

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Vliv kinesiopapu na rozsah pohybu při flexi trupu měřené ze stoje

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:
Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Zpracovala:
Bc. Markéta Musilová

Praha 2012

Abstrakt

Název práce:

Vliv kinesiotalapu na rozsah pohybu při flexi trupu měřené ze stoje

Cíle práce:

Hlavním cílem práce je zhodnotit, zda má kinesiotalaping aplikovaný na paravertebrální svalstvo bederní páteře vliv na rozsah pohybu při flexi trupu ze stoje. Dalším cílem je vyloučit možný placebo efekt aplikací kontrolního materiálu stejným způsobem.

Metoda:

Data potřebná pro praktickou část práce byla získána na základě experimentálního měření, kdy kinesiotalape byl aplikován na paravertebrální svalstvo bederní páteře a hodnotila se změna rozsahu pohybu do flexe trupu ze stoje. K měření byla využita Thomayerova a Schoberova zkouška. Kontrolní skupina byla měřena obdobným způsobem s materiálem fixomull, který má podobné vlastnosti jako kinesiotalape. Data byla zpracována pomocí MS Excel a v programu Gretl.

Výsledky:

Statisticky signifikantní výsledky prokazují, že kinesiotalape má vliv na zvýšení rozsahu pohybu do flexe trupu s průměrnou hodnotou 2,24 cm ($t(24) = 2,86$, $p < 0,05$) v celkovém rozsahu a 0,51 cm ($t(24) = 0,67$, $p < 0,05$) pro lokální efekt v místě aplikace kinesiotalapu. Měření s fixomullem neprokázalo signifikantní výsledky, ale naznačují, že jeho vliv na zvýšení rozsahu pohybu je sporný.

Klíčová slova:

kinesiotalaping, taping, kinesiotalape, rozsah pohybu, flexe trupu

Summary

The title of the diploma's thesis:

Effect of kinesiotape on range of motion in the flexion of the trunk measured from standing position.

Objective/ Aim:

The main aim of this work is to evaluate whether the kinesiotape applied to the paravertebral muscles of the lumbar spine affect the range of motion in trunk flexion from standing position. Another aim is to exclude the possibility of a placebo effect by using control material in an identical manner.

Methods:

The data required for the practical part of this work were obtained on the basis of experimental measurements, where the kinesiotape was applied to the paravertebral muscles of the lumbar spine and it evaluated the change in range of motions in trunk flexion from standing position. The measurements were taken on the basis of the Thomayer and Schober sign. The control group was measured in a similar way with a material fixomull, which has similar attributes as kinesiotape. Data were analyzed using MS Excel and in a program Gretl.

Results:

Statically significant results showing that kinesiotape affects the increase in the trunk flexion motion with the average value of 2,24 cm ($t(24) = 2,86, p < 0,05$) in total and 0,51 cm ($t(24) = 0,67, p < 0,05$) for local effect in the place of use of kinesiotape. Measurement with fixomull hasn't shown significant results, but indicate that the effect on increasing of the range of motion is controversial.

Key words:

kinesiotaping, taping, kinesiotape, range of motion, trunk flexion

Poděkování:

Touto cestou bych ráda poděkovala Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc. za odborné vedení, pomoc a rady při zpracování této diplomové práce. Vzhledem k dané problematice bylo její vedení velkým přínosem.

Prohlášení:

Prohlašuji, že předložená diplomová práce je mým původním autorským dílem, které jsem vypracovala samostatně. Veškerou literaturu a další zdroje, z nichž jsem čerpala v práci řádně cituji a jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Podpis

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Obsah

1	ÚVOD.....	10
2	TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....	12
	2.1 Vymezení pojmu taping.....	12
	2.2 Obecné dělení materiálu.....	13
	2.3 Obecné zásady tapingu.....	13
	2.4 Fixační taping.....	14
	2.5 Kinesiotaping.....	15
	2.5.1 Historie.....	15
	2.5.2 Využití kinesiotapingu.....	16
	2.5.3 Kontraindikace kinesiotapu.....	20
	2.5.4 Materiál.....	20
	2.5.5 Základy aplikace.....	21
	2.5.6 Způsoby aplikace.....	22
	2.6 Neurofyziologie.....	24
	2.6.1 Somatoviscerální citlivost.....	24
	2.6.2 Mechanoreceptory.....	25
	2.6.3 Propriocepce.....	27
	2.6.4 Nocicepce.....	30
	2.6.5 Biomechanika.....	32
	2.7 Flexe trupu.....	35
	2.7.1 Páteř.....	35
	2.7.2 Základní pohyby trupu.....	35
	2.7.3 Flexe trupu z hlediska kloubních spojení.....	37
	2.7.4 Flexe trupu z hlediska měkkých tkání.....	38
3	CÍLE PRÁCE A STANOVENÉ HYPOTÉZY.....	41
4	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST.....	42
	4.1 Obecná charakteristika výzkumného plánu.....	42
	4.2 Charakteristika souboru.....	42
	4.3 Průběh experimentu.....	42
	4.4 Způsob aplikace tapovacích materiálů.....	42
	4.5 Měření Thomayerovou a Schoberovou zkouškou.....	43
	4.5.1 Thomayerova zkouška.....	43

4.5.2	Schoberova zkouška.....	43
4.6	Provedení experimentu	45
4.7	Analýza zpracování dat.....	48
4.8	Rozsah platnosti.....	48
4.9	Výsledky	49
4.9.1	Vliv kinesio tapu na rozsah pohybu při flexi trupu.....	50
4.9.2	Vliv fixomullu na rozsah pohybu při flexi trupu	52
4.10	Porovnání vlivu kinesio tapu a fixomullu na rozsah flexe trupu	54
5	Diskuze.....	55
6	Závěr	58
7	Seznam použité literatury.....	60
8	Přílohy.....	66

Seznam zkratek

EMG	elektromyografie
fix	fixomull
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu
KT	kinesiotape
lig.	ligamentum
ligg.	ligamentorum
m.	musculus
UK	Univerzita Karlova
VŠ	vysoká škola

1 ÚVOD

V dnešní době je taping často užívanou a stále oblíbenější metodou. Pod tímto pojmem se schovává již několik přístupů, jak tape využít. Myslím, že nejoblíbenější je v současnosti právě kinesiotaing, kterému bych se v této práci ráda podrobněji věnovala. Stále častěji totiž vidíme lidi s barevnými páskami na těle, víme, že subjektivně se často cítí lépe, ale v podstatě nevíme, jestli je to opravdu zásluhou kinesiotaingu.

Přes vzrůstající oblibu tohoto přístupu neexistuje publikace, která by uceleně o této problematice pojednávala. V monografických titulech se setkáváme spíše s „příručkami“, kde se nám autoři svěřují s různými technikami a způsoby aplikací, které přiřazují ke konkrétním obtížím. Odborné články a studie se právě na základě těchto „dogmat“ snaží zodpovědět otázky, zdali k popisovaným účinkům opravdu dochází. I přesto, že se v současné době kinesiotaingem zabývá stále více lidí, je nad touto metodou stále hodně otazníků.

I přes nedostupnost literatury vzniká stále více školitelů, kteří na svých, převážně víkendových kurzech, předávají své zkušenosti s kinesiotaingem. Nově také vznikají kurzy nadstavbové, zaměřené např. na specifika kinesiotaingu ve sportu nebo v lymfoterapii.

Kinesiotaing je oblíben právě hlavně ve výše zmíněném sportu. Postupně si nachází své místo také ve fyzioterapii a vlastně i v celkové rehabilitaci. Právě na základě toho, že je stále častěji využíván i u nemocných lidí, by mělo být v našem zájmu, objasnit co nejvíce jeho vlastnosti, účinky, popřípadě i nežádoucí účinky.

Vzhledem k tomu, že taping ani kinesiotaing nemá své kořeny v České republice, setkáváme se často s pojmy, které jsou pro nás hůře přeložitelné. S cílem zabránit nepřesným překladům a počestlým výrazům se v textu můžeme setkat s originálními pojmy.

Ve své práci bych se tedy ráda zaměřila na vliv kinesiotaingu na rozsah pohybu při flexi trupu. Přesněji řečeno na jeho okamžitý vliv, hned po aplikaci. Cílem není hodnocení rozsahu pohybu nebo jeho kvality, ale jde nám pouze o efekt tohoto materiálu. A to co se týče jak lokální změny rozsahu pohybu, tak i celkové. Pro zhodnocení možnosti placebo efektu bude použit ve stejných zkouškách kontrolní materiál podobných vlastností Fixomull.

Teoretická část je zprvu zaměřena na taping obecně. Jsou v ní zahrnuty základní definice, dělení a obecné zásady. Druhá část je věnována již samotnému kinesiotaingu. Zmíněna je historie konceptu a opět základní problematika, tentokrát specifická pro kinesiotaing. Kapitola využití kinesiotaingu je potom propojena s dostupnými studiemi souvisejícími

s touto problematikou. Na základě výše zmíněného byly sepsány neurofyziologické a biomechanické podklady. Třetí část se věnuje vyšetřovanému pohybu, tedy flexi trupu, vzhledem k anatomii, kineziologii a biomechanice.

Experimentální část obsahuje metodiku, popis provedení samotného experimentu, vyhodnocení získaných dat a zpracování výsledků vzhledem k cílům práce. Na základě tohoto experimentu, je možno výzkum v dané oblasti rozvinout.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

2.1 Vymezení pojmu taping

Taping, v češtině také tejping, je odvozeno z anglického tape, čili páska. Taping je tedy aplikace pásek z pevných nebo pružných materiálů, které se užívají k ošetření prioritně muskuloskeletálního systému. A to nejčastěji za účelem snížení bolesti, fixace kloubů, facilitace či inhibice měkkých tkání nebo korekce svalových dysbalancí (Kobrová, 2012). Další využití je např. v lymfologii (Průchová, 2009). Dle Flandery se pásy využívají preventivně a jako tzv. první pomoc, a to hlavně ve sportu (Flandera, 2010). Macdonald zase dělí využití pro tyto oblasti na prevenci úrazu, léčbu, rehabilitaci, propiocepci a sport (Macdonald, 2004). Ve fyzioterapii se k tapingu přikláníme jako k doplňkové metodě, která není prioritně terapeutická, ale spíše podpůrná či doplňková. Macdonald zdůrazňuje, že klientovi je třeba vysvětlit, že se nejedná o náhradu za léčbu či rehabilitaci, ale opravdu o jejich podpůrný prostředek (Macdonald, 2004).

Obecně můžeme taping dle využití rozdělit do dvou skupin, a to sice na taping ve sportu a taping ve fyzioterapii (Flandera, 2010). Ve sportu je taping velmi oblíbenou metodou a historicky je také déle využíváný. V současné době se však poznatky z tapingu ve fyzioterapii a sportu vzájemně spojují, což vede ke zkvalitnění konceptu.

Prvotní obecné úlohy tapingu dle Macdonalda (2004)

- Držet obvazy a podložky
- Komprese čerstvého zranění, ke snížení krvácení a pocení
- Ochrana před dalším poraněním podporou ligament, šlach a svalů
- Omezení nechtěných pohybů
- Umožnění optimálního hojení, bez přetěžování poraněných struktur
- Ochrana a podpora zraněné struktury ve správné pozici během cvičení, posilování a propioceptivního programu

Kvalitní tape by měl zůstat přilnavý i přes pot a aktivní činnost (Macdonald, 2004).

