy, takže se noha opírá o zem v podobě trojnožky na patě, na metatarsu palce a metatarzu pátého prstce. Přestože ligamenta zajišťující klenbu jsou relativně silná, dochází k jejich poškození při subluxaci kotníku. (Véle, 2006).

Pro zcela specifickou lokomoční funkci lidské dolní končetiny je nezbytné, aby noha plnila jak statické (nosné), tak i dynamické (lokomoční) funkce. K tomu musí být dostatečně ohebná, ale zároveň i dostatečně rigidní. Každý krok začíná noha jako pružná, flexibilní a přizpůsobivá struktura a končí jej jako rigidní páka. Pružnost nohy zajišťuje již tvar jednotlivých kostí, jejich vzájemné spojení vazivovými strukturami a fixace nožních klenb svalovým aparátem bérce a nohy. Z funkčního hlediska je sice pohyb v mnoha spojích značně omezen, ale určitý pružící efekt spojený s drobnými posuny musí být pro správnou funkci nohy zachován (Dylevský, 2009).

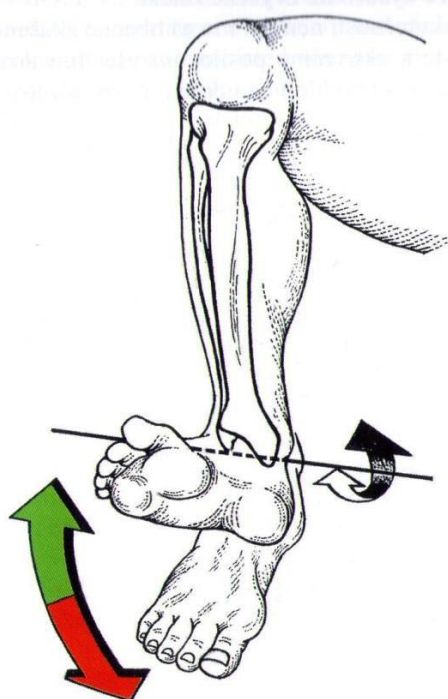
Z hlediska kineziologie nohy je v popředí zájmu především otázka horního a dolního zánártního kloubu, problematika nožní klenby a chůze (Dylevský, 2009).

Palec (nohy) – halux není sice rozsahem ani významem svých pohybových funkcí srovnatelný s palcem ruky, ale jako okrajový a masivní prst má dost zásadní význam pro stabilizaci vnitřního paprsku nohy při stoji. Palcové svaly jsou totiž významně aktivovány při adaptaci nohy na tvar terénu – nastavují adaptační podíl nohy na celkové lokomoční aktivitě dolní končetiny. Palcové svaly také zabezpečují odvinutí paty v koncové fázi kroku (Dylevský, 2009).

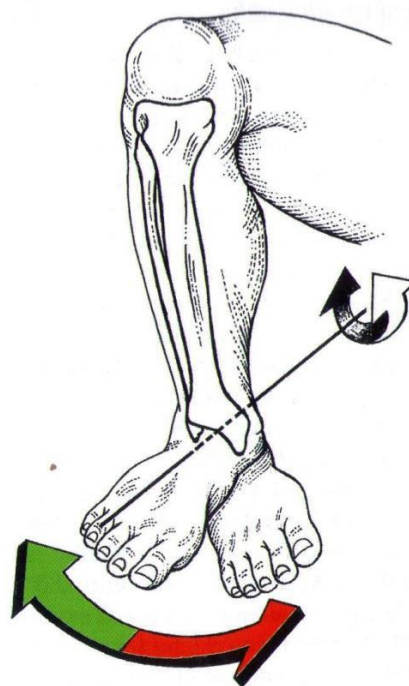
1.1 Pohyby nohy

Pohyblivost nohy je zajištěna především dvěma klouby: horním a dolním zánártním kloubem. Horní zánártní kloub je pohyblivější a zajišťuje flexi a extenzi nohy. Dolní zánártní kloub dovoluje inverzi (flexe, addukce a supinace) a everzi (extenze, abdukce a pronace) nohy (obr. 1) (Dylevský, 2009).

Obrázek 1 Pohyby nohy – zdroj: Dylevský, 2009



Flexe (červená šipka) a extenze (zelená šipka) nohy



Inverze (červená šipka) a everze (zelená šipka) nohy

Pohyb v horním hlezenním kloubu není „čistý“. Tvarem kloubních ploch je dáno, že při plantární flexi dochází zároveň k inverzi nohy a při dorzální flexi k everzi. Talus se díky šroubovitému tvaru kladky stáčí při flexi do supinace a při extenzi se pohybuje

opačně. Každý pohyb v hlezenním kloubu je také provázen rotací bércových kostí, zejména fibuly. Při flexi je fibula tažena vpřed, při extenzi se posunuje dozadu a nahoru. Rozsah pohybu v art. talocruralis je poměrně značný a teoreticky dosahuje téměř 90 stupňů. Při chůzi se však tento rozsah flexe a extenze nevyužívá – běžné exkurze se pohybují mezi 50-60 stupni. Pohyby v horním hlezenním kloubu se dějí kolem příčné osy kladky ve smyslu - plantární flexe v rozsahu 35-40 stupňů a dorzální flexe v rozsahu asi 20 stupňů (Dylevský, 2009)

Rozsah mezi abdukcí a addukcí je asi 35-45° při extenzi v koleně, při flektovaném koleně vzrůstá a zvýší se ještě při současné rotaci v kyčli. Maximálně může dosáhnout až 90° u tanečníků. Pronace je rotační pohyb planty kolem podélné osy nohy laterálně cca 15°. Od podložky se zvedá malíková strana nohy, palcová strana zůstává na podložce. Nožná klenba se snižuje. Supinace je rotační pohyb planty kolem podélné osy nohy mediálně cca 35°. Od podložky se zvedá palcová strana a malíková zůstává na zemi. Nožní klenba se zvyšuje. (Véle, 2006).

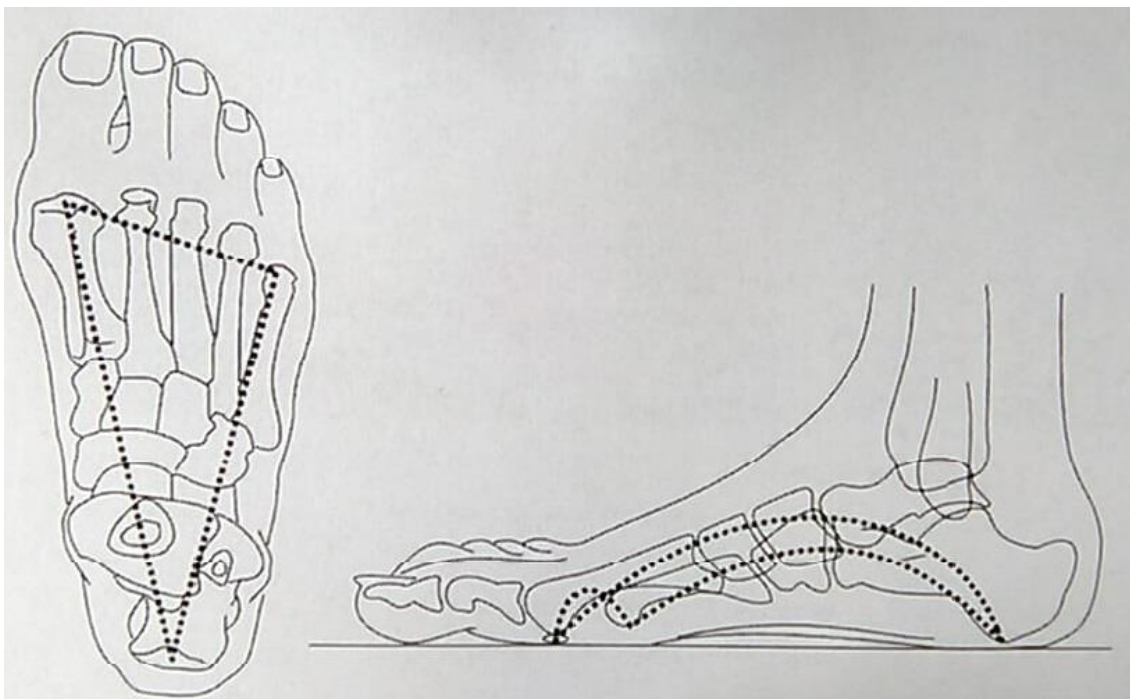
1.2 Nožní klenba

Nožní klenba je výsledkem vývojem daného pronatorního zkrutu nohy, který se na úrovni zánoží (kalakaneus a talus) zastavil ve vertikále a v oblasti hlaviček metatarzů dosáhnul horizontály (Vařeka, Vařeková 2009).

Nožní klenba má dvě hlavní funkce: nese hmotnost těla, ale zároveň umožňuje přesun této hmotnosti – chůzi, lokomoci. Má-li být těleso stabilní, musí být podepřeno ve třech bodech a těžiště musí být mezi těmito body. Noha má také tři body: hrbol patní kosti, hlavičku prvního metatarsu a hlavičku pátého metatarzu. Mezi těmito opěrnými body jsou vytvořeny dva systémy kleneb – příčná a podélná. Klenby chrání měkké tkáně plosky nohy a umožňují pružný nášlap (Dylevský, 2009).

V klasickém statickém tripodním modelu nožní klenby působí na trochleu talu zatížení dané hmotností a dynamickými silami. Toto zatížení je rozloženo do tří směrů k hlavním opěrným plochám nohy (obr. 2): a) anteromediálně přes krček talu k hlavičce I. metatarzu (2/6 zatížení); b) anterolaterálně přes hlavici talu a sustentaculum tali k hlavičce V. metatarzu (1/6); c) dozadu přes tělo talu a subtalární kloub na kalkaneus (3/6) (Vařeka, Vařeková, 2009).

Obrázek 2 Opěrné plochy nohy – zdroj: Vařeka, Vařeková, 2009



V těchto poměrech zatížení se ovšem názory jednotlivých autorů liší.

Příčná klenba nohy je mezi hlavičkami prvního až pátého metatarzu. Nejzřetelnější je v úrovni klínových kostí a kosti krychlové. Příčnou klenbu podchycuje tzv. šlašitý třmen tvořený úponovými šlachami *m. tibialis anterior* et *m. peroneus longus*. Pro udržení obou nožních kleneb je tento třmen rozhodující (Dylevský, 2009).

Podélná klenba nohy je výrazně tvořena na vnitřním okraji nohy. Na zevním okraji je podstatně nižší. Vnitřní paprsek podélné klenby, tzv. palcový podélný paprsek, tvoří talus, os naviculare, ossa cuneiformia, metatarsus I.-III. a články 1.-3. prstu. Vrcholem vnitřního paprsku podélné klenby je os naviculare. Zevní paprsek, tzv. malíkový podélný paprsek, vytvářejí calcaneus, os cuboideum, IV.-V. metatarsus a články 4.-5. prstu. Oba paprsky podélné klenby jsou proximálně blízko sebe a distálně se vějířovitě rozbíhají. Více vyklenutý je palcový paprsek. Zevní paprsek je nejen nižší, ale také více rigidní. Podélnou klenbu udržují vazy a svaly orientované v plosce nohy podélně a šikmo. Za významný sval udržující podélnou nožní klenbu je pokládán především *m. tibialis anterior*, který svým úponem táhne vnitřní okraj nohy nahoru (Dylevský, 2009).

Udržení podélné a příčné klenby je závislé na třech faktorech: na celkovém tvaru

kostry nohy a architektonice jednotlivým kostí, na vazivovém systému nohy a na svalech nohy. Udržení příčné a podélné klenby je pro pružnou chůzi, stoj i další pohybové stereotypy nesmírně důležité. V klasickém pojetí jsou obě klenby udržovány pasivně: tvarem a architektonikou kostí, klouby a vazy; a aktivně: pomocí svalstva nohy a bérce. Příčnou klenbu udržují všechny příčně probíhající struktury (především šlašitý kmen), podélnou klenbu spíše struktury orientované souběžně s dlouhou osou nohy (Dylevský, 2009).

Medicínské zkušenosti ukazují, že bez aktivního svalového zajištění krátkými i dlouhými svaly se obě klenby bortí a vzniká některý typ ploché nohy. Situaci poněkud komplikují výsledky elektromyografických studií, které ukazují, že při normálním zatížení nejsou svaly odpovědné za udržení klenby vůbec aktivovány, a teprve při zatížení, které se ale při běžné chůzi vůbec nevyskytuje, dochází k jejich kontrakci. Není tak jednota v názoru na rozložení hmotnosti těla na nohu. Výsledky stabilometrických měření ukazují, že 60% hmotnosti těla směřuje do zadní části nohy a 40% do přední části nohy. Nelze vyloučit, že celý problém spočívá v tom, že aktivně se kontrahující svaly (registrované EMG) představují dynamickou rezervu, která se uplatňuje až na noze vystavené zvýšené zátěži. Tyto skutečnosti nemění nic na zkušenosti, která vede k aktivnímu posilování všech svalových složek, které se podílejí na udržení nožní klenby (Dylevský, 2009).

1.3 Dynamická funkce nohy při chůzi

Bipedální chůze je základní způsob lidské lokomoce po dvou dolních končetinách. Chůze má tři hlavní části: zahajovací fáze, cyklická fáze a fáze konečná. Během cyklické fáze vykonává dolní končetina opakované, cyklické pohyby, které lze popsat v rámci krokového cyklu (Vařeka, Vařeková 2009).

1.3.1 Krokový cyklus

Krokový cyklus má dvě hlavní fáze – opěrnou a švihovou, které jsou určitými událostmi rozděleny na jednotlivá období. Opěrná fáze začíná kontaktem paty. První je období postupného zatěžování až do okamžiku položení celé plosky. Následuje období střední opory končící okamžikem odlepení paty. Pro pohyb vpřed je nejdůležitější období aktivního odrazu. Poslední je období aktivního odlepení končící okamžikem zvednutí špičky. Fáze švihová se dělí na období zahájení švihu a období ukončení švihu (obr. 3) (Vařeka, Vařeková 2009).

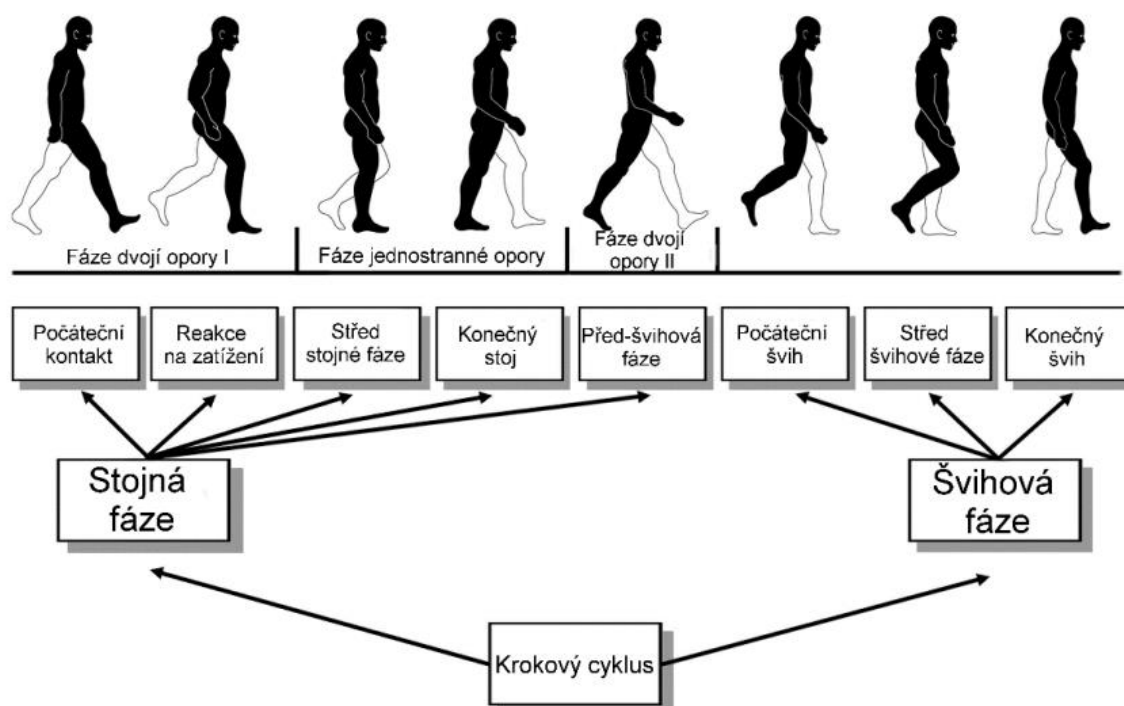
1.3.1.1 Opěrná fáze

Opěrná fáze, a tedy i celý krokový cyklus, začíná okamžikem iniciálního kontaktu nohy, typicky na patě. Tím je zahájeno období postupného zatížení, které probíhá od 0 do 10% trvání krokového cyklu. Ukončeno je v okamžiku dosažení plného kontaktu plosky. Ke zvednutí palce kontralaterální nohy dochází až během následujícího období střední opory (10-30%), které končí okamžikem zvednutí paty. Následné období aktivního odrazu (30-50%) končí okamžikem kontralaterálního iniciálního kontaktu nohy. Poslední částí oporné fáze je období pasivního odrazu, které končí okamžikem zvednutí palce (62%) (Vařeka et al., 2018).

1.3.1.2 Švihová fáze

Švihová fáze začíná obdobím iniciálního švihu (62-75%), které během míjení nohou (75%) přechází do období středního švihu (75-87%). Okamžik vertikálního postavení tibie švihové dolní končetiny zahajuje období terminálního švihu (87-100%), které je ukončeno, stejně jako celý krokový cyklus, dalším iniciálním kontaktem nohy, načež začíná další krokový cyklus příslušné dolní končetiny. Překrytím oporných fází obou dolních končetin vzniká dvouoporové období, které je střídáno jednooporovým obdobím (Vařeka et al., 2018).

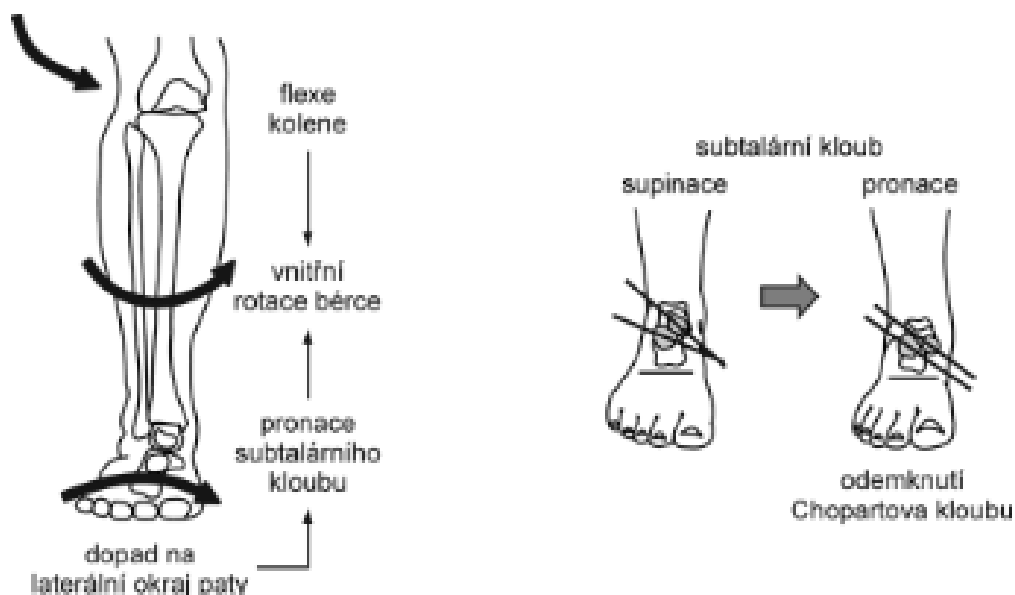
Obrázek 3 Krokový cyklus - zdroj: Stöckel, 2015 - upraveno



Bipedální chůze je základní formou lokomoce člověka a případná porucha či dokonce ztráta této funkce má pro postiženého zásadní význam. To je také důvod, proč je znalost kineziologie a patokineziologie chůze významná nejen pro lékaře či fyzioterapeuty a ergoterapeuty, ale i pro další odborníky, kteří se analýzou chůze zabývají (Vařeka et al., 2018).

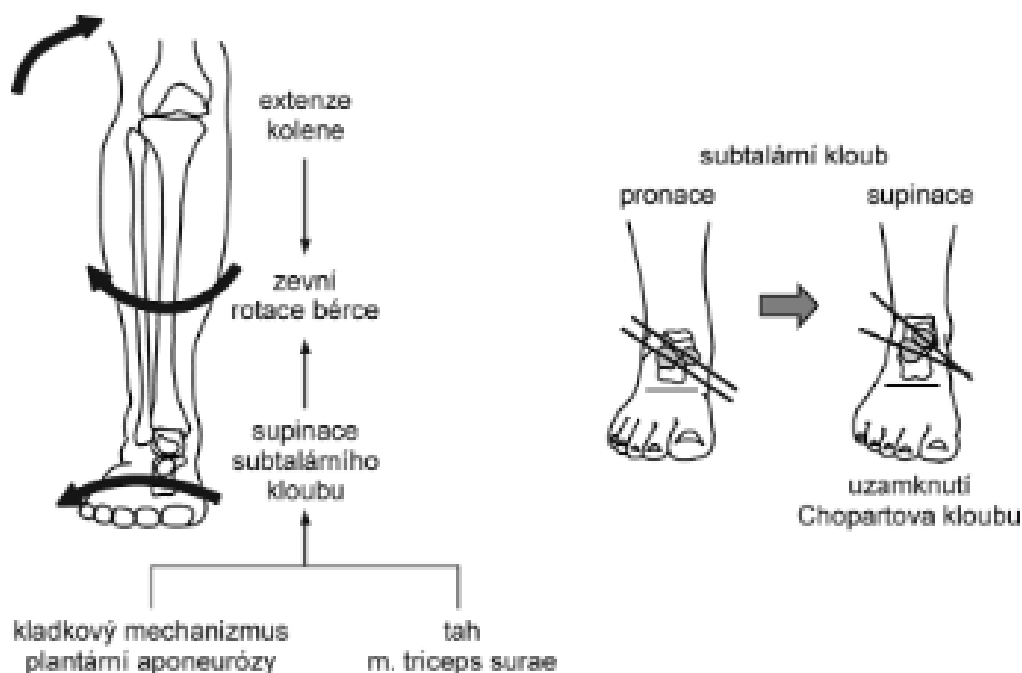
Analýza chůze se zaměřuje především či téměř výhradně na pohyby v sagitální rovině, ve které dochází k pohybům s velkým rozsahem a ve které také probíhá pohyb celého těla směrem dopředu. Naše běžné pohyby ale obvykle neprobíhají pouze v jedné rovině, naopak dochází ke sdružování pohybů ve více rovinách jak na úrovni jednoho kloubu, tak i mezi klouby. Také pro normální průběh chůze mají zásadní význam sdružené rotační pohyby v transverzální rovině, stejně jako pohyby v rovině frontální. Ke konci období švihů se hlezno nachází v mírné supinaci, takže při prvním kontaktu nohy s podložkou na něj působí výrazný pronační moment reakční síly podložky, který vyvolá pronaci v subtalárním kloubu. Ta je spojena jednak s odemknutím kloubu Chopartova a také s vnitřní rotací bérce (obr. 4) (Vařeka et al., 2018).