2.2 Obecné dělení materiálu

Obecně můžeme dělit tape na pružný a pevný. Pevné materiály pro taping jsou historicky starší a jsou do jisté míry přechodem mezi elastickými obvazovými bandážemi a pevnými sádrovými fixacemi (Páral, 2008). Pevný tape by se měl nechat utrhnout pouhou rukou a jeho napětí by se během manipulace s ním nemělo měnit. Pro praxi je důležité, aby se páska nechala utrhnout z různých pozic (Macdonald, 2004).

Využití pevného tapu dle Macdonalda (2004):

- Podpora inertních struktur (např. vazy, kloubní pouzdra)
- Omezení kloubní pohyblivosti
- Prevence
- Zajištění konců pružných pásek
- Posílení pružné pásky
- Zesílení propriocepce

Naopak elastické pásky plně kopírují obrys těla, neposkytují mechanickou oporu vazům, ale mohou být k tomu využity v kombinaci s pevným tapem. Elastické pásky mohou být natažitelné po ve své délce nebo šířce, existují však i materiály s elasticitou v obou směrech (Macdonald, 2004).

Elastický tape se dle Macdonalda (2004) využívá v těchto případech:

- Komprese a podpora měkkých tkání
- Poskytnutí podpory kolem svalu, pro další aplikaci
- Držení ochranných podložek na svém místě

Na rozdíl od pevného tapu nelze ten elastický trhat. V současné době jsou proto na trhu přímo nůžky na tape.

2.3 Obecné zásady tapingu

Aplikace tapu je jednoduchá, avšak při nesprávném provedení není plně dosaženo požadované funkce. Špatná aplikace může být i škodlivá. Proto je důležitá znalost alespoň základních principů techniky, pokud má být dosaženo hodnotného výsledku. Před aplikací je nutné položit si několik otázek. Např. bylo zranění důkladně posouzeno? Jak ke zranění došlo? Jaké struktury byly poškozeny? Jaký pohyb je omezený? Je poškození akutní či chronické? Je nutná imobilizace? Znáte důkladně anatomii a biomechaniku poškozené oblasti? Dokážete si představit účel aplikované pásky? Jste dobře seznámen s technikou

tapingu? Máte u sebe vhodný materiál (Macdonald, 2004)?

Před samotným tapingem je potřeba připravit si požadovanou oblast k aplikaci. Je nutné kůži odmastit a osušit. Pro lepší přilnavost materiálu dále také oholit, a to směrem dolů. Zkontrolovat klientovu reakci, kvůli možné alergii na materiál. Ideálně aplikovat malý kousek tapu např. na ruku (Macdonald, 2004; Doležalová, 2011, Kobrová, 2012). Dle Macdonalda by se měly také aplikovat adhezivní spreje pro ochranu pokožky a lepší přilnavost pásky. Pro lidi se senzitivní pokožkou je možné použít podkladový materiál (Macdonald, 2004).

Aplikace tapu má také několik zásad dle Macdonalda (2004). Měli bychom si být jisti, že máme zvolen vhodný materiál ve správné šířce a délce. Pro terapeuta i klienta by měla být zajištěna pohodlná pozice. Pokožka, na kterou se chystáme tape lepit, by měla mít pokojovou teplotu. Klient by nám měl věnovat plnou pozornost. Požadované místo by mělo být nastaveno do funkční pozice, kdy se klient nebojí o postiženou oblast. Dále je potřeba zajistit, že vazy jsou ve zkrácené pozici (s čímž se rozchází s konceptem kinesiotapingu). Pokud aplikujeme několik pásek přes sebe, musíme si být jisti, že to provádíme ve správném pořadí. Pokud se pásky překrývají, mělo by to být alespoň o polovinu, aby se zabránilo sklouznutí. Aplikaci je nutné věnovat naši plnou pozornost. Provedení by mělo být pomalé. Klient má být předem plně obeznámen s konceptem a funkcí tapu. Samozřejmě také s jeho projevy, a to i s případnými nežádoucími účinky. Po dokončení, je důležité zkontrolovat samotnou aplikaci a samozřejmě také požadovanou funkci.

Odstranění tapu, nesmí být rychlým strhnutím (Kase, 2003; Metzger, 2010; Macdonald 2004; Doležalová, 2011). Je možné použít olej jako lubrikant. Pásku odstraňujeme opatrně směrem k sobě a kůži tlačíme od tapu. Po dokončení odstranění je nutné zkontrolovat pokožku a použít tělové mléko pro obnovu vlhkosti (Macdonald, 2004).

2.4 Fixační taping

Kořeny fixačního tapingu můžeme nalézt už ve starém Egyptě. Avšak lepicí páska, spíše leukoplast, byla vyrobena v roce 1982. Již z této doby pochází některé dnešní techniky. V první třetině 20. století vznikla první publikace fixačních náplast'ových technik (Flandera, 2001). Tak jak známe fixační taping dnes, ho ve Spojených státech amerických využívají posledních 50 let. Velkého rozmachu se koncept dočkal v 60. letech 20. století ve sportu. Posléze byl maséry přivezen do Evropy. V Československu jsme se s ním setkali až v letech 80., díky hokejovým masérům Martínkovi a Křížkovi (Flandera, 2010).

Fixační taping nevyužívá elastického materiálu. Cílem tohoto konceptu je většinou imobilizace. Při dlouhodobé aplikaci dochází dle Metzgera k omezení kloubní pohyblivosti a ke zkracování svalů. Častá může být i cyanóza a omezení cirkulace (Metzger, 2010).

Přesto je fixační taping stále hojně využívanou technikou. Největší oblibě se těší, jak už bylo zmíněno, právě u sportovců. Kde se díky tomuto přístupu mohou často dříve věnovat svým povinnostem (Flandera, 2001).

V roce 1999 Jaklová popsala ve své diplomové práci biomechanický účinek fixačního tapu. Základním principem je pasivní opora, kterou tvoří páska na kůži. Vzniká komplex páska – kůže. Tím se vytvoří umělá vnější síla podílející se na udržení statické rovnováhy. Tím docílíme odebrání nadměrné zátěže struktury, která způsobuje přetížení. Statická situace segmentu vzniká tedy za předpokladu, že se součet reakčních a svalových sil rovná nule (Jaklová, 1999).

2.5 Kinesiotaping

2.5.1 Historie

Kinesiotaping je metoda, která se u nás v posledním desetiletí stává stále více oblíbenou podpůrnou metodou. Své využití našla prvotně také ve sportu, díky kterému se dostala do povědomí veřejnosti. Posléze začal být kinesiotaping využíván i ve fyzioterapii. Za zakladatele kinesiotapingu je považován Kenzo Kase, D. C. Kase je původem chiropraktik a této praxi se věnoval v 70. letech minulého století. Zhruba před čtyřiceti lety přišel s novou metodou aplikací elastických pásek, kterou nazval právě kinesiotapingem. Metoda se stala oblíbenou hlavně tím, že její využití je založeno na základních principech anatomie a kineziologie, které jsou terapeutům dobře známé (Kase, 2003).

Kinesiotape byl představen na japonské klinice, kde byl ošetřen pacient s kloubním onemocněním. Od roku 1980 dr. Kase publikuje a v roce 1982 vydává první knihu o kinesiotapingu. První velkou akcí, kde byl kinesiotape použit, byly Letní olympijské hry v Soulu v roce 1988. Do podvědomí veřejnosti se pásy dostaly ale až na Letních olympijských hrách v Athénách roku 2004. Aby Kase zajistil stálý rozvoj metody, založil v roce 1984 v Japonsku asociaci kinesiotapingu a roku 1997 vznikla její obdoba také v USA. V roce 2007 byla založena mezinárodní asociace kinesiotapingu (Kobrová, 2012).

Za zmínku stojí, že funkčním tapingem se ve stejné době zabíral také Alois Brügger a v Čechách také Clara-Marie Helena Lewitová (Kobrová, 2012).

2.5.2 Využití kinesiotaingu

Tato kapitola není záměrně nazvaná „indikace“. Koncept není založen na Evidence Based Medicine, tudíž o indikacích, takových jaké je běžně známe, hovořit nemůžeme. Lidé, kteří se kinesiotaingem zabývají, hovoří o jeho vlivu na svalový tonus, facilitaci či inhibici svalů (vzhledem ke směru lepení), snižování svalové bolesti, zlepšení funkce ošetřených částí muskuloskeletálního systému, zlepšení pohybu ve smyslu kvality a rozsahu, a také na podporu krevního a mízního oběhu. Dále je popisován jeho pozitivní účinek při rekonvalescenci a zvyšování fyzického výkonu. V neposlední řadě význam v prevenci jako součást psychické podpory při obavách ze zranění (Kase, 2003; Doležalová, 2011; Flandera, 2010; Kobrová 2012). Uplatnění kinesiotaingu našel téměř ve všech medicínských oborech, ve fyzioterapii, ortopedii, pediatrii, neurologii, ergoterapii, v terapii lymfedému a terapii jizvy, preventivní medicíně a dokonce i v medicíně veterinární (Kobrová, 2012). Přesto tyto vlivy jsou většinou subjektivním dojmem ošetřovaných a jejich vědecké podložení je stále nedostačující.

Současná literatura vzniká na principu „příručky“ jak využít taping. Nacházíme tam nejdříve popis technik – facilitační, inhibiční, korekce kloubů, šlachová a vazivová korekce, fasciální korekce, prostorová korekce, lymfatická korekce, a následně přehled aplikace kinesiotaingu na příslušné oblasti. Popis vlastností a hlavně účinku pásky je však zmíněn často velmi obecně (Doležalová, 2011). Někteří autoři ve svých dílech dokonce i uvádí, že podrobná znalost účinků kinesiotaingu, není pro jeho využívání nutná (Flandera, 2010).

Jediná, avšak stále dostatečně vědecky nepodložená, teorie o principu účinku kinesiotaingu je následující. Nadměrná tělesná zátěž vede k přetížení svalu. Na základě toho může vzniknout mikrotraumatizace a zánětlivý pochod. Sval tedy následně otéká a stává se ztuhlým. Postižený pociťuje únavu a bolest. Dochází totiž ke snížení pH a zmíněná bolest je způsobena mechanickým poškozením buněk. Jsou tedy aktivovány nociceptory. Současně dochází k akumulaci vody a obecně se zvětšuje jeho prokrvení. Tím je redukován prostor mezi kůží a svalem. Což vede ke kompresi receptorů i cév a celkovému zhoršení cirkulace tělních tekutin. Na základě toho může dojít k ischemii. Metabolity tedy opět snižují pH a vzniká bolest. Aplikace kinesiotaingu údajně v tuto chvíli osloví receptory (tím i CNS) a díky jeho elastické vlastnosti dosáhneme terapeutického efektu. Zvrátněním a elevací kůže dojde

k dekompresi intersticiálního prostoru, tím by se mělo zvýšit prokrvení a tok lymfy, následně zmírnit otok, redukovat tlak na nociceptory, regulovat svalový tonus a stimulovat proprioceptory (Kobrová, 2012).

Studie zabývající se touto problematikou, začaly vznikat hlavně na podkladě potíží u sportovců. Proto se nejčastěji setkáme s kinesiotapem ve spojení s patelofemorálním syndromem (Huang, 2008), s bolestmi ramenního kloubu (Thelen, 2008), s aktivací svalu kinesiotapem během výkonu (Fu, 2008), nebo s jeho vlivem na propriocepci (Helseth, 2004). Dále se objevují i práce, které hodnotí možnosti uplatnění kinesiotapu v lymfologii (Průchová, 2009).

Vrátíme-li se k problematice patelofemorálního syndromu, můžeme se dohledat výsledků Huanga (2008) při testování m. vastus medialis obliquus. Kinesiotape byl využit k facilitaci m. vastus medialis obliquus a k inhibici m. vastus lateralis. Testování probíhalo během chůze po schodech. Při sestupu ze schodů byla prokázána rychlejší aktivace m. vastus medialis obliquus (Huang, 2008).

Bolestí při patelofemorální syndromu se zabýval Chen, a to testem chůze do schodů a ze schodů. Tape byl aplikován na m. vastus medialis et lateralis. Měření probíhalo pomocí EMG bez pásky, s placebo tapem a kinesiotapem. Výsledky ukázaly, že při sestupu ze schodů dochází k lepší kooaktivaci m. vastus medialis et lateralis při aplikaci kinesiotapu a také následnému snížení bolesti (Chen, 2008).

Ramenním kloubem a efektem kinesiotapu na něj se zabýval ve své studii Thelen. Testoval dvě skupiny klientů, u jedné využil běžný pevný tape, u druhé kinesiotape. Sledoval stav před aplikací, okamžitou změnu, 3. a 6. den. Během výzkumu ani na jeho konci nebyly prokazatelné rozdíly mezi těmito dvěma skupinami (Thelen, 2008).

Další práce, která se zabývá ramenním kloubem, se věnuje tenistům a rozsahu pohybu do rotací. Testování byli rozděleni do dvou skupin podle pohlaví. Statisticky významné byly výsledky týkající se zvětšení rozsahu pohybu do zevní rotace ramenního kloubu dominantní končetiny (McConnell, 2009).

Vlivu kinesiotapu na propriocepci se věnoval Helseth. Testoval u 30 zdravých jedinců nastavení plantární flexe s 20° inverzí. Během testování byly vyloučeny sluchové vjemy. Výsledky nepřinesly žádné důkazy o tom, že by kinesiotape u zdravých jedinců měl vliv na propriocepci (Helseth, 2004).

Propriocepci hlezna hodnotí ve své práci také Refshauge a další (2000). Testovali hlezenní klouby po opakované inverzní luxaci a porovnávali je se zdravou skupinou. Vyšetřovanými pohyby byla pasivní dorzální a plantární flexe. Experiment nedosáhl žádných statisticky významných výsledků.

Briem řeší ve své studii podporu hlezenních kloubů u mužů atletů. Povrchovou elektromyografií měří aktivitu m. fibularis longus během rozrušení inverze ve třech situacích: bez tapu, s pevným tapem a kinesiotapem. Výrazně vyšší průměrná svalová aktivita byla zaznamenána při měření s pevným tapem oproti stavu bez tapu, zatímco kinesiotape neměl významný vliv na střední nebo maximální svalovou sílu ve srovnání se stavem bez tapu. V závěru tedy uvádí, že pevná páska může zvýšit dynamickou svalovou podporu hlezenního kloubu. Účinnost kinesiotapu v prevenci podpory hlezenního kloubu stejným mechanismem je nepravděpodobná (Briem, 2011).

Dále se často studie zabývají možnou facilitací či inhibicí kinesiotapu. Turečtí vědci se rozhodli zkoumat změnu svalové kvality m. masseter. Ten byl vybrán vzhledem k jeho umístění, pro dobrou měřitelnost EMG, a zároveň proto, že je to jeden z nejsilnějších svalů v těle. Měření probíhalo na 11 probandech. Doba aplikace kinesiotapu byla 1 hodina. Ve výsledku nebyl nalezen významný statistický rozdíl u svalu s kinesiotapem a bez něj (Soylu, 2011).

Schneiderová se ve svém experimentu zabývá aplikací inhibičního kinesiotapu na extenzorovou skupinu zápěstí u tenistů s cílem oddálit svalovou únavu. Testovala 14 probandů během různých tenisových úderů, měření probíhalo dynamometrem. Výsledky však ukázaly, že i přes inibiční aplikaci, byla svalová síla během výkonu i po něm vyšší (Schneider, 2000). Ke stejnému závěru došla ve své diplomové práci Fleišmanová (2012). Při testování facilitačního a inhibičního vlivu kinesiotapu se ukázalo, že inhibiční zalepení ukazuje facilitační výsledky.

Vithoulka (2010) testoval m. quadriceps femoris u žen, které se nevěnovaly sportu. Testovány byly během koncentrické a excentrické síly izokinetického cvičení. Test byl proveden s kinesiotapem, placebo tapem a bez tapu. Významné rozdíly se ukázaly u maximálního excentrického momentu při aplikaci kinesiotapu. Tudíž na základě této studie je možné jeho aplikací zvýšit excentrickou svalovou sílu m. quadriceps femoris.

Další turečtí vědci se zabývali využitím kinesiotapingu při korekci sedu a jeho vlivu na hrubé motorické funkce u dětí s dětskou mozkovou obrnou. 31 dětí bylo randomizovaně

rozděleno do dvou skupin. Jedna skupina podstoupila pouze fyzioterapeutickou léčbu, druhá fyzioterapii v kombinaci s kinesiotaapingem. Po dvanácti týdnech měla druhá skupina lepší držení těla. Současně došlo i ke zlepšení hrubé motoriky, ale v téměř stejném rozsahu jako u skupiny první (Ssimsek, 2011).

Tsai ve své práci porovnává bandáže s kinesiotaapingem u pacientů s lymfedémem nejméně 3 měsíce po rakovině prsu. 51 probandů bylo rozděleno do dvou skupin. Součástí léčby všech probandů bylo cvičení, lymfatické masáže, 20 minut elektroléčby a péče o kůži. Skupina 21 probandů měla terapii doplněnou o klasické bandáže, 20 probandům byl aplikován kinesiotaape. Hodnotila se velikost horní končetiny, složení vody horní končetiny, lymfedém ve spojitosti s kvalitou života a přijetí bandáže nebo kinesiotaapu pacientem. U skupiny s bandáží se upravila velikost končetiny, a snížil se obsah vody. Skupina s kinesiotaapingem měla snížen obvod horní končetiny a také obsah vody. Nebyl však nalezen významný statistický rozdíl. Komfortněji vyšel ale kinesiotaape (Tsai, 2008).

Walsh ve své kazuistice představuje případ dvouleté holčičky se sublucací humeru a scapula alata vlevo. Byla jí indikovaná ortéza a operace za 6 měsíců. Do té doby bylo navrženo cvičení a elektrostimulace. Rodiče byli edukováni ke cvičení a tapingu rotátorové manžety a fixátorů lopatky. Po dvou týdnech došlo ke zlepšení abdukce o 20°, po 4 týdnech byla stabilizována lopatka. Za 20 týdnů – 12 návštěv byla plně obnovena funkce ramenního kloubu, vymizela scapula alata a byla zrušena plánovaná operace (Walsh, 2010).

Důležitá studie pro tuto práci, se zabývá vlivem kinesiotaapu na rozsah pohybu jako takového. Jedná se o práci Yoshidové, která hodnotí vliv na rozsahy pohybu dolního trupu (flexe, extenze, oboustranné lateroflexe) na 30 probandech. Právě flexe trupu u ní měla pozitivní výsledky, zvýšení rozsahu pohybu u ní bylo až 17 cm. Proto bych tuto práci chtěla využít jako podklad své diplomové práce, ověřit její výsledky a rozšířit hodnocení. To by mělo spočívat v rozlišení, jestli je efekt pouze v místě, kde je kinesiotaape aplikován, či má vliv na celý rozsah pohybu. Dále bych pak chtěla zhodnotit možný placebo efekt nalepením jiného materiálu (Yoshida, 2007).

Další výzkum hodnotící kinesiotaape a rozsah pohybu se věnuje krční páteři. Páska je aplikovaná také na paravertebrální svalstvo avšak krční páteře, a je doplněna vazivovou korekcí transversálně. I tento výzkum uvádí pozitivní výsledky, a to na rozdíl od předchozího, do všech směrů pohybu (Iglesias, 2009).

2.5.3 Kontraindikace kinesiopapu

Kontraindikace dle Medical taping konceptu (2010)

- Zhoubná nádorová onemocnění
- Akutní záněty
- Hluboká žilní trombóza
- Povrchový zánět žil a trombóza
- Akutní alergická reakce
- Těžká (neléčitelná) srdeční insuficience
- Přetížený pacient
- Hnisavé a kožní projevy

Kontraindikace relativní dle Války (2010)

- Hnisavé a kožní projevy
- Bradavice a mateřská znaménka (zde možno využít podkladový materiál)
- Maligní melanom kůže
- Otevřené rány
- Ekzémy
- Dermatitidy
- Hořčnaté stavy
- Akutní trombózy
- Elefantiáza
- Kardiopulmonální dekompenzace
- Alergie na složku tapu

2.5.4 Materiál

Kaseův Kinesio Tex® Tape byl navržen tak, aby svými vlastnostmi imitoval vlastnosti kůže. Jeho longitudinální elasticita je 55 – 60%, což se právě blíží kvalitám kůže. Páska má protažitelnost již částečně přednastavenou na podkladovém materiálu - a to sice 25%. V horizontálním směru není elasticita žádná. Elastické vlastnosti kinesiopapu jsou účinné 3 – 5 dní, posléze znatelně zeslábnou (Kase, 2003). Dnes jsou již vyráběny kinesiopapy, které mají longitudinální protažitelnost i více jak 100% (K- Tapy). Existují také pásy s kombinací longitudinální i horizontální protažitelností.

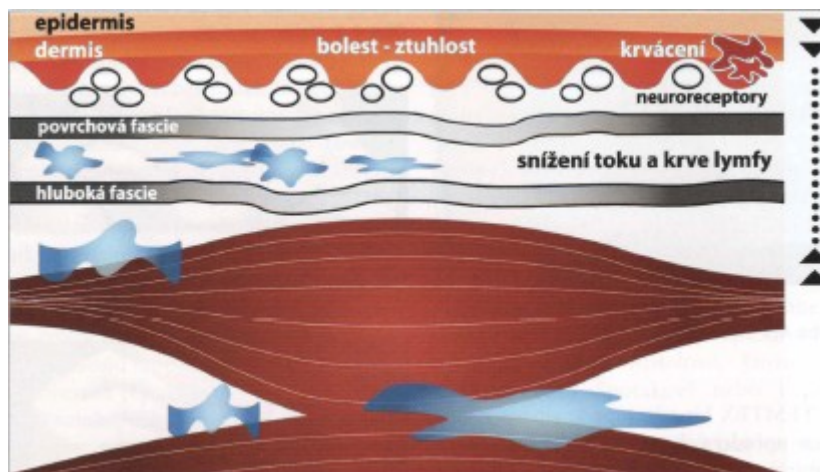
Tloušťka Kinesio Tex® Tapu je stejná jako tloušťka epidermis. Tato shoda snižuje vnímání kinesiotapu na pokožce, a to již do 10 minut po aplikaci (Kase, 2003).