Obrázek 4 Sdružené pohyby v kloubech dolní končetiny během období postupného zatížení - zdroj: Vařeka et al., 2018



Během období střední opory (obr. 5) dochází k relativní dorziflexi a supinaci zánoží tahem tricepsu a plantární aponeurózy. Tato supinace v subtalárním kloubu je jednak spojena se zevní rotací bérce, podobně jako extenze kolena, a dále uzamyká Chopartův kloub. Tím zpevňuje celé předonoží, které je tak připraveno na výrazné zatížení během následujícího období aktivního odrazu (Vařeka et al., 2018).

Obrázek 5 Sdružené pohyby v kloubech dolní končetiny během období střední opory – zdroj: Vařeka et al., 2018



1.3.2 Postura

Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil. Je zajištěna vnitřními silami, především svalovou aktivitou řízenou CNS. Postura rozhodně není synonymem pro stoj na dvou nohách, ale je součástí např. sedu nebo zvednutí hlavy v lehu na břicho. Je nutnou součástí chůze a dalších způsobů aktivní lokomoce. Zaujetí a udržení postury je rozhodující součástí všech motorických programů. Názory na význam postury a její vztahy k pohybu nejsou jednotné, nicméně většina autorů se shoduje na tom, že postura je nejen na začátku a konci jakéhokoliv cíleného pohybu, ale je také jeho součástí a základní podmínkou (Vařeka, Vařeková, 2009).

Styčný bod zde představuje tzv. atituda, tedy postura nastavená tak, aby bylo možné provést plánovaný pohyb. V tomto případě je možné vidět vliv pohybu na posturu, nicméně postura zůstává základní podmínkou pohybu, nikoliv naopak. (Vařeka, 2002).

1.3.3 Posturální stabilita

Lidské tělo ve vzpřímeném držení na dvou dolních končetinách je velmi nestabilní systém tvořený množstvím segmentů (Vařeka, 2002).

Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu (Vařeka, Vařeková, 2009).

System vzpřímeného držení má tři hlavní složky – sensorickou, řídicí a výkonnou. Sensorickou složku představují především propiocepce a exterocepce, zrak a vestibulární systém. Řídicí funkci zajišťuje CNS, tedy mozek a mícha. Výkonnou složkou je pohybový systém, definovaný nejen anatomicky, ale i funkčně. Zásadní úlohu hrají kosterní svaly, které leží mezi systémem řídicím a výkonným, a které díky propiocepci mají důležitou úlohu i v oblasti sensorické (Vařeka, Vařeková 2009).

Vestibulární aparát se uplatňuje při rotačních a jiných rychlých pohybech hlavy. Zrak má zásadní úlohu při celkové orientaci v prostoru, informuje o poloze těla vzhledem k okolnímu prostředí. Uplatňuje se i v klidovém stoji, při zavření očí roste rychlost změny polohy COP (Centre of Pressure – viz dále) a variabilita výchylek. Exterocepce slouží k identifikaci míst s různým zatížením, tedy i poloh COP. Propriocepce má význam hlavně v klidovém stoji. Její vyřazení v klidovém stoji nebo při přímé plynulé chůzi má stejný dosah jako současné vyřazení zraku a vestibulárního aparátu. Při dostatečné funkci tří subsystémů CNS dostává nadbytek informací, proto vyřazení jednoho subsystému při normální funkčnosti dalších dvou nezpůsobí poruchu (Balková, 2005).

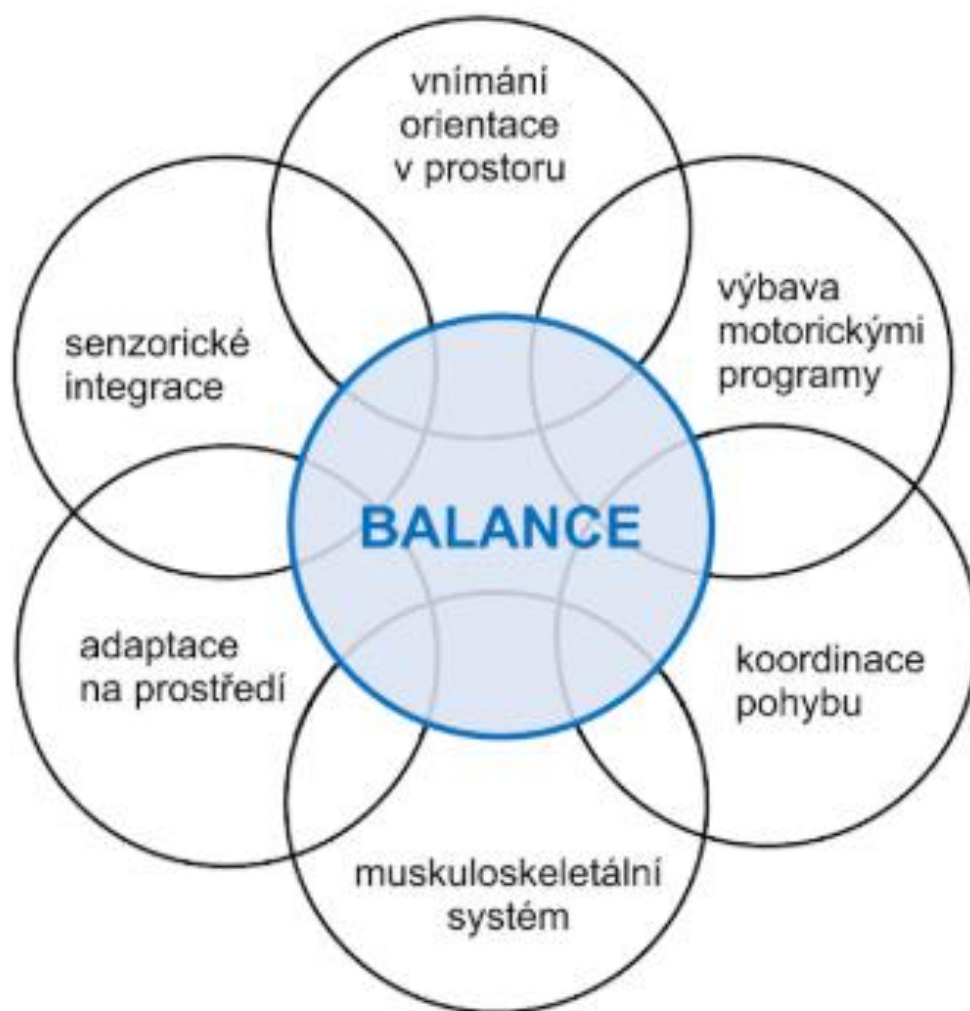
Propriocepci můžeme také nazvat jako vnímání sebe sama. Propriocepce je klíč k inteligentnímu pohybu a kromě toho i k účinné ochraně před úrazem. Například při malém klopýtnutí se noha začne podlamovat směrem ven, na to začnou reagovat citlivé nervy – svaly se dostávají do akce a brání vymknutí. Nepříznivě působící síly jsou tak zpomaleny. Noha si včas uvědomí svou nepříjemnou polohu a může se reflexně stabilizovat silou vlastních svalů (Larsen, 2005).

Hlavním mechanismem zajištění posturální stability ve stoji je hlezenní

mechanismus v předozadním směru, a kyčelní mechanismus ve směru laterálním (Vařeka, Vařeková, 2009).

Pro zajištění optimální balanční reakce je nutné, aby existovala odpovídající kvalita pro vnímání orientace v prostoru, senzoryckou organizaci, prediktivní centrální složku („zásobník motorických programů“), muskuloskeletální systém i pohybovou koordinaci (obr. 6). Tyto součásti pak v procesu dynamické integrace vytvářejí pojetí balančních reakcí jako komplexní funkce, která zahrnuje odpověď v rámci svalové aktivity celého těla (Bizovská et al., 2017).

Obrázek 6 Systémové komponenty posturální stability - zdroj: Bizovská et al., 2017



Systém vzpřímeného držení má stejně jako celý motorický systém velké kompenzační a substituční možnosti. Oslabení či výpadek funkce jedné jeho části se nemusí projevit hned, ale např. až při zvýšené zátěži, kdy dojde k dekompenzaci (Vařeka, 2002).

Posturální stabilitu ovlivňuje také psychika, ta vědomě a podvědomě ovlivňuje proces volby vhodného programu na zabezpečení posturální stability. Určitá míra soustředění stabilitu zlepšuje, nadměrná psychická zátěž je kontraproduktivní (Balková, 2005).

Při stresu dochází ke zhoršení kvality funkce posturálního systému a k nerovnoměrnému rozmístění svalového tonu. Pokud změním pohyb těla, můžeme očekávat změnu v psychice (Kolář et al., 2009).

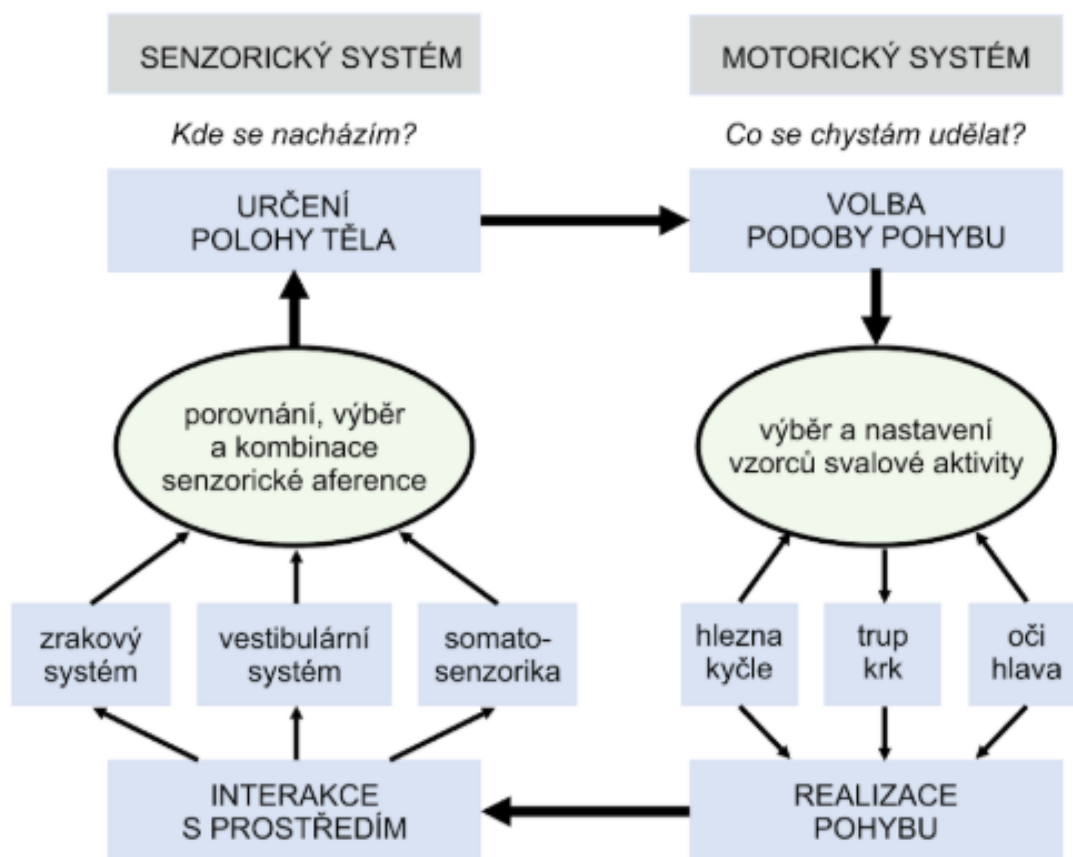
1.3.3.1 Posturální stabilizace

Posturální stabilizaci je možné chápat jako aktivní (svalové) držení segmentů těla proti působení vnějších sil řízené CNS. Každá statická poloha totiž obsahuje děje dynamické, nejde tedy o zaujetí stálé polohy, ale o kontinuální zaujímání stálé polohy (Kolář et al., 2009).

Základní oporou vzpřímeného držení těla je noha. Správná funkce nohy je jedním z rozhodujících kritérií určující kvalitu posturální stabilizace a lokomoce. Porucha postavení nebo pohybové funkce nohy je spojená s poruchou motorického stereotypu a ovlivňuje tak postavení a funkci dalších segmentů dolních končetin a osového aparátu. Neřešená porucha funkce nohy se proto může časem projevit jako bolest nejen v oblasti nohy, ale i kloubů dolních končetin či zad (Toppischová, Šnoplová, 2008).

Posturální stabilizace je funkční komplexní motorická schopnost, která je vztahována k procesům tzv. posturální kontroly. Ve funkční pojetí je posturální kontrola popisována vzhledem k aktivitám běžného denního života, jako je chůze, manipulace s předměty, vstávání ze židle atd. Správně fungující posturální kontrola je pro provedení těchto aktivit základním požadavkem. Posturální kontrolou tedy rozumíme neurální mechanismy, které jsou zodpovědné za udržení polohy a za umožnění účelných pohybů (obr. 7). Klíčovou roli má v tomto případě nervový systém, který instabilitu detekuje, předvídá a iniciuje produkci svalové aktivity pro koordinaci (Bizovská et al., 2017).

Obrázek 7 Schéma principu posturální kontroly - zdroj: Bizovská et al., 2017



Posturální kontrola vyžaduje komplexní interakci muskuloskeletálního a nervového systému. Mezi muskuloskeletální komponenty se v tomto případě řadí např. kloubní rozsah, vlastnosti svalů, flexibilita vazů apod. Nervové komponenty zahrnují senzorycké procesy – kontrolu vestibulární, vizuální a somatosenzoryckou. Nejméně zmiňovanou, avšak velmi důležitou je oblast tzv. vyšších integračních center k zajištění adaptability a anticipační funkce posturální kontroly. Do této skupiny neurálních procesů, které ovlivňují posturální chování, patří vliv pozornosti, motivace a soustředění (Bizovská et al., 2017).

1.3.4 Opěrná plocha

Opěrná plocha byla původně definována jako plocha kontaktu (dotyku) podložky s povrchem těla. Přesněji jde o tu část plochy kontaktu, která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze. Např. ploska se nepodílí na přenosu síly mezi nohou a podložkou rovnoměrně, k největšímu zatížení dochází pod kalkaneem a hlavičkami metatarzů. Posturální funkce nohy je tak biomechanicky realizována především prostřednictvím určitých oblastí plosky nohy, resp. segmentů nohy či částí těchto segmentů. Ty je možné

označit za opěrné body (Vařeka, Vařeková, 2009).

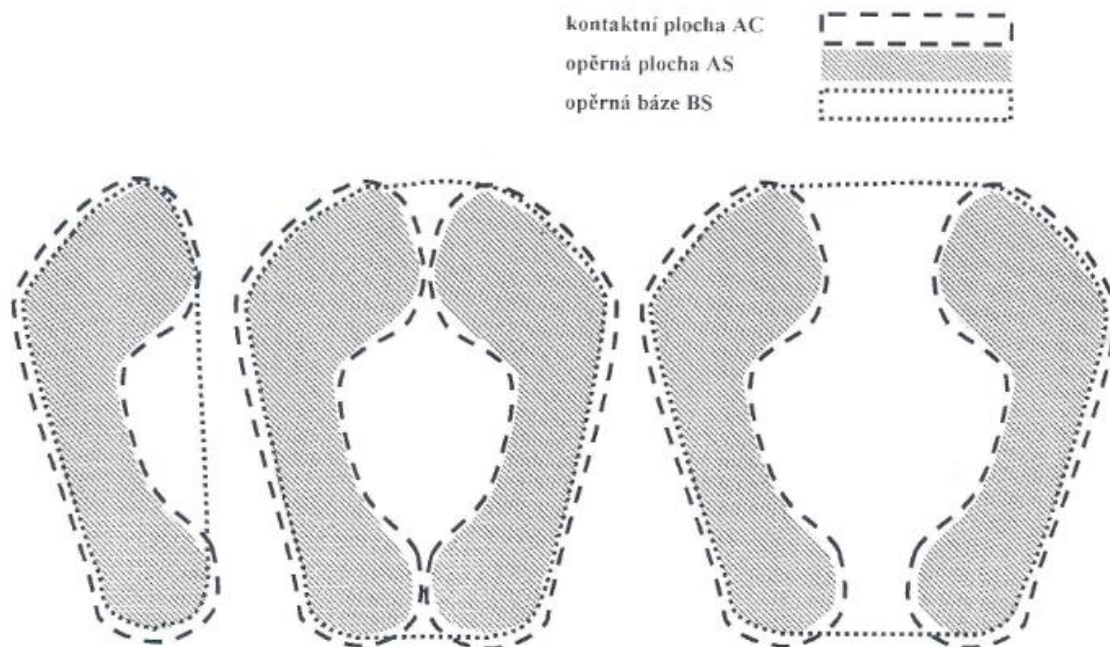
1.3.5 Opěrná báze

Opěrná báze je část podložky ohraničená vzdálenějšími body opěrné plochy. Tuto definici je nutné chápat s opravou a upřesněním definice opěrné plochy (obr. 8) při stoji na jedné dolní končetině opěrná báze odpovídá opěrné ploše přibližně nebo je mírně větší, obdobně při stoji spojném. Při stoji rozkročném se opěrná báze dále zvětšuje při nezměněné opěrné ploše, při vzporu ležmo za rukama (klik) je rozdíl maximální. Důležitá je také skutečnost, že opěrná báze leží v rovině kolmé na výslednici uvažovaných zevních sil, nemusí být tedy nutně horizontální (Vařeka 2002).

1.3.6 Kontaktní plocha

Kontaktní plocha je plocha kontaktu podložky a těla v případech, kdy není zorganizován segmentový systém těla. Kontaktní plocha není využita k vytvoření opěrné báze, proto neexistuje ani postura ve smyslu řízeného držení. K tomu částečně fyziologicky dochází u novorozence, patologicky např. v hlubokém bezvědomí (Vařeka, 2002).

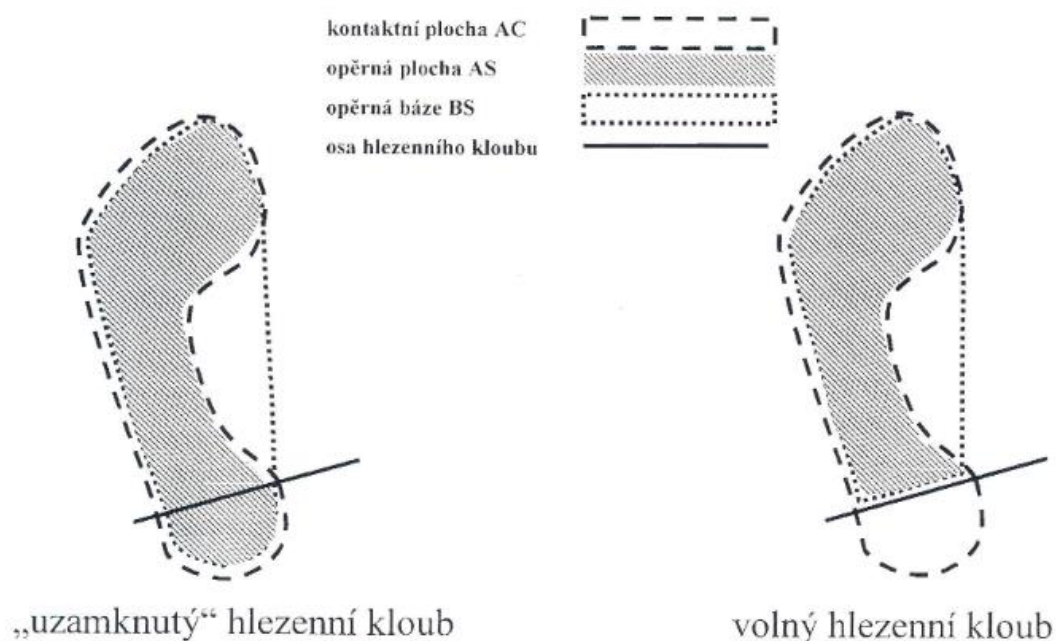
Obrázek 8 Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze – zdroj: Vařeka, 2002



Aktuální velikost a tvar opěrné plochy a opěrné báze jsou dány nejen anatomickými

faktory, ale také svalovou aktivitou a tedy i činností CNS. Příkladem může být tvar a velikost opěrné báze ve stoji na jedné noze. Pokud by nebyl možný pohyb v kloubech nohy a hlezenním kloubu, pak by téměř celá plocha plosky představovala opěrnou plochu. Při zachování pohybu v hlezenním kloubu se již opěrná plocha prakticky omezuje na část kontaktní plochy před osou tohoto kloubu. Těmto změnám opěrné plochy odpovídají i změny opěrné báze (obr. 9). Tyto změny nebudou ovlivněny pouze změnou pohyblivosti v hlezenním kloubu, ale také v dalších kloubech nohy, především subtalárním a Chopartově. Změny opěrné báze mají prostřednictvím propriocepce a exterocepce vliv na řízení posturální stability a odráží se v chování celého posturálního systému (Vařeka, 2002).

Obrázek 9 Změny opěrné plochy a opěrné báze při zachování kontaktní plochy zdroj: Vařeka, 2002



1.3.7 COM (Centre of Mass, těžiště)

Těžiště je hypotetický bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. Lze ho stanovit pomocí různých experimentálních, grafických nebo matematických metod jako je vážený průměr COM všech segmentů. Z hlediska kineziologie je možné mluvit o společném těžišti těla pouze při zaujetí postury (Vařeka, Vařeková, 2009).

V základním anatomickém postavení se těžiště nachází v malé pánvi ve výšce druhého nebo třetího křížového obratle, asi 4-6 cm před promontoriem. Se změnou vzájemné polohy jednotlivých segmentů se mění také umístění celkového těžiště lidského těla. Pro některé polohy těla leží těžiště mimo lidské tělo (Janura, 2003).

1.3.8 COG (Centre of Gravity)

Centre of Gravity je průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze. Ve stoji či sedu se COG musí vždy nacházet v opěrné bázi. Jakmile se COG ocitne mimo opěrnou bázi, není již možné, aby se vrátilo zpět pouze působením vnitřních sil, tedy svalové síly subjektu. Je možné pouze změnit opěrnou bázi přemístěním plochy kontaktu (Vařeka, Vařeková, 2009).