Materiál, z kterého je páska vyrobena, se skládá z polymerových elastických vláken. Ta jsou obalena 100% bavlnou, která umožňuje odpařování tělesné vlhkosti a usnadňuje rychlé usušení (Kase, 2003).

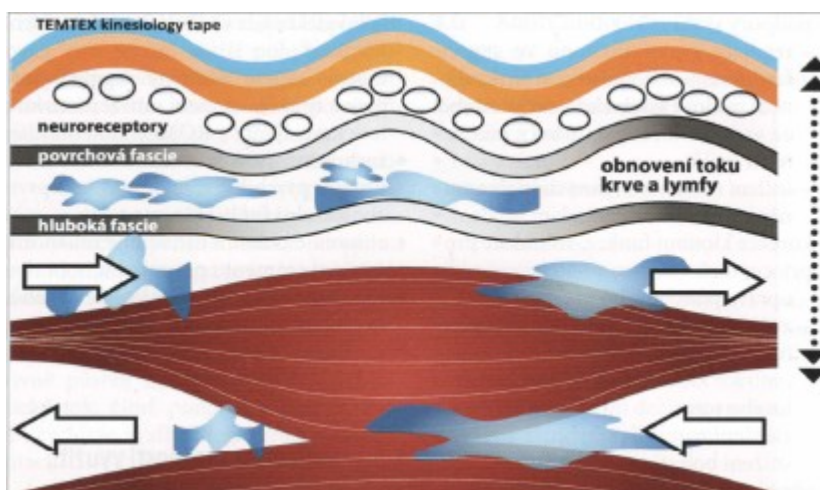
Kase u Kinesio Tex® Tapu uvádí 100% akrylové lepidlo. K aktivaci lepidla se užívá teplo, v konceptu kinesiotapingu tzv. „zažehlení pásky“. Lepidlo je na pásce aplikováno ve vlnách, což by opět mělo imitovat kůži (Kase, 2003). Po odstranění pásky lepidlo na pokožce nezůstává (Metzger, 2010).

2.5.5 Základy aplikace

Základy aplikace kinesiotapu se shodují s obecnými zásadami (viz. výše), přesto je zde ještě několik dalších kroků, kterým je třeba věnovat pozornost. Jednou z prvních zásad je, že si vyšetříme tkáň, kam se chystáme tape aplikovat. Pokud naším klientem je sportovec, před výkonem, je třeba tape nalepit s předstihem 30 – 40 minut dle Války, 45 – 60 minut dle Metzgera. U kinesiotapu okraje pásky vždy zastříháváme do kulata, a to z důvodu kontaktu s oblečením, kdy by mohlo dojít k rychlejšímu opotřebení materiálu (Metzger, 2010; Válka, 2010). Během aplikace se musíme vyvarovat kontaktu s lepidlem pásky, snižuje se tak její přilnavost k pokožce. Důležité je také správné odměření materiálu na základě toho jakou technikou se chystáme pásku lepit. Počítat musíme s tím, že pokud chceme ovlivnit konkrétní sval, je třeba si materiál naměřit tak, abychom měli u pásky rezervu 5cm před začátkem i nad úponem svalu. Těchto 5 cm z obou stran je nalepeno bez přidaného tahu. Všechny základní techniky kinesiotapingu využívají jeho napětí. Míra protažení je zvolena právě vzhledem ke konkrétní technice (Doležalová, 2010; Kase, 2003). Na druhou stranu příliš velké silné natažení tapu způsobuje iritaci na kůži, což je nežádoucí (Metzger, 2010). Na konci je vždy nutné zaktivovat lepidlo hlazením (Kase, 2003; Doležalová, 2011; Metzger, 2010; Válka, 2010). Vzhledem k voděodolnosti materiálu může být kinesiotape aplikovaný dle Války (2010) zhruba 4 dny, dle Metzgera (2010) až 7 dní. U lymfatické korekce doporučuje Kase (2003) při první aplikaci 24 – 72 hodin.



Obrázek 1: Před aplikací kinesiometapu (Převzato z: Kobrová, 2012)



Obrázek 2: Po aplikaci kinesiometapu (převzato z: Kobrová, 2012)

2.5.6 Způsoby aplikace

Při aplikaci kinesiometapu se přirozeně využívá jeho tahu, vzhledem k tomu, jakého účinku chceme docílit. Dle Doležalové (2011) využíváme tahu takto: k ovlivnění bolesti 0 – 10% („paper of tension“), pro inhibici svalu 15-25%, pro facilitaci 15 – 50%. Při technikách korekce se Kase a Doležalová lehce rozcházejí.

	Kase	Doležalová
Mechanická korekce	50 - 75%	50 - 75%
Fasciální korekce	25 - 50%	15 - 50%
Prostorová korekce	25 - 50%	25 - 50%
Vazivová/ šlachová korekce	50 - 75%	50 - 90%
Funkční korekce	50 - 100%	50 - 75%
Lymfatická korekce	0 - 15%	10 - 25%

Tabulka 1: Porovnání využití protažení kinesiotapu v % u korekčních technik (Kase, 2003; Doležalová, 2011)

Pokud chceme využít inhibiční nebo facilitační lepení, řídíme se jednoduchým pravidlem, které stále není vědecky podloženo, a dosavadní výzkumy mají sporné výsledky. Pro inhibici lepíme od úponu svalu k jeho začátku, pro jeho facilitaci lepíme opačně. Tato aplikace je v prodloužení svalu (Doležalová, 2010). Ve své diplomové práci řešila Fleišmanová (2012) na 5 probandech právě facilitační a inhibiční techniky. Naměřené hodnoty ukázaly, že inhibiční lepení má také facilitační účinky, i když v nižší míře.

Dle Kase (2003) má být během aplikace prodloužení svalu maximální, MTC koncept kinesiotapingu s tímto nesouhlasí. Při maximálním protažení dochází k omezení cirkulace cév a ke snížení vedení nervových vzruchů (Metzger, 2010), proto se přiklání k názoru, že prodloužení tkání by mělo být sladěno s konkrétními potížemi a voleno tedy individuálně k potřebám klienta. Proto je důležité sledovat pohyb a při prvním odporu v pohybové amplitudě protažení zastavit.

2.5.6.1 Popis korekčních technik (Kase, 2003; Doležalová, 2011)

Mechanickou korekcí („recoiling“) rozumíme nastavení kloubu do ideální pozice a zlepšení jeho biomechaniky, kdy by tape měl tvořit mechanickou oporu. Je nutné umožnit rozsah pohybu a neomezit průtok krve.

Funkční korekci („spring“) využíváme např. u hypermobility, periferních paréz, opakovaných distorzích či mikrotraumat. Mělo by zde dojít ke stimulaci mechanoreceptorů, touto technikou lepíme ve zkrácení.

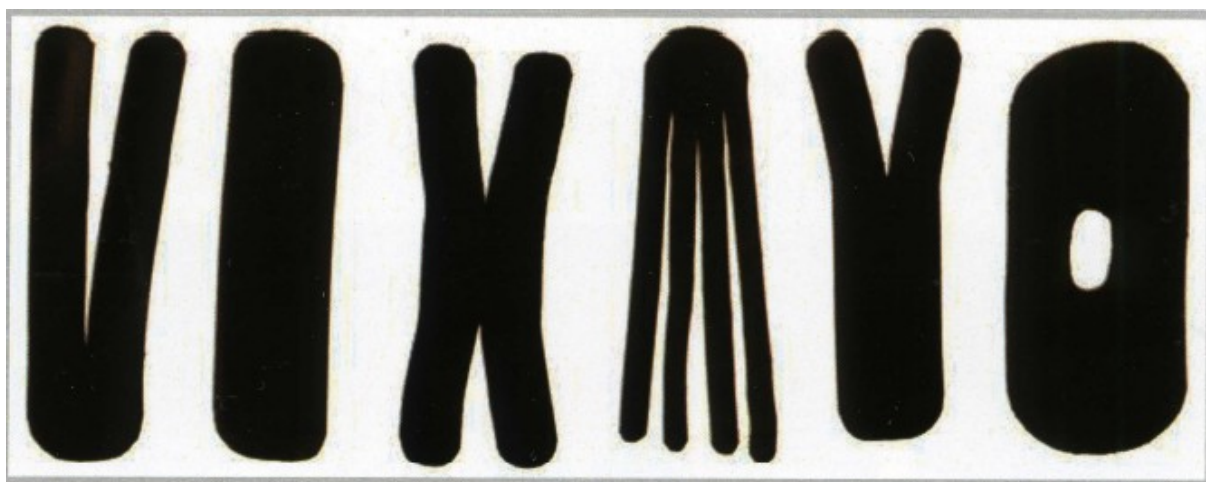
K fasciální korekci („holding“) se přikloníme, pokud potřebujeme zvýšit posunlivost fascií. Před samotnou aplikací Kase (2003) využívá manuální nastavení fascie. Následuje lepení, které probíhá se současným oscilačním pohybem v ose tapu.

Při prostorové korekci („lifting“) dochází k elevaci kůže a podkoží, měl by se tedy zvětšit interscticiální prostor a snížit se tlak na postiženou oblast. Příkláníme se k ní tedy při lokálních bolestech, či potřebě zvýšení cirkulace tělních tekutin.

Vazivová a šlachová korekce („pressure“) tvoří podporu poraněných tkání pohybového aparátu. Opět by mělo dojít ke stimulaci mechanoreceptorů, to by bylo vnímáno více proprioceptivně, a simulovalo to fyziologické vnímání tkáně.

Lymfatická korekce („channeling“) by měla urychlit vstřebávání otoků, hematomů a zlepšuje drenáž lymfatických cest. Je nutné aplikovat tape blízko k lymfatickým uzlinám.