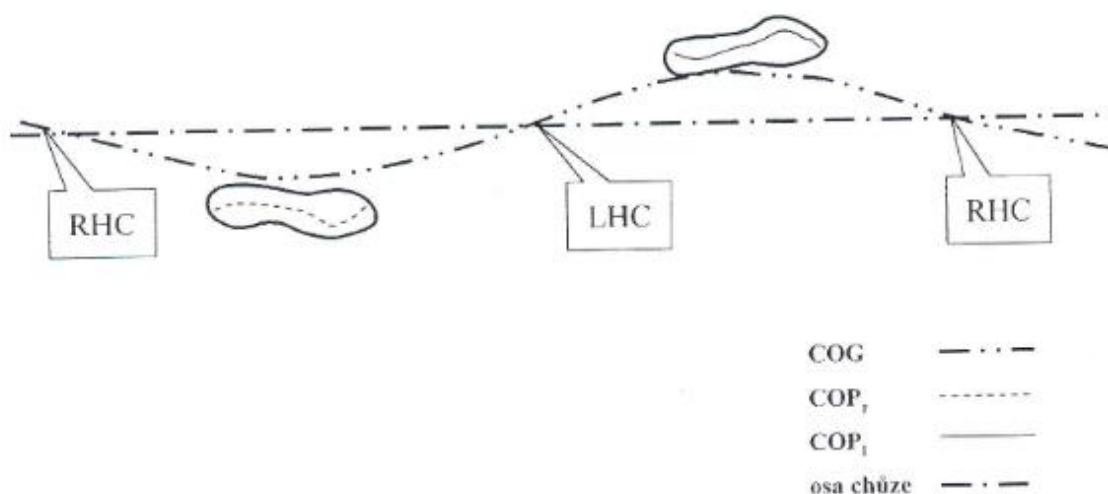
1.3.9 COP (Centre of Pressure)

Centre of Pressure se definuje jako působiště vektoru reakční síly podložky. COP je shodné s COG pouze v případě dokonale tuhého tělesa. Tím lidské tělo tvořené řadou segmentů rozhodně není. Je proto zásadním omylem ztotožňovat COP s COM či COG, což je doposud běžné (Vařeka, Vařeková, 2009).

Oscilace COP uvnitř opěrné báze jsou výrazně větší než oscilace COG. Zvýšená aktivita plantárních flexorů posunuje COP dopředu, zvýšená aktivita supinátorů nohy je posunuje laterálně. Tato svalová aktivita je ale vždy řízena tak, aby těžnice COG zůstala v opěrné bázi. Podmínka neměnnosti opěrné báze při stoji platí pro zjednodušený model stoje, ve kterém je celá noha brána za jeden segment bez možnosti deformace. Ve skutečnosti je ale noha tvořena řadou segmentů a tuhost jejich spojení se může měnit vlivem svalů. Díky elasticitě dochází k pružné deformaci. Výsledkem těchto dějů mohou být drobné změny opěrné plochy a opěrné báze. Ve stoji se COG může nacházet prakticky pouze před osami hlezenních kloubů. Pouze tak je možné využít síly m. triceps surae k udržení posturální stability. Jakmile se COG ocitne za osou kloubu, nemůže aktivita tohoto svalu přispět k obnově stability. Teoreticky by v této situaci mohla pomoci aktivita dorziflexorů nohy (např. m. tibialis anterior). Ve srovnání s m. triceps surae je však kontrakční síla těchto svalů výrazně menší a také působí na podstatně kratší páce. Z těchto důvodů se řídicí systém snaží udržet COG v přední části nohy a neriskovat velmi nebezpečný pád dozadu. Oblast trajektorie COP je podstatně větší, nicméně ani zdaleka nedosahuje okrajů opěrné báze (Vařeka, Vařeková, 2009).

Při dynamické aktivitě dochází k přemístění kontaktní plochy, výrazně se tedy mění opěrná plocha a opěrná báze. Zvláštním případem dynamické aktivity je lokomoce – aktivní pohyb, který má některé důležité atributy. Při lokomoci může těžnice směřovat mimo cyklicky měnící se opěrnou bázi, takže se mimo opěrnou bázi nachází i COG (obr. 10). V jednooporové fázi chůze se COP nachází v opěrné bázi, při fázi dvouoporové (či víceoporové) se COP může nacházet mimo opěrnou bázi (Vařeka, 2002).

Obrázek 10 Vztah COP a COG při chůzi – zdroj: Vařeka, 2002



1.3.10 Patologická chůze

Schopnost chůze je výsledkem mnohých nervových a svalových struktur, které vzájemně spolupracují. Provedení chůze je neustále ovlivňované nejen samotným motorickým systémem, ale i sensorickým systémem a i interakcí těchto systémů s kognitivními funkcemi. Nejen motorický, ale i sensorický systém je mnohokrát postižený při různých neurologických chorobách. Právě aktivace somatosenzorického systému různými facilitačními technikami ulehčuje provedení pohybu (Gúth, 2005).

Chůze při Parkinsonově chorobě se vyznačuje pomalými, šouravými kroky s vymizelým souhybem horních končetin a charakteristickou posturou se semiflekčním postavením trupu a končetin (Schmidt et al., 2013).

Při poruchách mozečku může vzniknout tzv. ataktická mozečková chůze, která je o širší bázi, nejistá, s titubacemi do stran, jindy s hypermetrickými kroky a tremorem trupu (Ambler, 2008).

Pacienti s roztroušenou sklerózou mají typicky sníženou rychlost chůze, výdrž a délku kroku, snížený rozsah pohyblivosti v kloubech dolních končetin a zvýšenou variabilitu krokového cyklu (Schmidt et al., 2013).

Chůze po cévní mozkové příhodě, známá také jako paretická chůze, je charakteristická pomalými, krátkými a asymetrickými kroky s nižší kadencí a menším zatížením paretické končetiny (Yavuzer et al., 2006)

Antalgickou chůzi mají lidé při bolesti vyvolané zatížením jedné končetiny, je omezen odraz touto končetinou, takže při chůzi nemocný napadá na zdravou nohu (Ambler, 2008).

2 Problematika distorze hlezenního kloubu

Distorze hlezna je ligamentózní poranění, které je jedním z nejčastějších úrazů vůbec. K těmto poraněním dochází v běžném životě, ale zvláště u sportů, kde kotník není chráněn pevnou vysokou botou. Distorze v hlezenním kloubu je popisem úrazového mechanismu – není to diagnóza v pravém slova smyslu. Převládá mechanismus supinace, pronace je méně obvyklá (Wendsche, Veselý, 2015; Pokorný, 2002).

Základními příčinami distorze hlezna ve smyslu supinace jsou nadměrná aktivita inverzních svalů a vadný pohybový stereotyp. Při nadměrné inverzi nohy dochází k posunu zatížení směrem k zevní hraně nohy, což způsobuje nestabilní oporu a může tak docházet k distorzím (Perry, Burnfield, 2010).

Z hlediska patologicko-anatomického rozlišujeme tři stupně poranění vazů: distenzi (přepětí), parciální rupturu a totální rupturu. Klinicky tyto stupně mezi sebou plynule přecházejí a je proto spíše důležité rozlišit, zda poranění způsobilo kloubní nestabilitu nebo nikoliv. Při poranění se v závislosti na mohutnosti násilí zraňuje nejprve přední fibulární vaz, potom fibulokalkaneární a posléze i zadní fibulární vaz (Wendsche, Veselý, 2015; Pokorný, 2002).

Pronace poškozují deltový vaz, je ovšem známo, že ligamenta vnitřního kotníku jsou pevnější a násilí lépe odolávají (Wendsche, Veselý, 2015).

Poranění laterálního ligamentózního aparátu hlezna jsou nejčastějšími úrazy pohybového aparátu. Watson-Jones rozlišuje dvě základní skupiny:

1. Distorze – dojde k distenzi či parciální ruptuře vazů, stabilita kloubu zůstane zachována.
2. Dislokace (luxace) talu z normální polohy ve hlezenní vidlici – je způsobena avulzí přední a střední částí fibulárního vazů (Dunl et al., 2014).

Kleiger používá třístupňové dělení:

1. Distorze - ligamentózní poranění nevede k poruše stability hlezna.
2. Akutní nestabilita – ligamentózní léze dovolí zvýšenou nebo abnormální pohyblivost talu, který však zůstává stále ve vidlici. Pro tento stav užívá rovněž termín subluxace se spontánní repozicí.
3. Luxace – rozsah ligamentózních poranění dovolí dislokaci talu z vidlice

(Dungl et al., 2014).

Vedle ligamentózního poranění může u každého typu současně dojít ke kostní lézi i poškození dalších tkání, ale jsou to vazy, které podmiňují nestabilitu (Dungl et al., 2014).

2.1 Akutní nestabilita hlezna

Akutní distorze hlezenního kloubu se projevuje otokem a bolestivostí většinou zevní strany hlezna. V těžších případech, kdy jsou poškozeny i vazy, se objevuje i krevní výron (hematom) v místě poškození, který se dále šíří (Pilný et al., 2018; Koudela et al., 2002).

Mechanismus poranění je obvykle kombinací addukčního, vnitřně rotačního a plantiflekčního násilí. Nejčastěji dojde k distenzi předního fibulotalárního vazy a anterolaterální části kloubního pouzdra, s pokračujícím násilím se tyto struktury trhají. Při převaze addukčního násilí se může jako první trhat kalkaneofibulární vaz, běžně je však přetržen pokračujícím inverzním násilím až po přerušení předního fibulotalárního vazy. Méně často se trhá i zadní fibulotalární vaz, někteří autoři poranění tohoto vazy téměř vylučují (Dungl et al., 2014).

2.2 Chronická laterální nestabilita hlezna

Chronická nestabilita se obvykle rozvíjí na podkladě recidivujících poranění laterálních stabilizátorů hlezenního kloubu (talofibulární a kalkaneofibulární vaz). Pacienti s chronickou nestabilitou přicházejí obvykle na ambulanci s problémem opakovaných distorzí, k nimž dochází často i při běžné chůzi po lehce nerovném terénu. (Gallo et al., 2014).

Jedinci s chronicky nestabilními hlezny obvykle popisují pocity nejistoty, recidivující otoky a bolesti, nekontrolovatelné podklesnutí končetiny (giwing way fenomén) a omezení sportovní aktivity. Postižení jsou převážně mladí, plně pracovně schopní jedinci (Dungl et al., 2014).

Anamnesticky zjistíme u těchto pacientů zpravidla konzervativně léčenou distorzi, vyloučit je však třeba i další možné příčiny, vedoucí k nestabilitě hlezna jako je útlakový syndrom kořene S1, vrozená ligamentózní laxicita nebo zvýšená vnitřní torze tibie (Dungl et al., 2014).

3 Kinesiotaping

3.1 Historie a současnost kinesiotapingu

Na počátku sedmdesátých let 20. století se japonský chiropraktik dr. Kenzo Kase začal zabývat vývojem metody „kinesiotaping“, která se vyznačuje užíváním elastických pásek (kinesiotapů). Dr. Kase (obr. 11) pátral po metodě sportovního tapingu, která by podporovala hojení poraněných tkání, neomezovala pohyb fascií, průtok krve, lymfy a rozsah pohybu kloubu – což naopak hojící proces potlačuje, jako je tomu u klasických, rigidních tapů (Kobrová, Válka, 2012)

Kase vytvářel metodu kinesiotaping s ideou, že pohyb a svalová aktivita jsou nezbytné pro zachování nebo obnovení zdraví ve smyslu funkční pohyblivosti (Pilný et al., 2018).

Od roku 1973 po dobu 6 let vyvíjel speciální tape (a současně s ním metodiku), jehož struktura a elasticita je velmi blízká lidské kůži. Položil tak nový základ na poli sportovních výkonů, zvládnutí bolesti a rozšířil možnosti fyzioterapie. Od roku 1980 je dr. Kase publikovaným vědeckým pracovníkem, roku 1982 Kase vydal první knihu o kinesiotapingu. Spolupracoval s japonským volejbalovým reprezentačním týmem, kde si účinky kinesiotapu mohl vyzkoušet na vrcholových sportovcích. Uvádí se, že první velkou sportovní akcí, kde byl kinesiotape použit, byly Letní olympijské hry v jihokorejském Soulu v roce 1988. Do podvědomí široké veřejnosti se však kinesiotape dostal teprve v roce 2004 na Letních olympijských hrách v Athénách. Od té doby se kinesiotaping stal jednou z nejrychleji se rozvíjejících metod sportovní terapie. K zajištění neustálého rozvoje techniky založil dr. Kase asociaci kinesiotapingu, a to roku 1984 v Japonsku a roku 1997 v USA. Od roku 2004 má asociace svou pobočku také ve Spojeném království. V roce 2007 byla formována mezinárodní asociace kinesiotapingu. Asociace se zabývá hlavně klinickými výzkumy, shromažďuje z nich nejnovější poznatky a školí nové odborníky. (Kobrová, Válka, 2012).

V současnosti se může hovořit o celosvětovém využití kinesiotapu a zároveň

Obrázek 11 Dr. Kenzo Kase – zdroj: Kobrová, Válka, 2012



konstatovat, že oproti původnímu účelu je až 85 % využití mimo sport. Své uplatnění si dnes kinesiotaing našel ve fyzioterapii, ortopedii, pediatrii, neurologii, ergoterapii, terapii lymfedému a jizvy, preventivní medicíně a dokonce i v medicíně veterinární (Weiss, 2015).

Funkčním tapingem (i když ve zcela jiné podobě) se ve svém konceptu zabýval například dr. Alois Brügger a v Čechách již dlouhá léta Clara - Marie Helena Lewitová (Hermachová) ve svém konceptu „Fyzioterapie funkce“ (Kobrová, Válka, 2012).

3.2 Vlastnosti kinesiotaingu

Kinesiotaing je elastická lepicí páska vyrobená z elastických akrylových a bavlněných vláken, která jsou navzájem protkaná a zprohýbaná v pravých úhlech, aby si uchovala svou pružnost i delší dobu po aplikaci a nedošlo k „unavení“ a povolení tapu, který by tak ztratil svojí účinnost (Pilný et al., 2018).

Je složen z vláken upředemných ze 100% bavlny, která umožňuje evaporaci tělesné vlhkosti a rychlé schnutí. Bavlněná příze obaluje vysoce pružná vlákna polyuretanu, zajišťující unikátní roztažitelnost a hlavně smrštitelnost kinesiotaingu na svůj původní rozměr po uvolnění tahu. Byl vytvořen, aby se svými vlastnostmi co nejvíce blížil vlastnostem lidské kůže. Proto je i stupeň natažení kůži podobný. Kinesiotaing lze natáhnout na 140-160% (v závislosti na šířce tapu) své původní délky v podélném směru, aniž by došlo k poškození jeho elastických vláken. Na podkladový papír je již z výroby nanášen s 10-15% napětím. Elastické vlastnosti si po aplikaci udržuje cca 3-5 dní, pak dochází k postupnému ubývání elasticity polymeru. Tloušťka je podobná epidermis kůži, tím je při správné aplikaci limitováno vnímání kinesiotaingu na těle a po zhruba 10 minutách přestaneme zpravidla kinesiotaing na kůži vnímat úplně (Kobrová, Válka, 2012; Weiss, 2015).

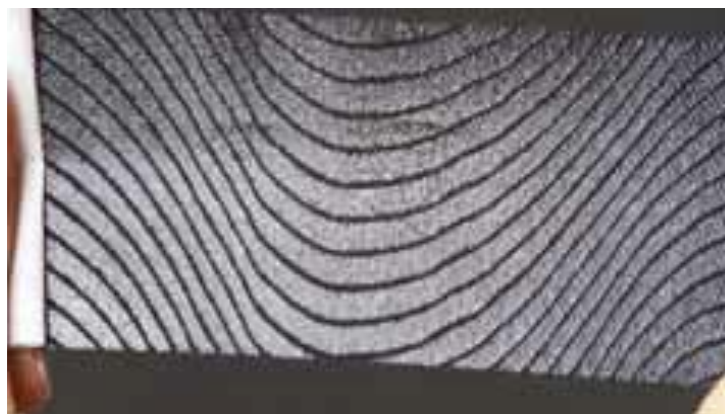
Obrázek 12 Vodězdornost kinesiotaingu - zdroj: Kobrová, Válka, 2012



Je voděvzdorný (obr. 12), jeho nošení dovoluje běžnou hygienu i plavání v bazénu. Neobsahuje latex. Lepidlem je 100% termosenzitivní lékařská pryskyřice, která se aktivuje teplem. Akrylové lepidlo je naneseno ve zvlněném vzoru napodobující papilární linie bříška prstu, což umožňuje

Obrázek 13 Nanesení lepidla na kinesiotapu - zdroj: Kobrová, Válka, 2012

prodyšnost a elevaci kůže (obr. 13). Pro dokonalé přilnutí musí být před aplikací kůže čistá, suchá, oholená a odmaštěná. Po sejmutí lepidlo na kůži nezůstává. Obvykle se nevyskytují žádné alergické reakce. Většina podráždění



kůže je způsobena přílišným napínáním tapu! Kombinace elastických vlastností, tloušťky a přilnavosti umožňují kinesiotapu přiblížit se kvalitám kůže. Tento design v kombinaci s přesnými aplikacemi tvoří základ metody kinesiotaping (Pilný et al., 2018; Kobrová, Válka, 2012).

Kinesiotapy existují v různých barvách, ale ty nejsou pro účinnost tapu důležité. Barva je pouze otázkou módy či marketingové strategie firem, případně i v jednotlivých sportech bývá povoleno užívání určitých barevných pásek. Vlivem psychosomatiky však může u citlivějších sportovců barva napomoci intenzivnějšímu vnímání tapu na kůži (Doležalová, Pětivlas 2011).

3.3 Fyziologie účinku kinesiotapu

Dle dr. Kase má aplikace kinesiotapu fyziologický účinek, včetně snížení bolestivosti nebo abnormální citlivosti, dále podporuje činnost svalů, uvolnění nahromaděné lymfy nebo hematomu pod kůží a koriguje postavení kloubů (Pilný et al., 2018).

Správnou aplikací vhodné techniky kinesiotapu na postiženou oblast aktivujeme reflexní odpověď organismu s cílem odstranit patologické změny, čímž umožníme pohybovému aparátu návrat k funkčnímu stavu a podstatně snížíme dobu rekonvalescence a zlepšíme kondici klientů (Kobrová, Válka, 2012).

V aplikaci kinesiotapu vycházíme z anatomické znalosti svalů a šlach, směru jejich

vláken a z logické úvahy při diagnostice problému. Dále si musíme uvědomit, proč chceme lepit a čeho chceme nalepením pásky dosáhnout. Můžeme totiž použít kinesiotaing jak pro podporu oslabených svalů, tak naopak pro utlumení svalů přetížených, či korigovat postavení kloubních segmentů (Doležalová, Pětivlas 2011).

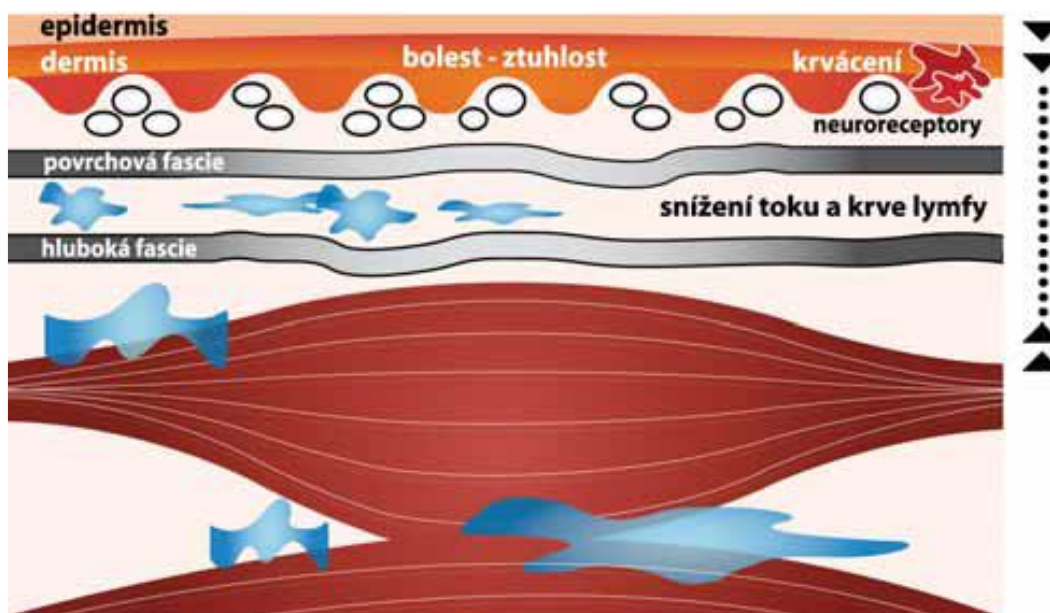
Aplikací kinesiotaingu oslovujeme kožní receptory, potažmo CNS a skrze jeho elastické vlastnosti dosahujeme terapeutického efektu: zvrásnění a elevace kůže, čímž dojde k dekompresi intersticiálního prostoru; snížení městnání v krevním a lymfatickém řečišti (zvýšení prokrvení); zmírnění otoku; podpory svalů - regulace svalového tonu ve smyslu facilitace, jehož výsledkem je zkvalitnění svalové kontrakce, nebo inhibice vedoucí k redukcí únavy přetížených svalů, dále pak snížení možnosti svalových křečí a zranění; korekce kloubní funkce, stimulace proprioceptorů (úprava pohybového vzorce, zvýšení stability v kloubním segmentu, centrace kloubu díky normalizaci svalového tonu, zlepšení rozsahu pohybu, snížení bolesti); obnovení toku krve a lymfy. Souhrnně bychom mohli účinky kinesiotaingu definovat jako biomechanické, neurofyziologické a trofotropní (Tvrzník, Gerych, 2014; Weiss, 2015; Kobrová, Válka, 2012).

V zásadě je účinek kinesiotaingu určen směrem tahu tapovací pásky (Doležalová, Pětivlas, 2011).