Tvary využívané v kinesiotapingu:



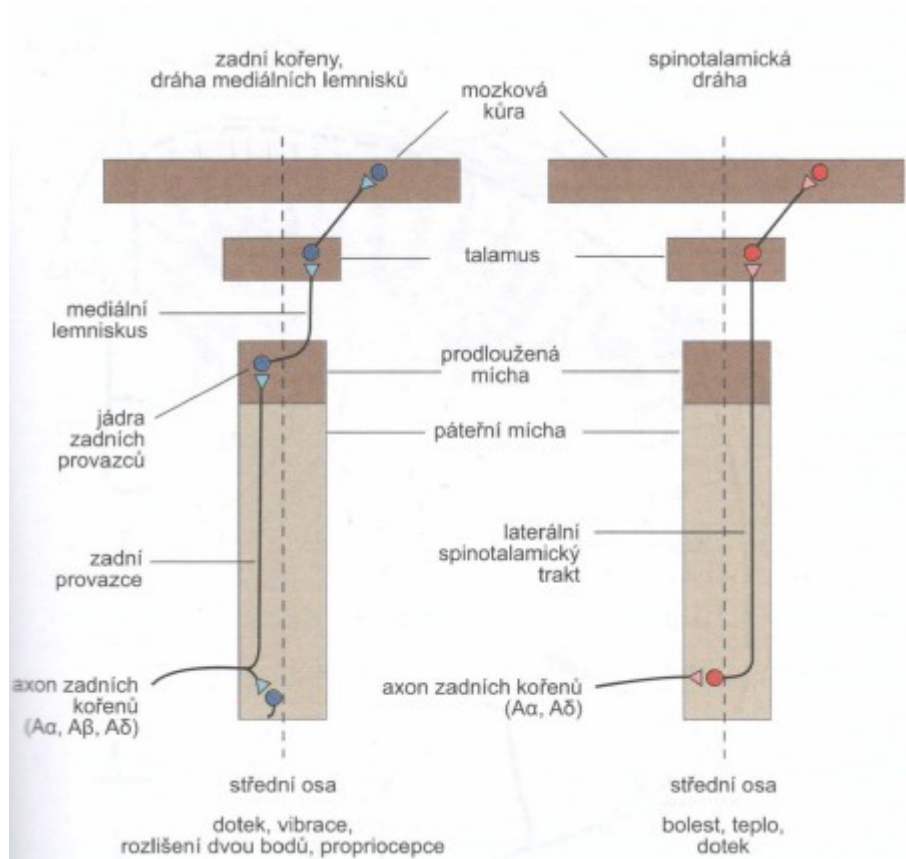
Obrázek 3: Tvary využívané při kinesiotapingu (Válka, 2010)

2.6 Neurofyziologie

2.6.1 Somatoviscerální citlivost

Pod tento pojem můžeme zařadit následující: kožní citlivost (mechanorecepce, termorecepce, nocicepce), hluboká citlivost (propriocepce) a vnímání bolesti v celém organismu. Somatoviscerální citlivost je zprostředkována rozptýlenými receptory a aferentními vlákny v různých drahách – nejedná se o ucelený (kompaktní) orgán. U podmětu jsme schopni vnímat jeho kvalitu, intenzitu a jsme schopni ho i lokalizovat.

V kůži a podkoží máme receptory, které reagují na mechanické, termické a bolestivé podněty. Lokalizovány jsou kolem citlivých bodů o této hustotě: 2 tepelné/ 1cm², 13 chladových/ 1cm², 25 dotykových/ 1cm², 200 bolestivých/ 1cm² (Trojan, 1999).



Obrázek 4: Oblasti CNS, které se podílejí na vedení a zpracování různých modalit somatosenzorických podmětů (převzato z: Kittnar 2011)

2.6.2 Mechanoreceptory

Jsou to nejčastější typy senzoričských receptorů. Buňky zde převádějí mechanické podněty na bioelektrické signály. Mechanoreceptory se vyskytují v kůži jako čidla dotyku a tlaku, ve svalech a šlachách jako receptory hlubokého čítí. Dále zaznamenávají tlak v močovém měchýři, trávicím traktu a cévách. Nakonec je najdeme i jako receptory sluchu, polohy hlavy a lineárního i úhlového zrychlení (Kittnar, 2011). Vnímání dotyku a tlaku není stejné na celém povrchu těla, nejcitlivější jsou konečky prstů, jazyk, rty, nos, čelo, nižší citlivost zase zaznamenáváme např. na hřbetu ruky (Myslivoček, 2009).

Zaměříme se tedy v následujících řádcích na mechanoreceptory dotyku, tlaku, vibrací. Reagují na deformaci kůže, ale i hnutí chlupu nebo vlasu. Receptorový potenciál vzniká na základě deformace cytoskeletu buněk příslušného receptoru, to otevírá mechanicky řízené iontové kanály. Tím je umožněn vtok Na^+ a Ca^{++} do buňky, následuje depolarizace a vznik akčního potenciálu na spouštěcí zóně prvního Ranvierova zářezu myelizovaného vlákna (Myslivoček, 2009).

Absolutní dotykový práh je 10^{-9} J při deformaci kůže o $10\mu\text{m}$, jedná se tedy o velmi jemný podmět. Pokud chceme rozlišit současný dotyk (simultánní práh), pohybujeme se od 1mm do několika cm. Zde záleží na místě, kde chceme prostorovou rozlišitelnost zjistit (Kittnar, 2011).

Mechanoreceptory máme různého typu a funkce, fyziologicky je dělíme podle rychlosti a adaptace (Trojan, 1999). Vater – Paciniho tělíska jsou největší (1 – 5 mm) a reagují extrémně rychle vůči změně dotyku či vibracím (nejlépe kolem 200 Hz). A to i přesto, že jsou uloženy nejhloběji v subcutální vrstvě/ škáře. Nemají však směrovou citlivost. Meissnerova tělíska jsou senzitivní k rychlé změně tlaku na malé ploše a jejich adaptace je středně rychlá. Reagují také na pomalejší vibrace, avšak směrovou citlivost stále chybí. Uloženy jsou nejbliže k pokožce (Trojan, 1999).

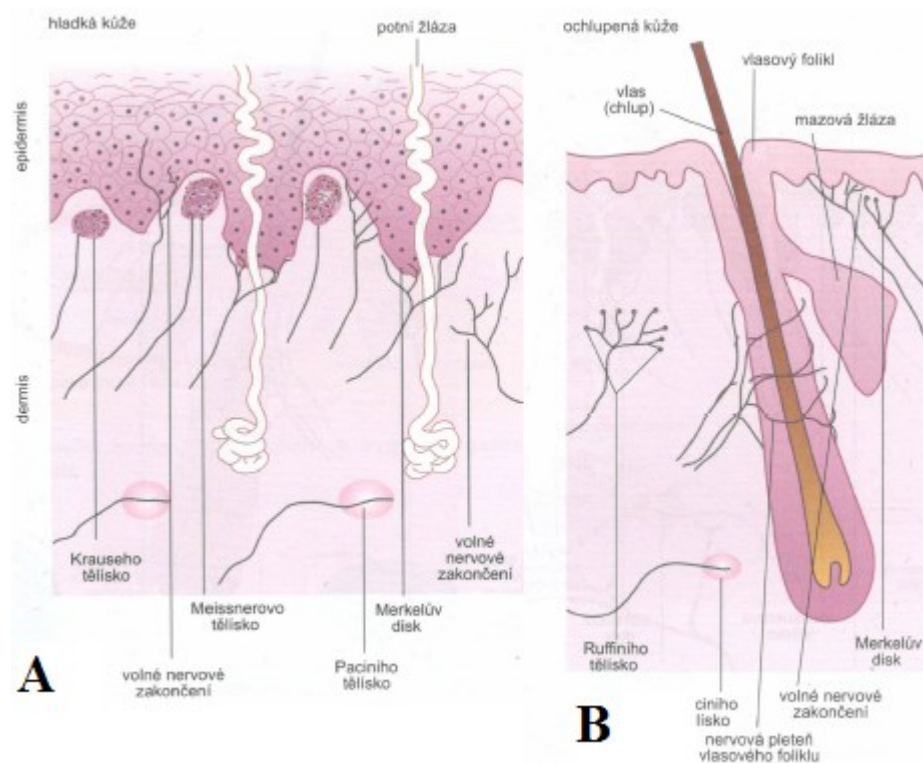


Obrázek 5: Adaptace Vater-Paciniho tělíska na postupné změny tlakového podmětu (převzato z: Kittnar, 2011)

Pomalou adaptující se receptory jsou Merkelovy terče (SA I – slowly adapting) a Ruffiniho tělíska (SA II). Vzruchová aktivita SA I při působení tlaku je přímo úměrná jeho intenzitě. Merkelovy terče jsou citlivé na rychlost nástupu působení podnětu a směrovou citlivost (vertikální) při natažení kůže. Uloženy jsou na rozmezí mezi epidermis a pokožkou. Inervovány jsou běžně jedním axonem (Trojan, 1999). Merkelovy terče se shlukují také do hmatových destiček na ochlupené kůži a taktilní podnět tak může být vyvolán na základě ohnutí vlasu či chlupu. (Mysliveček, 2009)

Ruffiniho tělíska, která jsou uložena v dermis, mají více vyvinutou směrovou citlivost a to až z oblasti 5 cm od jejich zakončení. Avšak reakce na rychlost podnětu je zde pomalá. Vzruchová aktivita SA I a SA II je modulována termickými podněty (chladné předměty – zdánlivě větší hmotnost). Všechna aferentní vlákna zmíněných receptorů jsou myelinizována (Trojan, 1999; Latash, 1998).

Budeme – li chtít výše zmíněné informace propojit s předmětem práce, tedy kinesiotaingem, musíme se zabývat tedy hlavně adaptací receptorů. Můžeme říct, že během aplikace můžeme podráždit Vater – Paciniho tělíska. Ta mají nejrychlejší reakci na dotyk, ale pokud se situace ustálí, rychle se adaptují. Jsou tedy fyzickými receptory. Tím že kinesiotope je nalepen na těle i několik dní, musíme vzít v úvahu spíše receptory s pomalou adaptací (tonickými receptory), tedy Merkelovými terči a Ruffiniho tělisky. To že by zrovna tyto receptory mohly být těmi, co na kinesiotope reagují, nám podporuje i fakt, že mají také směrovou citlivost (Kittnar, 2011).



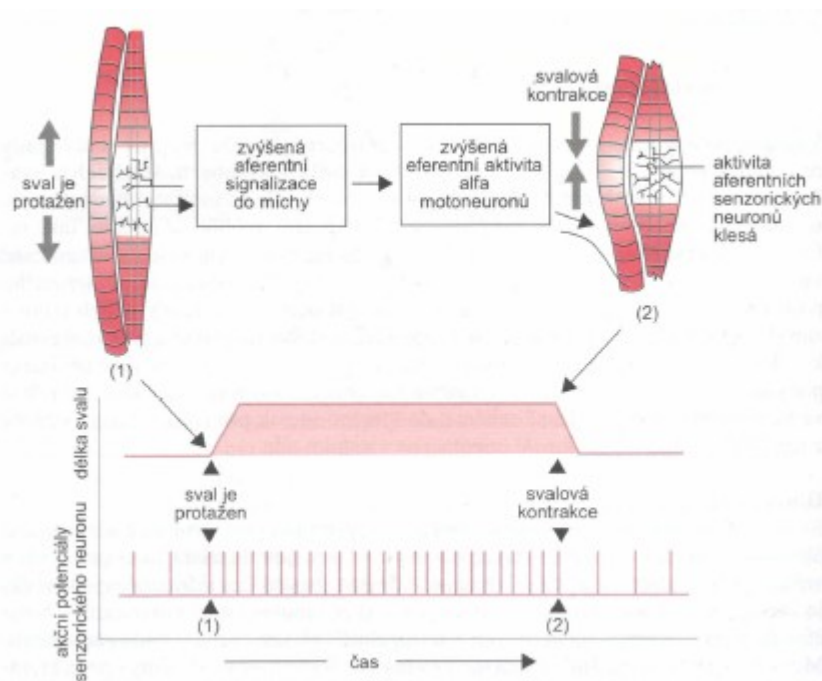
Obrázek 6: Senzorická zakončení v kůži: A – hladká kůže, B – ochlupená kůže (převzato z: Kittnar, 2011)