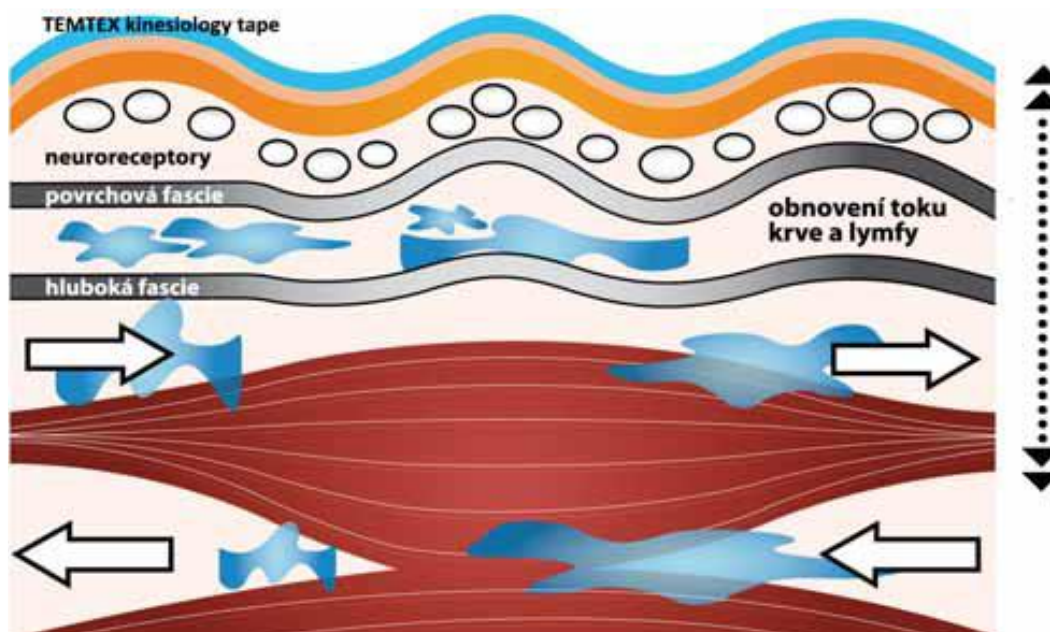
Kinesiotaing má díky schopnosti stimulace proprioceptorů své podstatné místo především v terapii kloubních nestabilit, kde je tato aferentace narušena. K nejčastějším diagnózám patří nestability kotníku a syndromy bolestivého kolena a ramena. Aplikací kinesiotaingu dochází ke zlepšení propriocepce, ovlivnění biomechanických faktorů struktur a tedy i zvýšení stability daného segmentu. S poruchou tonu se mění i biomechanika, tím i aferentní aferentace z kloubu, které jsou důležité pro řízení funkce centrální nervové soustavy (Pilný et al., 2018).

Na obrázcích 14 a 15 jsou znázorněny tkáň kůže a podkoží před a po aplikaci kinesiotaingu.

Obrázek 14 Před aplikací kinesiotapu – zdroj: Kobrová, Válka, 2012



Obrázek 15 Po aplikaci kinesiotapu - zdroj: Kobrová, Válka, 2012



3.4 Indikace a možnosti využití

Kinesiotaping je využíván nejen zdravotnickými odborníky, trenéry, ale i samotnými sportovci. Díky svým vlastnostem a velkému využití v klinické praxi je kinesiotaping pořád více využíván při komplexní terapii poruch hybné soustavy. Výhodou

kinesiotapu je šetrnost ke kůži a možnost pohodlné aplikace bez omezení, celodenně po dobu 1-5 dní. Diagnózy jsou z celé řady medicínských odvětví: ortopedie, traumatologie, neurologie, pediatrie, sportovní medicíny až po medicínu veterinární. Z diagnóz lze uvést například: neuralgie, vertebrogenní algický syndrom, skolióza, whiplash syndrom, impingement syndrom, entezopatie, burzitidy, úžinové syndromy, periferní i centrální parézy, distorze, kontuze, kloubní instability, deformity nohy a prstů aj. (Kase et al., 2013).

3.5 Kontraindikace

Absolutní kontraindikace nebyly zjištěny, kinesiotaping by se však neměl použít u poruch kůže (ekzémy, dermatitidy, psoriázy, bradavice, otevřené rány, alergie na akryl, hnisavé kožní projevy, maligní melanom kůže, nezhojené jizvy), u horečnatých stavů, akutních trombóz nebo kardiovaskulární dekompenzace. Obezřetní budme při aplikaci kinesiotapu u diabetes mellitus, onemocnění ledvin, vrozených srdečních vad, závažných hemodynamických změn, křehké a hojící se kůže (kůže spálená od slunce ap.), v prvním trimestru těhotenství (Kumbrink, 2012).

Důležité je také ověřit, zda pacient neužívá antikoagulantia, protože při aplikaci tapu se v tomto případě může objevovat drobné krvácení, svědění či vyrážka (Pilný et al., 2018).

3.6 CAVE!

Nesundáváme kinesiotape rychlým strhnutím! Může dojít k podráždění pokožky, vyvolání bolesti a zarudnutí. U lymfedému a v případě trofických změn kůže (napjatá, křehká kůže) bychom mohli způsobit její traumatizaci a odtržení. Nalepený kinesiotape nevystavujeme zdrojům tepla – nenavštěvujte s ním saunu, k vysoušení nepoužívejte fén. Lepidlo by mohlo až agresivně přilnout ke kůži. Po namočení kinesiotape neosušíme rychlými třecími pohyby, ale poklepem ručníku. Nepřikládejme kinesiotape na citlivá místa, jako je axila, inguina, či vlasová část zátylku (Kobrová, Válka 2012).

Nalepený tape nesmí být nikdy nepříjemný! Od počátku má vzbuzovat libý pocit, jinak není správně přiložen. Pokud se potíže stupňují, není přiložený správně a měl by se ihned odstranit (Langendoen, Sertelová, 2014).

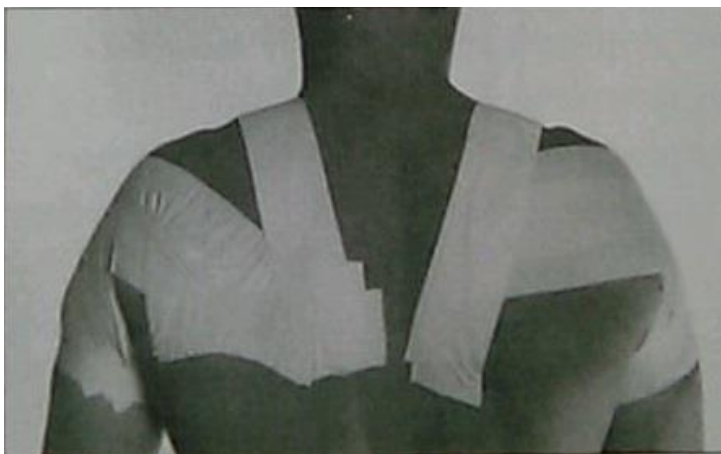
Nenecháme kinesiotape na kůži déle než 3-4 dny. Existuje několik důvodů, proč není vhodné kinesiotape nechávat déle: hygienické aspekty, klesající elasticita polymeru, tape ponechaný 7 a více dní na kůži hůř drží, adaptace receptorů na daný podnět. U malých

děti (minimálně do 1 roku věku) doporučujeme ponechávat kinesiotape přibližně poloviční dobu než u dospělých, nebo v řádech hodin. Dětský organismus má rychlejší metabolismus, srdeční i dechovou akci, citlivější pokožku, a tudíž je i vnímavější na stimulaci receptorů (Kobrová, Válka, 2012).

4 Taping rigidními tapy

Taping (tejpung) je jednou z běžně používaných metod sportovního lékařství. Jedná se o metodu obvazování tělesné partie, nejčastěji končetin, pomocí pevných pásek o různé šířce podle velikosti a umístění tejpové aplikace na tělesné části (obr. 16). Smyslem těchto bandáží je zpevnění té části těla, na kterou je tejp aplikován. Takové ošetření chrání před destruktivními změnami například při sportovním výkonu (Perrin, 2012; Flandera, 2010).

Obrázek 16 Ramena zatejpovaná rigidním tejpem – zdroj: Flander, 2010



Taping je široce používaná metoda nejen pro sportovní zranění, ale také pro mnoho jiných potíží, jako je svalová nerovnováha nebo nestabilní klouby. Během léčby a rehabilitace pomáhá tejp podporovat proces hojení. (Macdonald, 2010).

Taping je jedna z nejdůležitějších dovedností v oblasti sportu. Stejně jako u jiných psychomotorických dovedností, taping vyžaduje hodně praxe, než se člověk naučí dokonale tejpovat (Perrin, 2012).

Masové využití tejpů nastalo v USA v šedesátých letech a vzápětí si taping přivezli sportovní maséři řady týmů zemí západní Evropy. Do Československa byl taping ve větší míře importován až v osmdesátých letech, a to i z důvodů malé dostupnosti používaných materiálů. Byli to především naši hokejoví maséři Miroslav Martínek a Pavel Křížek, kteří se u nás zasloužili o popularizaci tejpovací metody (Flandera, 2010).

Tejpovací pásky se vyznačují hypoalergizující lepicí vrstvou a jejich kvalita zaručuje přilnavost (adhezi). Jejich materiál také usnadňuje manipulaci – dají se snadno trhat podélně i příčně. Tato vlastnost je výhodná při úpravě rozměrů pásky na požadovanou šířku (Flandera, 2010).

4.1 Aplikace

Předpokladem pro to, aby ošetření tejpovací páskou vydrželo alespoň po dobu nezbytně nutnou a aby splnilo svůj účel, je dokonalý kontakt mezi kůží a tejpovacím materiálem. Základní nutností při přiložení tejpů je provedení dokonalého očištění ošetřované části těla. Před přiložením tejpů musí být pokožka suchá, oholená a odmaštěná. Zásadně nelze aplikovat tejp při výrazných kožních alergiích, zánětech kůže nebo rozsáhlejších plísňových onemocněních a při rozsáhlejším povrchovém krvácení (Flandera, 2010).

Zvolená poloha ošetřované partie je považována za definitivní, v průběhu provádění tejpů ji nelze měnit, aniž by se snížil účinek tejpování nebo aniž by došlo ke ztrátě funkčnosti obvazu. Ošetřovaná oblast by měla být ve středním postavení, aby následné tejpování nezpůsobilo funkční zábrany v rozsahu pohybu. Zároveň nesmí dojít k naprosto nežádoucímu zaškrcení, třebaže by mělo mít tejpování fixační účinek (Macdonald, 2010; Flandera, 2010).

Při aplikaci je důležité mít po ruce všechny potřebné materiály a splňovat tyto zásady: aplikovat na kůži při pokojové teplotě; každý tape aplikovat s ohledem na konkrétní účel; nanášet hladce a pevně; dodržovat průběh tapu s tvarem končetiny; vysvětlit klientovi funkci tapu a jak by se měl cítit; po dokončení zkontrolovat, zda je tape funkční. Tape by měly být nanášeny rovnoměrným tlakem v celém jeho průběhu (Macdonald, 2010).

Pro rekreační sportování je možné bez problémů ovládnout základní techniku tejpování při aplikaci na dolní a horní končetinu. Složitější záležitostí je tejpování např. hrudníku, některých poranění kolena apod. Nedoporučuje se komplikovanější přikládání tejpovacích pásek bez základního předchozího poučení (Flandera, 2010).

4.2 Účinky

Aplikace tejpů na poraněné měkké tkáně a klouby poskytuje podporu a ochranu těchto struktur a minimalizuje bolest a otoky v akutním stadiu. Tejp by měl posílit normální podpurné struktury v jejich uvolněné poloze a chránit poraněné tkáně před dalším poškozením (Macdonald, 2010).

Účinky tejpů mohou být seskupeny do následujících hlavních kategorií: snížení bolesti, snížení zátěže poškozených nebo zranitelných tkání, zajištění zvýšené pasivní

stability anatomických struktur, biomechanická korekce, svalová inhibice, svalová facilitace, zvýšení propriocepce a prevenci úrazů nebo zranění (Constantinou, Brown, 2010).

Pro prevenci úrazů, léčebnou rehabilitaci, propriopecí a sport se používá mnoho různých technik. Za tímto účelem se neustále vyvíjejí nové techniky, které lze využít i v běžné praxi a v nemocničním prostředí i pro nesportující jedince. (Macdonald, 2010).

Pravou prevencí je však aplikace tejpování tehdy, kdy při nácviku nových pohybů nebo konfigurací či před předpokládaným zátěžovým výkonem můžeme mikrotraumatům nebo náhlým poškozením jednotlivých tělesných partií zamezit. Tehdy jde o prevenci v pravém slova smyslu, nikoli o stabilizaci stavu (Flandera, 2010).

Je třeba jasně pochopit, že taping nenahrazuje léčbu a rehabilitaci, nýbrž doplňuje celkový program péče o zranění (Macdonald, 2010).

4.3 Indikace

Aplikace tejpování jako léčebné indikace je nejvhodnější v kombinaci s další odpovídající místní nebo celkovou léčbou. Doporučuje se u zhmožděnin, natažení i natržení vaziva, u různých kloubních defektů od subluxe, distorze až k luxaci. V zásadě je vhodné použít tejpů vždy tam, kde se dříve používalo elastické bandážování (Macdonald 2010; Flandera, 2010).

5 Systém footscan

Footscan platforma ® systém je jedním z nejčastěji používaných klinických nástrojů pro měření tlaku nohy (Xu et al., 2017).

Systém Footscan nabízí 3D dynamický graf zobrazující průběh změn tlaku nad jednotlivými senzory během oporné fáze. Graf má podobu sítě obdélníkových políček, jejichž vertikální poloha a barva se mění s velikostí zatížení (Anonymus, 2012).

Skládá se z obdélníkové desky, kde se nacházejí tisíce a tisíce vysoce citlivých senzorů (obr. 17). Citlivost a odolnost těchto senzorů je taková, že by mohly změřit všechno od kuřete po slona. Tyto senzory pak rozeberou chůzi i běh doslova na milisekundy. Provádí totiž statické a dynamické měření došlapu, data posílají do počítače, kde specializovaný software přesně vyhodnotí biomechaniku došlapu a odchylky od ideálu došlapu (Přáda, 2016).

Obrázek 17 Deska systému footscan – zdroj: RSscan International, 2019



Jednou z hlavních výhod měřicích systémů footscan® je vysoká frekvence skenování neboli rychlost skenování. Rychlost skenování určuje, kolik obrazů je zaznamenáno za sekundu a je vyjádřeno v Hz (RSscan International, 2019).

5.1 Historie

Zakladatel RSscan International, Jempi Wilssens, zlomil mnoho rekordů jako mladý sportovec. Byl frustrovaný, když zjistil, kolik tréninkových partnerů se nedokázalo

dobře připravovat, protože se jim vracejí zranění. Rozhodl se rozšířit své podiatrické znalosti a specializovat se na běžecké boty s jedním konečným záměrem - pomoci co nejvíce lidem zůstat bez zranění. V roce 1980 otevřel obchod se sportovní obuví Runners Service, aby poskytl nejlepší služby v oblasti obuvi a sportovního oblečení pro vysoce profilované běžce. Velká vášeň pro sport a atletiku vedla k touze zlepšit služby a doporučení obuvi a zahájit analýzu chůze běžců. Tak se zrodila potřeba vysokorychlostního měřicího zařízení a myšlenka footscan®. V roce 1984, po úspěšných experimentech s videokamerami na běžících páscech a modifikovaných kopírkách, byl vyvinut systém PODO-SCAN. Mohl měřit plošný tlak a vizualizoval centre of pressure. Během 80. let se uskutečnilo mnoho studií na téma sportovních úrazů spolu se sportovci, fyzioterapeuty, univerzitami a výrobcem sportovní obuvi Adidas. Studie dospěly k závěru, že 44% sportovních úrazů je způsobeno nesprávnou sportovní obuví. V roce 1994 byl na žádost generálního ředitele společnosti Adidas vyvinut nový systém footscan®. Adidas chtěl být první značkou běžecké obuvi, která by mohla doporučit absolutní botu bez rizika úrazu, která odpovídá měřenému typu nohy. Zatímco Adidas používal systém pro komerční aplikace, rostl zájem o klinické a vědecké aplikace. V roce 1998 byla společnost RSscan International založena na rostoucí mezinárodní potřebě systému footscan®. Společnost zintenzivnila svůj výzkum a vývoj vědeckého hardwaru a softwaru určeného pro podiatry, podoterapii, revalidaci, fyzioterapii, ortopedii, neurologii a osteopatii. Výrobky footscan® jsou vyvíjeny, vyráběny a distribuovány po celém světě v centrále společnosti RSscan International v Paalu v Belgii. Od roku 1998 zajišťuje společnost RSscan International špičkové odborníky ve světě sportu a biomechaniky s nejmodernějším zařízením pro měření tlaku pro vysokou přesnost analýzy chůze, což vede k celosvětovému přijetí jako jeden z nejpřesnějších systémů měření tlaku ve své oblasti (RSscan International, 2019).

5.2 Možnosti využití systému footscan

Systémy Footscan® umožňují provádět statická a dynamická měření. Základem těchto měření je nejen analýza chůze na tlakových deskách. Tyto desky mají své uplatnění jak v lékařství, tak i ve výzkumu. Díky uživatelsky příjemnému software máme příležitost ihned získat přesný a spolehlivý záznam tlaku a času. Měření mohou být prováděna s obuví i bez ní. Kromě toho, statické a dynamické tlaky získané během kroku (odvalování nohy), dávají důležité informace: určení pohybu nohy, časové parametry, prostorové parametry chůze. Všechny tyto doplňující parametry jsou velmi důležité pro vyhodnocení

charakteru chůze člověka. Konkrétně lze systém footscan využít k analýze rotace paty, rovnováhy chodidla, rovnováhy mediálně-přední části, rotace přední části, zatížení metatarsů, průběhu centra tlaku (COP) přední části, inverze, everze, flexe, extenze, aktivity palce, tuhosti palce, ale i k návrhu individuální funkční vložky obuvi. Kromě zobrazení posunu těžiště během testu stability má systém footscan® balance další velmi důležitou funkci dávající zpětnou vazbu: dynamické tlaky pod chodidlem ukazují pacientovi pohyb celého jeho těla (Preditest, 2011).

PRAKTICKÁ ČÁST

6 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

Cílem této práce je pomocí fooscanu zjistit vliv kinesiotapu a rigidního tapu na stabilitu nohy při distorzi hlezna.

Pro dosažení cíle je nutno splnit následující body:

1. Načerpání teoretických znalostí z různých zdrojů o kineziologii hlezenního kloubu a nohy.

2. Načerpání teoretických znalostí z různých zdrojů o funkci a možnostech kinesiotapu a tuhého tapu.

3. Načerpání teoretických znalostí z různých zdrojů o práci s fooscanem a jeho využití.

4. Vybrání sledovaných souborů a zjištění charakteristických znaků této skupiny.

5. Uvědomit si a nastudovat vhodné metody testování a pozorování pro potvrzení či vyvrácení mých hypotéz.

6. Sledované subjekty testovat zvolenou metodou.

Tyto výsledky budou uceleny, porovnány a diskutovány v závěru práce a budou konfrontovány s mými hypotézami.

7 HYPOTÉZY

Předpokládám, že:

1. osobám s distorzí hlezenního kloubu podpoří stabilizaci nohy více tuhý tape než kinesiotope;
2. se po zatejpování nohy s distorzí hlezenního kloubu tuhým tapem zvýší zatížení na kontralaterální DK bez distorze
3. se po zatejpování nohy s distorzí hlezenního kloubu kinesiopotapem zvýší zatížení na této noze

8 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

Ke zjištění vlivu kinesiometru a tuhého tapu na distorzi hlezna byla sledována skupina 10 osob s touto diagnózou ve věkovém rozmezí 22 – 30 let. Mezi sledovanými subjekty bylo 6 mužů a 4 ženy. Všichni probandi byli aktivní sportovci, ať už na vrcholové nebo na amatérské úrovni. Soubor byl složen z klientů, kteří se ozvali na vytvořený inzerát (viz příloha 1).

Sledování probíhalo v Centru zdraví Fakulty zdravotnických studií ZČU v Plzni. Souhlas pracoviště je součástí příloh této práce. Všechny osoby byly informovány o průběhu výzkumu a podepsaly písemný souhlas s účastí na výzkumu za účelem zpracování bakalářské práce. Souhlasy pacientů se spoluprací na této BP a publikování pořízené fotodokumentace pro potřeby BP jsou uloženy u autora práce.

9 METODIKA PRÁCE

Metodika práce probíhala u každého z probandů v těchto bodech:

1. Měření na přístroji footscan bez tapu
2. Aplikace kinesiotapu
3. Měření na přístroji footscan s kinesiotapem
4. Aplikace tuhého tapu
5. Měření na přístroji footscan s tuhým tapem.
6. Získání pořízených snímků z přístroje footscan

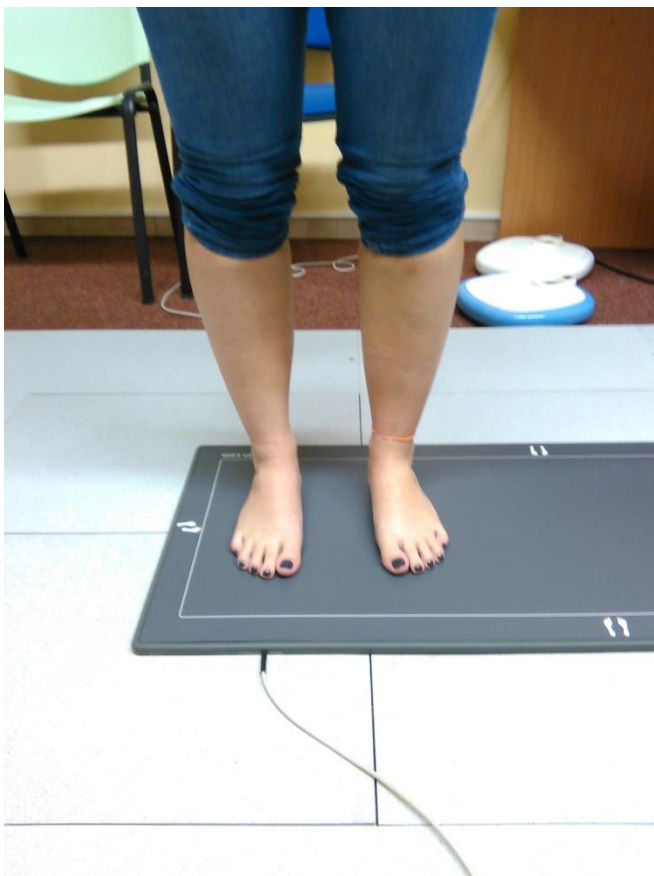
9.1 Měření na přístroji footscan

Měření na přístroji probíhala tak, že se nejprve zapnul počítač, ve kterém byl již nainstalovaný program pro spuštění a práci s footscanem. Poté byl footscan propojen s počítačem a následně byl v počítači zapnut program pro footscan. Když už vše bylo připraveno, mohla začít měření na footscanu, která probíhala ve třech variantách - bez tapu, s kinesiotapem, s tuhým tapem.

Nejprve se proband naboso postavil na plošinu footscanu a zcela uvolněný stál po dobu 30 sekund (obr. 18), zatížení obou nohou bylo zaznamenáno přístrojem pomocí tlačítka focení.

Po získání všech pořízených snímků z footscanu, proběhlo subjektivní sledování snímků všech naměřených probandů a subjektivně byl vybrán proband, u kterého výsledky znázorňovaly největší rozdíly mezi měřeními bez tapu, s kinesiotapem a s tuhým tapem.

Obrázek 18 Měření při stoji (varianta bez tapu) – zdroj: vlastní



Následně se proband postavil na zkoumanou dolní končenu (obr. 19) a po ustálení stoje na jedné DK byl znovu zachycen snímek pomocí footscanu.