2.6.3 Propriocepce

Jedná se o vnímání polohy a pohybu vlastního těla. K tomu je zapotřebí souhra řady receptorových systémů (Trojan, 2003). Tyto receptory jsou umístěny v samotném svalu, jeho šlaše i okolích kloubních pouzdrech. Funkčně k nim můžeme přidat receptory informující o směru gravitace a tlakové receptory, které informují o rozložení tlaku na kontaktních plochách s podložkou (Véle, 2006). Trojan (2003) řadí ještě statokinetická čidla a uplatnění vidí i u zrakového analyzátoru. Propriopecí nazýváme aferenci ze svalových receptorů, kterou si přímo neuvědomujeme. Nemá totiž sémantický obsah – proto není možné spontánní vnímání nebo slovní popis. Někdy je proto užíváno označení svalový smysl, neboli

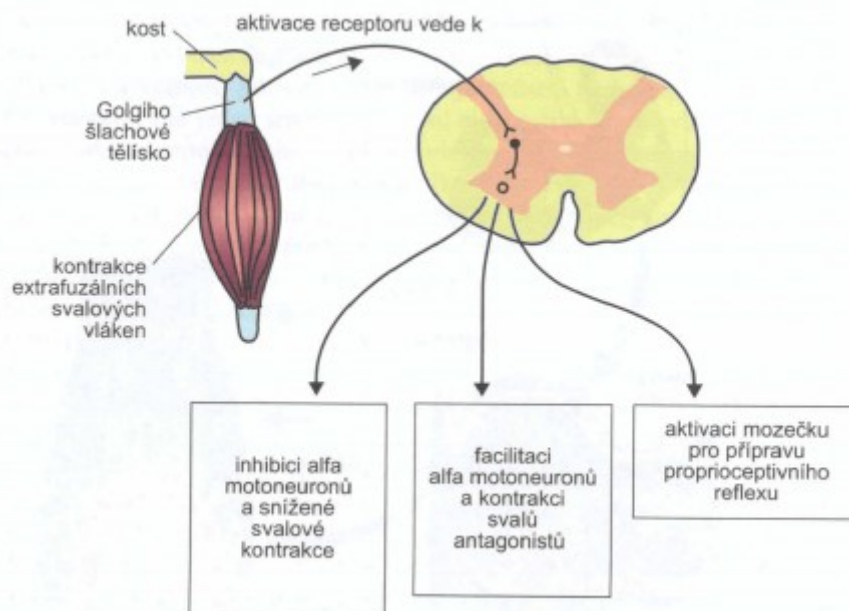
Muskelsinn německých autorů (Véle, 2006). Dle Trojana (2003) je prací proprioreceptorů převážně reflexní řízení vzpřímené polohy těla, svalového napětí, řízení pohybů, orientace v prostoru. Zásadní vliv má propriocepce i na vnímání sebe samého, tedy naše tělesné schéma.

Hlavním proprioceptivním orgánem svalu jsou svalová vřeténka, která jsou zapojena paralelně mezi extrafuzálními vlákny kosterního svalu (Trojan, 2003). Ta můžeme dělit na tonická či fázická (statická či dynamická). Svalové vřeténko je tvořeno svazkem kontraktilních svalových vláken. Svazek pak dále vazivově souvisí s normálními svalovými vlákny, která jsou inervována spouštěcím motorickým systémem alfa. Dva kontraktilní póly svalového vřeténka jsou odděleny receptorem, který reaguje na změny napětí pólových oblastí při změně délky. Intrafuzální vlákna (kontraktilní póly) svalového vřeténka jsou inervována gama motoneurony z formatio reticularis (Véle, 2006; Trojan, 2003), právě ona při natažení svalu působí na středový receptor a tím dochází ke vzniku vzruchů. Vzniklá aktivita projde kolaterálou k motoneuronu a snižuje práh jeho dráždivosti. Následně dochází k inhibici antagonisty. Komisurální dráhy vedou aktivitu druhou stranou míchy a inhibují druhostranného agonistu a facilitují jeho antagonistu. Aktivita posléze vede do formatio reticularis a mozečku, čímž se doladí úroveň excitability motoneuronů a tím je řízena pohybová koordinace (Véle, 2006).



Obrázek 7: Činnost svalových vřetének (převzato z: Kittnar, 2011)

Dalším propioceptivním orgánem jsou Golgiho šlachová tělíska. Jak už název napovídá, jedná se o orgán šlach. Tvořena jsou nemyelinizovanými úseky aferentních vláken (Trojan, 2003). Funkce těchto tělísek je obdobná jako funkce svalových vřetének. Také mají orgán snímající tah šlachy svalu, jenž aktivuje její protažení. Napětí musí být ale mnohem větší než pro aktivaci svalového vřeténka. Aktivita receptoru se šíří podobnými cestami jako u svalu, avšak působí proti funkci svalového vřeténka. Vlastní sval je inhibován, jeho antagonista facilitován. Druhý agonista je také facilitován a jeho antagonista inhibován. Inhibiční funkce Golgiho tělíska se uplatní, přesáhne-li napětí ve šlaše určitou mez. Vzniká tedy pojistka, která nedovolí přesáhnout danou hranici svalové aktivity, na základě které by mohlo dojít k poškození. Tuto kooperaci označujeme dle Véleho jako automatický ochranný míšní servomechanismus, který má předcházet drobným mikrotraumatům (Véle, 2006).



Obrázek 8: Činnost Golgiho šlachových tělísek (převzato z: Kittnar, 2011)

Kloubní receptory reagují na změnu napětí kloubního pouzdra. To se mění na základě jeho napínání konkávně a řasení konvexně. Konkávní strana má vysokou četnost výbojů, na základě iritace vzniklé natažením. Naopak konvexně je četnost výbojů výrazně nízká, jelikož řasení napětí uvolňuje. Receptory kloubního pouzdra můžeme opět dělit podle adaptace. Ty s pomalou adaptací fungují jako goniometr, proto je nazýváme statické (goniometrické). Signalizují nám polohu kloubních segmentů, na základě rozdílu mezi frekvencemi výbojů (konvexně - konkávně). Naopak kloubní receptory s rychlou adaptací reagují na změnu rychlosti při pohybu, proto je nazýváme akcelerometrické, dynamické (Véle, 2006). Trojan (1999) přirovnává statické kloubní receptory k Ruffiniho tělískům,

dynamické receptory zase k Vater – Paciniho tělískům na základě jejich adaptace Mysliveček (2009) o těchto receptorech hovoří jako ruffiniformních a paciniformních tělískách. Dále Trojan (1999) uvádí další 2 typy receptorů, první z nich je také pomalu adaptabilní a má nejasnou funkci, která je podobná Golgiho tělískům. Druhým typem jsou volná nervová zakončení, která přenášejí bolest. V publikaci z roku 2004 je označuje za specializované receptory přídatného kloubního aparátu (Trojan, 2003).

Dle Trojana (1999, 2003) je kloubní citlivost zprostředkována hlavně na základě svalových proprioceptorů. Kloubní receptory podle všeho reagují hlavně v extrémních podmínkách kloubů. Proto jsou poloha i pohyb percipovány a při jeho náhradě endoprotézou. Dle Vrbové (2009) tento názor ukazuje další možnou cestu vlivu tapingu na propriocepci.

2.6.4 Nocicepce

Měly bychom správně rozlišovat pojem nocicepce a bolest. Bolest je fyziologický děj zajišťující homeostázu. Je to subjektivní zkušenost spojená s nocicepcí a zahrnující emoční odpověď. Oproti tomu nocicepce je neurofyziologický termín popisující specifické děje, na základě kterých dochází k přenosu impulzu. Jedná se tedy pouze o fyziologické bolesti, nikoli psychologické. Vnímání bolesti spouští následující obranné mechanismy: reflexní – pohyb od bolestivého podnětu, humorální – vyplavení lokálně působících látek a endogenních opiátů, instinktivní a volní jednání směřující k odstranění bolesti – úniková reakce a reflexní uvědomělá snaha o uchování ohroženého či získání ztraceného zdraví – pouze u člověka (Mysliveček, 2009).

Dělení bolesti dle Trojana (2003): povrchní/ somatická (kožní, sliznice tělních otvorů), hluboká (svaly, klouby, pojiva), viscerální (pravá viscerální bolest, parietální bolest), centrální bolest (vzniká při dráždění drah proximálně od nociceptorů)

Jako složky vnímání bolesti dle Trojana (2003) také můžeme označit následující: sensoricko – diskriminativní komponenty (vlastní nocicepce), složka centrální, afektivní či emocionální (strach, hysterické stavy, odvrácení pozornosti), složka vegetativní či autonomní (porucha trofiky tkání, zvýšená sekrece epinefrinu, vzestup tlaku, zrychlení tepu a dýchání, nauzea, pocení, mydriáza) a motorická složka (obránné flexorové reflexy, únikové reakce, úlevná poloha kloubů).

Nociceptory jsou receptory, které vnímají bolest. Jsou uloženy v kůži, sliznicích a téměř ve všech tkáních. Výjimku tvoří mozek (Kittnar, 2011). Kožní mechanické nociceptory jsou součástí dvou typů primárních sensorických neuronů. První mají

myelinizovaná vlákna (A δ – II. skupina) vedoucí akční potenciál rychlostí 10-40 m/s. Ty vedou signály hlavně z mechanických a termálních nociceptorů. Zprostředkovávají ostré a dobře lokalizovatelné bolestivé vjemy, reagující v první fázi vzniku poškození. Jsou vedeny do thalamu a do senzomotorické oblasti mozkové kůry. Druhý typ má nemyelinizované axony typu C (IV. Skupina), které vedou informaci rychlostí 0,5-2 m/s. Jejich receptivní pole je velké. Jedná se o chemické nociceptory a polymodální. Typ C je mezi nociceptory zastoupen v 70%. Aktivují se až ve druhé, prolouvané fázi. Jejich prostřednictvím je vnímána tupá, dlouhotrvající a hůře lokalizovatelná bolest, jejíž dráha vede do retikulární formace mozkového kmene (ta je spojena s limbickým systémem a hypotalamem). Má velký emoční náboj (limbický systém), který se stává motivací pro odstranění příčiny. Zastoupení nociceptorů ve svalech je v poměru 23% myelinizovaných vláken III. skupiny a 43% nemyelinizovaných vláken IV. skupiny. Na bolestivé pohyby v kloubech reareaguje 48% vláken III. skupiny a 34% vláken IV. skupiny (Kittnar, 2011; Trojan, 2003; Véle, 2006).

Na aferenci se také mohou podílet vlákna A β , ta sice bolestivou stimulaci tlumí, ale za patologických podmínek, ji mohou facilitovat, např. u chronických bolestí (Myslivoček, 2009).

Bolest při pohybu zahrnuje dle Véleho (2006) 2 složky. První je organická složka, kdy se jedná o nociceptivní podnět. Ten může být vnímán, ale také nemusí. Vždy však vzniká změna průběhu pohybu, což nazývá obrannou reakcí. Druhá složka je psychologická – interpretace pohybu. Ta vyvolá změnu chování a následné nepříjemné pocity upozorňují na důsledky poruchy.