Obrázek 19 Měření při stoji na 1 DK (varianta s tuhým tapem) – zdroj: vlastní



Poté následoval dřep znovu na dobu 30 sekund (obr. 20) a zaznamenání zatížení obou DK přístrojem footscan.

Obrázek 20 Měření při dřepu (varianta s kinesiotapem) – zdroj: vlastní



Poslední částí měření byla chůze. Ta probíhala tak, že proband stál ve vzdálenosti alespoň 2 metry od plošiny footscanu, na druhé straně plošiny stála další osoba přibližně ve stejné vzdálenosti od plošiny, a proband zahájil chůzi směrem k této osobě. Po celou dobu chůze se proband díval na tuto osobu a byl nabádán k přirozené chůzi (obr. 21).

Obrázek 21 Měření při chůzi (varianta s kinesiopapem) - zdroj: vlastní



Vzhledem ke krátké délce plošiny footscanu se ne vždy podařilo zachytit odval obou dolních končetin, tudíž se chůze musela často opakovat. Až když byl footscanem zachycen odval obou DKK, byl pomocí přístroje zachycen snímek.

Při všech těchto měřeních (stoj, stoj na 1 DK, dřep, chůze) byl kladen důraz na to, aby tato měření byla prováděna u všech probandů stejně. Nicméně nelze zaručit, že všechna měření proběhla u všech probandů identicky.

9.2 Aplikace kinesiopapu

Kinesiopape byl aplikovaný podle publikace Terapeutické využití kinesiopapu od Bc. Jitky Kobrové a MUDr. et Mgr. Roberta Války. Proband seděl, případně ležel na lehátku na zádech s nataženými dolními končetinami. Hlezenní kloub byl v neutrální pozici a kotva tapu byla bez napětí umístěna z dorzální strany do oblasti prvního metatarzu (obr. 22) a stále bez napětí byla dále vedena až do poloviny plosky nohy (obr. 23).

Obrázek 22 Aplikace kinesiotapu (a) - zdroj: vlastní



Obrázek 23 Aplikace kinesiotapu (b) - zdroj: vlastní



Následně byl proband vyzván k dorzální flexi a pronaci nohy za současné fixace kotvy. Tape se poté napnul na 50% a konec tapu byl nalepen opět bez napětí ve výšce přibližně 2/3 zevní strany bérce. Poté mezi distální a proximální částí tapu vznikl „most“.

(obr. 24).

Obrázek 24 Aplikace kinesiotapu (c) - zdroj: vlastní



Při fixaci kotvy i konce tapu byl proband vyzván k plantární flexi a supinaci nohy (obr 25).

Obrázek 25 Aplikace kinesiotapu (d) - zdroj: vlastní



V tomto postavení byl následně tape důkladně zahlazěn (obr. 26).

Obrázek 26 Aplikace kinesiotapu (e) - zdroj: vlastní



Pro důkladnou stabilizaci hlezenního kloubu byl aplikován druhý tape pro korekci kalkaneu do everze. Kotva tohoto tapu byla umístěna na mediální straně nohy do oblasti za vnitřním kotníkem. Napětí tapu a manuální tlak byl vyvíjen směrem do everze (obr. 27).

Obrázek 27 Aplikace kinesiotapu (f) - zdroj: vlastní



Tape byl napínán na 75-100% a konec tapu byl umístěna do oblasti zevního kotníku. Následně proběhlo opět důkladné zahlázení. Na obrázku 28 je znázorněn hotový kinesiotope.

Obrázek 28 Hotový kinesiotope - zdroj: vlastní



9.3 Aplikace tuhého tapu

Tuhý tape byl aplikovaný podle návodu společnosti Kine-MAX (Fixační tejpung - Tejpung pro podporu kotníku - tzv. mašličkový úvaz). Proband při celé aplikaci buď seděl, nebo ležel na zádech s nataženou ošetřovanou dolní končetinou tak, aby koleno bylo v extenzi a zároveň větší část bérce byla mimo lehátko. Zároveň bylo nutné, aby proband po celou dobu aplikace udržel hlezenní kloub v neutrálním postavení.

Nejprve byla provedena cirkulární obtočka tapem zhruba ve výšce 1/3 bérce. Pro zlepšení kotevní plochy bylo provedeno zdvojení této cirkulární obtočky (obr. 29).

Obrázek 29 Aplikace tuhého tapu (a) - zdroj: vlastní



Následně proběhlo kotvení pásky na vnitřní straně bérce na cirkulární obtočce. Tato páska byla vedena od vnitřní strany šikmo přes bérce na stranu zevní, hrana pásky šla k hraně zevního kotníku (obr. 30).

Obrázek 30 Aplikace tuhého tapu (b) - zdroj: vlastní



Poté páska procházela na plosce nohy nad patou a dále směřoval šikmo dolů do

oblasti pod vnitřním kotníkem až do přechodu pata – Achillova šlacha (obr. 31).

Obrázek 31 Aplikace tuhého tapu (c) - zdroj: vlastní



Následně byla páska vyvedena na zevní stranu nohy a překryla plochu zevního hlezenního kloubu. Od zevního kotníku byla vyváděna vodorovně obtočka šikmo přes nárt na opačnou stranu nohy do oblasti vnitřní hrany podélné klenky (obr. 32)

Obrázek 32 Aplikace tuhého tapu (d) - zdroj: vlastní



Dále byla páska vedena znovu pod patu a zároveň částečně překrývala předešlou část pásky. Páska byla vyvedena na zevní straně nohy a směřovala s překrytím zevního kotníku proximálním směrem na kotevní cirkulární obtočku v 1/3 bérce, kde byla páska ukončena (obr. 33).

Obrázek 33 Aplikace tuhého tapu (e) - zdroj: vlastní



Uzavírání proběhlo opět pomocí cirkulární obtočky v 1/3 bérce, která byla umístěna na předchozí obtočku. Na závěr bylo nutné velmi pečlivě vytvarovat a zahladit tape pro kvalitní přilnutí k pokožce. Hotový tuhý tape je na obrázku 34.

Obrázek 34 Hotový tuhý tape – zdroj: vlastní



9.4 Získání pořízených snímků z přístroje footscan

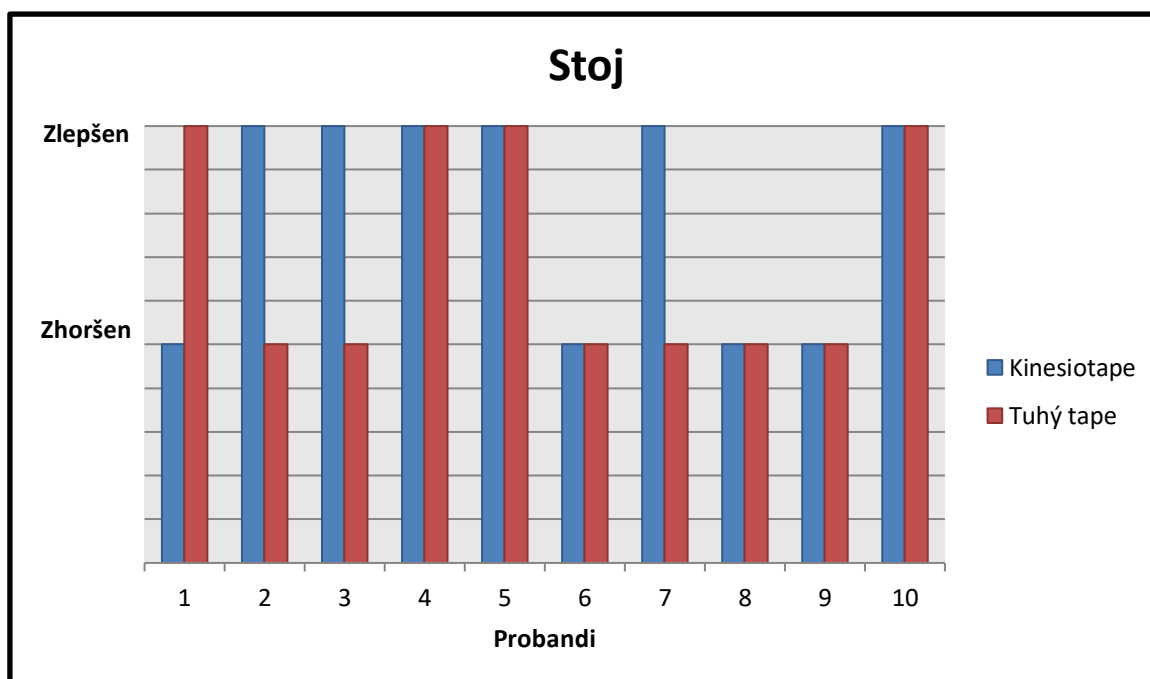
Každý z pořízených snímků byl z přístroje footscan získán následujícím způsobem. Snímek byl otevřen v počítačovém programu pro práci s footscanem, poté byla na klávesnici počítače stisknuta klávesa Print green (Prnt Scrn) a následně byl v počítači otevřen program Malování. Malování bylo spuštěno stisknutím tlačítka Start na systémové liště v levém dolním rohu, vybrána položka Programy - Příslušenství - Malování. Po otevření programu Malování byla stisknuta kombinace kláves CTRL+V. V ploše programu se objevil snímek z footscanu, který byl následně v programu Malování oříznut a uložen do počítače na potřebné místo.

10 VÝSLEDKY

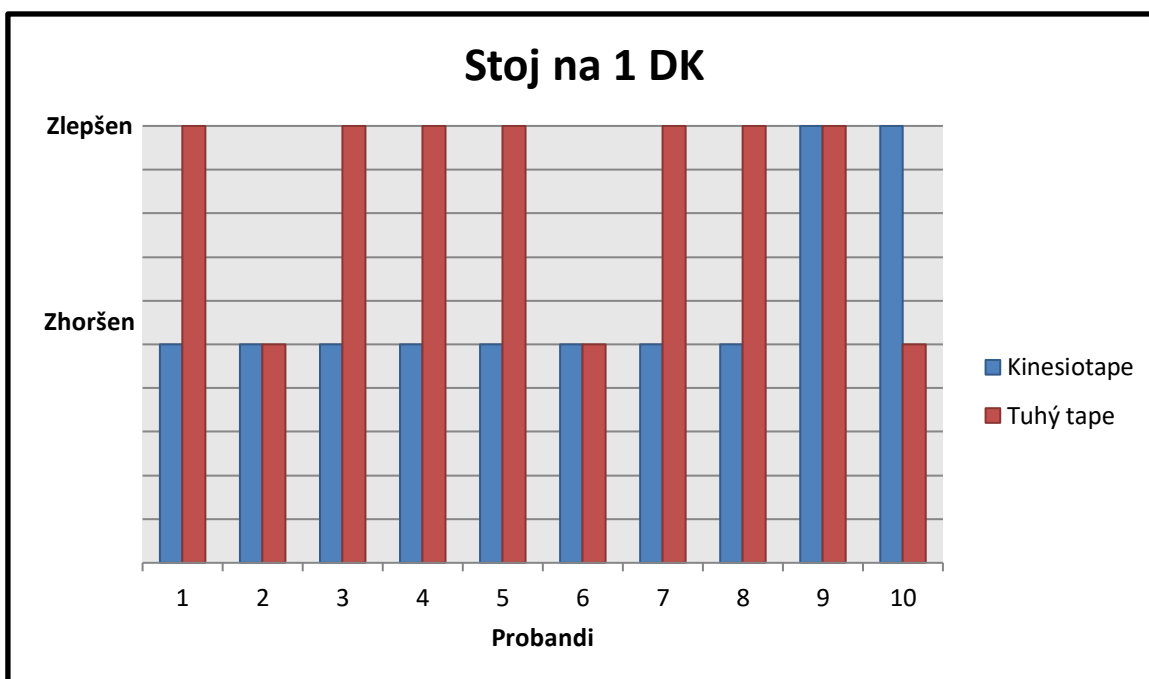
Tabulka 1 Výsledky měření s tapy oproti měření bez tapů – zdroj: vlastní

Proband	Kinesiotape				Tuhý tape			
	Stoj	Stoj na 1 DK	Dřep	Chůze	Stoj	Stoj na 1 DK	Dřep	Chůze
1	Zhoršen	Zhoršen	Zlepšen	Zhoršena	Zlepšen	Zlepšen	Zhoršen	Zhoršena
2	Zlepšen	Zhoršen	Zlepšen	Zlepšena	Zhoršen	Zhoršen	Zhoršen	Zhoršena
3	Zlepšen	Zhoršen	Zhoršen	Zlepšena	Zlepšen	Zlepšen	Zhoršen	Zhoršena
4	Zlepšen	Zhoršen	Zhoršen	Zhoršena	Zhoršen	Zlepšen	Zlepšen	Zlepšena
5	Zhoršen	Zhoršen	Zlepšen	Zhoršena	Zhoršen	Zlepšen	Zlepšen	Zhoršena
6	Zlepšen	Zhoršen	Zlepšen	Zhoršena	Zlepšen	Zhoršen	Zlepšen	Zlepšena
7	Zhoršen	Zlepšen	Zlepšen	Zhoršena	Zlepšen	Zlepšen	Zlepšen	Zhoršena
8	Zhoršen	Zhoršen	Zhoršen	Zlepšena	Zhoršen	Zlepšen	Zhoršen	Zlepšena
9	Zhoršen	Zlepšen	Zhoršen	Zhoršena	Zhoršen	Zlepšen	Zhoršen	Zlepšena
10	Zlepšen	Zhoršen	Zhoršen	Zhoršena	Zlepšen	Zhoršen	Zlepšen	Zlepšena

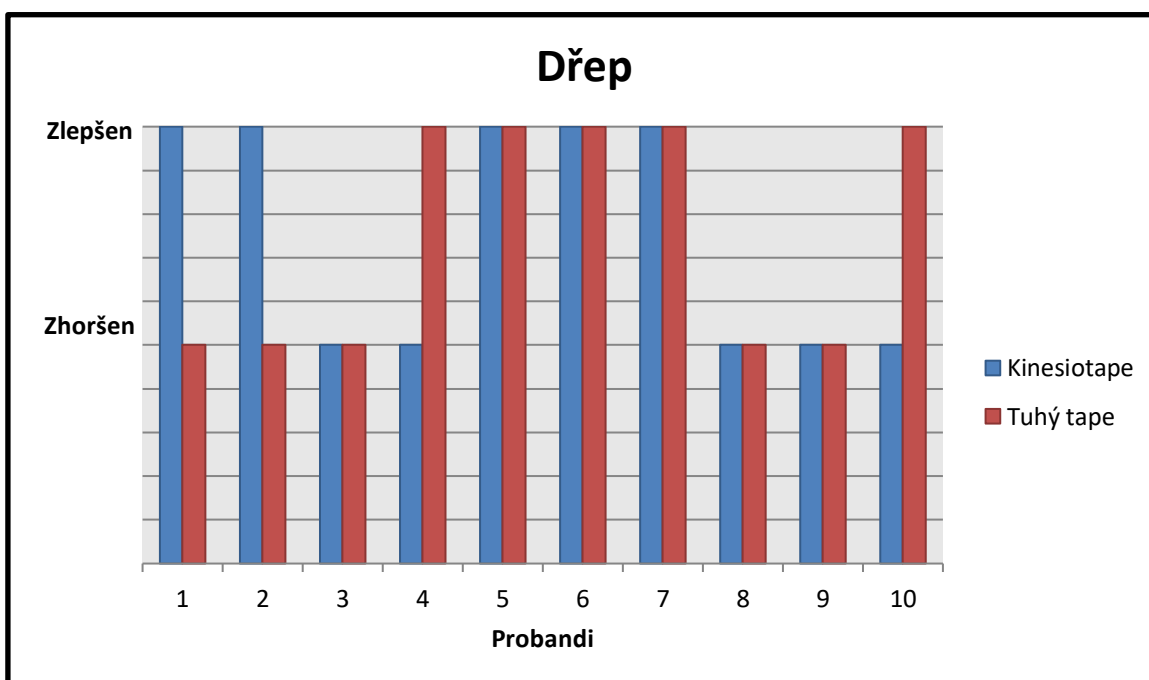
Graf 1 Výsledky měření s tapy oproti měření bez tapů – zdroj: vlastní



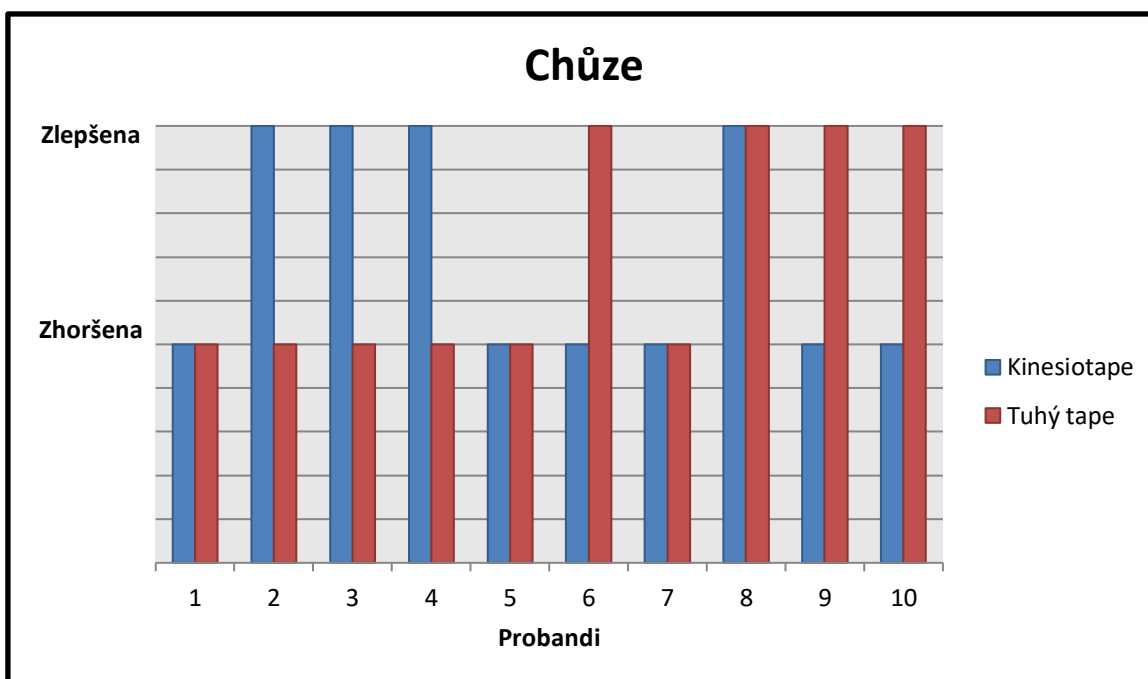
Graf 2 Výsledky měření s tapy oproti měření bez tapů – zdroj: vlastní



Graf 3 Výsledky měření s tapy oproti měření bez tapů – zdroj: vlastní



Graf 4 Výsledky měření s tapy oproti měření bez tapů – zdroj: vlastní



Pro největší rozdíly výsledků mezi měřeními bez tapu, s kinesiotapem, a s tuhým tapem byl vybrán k následujícímu popisu proband č. 9.

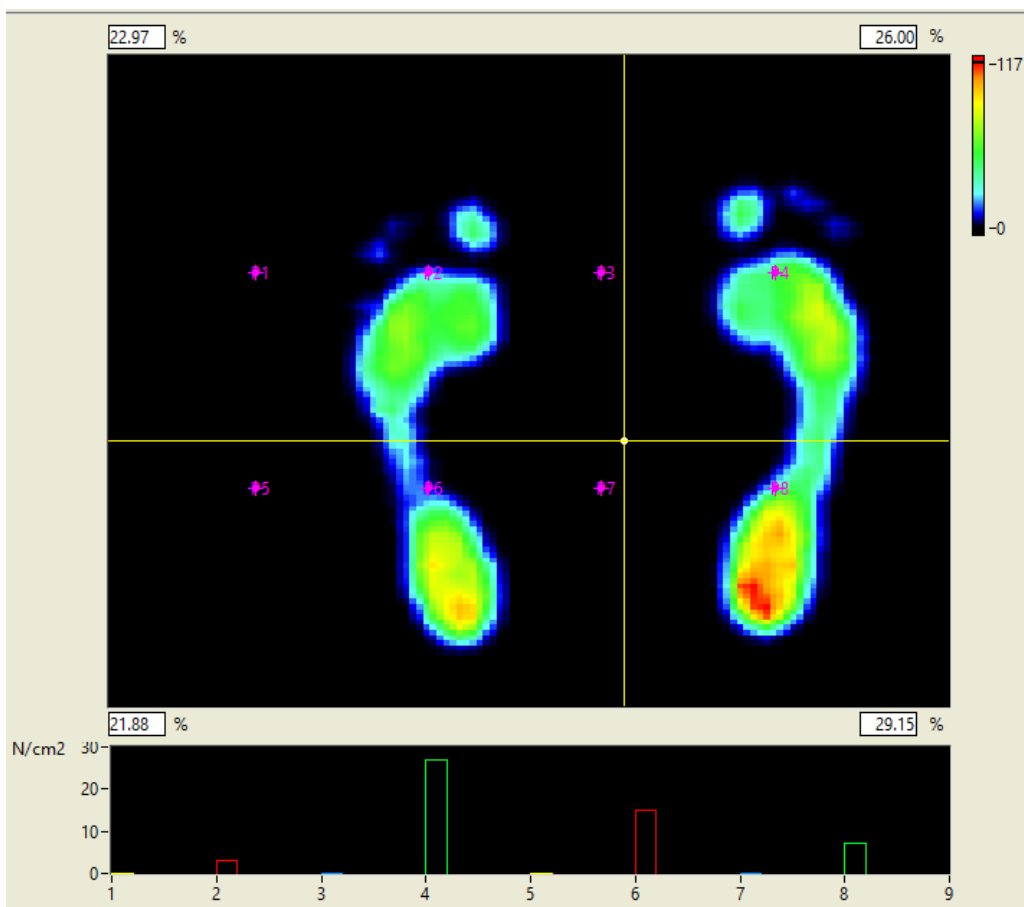
10.1 Proband č. 9

U probanda č. 9 byl cílem tapování pravý hlezenní kloub, který byl po pětinasobné distorzi. Poslední distorze proběhla 13. září 2018, měření proběhlo 5. prosince 2018, čili necelé tři měsíce po úrazu. U probanda č. 9 šlo tedy o chronickou distorzi hlezenního kloubu.

Na každém z následujících obrázků je v pravém horním rohu barevná stupnice, která znázorňuje míru zatížení nohou při stoji, stoji na 1 DK, dřepu a při chůzi. Červená znázorňuje největší zátěž, černá pak nejmenší.

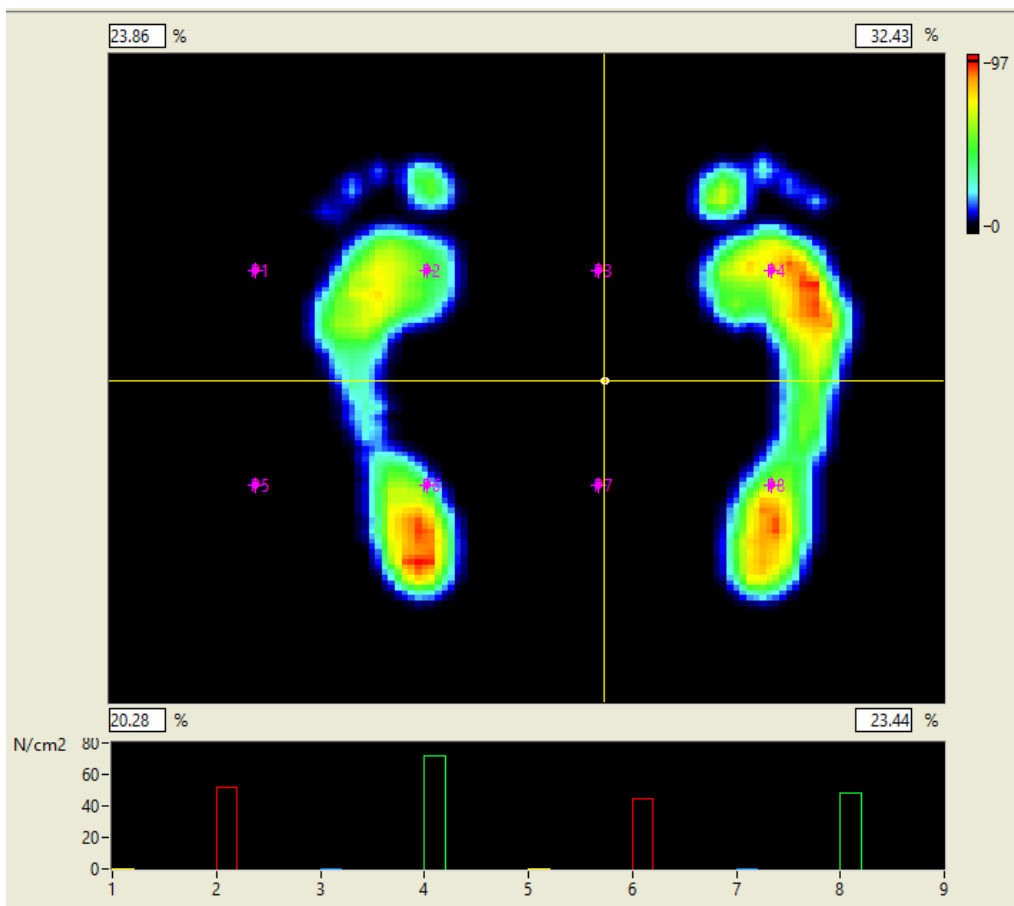
10.1.1 Stoj

Obrázek 35 Stoj bez tapu



Při stoji bez tapu lze na obrázku č. 35 vidět, že proband příliš zatěžuje pravou patu, a to nejvíce z dorzomediální strany. Dále můžeme z obrázku vyčíst, že na levé noze je malé zatížena střední část laterální hrany podélné klenby nožní. Co se týká zatížení prstů, tak na pravé noze na obrázku nevidíme zatížení 5. prstu, na noze levé k tomuto prstu přibyl i prst 2.

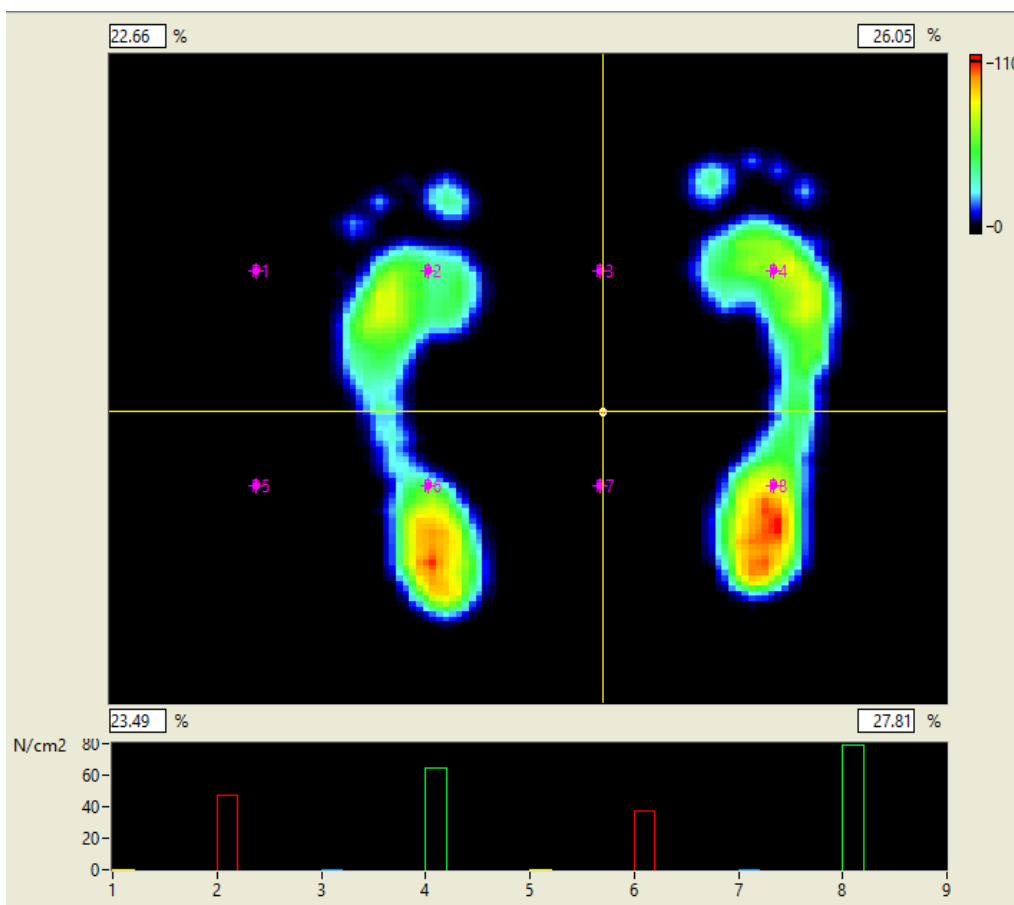
Obrázek 36 Stoj s kinesiotapem



Na obrázku č. 36 můžeme vidět stoj s kinesiotapem. Proband při tomto stoji nadměrně zatěžuje obě paty, více však patu levou. Laterální hrana podélné klenby na levé noze je opět málo zatížená. Přílišná zátěž se objevuje na předonoží, a to na pravé noze. Na 5. prstu není vidět žádná zátěž bilaterálně.

K výrazné změně oproti předchozímu stoji bez tapu došlo především na pravém předonoží a levé patě, kde došlo k nadměrnému zatížení.

Obrázek 37 Stoj s tuhým tapem



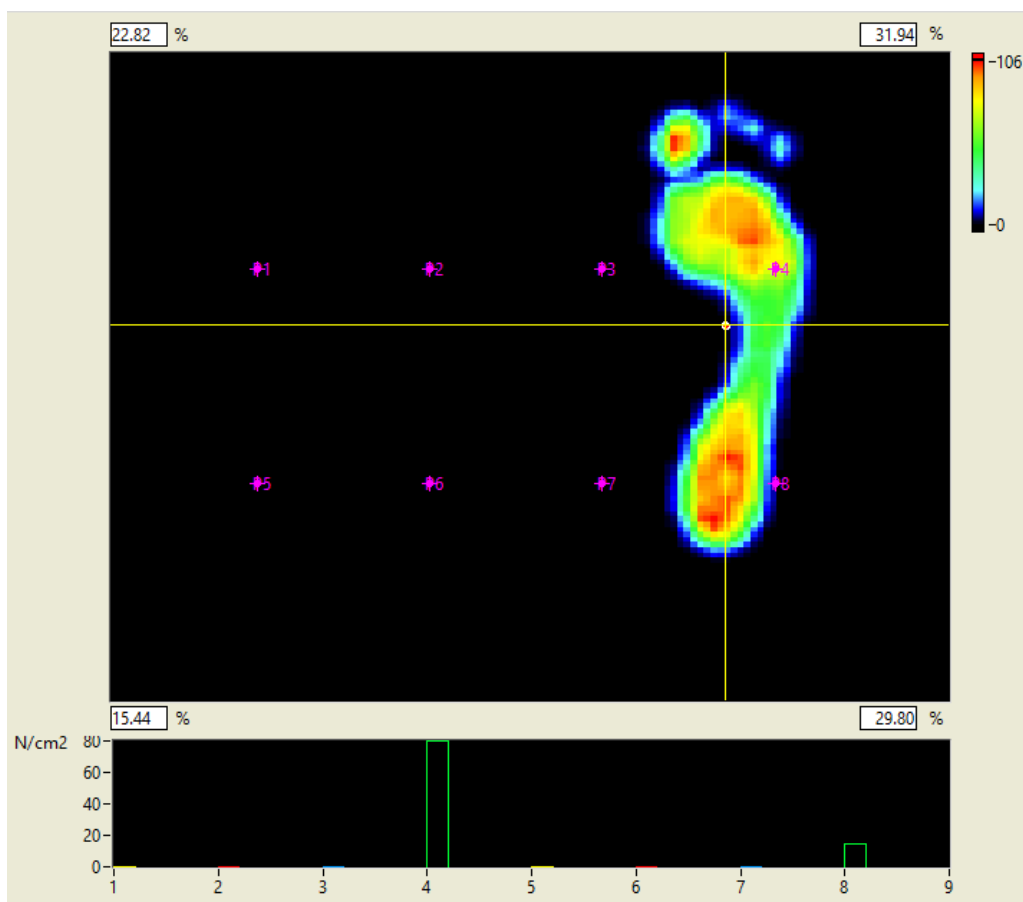
Obrázek č. 37 znázorňuje stoj probanda s tuhým tapem. Na tomto obrázku vidíme přetěžování obou pat, pravé paty více. Znovu bez zátěže je 5. prst bilaterálně.

Při porovnání tohoto stoje se stojem bez tapu se na pravé noze nic výrazně nezměnilo, naopak při porovnání tohoto stoje se stojem s kinesiotapem se zřetelně snížil tlak na pravé předonoží.

Když srovnáme levou nohu, tak hlavní změny se objevují na patě, kde při stoji bez tapu je pata v normálním zatížení, při stoji s tuhým tapem se zátěž zvětšuje a největší tlak na patu je u stoje s kinesiotapem.

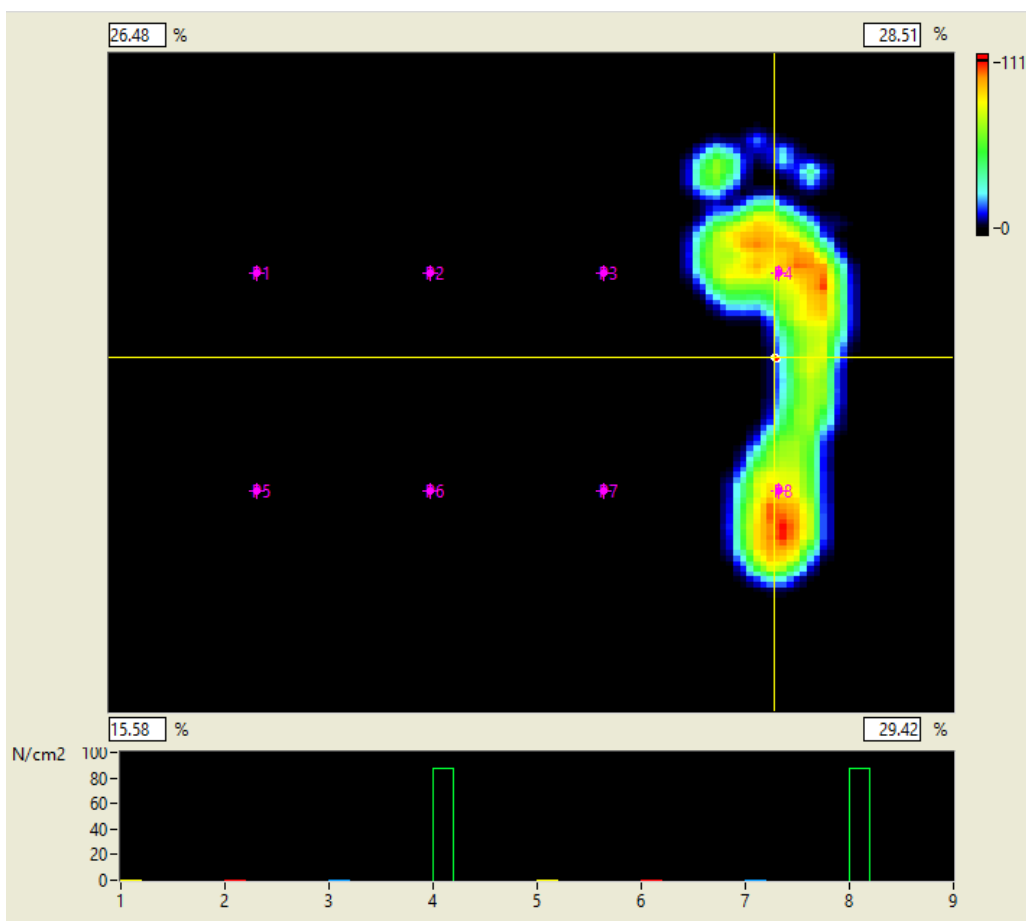
10.1.2 Stoj na 1 DK

Obrázek 38 Stoj na 1 DK bez tapu



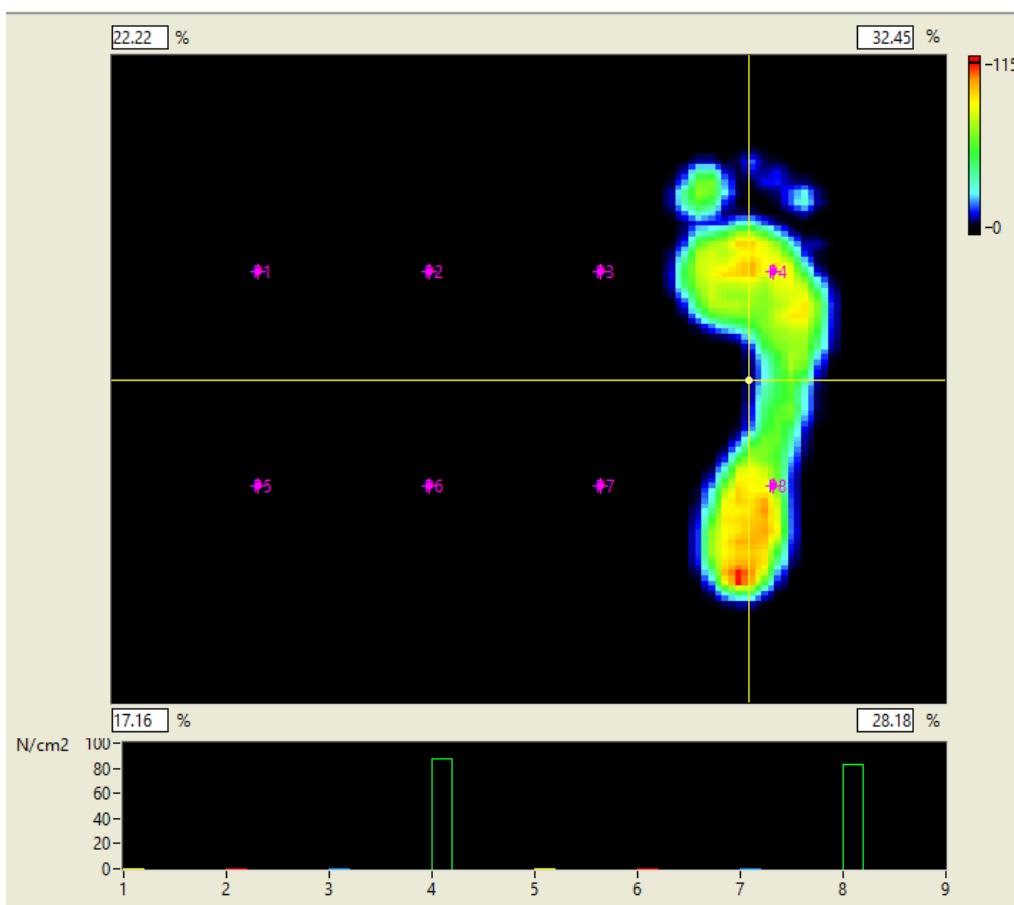
Při stožení na pravé dolní končetině bez zatejpvání můžeme na obrázku č. 38 vidět velké zatížení paty, předonoží a palce. 5. prst opět není zatížen.

Obrázek 39 Stoj na 1 DK s kinesiotapem



Na obrázku č. 39, který znázorňuje stoj na pravé dolní končetině s kinesiotapem, vidíme opět velké zatížení paty, ale již není tak velké jako na předchozím snímku stoje na pravé DK bez tapu. Zátěž na předonoží se také snížila, ale zároveň se periferizovala do stran. Zatížení palce se snížilo tak, že je v normě. 5. prst je znovu bez zatížení.

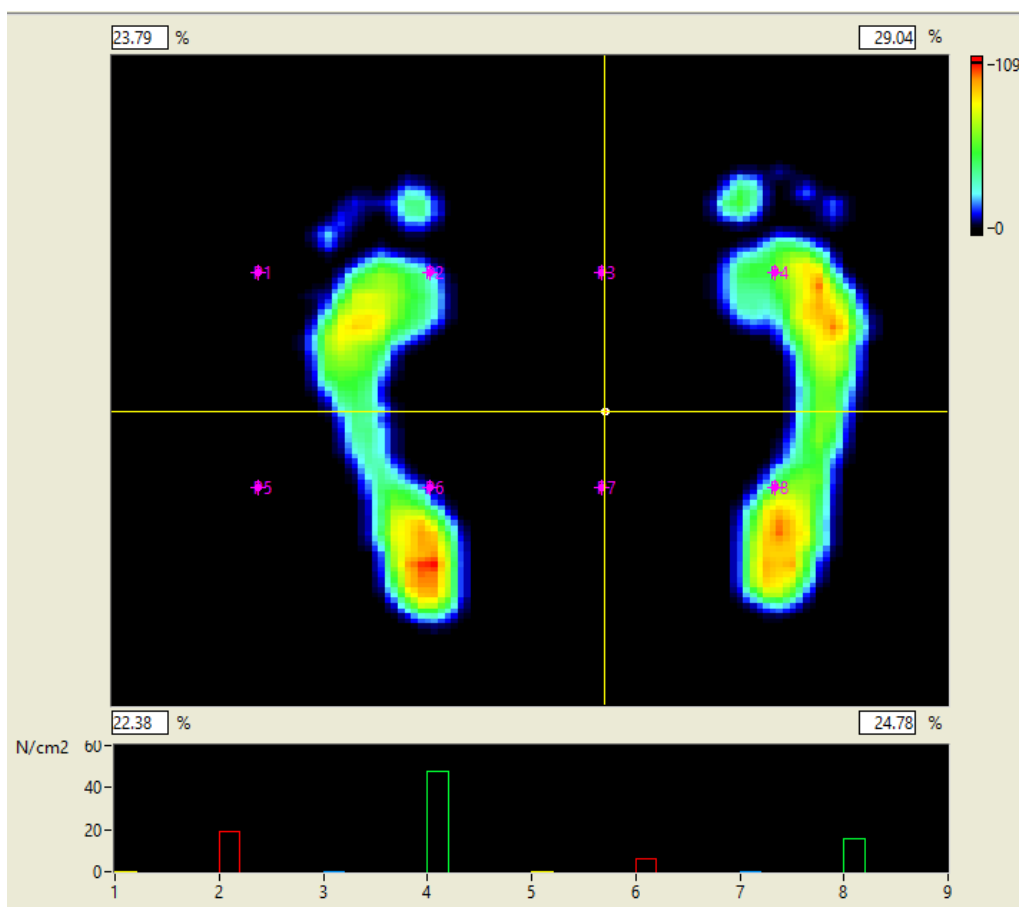
Obrázek 40 Stoj na 1 DK s tuhým tapem



Stoj na pravé dolní končetině s tuhým tapem nám na obrázku č. 40 znázorňuje, že proband zatěžuje patu ještě méně než při stoji na zatejpované DK tuhým tapem, a tudíž nejméně z těchto tří měření. Stejně tak předonoží je na tomto obrázku zatěžováno mnohem méně než na dvou předešlých snímcích. Znovu je 5. prst bez zátěže.

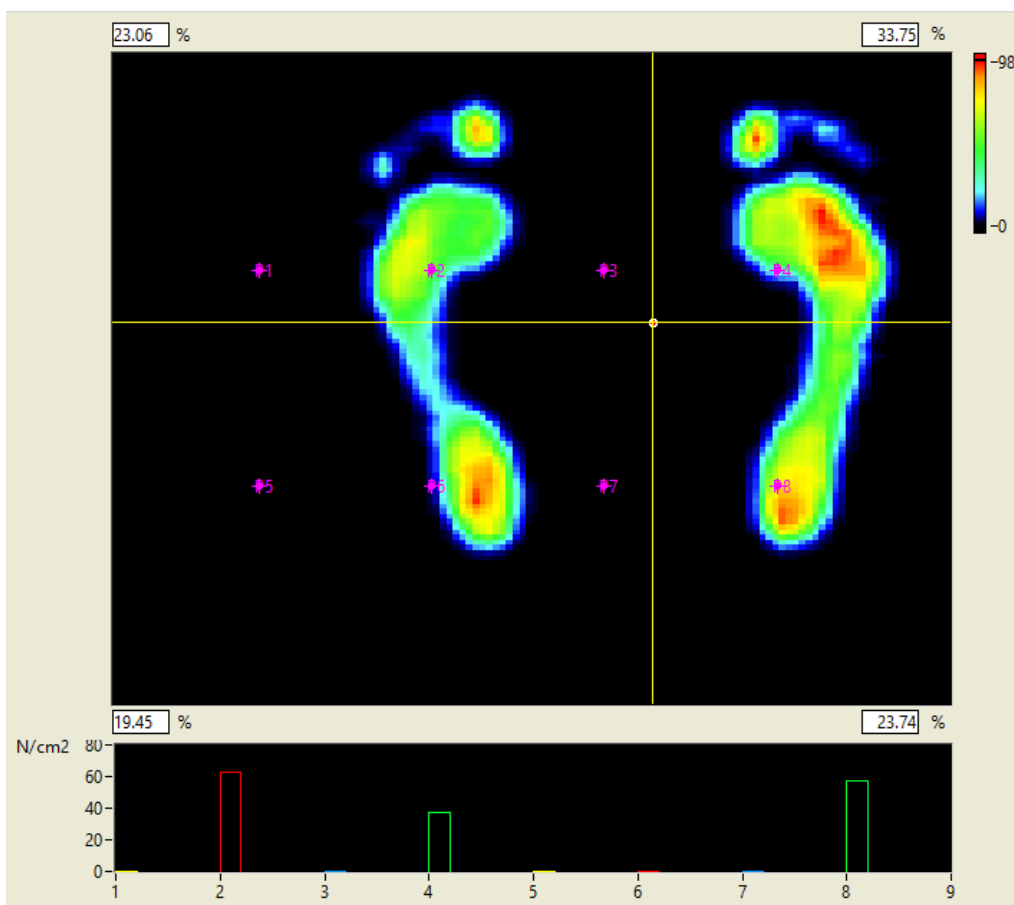
10.1.3 Dřep

Obrázek 41 Dřep bez tapu



Na obrázku č. 41 vidíme dřep probanda bez tapu. Z tohoto obrázku lze říci, že proband při této pozici relativně hodně zatěžuje obě paty, více však na levé noze. Na pravé noze přetěžuje i předonoží, spíše s laterální strany. Můžeme opět vidět menší zátěž na laterální hraně podélné klenby na levé noze v porovnání s druhou nohou. Znovu není patrná zátěž na 5. prst bilaterálně a je jen lehká zátěž na 2. prstu pravé nohy.