Tím se dostáváme k vrátkové teorii bolesti. Vychází se z předpokladu, že nociceptivní afference, která vzniká během pohybu se šíří systémem tenkých vláken. Ty mají facilitující vliv na přenos bolesti. Tenká motorická vlákna patří spíše tonickým svalům (posturální funkce). Na základě afference z nociceptorů vzniká tendence k fixaci segmentu tzv. „antalgickým spazmem“. Naopak aktivace tlustých vláken motorického systému - fyzického má tendenci inhibovat příslušné tonické svalstvo (Véle, 2006). Inhibice nastává prostřednictvím buněk substantia gelatinosa Rolandi - Redoxova zóna II. (Myslivoček, 2009). Z toho vyplývá, že je možné fixační „antalgické spazmy“ snížit či potlačit pohybem. Lze k tomu využít i specificky zaměřené cvičení. Krátkodobá aktivace svalu navozuje postaktivační inhibiční pauzu, která se opakováním prodlužuje a tím může tlumit bolest (Véle, 2006).

Dlouhodobá fixace polohy způsobená izometrickou kontrakcí je spojena s vzrůstem tlaku uvnitř svalu. To vede ke zhoršení jeho cirkulace – venózního odtoku. Na tomto podkladě vzniká ischemická bolest. Snížení lze dosáhnout relaxací svalu. Postižený sám podvědomě vyhledává úlevovou polohu, kdy nejsou nociceptory drážděny a je možná relaxace (Véle, 2006).

2.6.5 Biomechanika

2.6.5.1 Kůže

Orgán, který má několik funkcí. Chrání organismus před vnějším prostředím, podílí se na látkové výměně, účastní se na termoregulaci, a je důležitá pro výše zmíněné – tedy její součástí je spousta receptorů (Valenta, 1985).

Kůže se skládá ze dvou hlavních vrstev a to sice epidermis (pokožka) a dermis (škára). Buňky pokožky (plochého tvaru) jsou těsně na sobě v několika vrstvách. Jejich hlubší vrstvy mají zachovanou schopnost dělení a doplňují odumřelé povrchové vrstvy, tzv. kmenové buňky epidermis, ty zároveň zajišťují i kožní hojení. Zmíněná obnova vede k zesílení rohovějící vrstvy všude tam, kde je vystavena vyššímu mechanickému zatížení. Vede to tedy k zesílení kůže (Dylevský, 2000). Což pro aplikaci kinesiotapu znamená zvýšení „vzdálenosti“ k požadovaným receptorům.

Škára obsahuje elastická vlákna, která jsou orientována do určitých směrů. Ty odpovídají mechanickému zatížení kůže dané oblasti a měla by zajistit pružnost, roztažitelnost, pevnost a štěpitelnost v určitých směrech. Škára proti pokožce vybíhá na řadě míst, což pak tvoří lineární vyvýšeniny - hmatové lišty (Dylevský, 2000). Právě tuto nerovnost se kinesiotape snaží imitovat vlnovitým uspořádáním lepidla.

Základními složkami kůže jsou tedy vlákna kolagenu a elastinu. Kolagen, který je přítomen v poměru 3:1, má zabránit poškození kůže, při mimořádném namáhání. Elastin pak následně vrací tkáň do původního stavu, a to i po 100% deformaci. Do 50% deformace se kolagenní vlákna pouze natáčí do směru silového toku – namáhán je tedy pouze elastin. V druhé fázi se kolagenní vlákna již zapojují (Valenta, 1985).

2.6.5.2 Vazy a šlachy

Tkáňový objem		Vazy	Šlachy	
1. Buňečný materiál (fibroblasty)		20%	20%	
2. Mimobuněčné prostředí:		80%	80%	
	2.1 Voda	60-80%	60-80%	
	2.2 Pevné látky	20-40%	20-40%	
	2.2.1 Colagen:	70-80%	mírně zvýšen	
		2.2.1.1 typ 1	90%	95-99%
		2.2.1.2 typ 3	10%	1-5%
	2.2.2 Proteoglykany	20-30%	mírně sníženy	

Tabulka 2: Strukturální uspořádání šlach a vazů v procentech dle Frankel (2001)

Vazy a šlachy obsahují paralelní kolagenní a elastická vlákna. Kolagen typu 1 má stejně jako u kostí největší zastoupení. Jeho molekuly jsou složeny z tří polypeptidových řetězců, z toho dva (α -1 řetězce) jsou identické a jeden (α -2 řetězec) se mírně odlišuje. Kombinace těchto řetězců dává kolagenním molekulám tyčovitý tvar. Každá kolagenní molekula obsahuje 3 aminokyseliny. Glycinová trojšroubovice, která obsahuje vazby mezi specifickými skupinami a tím vzniká tzv. cross-link. Právě toto uspořádání kolagenních fibril dává tkáním sílu a odolnost proti mechanickému zatížení. Mechanické vlastnosti šlach a vazů však nezávisí pouze na uspořádání a dovednostech kolagenních vláken. Důležitou roli hraje i funkce elastinu. Ten je důležitý hlavně ve šlachách a vazech končetin (Frankel, 2001).

Šlachy vazy mají tedy díky viskoelastickým vlastnostem unikátní mechanické vlastnosti. Jsou dostatečně silné k tomu, aby zvládly výškové působení tahových sil, které vyplývají ze svalové kontrakce během pohybu v kloubu. Přesto jsou ale stále dostatečně flexibilní, aby na základě změny nastavení segmentu zvládly změnit směr tahu svalů (Frankel, 2001).

Vazy jsou poddajné a flexibilní, to umožňuje přirozený pohyb. Přesto jsou ale také silné a neroztažitelné a tím jsou schopné nastavit včasnou rezistenci vůči působícím silám (Frankel, 2001).

2.6.5.3 Svalová tkáň

Funkčními vlastnostmi svalové tkáně jsou schopnosti kontrakce a relaxace. Kontrakce je děj navazující na excitaci vzrušivé buněčné membrány (Trojan, 2003). Kosterní sval je strukturálně uspořádán ze svalových vláken, tvořených mnohojadernými cylindrickými buňkami. Svalová vlákna tvoří myofibrily, které jsou sériově uspořádány do sarkomer

rozdělených Z-liniemi. Tato základní jednotka obsahuje 2 bílkoviny zodpovědné za kontraktilní funkci – aktin a myozin (Frankel, 2001). Provádějí tedy kontrakci, čili aktivaci svalu. Vsruchy jsou přiváděny do svalu motorickými nervy. Jejich spojení se svalovými vlákny je přes nervosvalovou plotýnku, která díky dostatečné stimulaci vybaví akční potenciál. Pomocí transverzálních tubulů je předáván do sarkoplazmatického retikula, což uvolní Ca^{2+} . Tím jsou ovládnuty vazby mezi aktinem a myozinem. Jedná se tedy o přímou přeměnu energie chemické na mechanickou. Projevem je aktivní síla, popřípadě zkrácení svalu. (Katedra anatomie a biomechaniky UK FTVS, 2004).

Funkčně významné jsou také elastické vlastnosti. Ty mohou být pasivní (nezávislé na excitaci) nebo závislé na kontrakci. Elasticita svalů je dána mechanickými vlastnostmi buněčné membrány, vazivových struktur a zejména molekulárních struktur kontraktilního aparátu (Trojan, 2003). Valenta (1985) k elasticitě a kontraktilitě řadí ještě vodivost. Základní vlastnosti dle potřeby doplňuje ještě o pružnost a pevnost, unavitelnost, relaxibilitu. Ale také uvádí, že z biomechanického hlediska je výhodnější pracovat s pojmy, jež mají s biomechanikou zřetelnější souvislost. Proto biomechanickými vlastnostmi rozumí ty, jež se týkají mechanické struktury nebo chování. Dále mají strukturální, činnostní či smíšený charakter a lze je přiřadit k základním fyziologickým vlastnostem svalu. Má na mysli tedy reologické vlastnosti, termomechanické, morfologické a geometrické, elektrofyziologické apod. Kdy termomechanické a reologické vlastnosti jsou ty, které se týkají přímo mechanické struktury a chování svalu. Lze je kvalifikovat formálními prostředky mechaniky (fyziky).

Nejnámější hypotéza, vycházející z výše zmíněných vlastností je Huxleoyova hypotéza (Nigg, 2007), která byla zobrazena Hillem. „Hillova rovnice vychází z energetické bilance svalové kontrakce, při které se kromě vlastní mechanické energie uvolňuje v důsledku probíhajících chemických reakcí také teplo“ (Katedra anatomie a biomechaniky UK FTVS, 2004). Z rovnice pak vychází Hillova křivka, zobrazená v souřadném systému v-F. Ta popisuje výkonové charakteristiky kosterního svalu. Zvýšení stimulace znamená zvýšení izometrické síly, ale maximální kontrakce zůstává stejná. Pokud nám jde tedy o schopnost konat rychlou kontrakci, dochází ke snižování schopnosti přenášet vyšší silové zatížení. „Hillův model svalu je tvořen sériovým elastickým prvkem představujícím viskoelastické vlastnosti aktivního (excitovaného) svalu (vazby aktinu a myozinu) a paralelním prvkem, zastupujícím vlastnosti relaxovaného svalu (vazivová tkáň, cévy a inervace)“ (Katedra anatomie a biomechaniky UK FTVS, 2004).

2.7 Flexe trupu

2.7.1 Páteř

Opornou osu trupu tvoří páteř. Obratle jsou pohyblivými segmenty osového orgánu, které vytvářejí tři flexibilní sloupce. A to sice jeden masivní sloupec, který je tvořen obratlovými těly a dva menší oporné sloupce tvořeny kloubními výběžky. Tyto sloupce mají dvě funkce. Omezení pohyblivosti jednotlivých segmentů a lokální flexibilní zpevnění určitého úseku dle momentální potřeby. Pružné spojení obratlů páteře má opět dvě funkce. Tvoří pohybovou osu těla a pevné pouzdro pro ochranu míchy. Pokud dojde ke změně tvaru nebo vzájemné polohy, dochází ke zhoršení flexibility páteře a může dojít také k ohrožení míchy (Véle, 2006).

Esovitě zakřivení páteře v sagitální rovině zvyšuje její pružnost. Konvexně vpřed je krční lordóza s vrcholem mezi C3 a C4 a bederní lordóza s vrcholem v L5. Konvexně vzad je potom hrudní kyfóza s vrcholem mezi Th5 a Th6 (Kolář, 2009). Hamill (1995) do zakřivení konvexně vzad řadí ještě sacrococcygeální linii.

Esovitý tvar páteře se samozřejmě postupně vyvíjí. U plodu nacházíme kyfotický oblouk. Podobně je na tom novorozenec, ačkoli u něj, při poloze na zádech, páteř kopíruje tvar podložky. Lordózy jsou tzv. sekundární zakřivení a vyvíjejí se později. Zpočátku nejsou fixovány. K tomu dochází až kolem 5. roku života. Na linii páteře mají vliv samozřejmě i svaly - a to krční a zádové. Dále má svůj význam hmotnost útrobu a rozdíly ve výšce meziobratlových plotének (Kolář, 2009). Na všechny sektory páteře také výrazně působí stereotyp dýchání (Véle, 2006). Sagitální zakřivení páteře má zásadní vliv na posturální funkce. Vyváženost je nejdůležitějším faktorem, ve smyslu udržení vzpřímeného držení, které vyžaduje minimum svalové aktivity. Na tom se také podílí kvalita řídicích mechanismů, dále regionální a globální anatomické parametry (Kolář, 2009).