Obrázek 42 Dřep s kinesiotapem

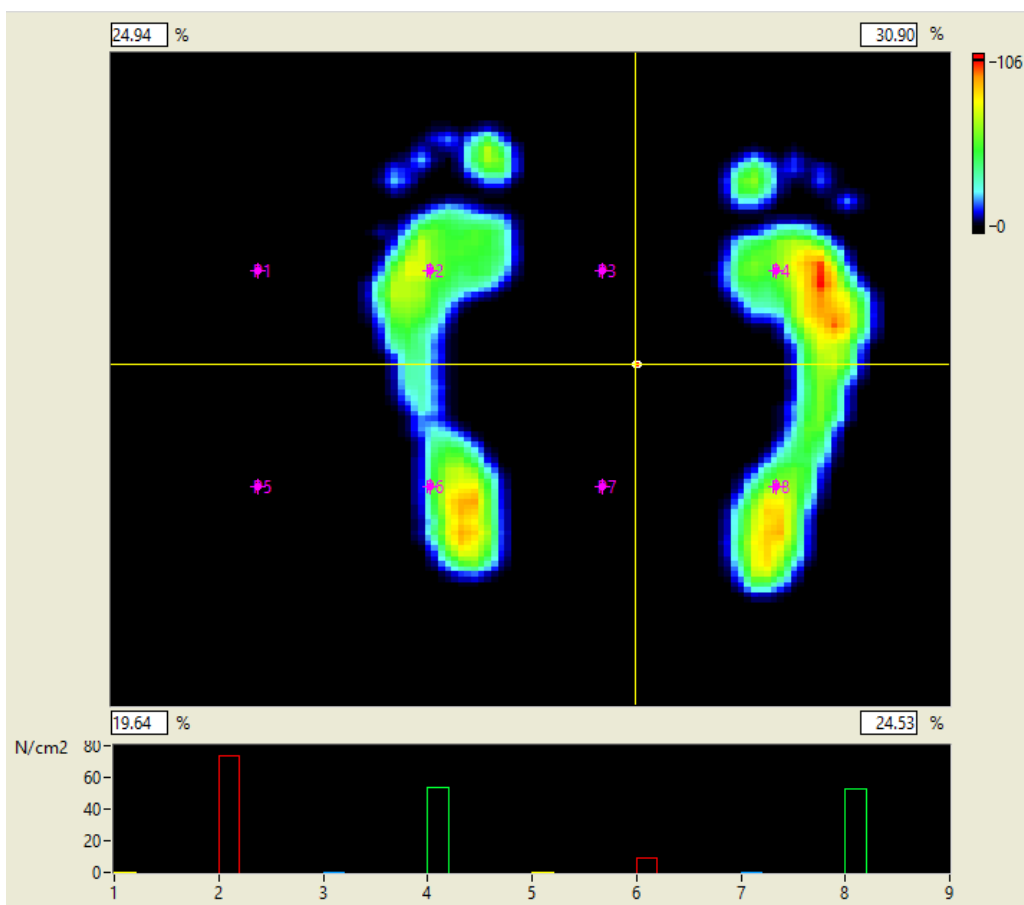


Při dřepu s kinesiotapem (obr. 42) se zátěž na pravé noze jednoznačně zvýšila. Na patě se přesunula posteriorně, na předonoží anteriorně. Navíc se výrazně zvýšilo zatížení palce na pravé noze.

Na levé noze se taktéž objevila zátěž na palci, ne však tak výrazně. Na ostatních částech levé nohy došlo naopak k mírnému snížení zátěže, což se odrazilo opět na laterální hraně podélné klenby, a také na 2. prstu.

5. prst opět bez zátěže bilaterálně.

Obrázek 43 Dřep s tuhým tapem

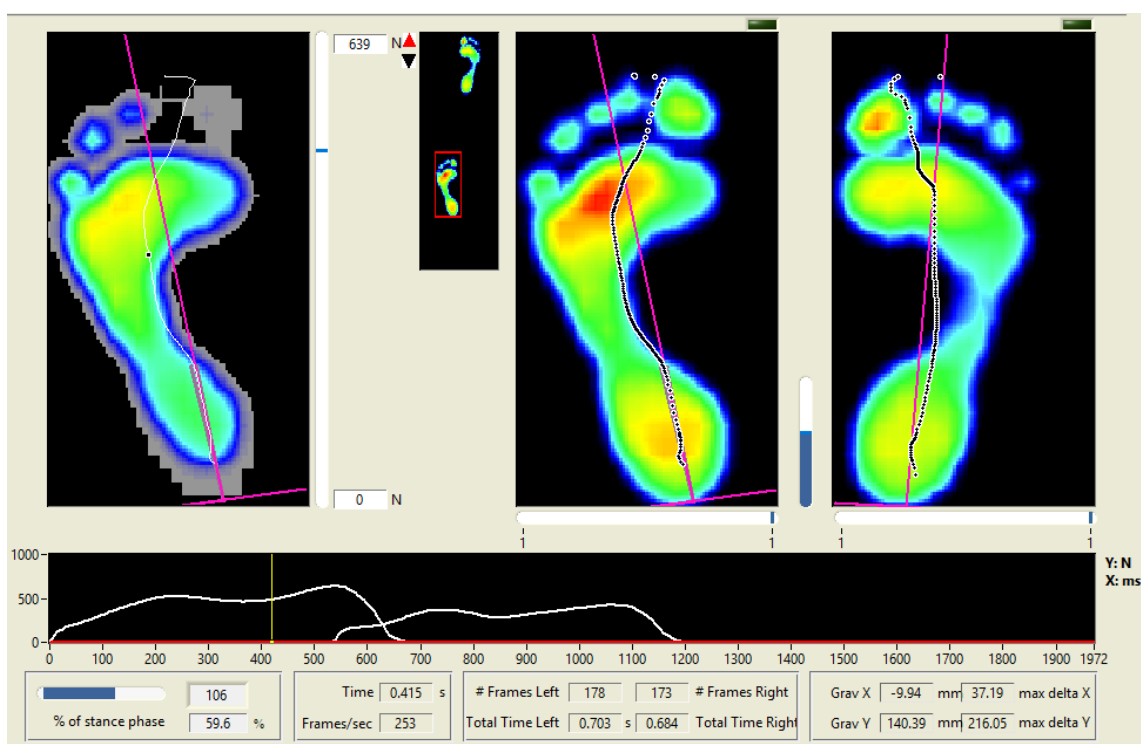


Obrázek č. 43 nám ukazuje dřep probanda s tuhým tapem. Zde je nejvýraznější zvýšený tlak na předonoží pravé nohy na laterální straně, ovšem je menší než u dřepu s kinesiotapem, ale je větší než u dřepu bez tapu. Na patě pravé nohy je zde zátěž nejmenší ze všech tří variant a na palci se zatížení vrátilo do normy.

Na levé noze došlo ke snížení zátěže oproti dřepu bez tapu i oproti dřepu s kinesiotapem, co se týká paty, středonoží i předonoží. Na palci se stejně jako na pravé noze snížila zátěž oproti dřepu s kinesiotapem do normy.

10.1.4 Chůze

Obrázek 44 Chůze bez tapu

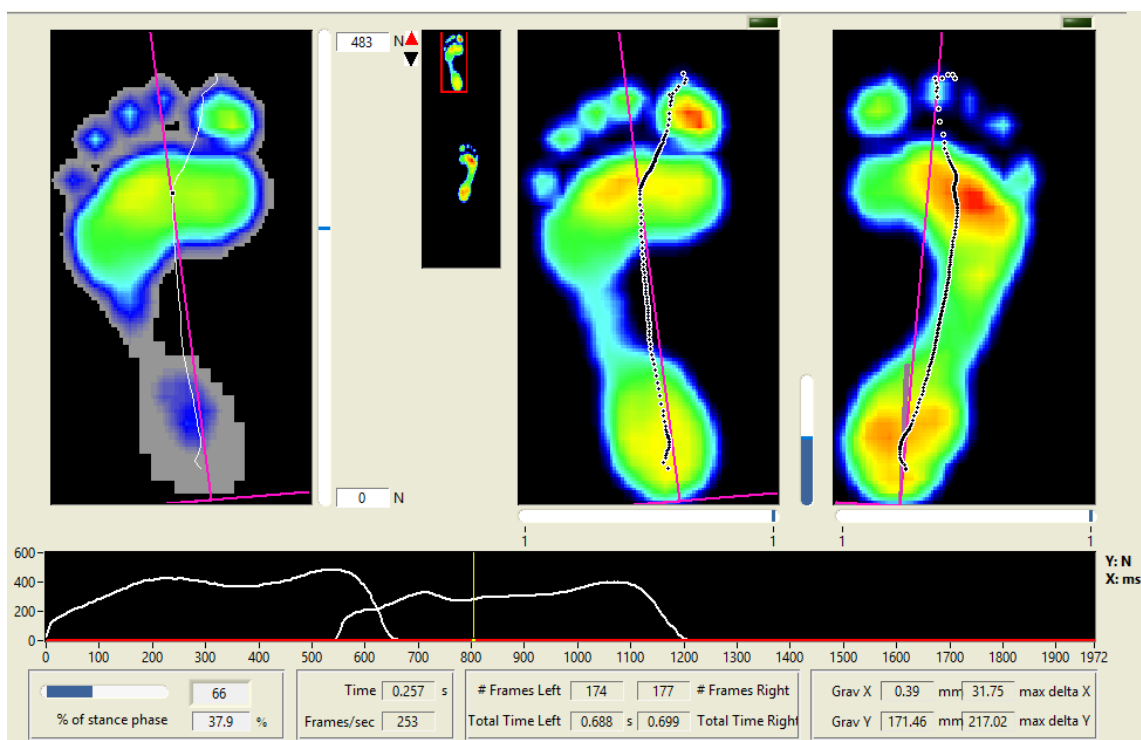


Při chůzi bez tapu (obr. 44) je nejpatrnější nadměrná zátěž na levém předonoží a na pravém palci. Zároveň můžeme vidět nedostatečné zatížení laterální hrany podélné klenby na pravé noze.

Trajektorie COP na levé noze začíná na patě téměř uprostřed, uchyluje se ale spíše k mediální hraně. Dále pokračuje na středonoží s mírnou odchylkou k laterální hraně nohy a od předonoží pokračuje mediálně směrem k palci na jeho zevní stranu.

Trajektorie COP na pravé noze začíná na patě také uprostřed, ale více se uchyluje k laterální straně oproti levé noze. Pokračuje rovně přes střed nohy bez větších odchylek až k předonoží, odkud směřuje mediálním směrem znovu na zevní stranu palce, ovšem už palcem probíhá více než na levé noze.

Obrázek 45 Chůze s kinesiotapem



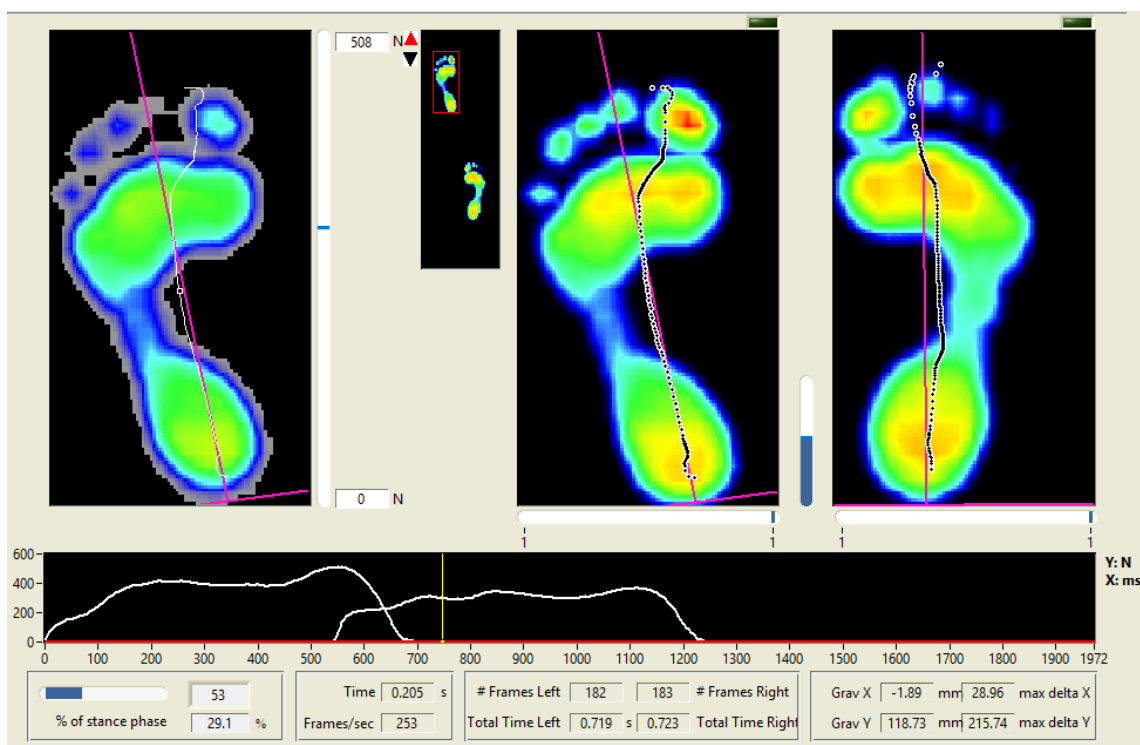
Chůze s kinesiotapem (obr. 45) u probanda způsobila velkou změnu v porovnání s chůzí bez tapu. Na levé noze, kde na předchozím snímku bylo patrné velké zatížení předonoží, se nyní přetížení téměř nevyskytuje a přesunulo se na palec této nohy. Dále se snížila zátěž na laterální hraně podélné klenby levé nohy.

Na pravé noze zmizelo větší zatížení palce, které se přesunulo hlavně na oblast předonoží a lehce i na patu. Též se změnilo zatížení laterální hrany podélné klenby této nohy, které byla při předchozím stoji snížena.

Na levé noze trajektorie COP začíná uprostřed paty a probíhá rovně přes středonoží až k předonoží. Zde je rozdíl oproti chůzi bez tapu, jelikož na tomto obrázku není patrné žádné výrazné odchýlení laterálním směrem. Na předonoží se zde COP stáčí mediálně na palec, ovšem už více mediálně než na předchozí chůzi bez tapu.

Trajektorie COP na pravé noze opět začíná na středu paty, přes střed nohy se odchyluje lehce laterálně a směřuje na předonoží, odkud jde na 2. prst. Zde je patrný největší rozdíl v porovnání s levou nohou, i v porovnání s chůzí bez tapu, kde COP končilo na palci.

Obrázek 46 Chůze s tuhým tapem



Na obrázku č. 46 můžeme vidět, že nejvýraznější zátěž při chůzi s tuhým tapem je na palci levé nohy. Dále je na levé noze opět málo zatížená laterální hrana podélné klenby, stejně jako na pravé, na levé ovšem méně. Na pravé noze lze také zaznamenat nezatížení 5. prstu.

Z těchto tří variant chůze můžeme říci, že na levé noze bylo největší zatížení předonoží při chůzi bez tapu, při chůzi s kinesiotapem a s tuhým tapem toto zatížení vymizelo a přesunulo se na palec. Současně při chůzi s oběma tapy se příliš snížila zátěž laterální hrany podélné klenby levé nohy.

Na pravé noze byl při chůzi bez tapu lehce přetížen palec, toto přetížení se snížilo při chůzi s tuhým tapem a ještě více s kinesiotapem. Tato zátěž se z palce přesunula na předonoží a na patu, kdy největší zatížení paty a hlavně předonoží nastalo při chůzi s kinesiotapem.

Začátek trajektorie COP na levé noze opět začíná uprostřed paty, pokračuje rovně středem středonoží a v místě předonoží se stáčí mediálně znovu k palci. Rozdíl mezi touto trajektorií a trajektorií COP při chůzi bez tapu je pouze v lehkém odchýlení ve střední části nohy. Trajektorie COP při chůzi s kinesiotapem a s tuhým tapem jsou téměř stejné.

Trajektorie COP na pravé noze u tohoto snímku se s levou nohou liší pouze v konečné fázi COP, kdy na levé noze COP končí na palci a na pravé mezi palcem a 2. prstem.

Když porovnáme trajektorie COP na pravé noze v každé variantě chůze, tak největší rozdíl je opět na konci trajektorie, kdy při chůzi bez tapu trajektorie končí na palci, při chůzi s kinesiotapecem na 2. prstu a s tuhým tapem mezi palcem a 2: prstem.

11 DISKUZE

Tato bakalářská práce se zaměřuje na pozorování a porovnávání stabilizačního účinku kinesiotalpu a tuhého tapu aplikovaných na hlezenní kloub u probandů s distorzí. Měření probíhalo pomocí přístroje footscan, a to při stoji, stoji na 1 DK, dřepu a při chůzi.

Při vyhodnocení nebyla provedena statistická významnost, a tak můžeme říci, že vyhodnocení výsledků je pouze subjektivním názorem autora práce.

Hans-Jürgen Montag, který se stal fyzioterapeutem německého hokejového národního mužstva a dnes je známý jako expert na tejpování, tvrdí, že žádná jiná bandáž nenabízí při sportovních aktivitách tak vysokou stabilitu a díky tomu i bezpečnou ochranu před zraněními jako kinesiotalpe (Weiss, 2015).

Ovšem z výsledků, které nám vyšly, je zřejmé, že při měření byl - v porovnání se stojem bez tapu - stoj s kinesiotalpem stabilnější pouze u poloviny probandů. Navíc při stoji s kinesiotalpem došlo ke zvýšení zatížení na patách, a i na předonoží, kde byl umístěn kinesiotalpe, což ukazuje na zhoršení stability nohy s kinesiotalpem. Tím bylo zároveň potvrzeno, že kinesiotalpe zvýší zatížení na zatejpovanou nohu (hypotéza č. 3), čili nohu destabilizuje. Při stoji s tuhým tapem byly výsledky shodné. Znovu došlo ke zlepšení pouze u poloviny probandů. Navíc se ještě potvrdila hypotéza č. 2, kdy se při stoji s tuhým tapem více zatížila kontralaterální končetina. Lze tedy říci, že pro stoj není kinesiotalpe nejlepším řešením pro zajištění stability, jelikož tuhý tape má při stoji stejný stabilizační účinek jako kinesiotalpe.

Při stoji na 1 DK zatejpované kinesiotalpem došlo k mírnému zlepšení pouze u 2 z 10 probandů, u zbylých 8 probandů kinesiotalpe nohu znovu destabilizoval. Naproti tomu tuhý tape snížil zatížení na palci, předonoží i na patě u 8 z 10 probandů a jen u dvou došlo ke zhoršení. Z toho lze vyvodit, že při stoji na 1 DK tuhý tape zlepšil stabilitu nohy lépe než kinesiotalpe (hypotéza č. 1).

Během měření při dřepu s kinesiotalpem došlo ke zlepšení stability u poloviny probandů, u druhé poloviny došlo ke zhoršení. Při měření dřepu s tuhým tapem se situace opakovala – u poloviny probandů se stabilita při dřepu zhoršila, u druhé poloviny zlepšila. Znovu tak nelze potvrdit, že má kinesiotalpe při dřepu nejlepší stabilizační účinek.

Chůze s kinesiotapem se zlepšila jen u 3 z 10 probandů. Naopak tuhý tape dokázal chůzi zlepšit u poloviny probandů. O tom, že kinesiotape nejlépe stabilizuje při chůzi, nelze tedy hovořit.

Z dostupného měření je patrné, že kinesiotape není nejlepším řešením pro stabilizaci při stoji, stoji na 1 DK, dřepu a ani při chůzi.

Porovnáním účinku kinesiotapu a tuhého tapu u chronicky nestabilních hlezenních kloubů se zabývala studie bostonské univerzity ve Spojených státech amerických. Bylo testováno 20 probandů s kinesiotapy a rigidními tapy, kteří chodili po běžícím pásu. Jejich pohyby byly zachyceny systémem 3D analýzy pohybu. Výsledkem bylo, že kinesiotape lépe poskytuje flexibilitu pohybu, která usnadňuje vyklenutí nohy během počáteční fáze stoje, aniž by omezoval normální inverzní pohyb v konečné fázi stoje. Závěrem bylo řečeno, že kinesiotape může být užitečným klinickým nástrojem při korekci chybného stereotypu, aniž by omezoval přirozený pohyb (Yen et al., 2018).

Dalo by se říci, že tuto studii výsledky naší bakalářské práce nemůžou vyvrátit. Naše výsledky totiž ukazují, že při zatejpování kinesiotapem došlo při chůzi u 7 z 10 probandů ke zvýšení zátěže na zatejpanou končetinu, tudíž kinesiotape ještě více podpořil chybný stereotyp. Ke zlepšení chybného stereotypu tedy došlo jen u 3 probandů s kinesiotapem. Při chůzi s tuhým tapem můžeme hovořit o zlepšení chybného stereotypu již u poloviny probandů, kde výsledky ukazují zlepšenou stabilitu při chůzi. Je tedy zjevné, že kinesiotape opravdu může být užitečným nástrojem pro korekci chybného stereotypu, jak sděluje studie, ale jen u 3 z 10 subjektů. Nicméně jako vhodnější nástroj pro korekci chybných stereotypů se nabízí použití tuhého tapu.

Weiss (2015) ve své knize tvrdí, že kinesiotape na kotníku, popřípadě vhodná kombinace tejpů, poskytne nositeli pocit lepší stability. Toto tvrzení nelze vyvrátit, naopak by se z našich výsledků dalo potvrdit. Kinesiotape v našem měření sice ve většině případů nezlepšil stabilitu nohy, ba naopak, ale je možné, že opravdu dodal nositeli pocit lepší stability. Potvrzení této myšlenky by však muselo být založeno na předpokladu, že nositelé kinesiotapu natolik onému tapu důvěřovali, že nohu začali více zatěžovat, což naše výsledky ukazují. Samozřejmě je otázkou, zda náš kinesiotape byl, jak Weiss uvádí, vhodnou kombinací tejpů.

Vlivem kinesiotapu a rigidního tapu na pohybový segment chodidla během dopadu

u zdravých subjektů a u subjektů s chronickou nestabilitou kotníku se zabývala studie německé univerzity v Heidelbergu. Bylo testováno 20 účastníků s chronickou nestabilitou kotníku a 20 zdravých subjektů. Prováděla se opakovaná měření v laboratoři pro 3D analýzu pohybu. Měření bylo zaměřené hlavně na rozsahy pohybu nožních segmentů. Výsledkem bylo, že u účastníků s chronickou nestabilitou kotníku se výrazně snížil pohyb střední části nohy s rigidním tapem, naproti tomu kinesiotape neměl v této části nohy žádný účinek. V obou skupinách, jak u zdravých, tak chronických subjektů, tuhý tape snižoval rozsah pohybu do inverze i everze. Žádný takový účinek nebyl nalezen při použití kinesiotapu. Závěr byl tedy takový, že tuhé pásky stabilizovaly střední část nohy u pacientů s chronickou nestabilitou kotníku lépe, zatímco kinesiotaping neovlivňoval kinematiku nohy jinak, než že stabilizoval pouze patu (Kuni et al., 2016).

Jak bylo uvedeno ve studii, tuhý tejp snížil rozsah pohybu ve středonoží a do inverze a everze, to značí známky stabilizace nohy. Naproti tomu kinesiotape dokázal stabilizovat pouze patu. Z toho plyne, že tuhý tape stabilizoval nohu lépe než kinesiotape, tímto tvrzením byla potvrzena naše hypotéza č. 1. V tomto případě nezbývá než s touto částí studie souhlasit. Co se týká stabilizace paty kinesiotapem, tak v našich výsledcích se pata více stabilizovala pouze snad ve dvou případech, a to při stoji a dřepu. V ostatních případech, tedy při stoji na 1 DK a chůzi, došlo ke zhoršení stability. Proto s výsledkem studie, která říká, že kinesiotape dokáže stabilizovat patu, nelze zcela souhlasit.

Účinkem kinesiotapu na propriocepci se zabývala univerzita v americkém Idahu. Experiment zdejších výzkumníků byl navržen tak, aby určil, zda kinesiotape aplikovaný na kotník zlepší propriocepci kotníku ve srovnání s nezatejpovaným kotníkem. Studie se zúčastnilo 30 subjektů, 15 mužů a 15 žen ve věku 18-30 let. Z této studie byli vyloučeni jedinci s jakoukoliv patologií kotníku, ať už současnou nebo minulou. Subjekty byly naboso, se zavázanýma očima a vybaveny sluchátky, aby se odstranily sluchové vjemy. Všichni probandi byli umístěni do polohy vsedě, přičemž noha spočívala na podložce přístrojové platformy, která měřila data polohy kotníku. Poté byla noha subjektů pasivně umístěna do náhodné polohy, ve které zůstala po dobu pěti vteřin. Následně si probandi měli zapamatovat postavení své nohy a pak ji pasivně vrátit do své neutrální výchozí pozice. Subjekty pak byly požádány, aby aktivně zopakovaly předchozí pohyb. Celý tento postup se následně opakoval po aplikaci kinesiotapu. Ze získaných výsledků této studie bylo uvedeno, že aplikace kinesiotapu nemá velký význam na propriocepci, pokud je měřena na kotníku u zdravých subjektů. (Halseth et al., 2004).

Tento názor nevyvrací ani (Pilný et al. 2018), jelikož ve své knize uvádějí, že kinesiotope má díky schopnosti stimulace proprioreceptorů své podstatné místo především v terapii kloubních nestabilit, kde je tato aferentace narušena. Jinými slovy je zde řečeno, že kinesiotope má schopnost zlepšit propriocepci především u kloubních patologií. Vliv kinesiotapu na propriocepci u zdravých segmentů tato kniha již dál nerozvádí. Je zde ovšem uvedena jiná informace, a to ta, že aplikací kinesiotapu dochází ke zlepšení propriocepce, ovlivnění biomechanických faktorů struktur a tedy i zvýšení stability daného segmentu. Avšak tato informace se ve výsledcích naší bakalářské práce zcela nepotvrdila. Ke zvýšení stability nohy po zatejrování kinesiotapem totiž došlo jen u poloviny probandů při stoji, u poloviny probandů při dřepu, u 2 z 10 probandů při stoji na 1 DK a při chůzi se stabilita nohy zlepšila pouze u 3 z 10 probandů.

Závěrem je v americké studii z Idaha uvedeno, že je nutné dalších zkoumání, aby bylo možné plně pochopit účinek kinesiotapu na propriocepci a je třeba provést další výzkum na jiných kloubech (Halseth et al., 2004). S tímto názorem se dá naprosto souhlasit.

Co se týká stabilizační funkce tuhého tapu a kinesiotapu, tak z našich údajů vychází celkem jasný vítěz, kterým je tuhý tape. Samozřejmě má kinesiotope mnoho jiných vlastností, kterými by dokázal předčít tuhý tape.

Jak tvrdí Doležalová a Pětivlas (2011), nepopíratelnou výhodou kinesiotapu oproti konvenční metodě tapování je relativně bezpečná aplikace a minimální nežádoucí účinky. Pokud se stane, že klasický tape je aplikován nešťastně a nepředchází mu řádná diagnostika, hrozí řada nepříjemností od defektu kůže až po poruchy inervace tkání. Těchto problémům by měl kinesiotope při správném použití předcházet.

Kinesiotaping nabízí oproti standardním terapeutickým postupům, jako je bandážování, ortézování či fixační taping, řadu výhod. Kinesiotope je přizpůsobivý nepravidelnému povrchu, dá se snadno upravit na požadovanou velikost a tvar a je schopen kopírovat pohyb; umožňuje současné použití s dalšími terapeutickými postupy (kinesioterapie, vodoléčba, elektroterapie, kryoterapie, manuální medicína, akupunktura aj.); kinesiotapem ošetřený segment má plnou funkčnost, není omezená cirkulace krve, lymfy a ROM; zachování funkce vede k stabilizaci úrovně psychiky, mluvíme o tzv. psychosociální funkci kinesiotapu; je možné ho aplikovat 24 hodin denně po dobu 1 až 5 dní a v neposlední řadě je osvojení tapovací techniky velice snadné (Kobrová, Válka,

2012).

Z tohoto článku je zjevné, že i to, že tuhý tape omezuje některé tělesné funkce. Tento názor potvrzuje i studie univerzity v turecké Ankaře.

Tato studie se zaměřila na porovnávání účinků kinesiopapu a tuhého tapu u sportovců s chronickými inverzními distorzemi hlezna. Této studie se zúčastnilo patnáct mužských basketbalových hráčů s chronickým inverzním vyvrtnutím kotníku ve věku od 18 do 22 let. Byly prováděny testy funkční výkonnosti, tyto testy byly prováděny čtyřikrát v týdenních intervalech. Výsledek studie byl takový, že rigidní páskování způsobilo výrazné snížení výkonu při funkčních testech, zatímco kinesiopape neomezoval funkční výkonnost (Bicici et al., 2012).

Omezení tělesných funkcí, jako je například rozsah pohybu, může mít těžké následky. (Weiss, 2015) ve své knize tvrdí, že když se omezí mobilita a člověk nemá dostatek pohybu, svalová hmota ochabuje a dochází k částečnému a přechodnému „odnaučování“ přirozených pohybových procesů v ošetřovaných místech.

Dalšími, kdo podporují stanovisko, že tuhý tape omezuje některé tělesné procesy, jsou (Pilný et al., 2018), kteří potvrzují, že rigidní pásy jsou primárně určeny k podpoře a stabilizaci segmentu. Jejich aplikace s sebou přináší jistá omezení v rozsahu pohybu, v určité míře zkrácení svalů, a tedy vede k omezení cirkulace a schopnosti reparace traumatizované oblasti.

Naopak kinesiopape, jak říká studie z univerzity v kanadském Torontu (Drouin et al., 2013), nemá negativní vliv na výkonnost. Tato studie se zabývala právě účinkem kinesiopapu na výkonnost u zdravých jedinců v atletice. Závěrem je uvedeno, že chybí důkazy, které by potvrdily, že používání kinesiopapu je výhodné ke zlepšení výsledků ve sportovním výkonu u zdravých jedinců. Neexistují však ani žádné důkazy o tom, že by kinesiopape měl negativní vliv na některé z výkonnostních testů.

Další rozdíl mezi tuhým tapem a kinesiopapem je ten, že kinesiopape neodlepujeme okamžitě po tréninku či ukončení zátěžové činnosti, ale můžeme jej ponechat na místě i několik dní, aniž by byla snížena jeho funkčnost (Doležalová, Pětivlas, 2011).

Jednou z vlastností tuhého tapu i kinesiopapu může být ovlivnění svalové aktivity při izometrické kontrakci. Vlivem tapingu na svalovou aktivitu se zabývala studie (Vrbová et al., 2011). Pomocí povrchové elektromyografie byl sledován m. biceps brachii u pěti

zdravých jedinců při izometrické kontrakci o ve stavu bez tapu a s tapem aplikovaným třemi způsoby (různé tahy) v průběhu svalových vláken při použití dvou druhů materiálů (pevného a pružného). Výsledky ukazují, že při aplikaci tapu v průběhu svalových vláken pod ním ležícího svalu, může přítomnost tapu ovlivnit svalovou aktivitu při izometrické svalové kontrakci. Výstupem pro praxi může být zjištění, že při použití tapu v časné fázi izometrické kontrakce dochází k facilitaci svalu a urychlení nástupu svalové únavy pozorovatelné na EMG. Zda-li tato tendence zůstane stejná až do okamžiku poklesu výkonnosti svalu a projevení svalové únavy navenek, však zatím nelze zodpovědět.

Ačkoliv se o účinku kinesiotapu hovoří v současnosti častěji než dříve, relevantní studie potvrzující daný účinek na základě EBM (Evidence Based Medicine) stále chybí (Pilný et al., 2018).

Myslím si, že v akutní fázi distorze hlezenního kloubu je nejvýhodnější využít aplikaci kinesiotapu, který dle (Kase et al., 2013) uvolní nahromaděnou lymfu a hematom pod kůží a sníží tak otok. Pokud bychom aplikovali na akutní distorzi tuhý tape, nepodařilo by se odstranit otok a ani by se segment nestabilizoval. Aplikaci tuhého tapu je vhodné užít až v po opadnutí otoku a jen na nezbytně nutnou dobu pro stabilizaci segmentu. Avšak dlouhodobé aplikace tuhého tapu mohou vést k vytvoření chybných pohybových stereotypů, které bývají častou příčinou nejrůznějších poruch hybného systému. Jednou z takových poruch může být právě distorze hlezenního kloubu.

ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo pomocí footscanu zjistit vliv kinesiotapu a tuhého tapu na distorzi hlezna. Tento cíl byl zvolen z toho důvodu, že mnoho lidí, a nejen sportovců, stále více využívá kinesiotapy a tuhé tapy. Tyto pásky jsou využívány ať už pro svalovou stimulaci, inhibici nebo kloubní stabilizaci či korekci, aniž by jejich nositelé znali skutečné vlastnosti, účinky, výhody a nevýhody použití těchto tapů.

Podařilo se nám načerpat mnoho informací z různých literárních a internetových pramenů a studií, které byly nezbytné pro pochopení kineziologie nohy a potažmo celé dolní končetiny a trupu. Dále bylo velice důležité zjistit co nejvíce informací z různorodých zdrojů o vlastnostech a využití kinesiotapu i tuhého tapu. A v neposlední řadě bylo nutné získat znalosti pro práci s footscanem.

Následně proběhlo vybrání 10 probandů pro testování a pozdější pozorování naměřených výsledků, aby poté mohly být potvrzeny či vyvráceny zvolené hypotézy.

Na základě našich výsledků můžeme říci, že osobám s distorzí hlezenního kloubu podpoří stabilizaci nohy více tuhý tape než kinesiotape. Za pravdu nám dává v tomto tvrzení rovněž i většina literárních zdrojů.

Naměřenými výsledky této práce se také prokázalo, že po zatejfování nohy s distorzí hlezenního kloubu tuhým tapem se zvýší zatížení na kontralaterální DK bez distorze.

Literární prameny se stejně tak jako naše výsledky shodují i v tom, že se u většiny případů zvýší zatížení na končetinu s distorzí hlezna zatejповanou kinesiotapem.

Pokud bychom měli celou tuto bakalářskou práci zhodnotit, dojdeme k názoru, že byl splněn cíl práce a byly potvrzeny všechny hypotézy. Můžeme tedy konstatovat, že pro stabilizaci distorze hlezna je vhodnější aplikace tuhého tapu; že zatejfování nohy s distorzí hlezna tuhým tapem se projeví zvýšenou zátěží na kontralaterální DK; a že po zatejfování nohy s distorzí hlezna kinesiotapem bude zvýšená zátěž na této končetině s distorzí. Všechny tyto výsledky mohou být podkladem pro další výzkum zkoumající účinky tuhých tapů i kinesiotapů, a zároveň mohou být vhodným zdrojem informací pro klinickou praxi.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ANONYMUS. Dynamická plantografie. *Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu*[online]. 2012 [cit. 2019-03-14]. Dostupné z:

<http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod>

BALKOVÁ, H. *Posturografia. Literárny prehľad a možnostiach počítačového vyhodnotenia pre potreby rehabilitácie*. In: *Rehabilitácia*, ISSN 0375-0922, 2005, vol. 42, č. 4

BICICI, S., N. KARATAS a G. BALTACI. Effect of athletic taping and kinesiotaping® on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. *International journal of sports physical therapy* [online]. 2012, 7(2), 154-166 [cit. 2019-03-05]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22530190>

BIZOVSKÁ, Lucia, Miroslav JANURA, Marcela MÍKOVÁ a Zdeněk SVOBODA. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2017. ISBN 9788024452593.

CONSTANTINO, Maria a Mark BROWN. *Therapeutic Taping for Musculoskeletal Conditions*. Chastwood: Elsevier Australia, 2010. ISBN 9780729539173.

DOLEŽALOVÁ, Radka a Tomáš PĚTIVLAS. *Kinesiotaping pro sportovce: sportujeme bez bolesti*. Praha: Grada, 2011. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-80-24736365.

DROUIN, JL, MCALPINE, CT, PRIMAK, KA, & KISSEL, J. The effects of kinesiotape on athletic-based performance outcomes in healthy, active individuals: a literature synthesis. *Journal of Canadian Chiropractic Association* [online]. 2013, 57 (4), 356-65 [cit. 2019-03-27]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3845470/>

DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2005. ISBN 8024705508.

DYLEVSKÝ, Ivan, Libuše KUBÁLKOVÁ a Leoš NAVRÁTIL. *Kineziologie, kineziterapie a fyzioterapie*. Praha: Manus, 2001. ISBN 8090231888.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Praha: Triton, 2009. ISBN 9788073873240.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 9788024716480.

FLANDERA, Stanislav. *Tejpování a kineziotejpování: prevence a korekce poruch pohybového aparátu : příručka pro maséry a fyzioterapeuty*. 3., upr. vyd. Olomouc: Poznání, 2010. ISBN 9788087419014.

GALLO, Jiří. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 9788024424866.

GÚTH, A. a spol. 2005. *Liečebné metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. Bratislava: Liečreň Gúth 2005. s. 470. ISBN 80-88932-16-5

HALSETH, Travis, John W. MCCHESENEY, Mark DEBELISO, Ross VAUGHN a Jeff LIEN. The Effects of Kinesio™ Taping on Proprioception at the Ankle. *Journal of Sports Science and Medicine* [online]. 2004, 3(1), 1-7 [cit. 2019-03-13]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3896108/>

JANURA, Miroslav. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. ISBN 8024406446.

KASE, Kenzo, Jim WALLIS a Tsuyoshi KASE. *Clinical therapeutic applications of the Kinesio Taping method*. 3rd ed. New Mexico: Kinesio Taping Association, 2013. ISBN 9780989032407.

KINE-MAX. Tejpung pro podporu kotníku - tzv. mašličkový úvaz. In: *Kine-Max: SPORT AND MEDICAL PRODUCTS* [online]. 2018 [cit. 2019-03-18]. Dostupné z: <https://www.kine-max.cz/cz/tejpovaci-techniky/manualy/fixacni-taping/kotniky-2/tejpung-pro-podporu-kotniku-oboustranne---tzv-maslickovy-uvaz>

KOBROVÁ, Jitka a Robert VÁLKA. *Terapeutické využití kinesio tapu*. Praha: Grada, 2012. ISBN 9788024742946.

KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 9788072626571.

KOUDELA, Karel. *Ortopedická traumatologie*. Praha: Karolinum, 2002. ISBN 8024603926.

KUNI, B., J. MUSSLER, E. KALKUM, H. SCHMITT a S. I. WOLF. Effect of kinesiotaping, non-elastic taping and bracing on segmental foot kinematics during drop landing in healthy subjects and subjects with chronic ankle

instability. *Physiotherapy* [online]. 2016, **102**(3), 287-293 [cit. 2019-03-05]. DOI: 10.1016/j.physio.2015.07.004. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26422550>

LANGENDOEN, John a Karin SERTEL. *Tejpování jako samoléčba: všechny tejpky od hlavy až k patě*. Praha: Ikar, 2014. ISBN 978-80-249-2536-3.

LARSEN, Christian. *Zdravá chůze po celý život: poznáváme a odstraňujeme nesprávnou zátěž nohou : trénink místo operace - úspěšná metoda Spiraldynamik : gymnastika nohou u vbočeného palce, ostruhy patní kosti, plochých nohou atd.* Olomouc: Poznání, 2005. ISBN 8086606384.

MACDONALD, Rose. *Pocketbook of Taping Techniques*. Londýn, 2010. ISBN 9780702030277.

NEUMANN, Donald A., Elisabeth Roen KELLY, Craig L. KIEFER, Kimberly MARTENS a Claudia M. GROSZ. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation*. Third edition. St. Louis, Missouri: Elsevier, [2017]. ISBN 9780323287531

PERRIN, David H. *Athletic taping and bracing*. 3rd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c2012. ISBN 9781450413527.

PERRY, Jacquelin a Judith M. BURNFIELD. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK, c2010. ISBN 9781556427664.

PILNÝ, Jaroslav. *Úrazy ve sportu a jak jim předcházet*. Druhé, rozšířené a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 9788027107575.

POKORNÝ, Vladimír. *Traumatologie*. Praha: Triton, 2002. ISBN 807254277x.

PŘÁDA, Jan. Footscan - nejpřesnější a nejmodernější analýza došlapu. *Top4running* [online]. 2016 [cit. 2019-03-06]. Dostupné z: <https://top4running.cz/pg/footscan>

RSscan International. History of RSscan International. *RSscan International* [online]. 2019 [cit. 2019-03-06]. Dostupné z: <https://rsscan.com/history/>

SCHMIDT, F., P. KRÁLOVÁ a H. VALKOVIČ. Princípy rehabilitácie porúch chôdze pri vybraných neurologických ochoreniach. *Rehabilitácia*. 2013, **50**(4), 198-204.

STÖCKEL, T., JACKSTEIN, R., BEHRENS, M., SKRIPITZ, R., BADER, R., & MAU-MOELLER, A. (2015). *The mental representation of the human gait in young and older adults*. *Frontiers in Psychology*. 2015, 6. doi:10.3389/fpsyg.2015.00943

TOPPISCHOVÁ, Miriam a Alena ŠNOPLOVÁ. Funkce nohy. *Bolest*. 2008, **11**(2), 109-111.

TVRZNIČEK, Aleš a David GERYCH. *Velká kniha běhání*. Praha: Grada, 2014. Sport extra. ISBN 978-80-247-4872-6.

VAŘEKA, I., M. JANURA, R. VAŘEKOVÁ. Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2018, 25(2), 81-86.

VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 9788024424323.

VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, (4), 115-121.

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 8072548379.

VRBOVÁ, M., D. PAVLŮ a D. PÁNEK. Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na aktivitu pod ním ležícího svalu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2011, **18**(2), 87-96.

<https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/165224/>. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*.

2011, **18**(2), 87-96.

WEISS, Daniel. *Tejpování: Svépomoc při bolestech svalů a jiných obtížích*. Bratislava: Noxi, 2015. ISBN 978-80-8111-265-2.

WENDSCHE, Peter a Radek VESELÝ. *Traumatologie*. Praha: Galén, [2015]. ISBN 9788074922114.

XU, C., X. X. WEN, L. Y. HUANG, L. SHANG, X. X. CHENG, Y. B. YAN a W. LEI. Normal foot loading parameters and repeatability of the Footscan® platform system. *Journal of Foot and Ankle Research*[online]. 2017 [cit. 2019-03-06]. DOI:

10.1186/s13047-017-0209-2. Dostupné z:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28725271>

YAVUZER, G., F. ESER, D. KARAKUS, B. KARAOGLAN a HJ STAM. The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation* [online]. 2006, (19), 960-969 [cit. 2019-03-05]. DOI:

10.1177/0269215506070315. Dostupné z:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17065539>

YEN, S. C., E. FOLMAR, K. A. FRIEND, Y. C. WANG a K. K. CHUI. Effects of kinesiotaping and athletic taping on ankle kinematics during walking in individuals with chronic ankle instability: A pilot study. *Gait & Posture* [online]. 2018, **66**, 118-123 [cit. 2019-03-05]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.08.034. Dostupné z:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30176379>

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA 1 INZERÁT	94
PŘÍLOHA 2 INFORMOVANÝ SOUHLAS PRACOVIŠTĚ.....	95

PŘÍLOHY

Příloha 1 Inzerát – zdroj: vlastní

Nabízím možnost bezplatného zatejpování
podvrtnutého kotníku v rámci své bakalářské práce.



V případě zájmu, prosím, volejte na tel.:
774163202.

Příloha 2 Informovaný souhlas pracoviště – zdroj: vlastní

Informovaný souhlas pracoviště

Souhlas s umožněním pravidelného měření probandů na footscanu v rámci bakalářské práce

Udělují tímto souhlas Vojtěchu Melkovi, studentovi Západočeské univerzity v Plzni, Fakulty zdravotnických studií, s využitím prostor fakulty za účelem realizace měření v rámci jeho bakalářské práce s názvem „Sledování účinku tapu u distorze hlezna pomocí footscanu“.

Měření budou probíhat od 1.11.2018 do 29.3.2019 vždy po předchozí domluvě. Pro realizaci měření souhlasím s možností zapůjčení přístroje footscan dle domluvy.

Dále souhlasím s uvedením jména naší školy a s pořízením fotografií a videí pro potřeby výše uvedené bakalářské práce.

V Plzni, dne 1.11.2018


Za FZS ZČU v Plzni
MUDr. Otto Kott, CSc.
vedoucí KFE