2.7.2 Základní pohyby trupu

„Pohyblivost páteře v presakrální části je dána součty pohybů mezi jednotlivými obratli“ (Čihák, 2001).

Při pohybech trupu jsou důležité dvě věci. Je to pohyblivost segmentů vůči sobě a zároveň také pohyblivost jednotlivých sektorů. Protože mobilita segmentu se následně odráží v pohyblivosti daného sektoru (Véle, 2006). Mluvíme-li o sektorech, máme na mysli 24 obratlů, které svou mobilitou přispívají k pohybům trupu (Hamill, 1995).

Pohyblivost páteře závisí jak na souhře facetových kloubů a meziobratlové ploténky, tak na okolních měkkých tkáních, a to zejména na ligamentózním aparátu páteře a pánve (Kasík, 2002).

Velkou roli u pohyblivosti jednotlivých obratlů hrají meziobratlové destičky. Právě jejich stlačení kolem vodnatého jádra umožňuje obratli pohyb. „Rozsah pohyblivosti je přímo úměrný výšce meziobratlových destiček, a to výšce relativní, vztažené k ploše destičky“ (Čihák, 2001; Kolář, 2009). Meziobratlové ploténky zajišťují flexibilitu páteře a fungují jako pružné spoje sousedních obratlů. Výška meziobratlových plotének je proměnlivá, a to zejména u mladších jedinců. Během dne dochází ke ztrátám tekutin a jejich snížení. Proto se může stát, že délka postavy člověka měřená ráno bude vyšší než délka postavy měřená večer. (Véle, 2006) Pohyb je dále usměrněn meziobratlovými klouby (Čihák, 2001).

Zmíněný rozsah pohybu je dále ovlivněn tvarem a sklonem obratlových trnů a tvarem kloubních ploch. Vzhledem k anatomii a postavení obratlů jednotlivých sektorů vyplývá, že dílčí pohyblivost bude rozdílná (Čihák, 2001; Kolář, 2009).

Základní pohyby páteře, které lze kombinovat, jsou tyto: předklony – záklony (anteflexe – retroflexe), úklony (lateroflexe), otáčení (rotace) a Čihák (2001) uvádí ještě pérovací pohyby, které mění zakřivení páteře.

Zaměřme se tedy na anteflexi. Stejně jako každý pohyb by měla začít pohybem očí (Véle, 2006), dále následuje atlantooccipitální skloubení, krční páteř a pohyb pokračuje po páteři kaudálně. U krční páteře je nutné zmínit, že musíme rozlišit kývnutí a předklonění. Kývnutí začíná pohybem hlavy v atlantooccipitální skloubení, kdy se atlas vůči axis současně naklání dopředu. Při předklonění celé krční páteře se atlas také sklání vpřed, ale v průběhu pohybu se hlava naklání vzad vůči atlasu (Kolář, 2009). Při anteflexi očekáváme tedy předklon krční páteře. Rozsah je zde nejvyšší, dle Koláře (2009) 30 – 35°, dle Čiháka (2001) až 90°. Pohyb hrudní páteře je omezen hrudním košem, ale děje se zde samozřejmě také, dle Čiháka (2001) opět až do 90°. Bederní úsek je v záklonu schopen se vyrovnat v úseku krčnímu. Předklonu se to ale netýká, ten je dle Čiháka (2001) téměř třetinový – 23°. Kolář (2009) uvádí 55 – 60°. Narážejí zde na sebe názory z hlediska anatomického a kineziologického. Při předklonu jdou tedy obratle ventrálně, takže nucleus pulposus je nuceno posunout se dorzálně. Tím se vytvoří kompresní zatížení přední části meziobratlového disku a tahové zatížení prstence (Hamill, 1995). Aby tahové zatížení oblouku bylo regulováno, předklon zastavují silná ligg. interspinalia (Čihák, 2001).

Záklon neboli retroflexe je protipohybem výše uvedené anteflexe, a i zde pohyb vychází z atlantooccipitálního skloubení. Kloubní plošky po sobě při záklonu nejdříve kloužou a posléze na sebe pevně nalehnou, tím je záklon ukončen (Čihák, 2001; Kolář, 2009). Ve výsledku je tedy horní obratel posteriorně a nucleus pulposus je vytlačeno ventrálně. V napětí jsou přední ligamenta (Hamill, 1995). V hrudní oblasti pohyb výrazně omezují žebra. Rozsahy jsou dle Koláře pro krční páteř 80 – 90°, Dle Čiháka až 90°, pro bederní páteř dle Koláře 30 - 35°, dle Čiháka opět až 90° (Čihák, 2001; Kolář, 2009). Zde můžeme určit tři nejvíce zatěžované oblasti: dolní krční obratle, Th11 – L2, L4 – S1 (Kolář, 2009).

Úklony neboli lateroflexe se odehrávají opět hlavně v krční a bederní oblasti. Hrudní část je i zde značně omezena žebry. Lateroflexe krční páteře jsou sdruženy s rotacemi, a to kvůli šikmému postavení kloubních ploch. Bederní páteř nerotuje, avšak laterální vytočení trnů se zde projeví. Ty se vybočují do konkavity ukloněné páteře. Rozsahy jsou dle Koláře pro krční páteř 35 – 40°, pro bederní 25 – 30°. Zde se anatomické údaje s kineziologickými poměrně blíží, jelikož Čihák uvádí pro krční páteř 30° a pro bederní 35° (Čihák, 2001; Kolář, 2009). Při úklonu se tedy horní obratel sklání ke straně lateroflexe, kde dochází i ke stlačení meziobratlového prostoru. Naopak na druhé straně vzniká napětí (Hamill, 1995).

Rotace páteře jsou také nejvyšší v oblasti krční, kde je největší pohyb mezi obratli atlas a axis, a to sice 30 – 35° (Čihák, 2001; Kolář, 2009). Celkový pohyb krční páteře do rotace je dle Koláře 45 – 50° a dle Čiháka 60 – 70°. Do rotace je poměrně dosti pohyblivá i hrudní páteř – dle Koláře i Čiháka 25 – 35°. Kloubní plošky bederních obratlů rotaci téměř nedovolí. Ta se tedy pohybuje v 5°, maximálně v 10° (Čihák, 2001; Kolář, 2009). Rotace v meziobratlových kloubech je možná ve dvojitým postavení. Za prvé: osa otáčení je vpředu v oblasti obratlových těl, za druhé: osa otáčení je v oblasti obratlových trnů, v druhém případě jde spíš o skluz obratlového těla než o skutečnou rotaci (Kolář, 2009). Během tohoto pohybu dochází k zatížení na polovině obratle a disku, a to na té, která je ve směru otáčení. Zvyšuje se interdiskální tlak, zužuje se společný prostor, vytváří se smykové síly ve vodorovné rovině otáčení a napětí vláken ve směru otáčení (Hamill, 1995).

2.7.3 Flexe trupu z hlediska kloubních spojení

Kapandji (1998) uvádí na základě zobrazovacích vyšetření, že pohyb mezi klouby atlas a axis je výrazně zbrzděván vazy, a to sice jedním konkrétním ligamentum transversum atlantis. To drží hlavně přední stranu skloubení v blízkém kontaktu. Vzájemný pohyb se tedy

podobá pohybu femuru vůči tibii. Při flexi krční páteře dochází k naklonění a skluzu horního obratle vpřed, tím dojde k vytlačení nucleus pulposus vzad a natažení zadních vláken anulus fibrosus. Flexe není omezena kloubním dopadem, ale tahem následujících ligament: ligamentum longitudinale posterius, ligamenta flava, ligamentum nuchae, ligamentum cervicale posterius a kapsulárními vazy segmentu.

Meziobratlový prostor během flexe hrudní páteře se otevírá posteriorně. Nucleus pulposus je vytlačeno též posteriorně. Hrudní obratle mají během flexe tendenci k převisu (horní obratel nad dolním, dle Kapadjiho „podkladovým“). Pohyb je limitován následujícími vazy: ligamenta interspinalia, ligamenta flava, ligamentum longitudinale posterius a kapsulárními vazy segmentu. Ligamentum longitudinale anterius je relaxováno (Kapandji, 1998).

U bederní páteře se při flexi tělo horního obratle naklání a klouže dopředu, tím se snižuje tloušťka přední části ploténky a její zadní část se naopak zvyšuje. Disk je tedy klínovitého tvaru s bazí dorzálně. Protážením zadních vláken anulus fibrosus a postavením obratlů dochází k posunutí nucleus pulposus také posteriorně. Vazy mezi obratli jsou maximálně natažené a brzdí tak rozsah pohybu: ligamenta flava, ligamenta interspinalia, ligamentum supraspinale, ligamentum longitudinale posterius (Kapandji, 1998).

2.7.4 Flexe trupu z hlediska měkkých tkání

Pohyb v oblasti trupu je realizován trupovými svaly. Můžeme je rozdělit na svaly zádové, břišní a svaly pánevního dna včetně svalů spojujících pánev s dolními končetinami. Na pohyb trupu má výrazný vliv respirace (Véle, 2006).

Flexe trupu je volná v krční oblasti, limitovaná v hrudní oblasti a opět volná v oblasti bederní. Na rozdíl od extenzorů, které vedou dorzálně podél páteře, jsou flexory specifické tím, že nejsou uspořádány do sloupce. Flexory bederní páteře tvoří břišní svalstvo. Ty provádí i lehkou flexi hrudní páteře (Hamill, 1995). Dle Jandova svalového testu flexi trupu provádí následující svaly: m. rectus abdominis, m. obliquus abdominis internus et externus, m. psoas major, m. pyramidalis (Janda, 1996). Hamill (1995) uvádí m. rectus abdominis, m. obliquus abdominis internus et externus a m. transversus abdominis. Pro Granata (2010) jsou v jeho práci stěžejní m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus.

Véle (2006) popisuje břišní svalstvo účastníci se pohybu následně. Břišní stěna trupu je svalový systém navazující na postranní sval m. quadratus lumborum. Vytváří pružné spojení hrudníku s pánví a páteří. Je tvořena svaly, které představují v určitém smyslu

antagonisty svalů zádových. Tvoří jí skupina čtyř symetricky uložených svalů: m. rectus abdominis, m. obliquus abdominis internus, m. obliquus abdominis externus, m. transversus abdominis.

Mm. obliqui abdominis tvoří souvislý pás kolem břicha. Vlákná vnějšího šikmého svalu břišního navazují z jedné strany funkčně na vlákna vnitřního šikmého svalu břišního z druhé strany a obráceně. Mm. obliqui lateroflexi a flexi hrudníku proti pánvi. Zapojují se i do dechových pohybů. Podílí se na rotacích, a to ve spolupráci s paravertebrálním svalstvem (Véle, 2006).

M. rectus abdominis je spojnice mezi sternem a symfýzou. Při fixované pánvi ohýbá páteř tahem za hrudník, při fixovaném hrudníku zase mění sklon pánve a snižuje bederní lordózu (Čihák, 2001; Véle, 2006). Dále se podílí na držení těla, kdy izometricky pracuje s m. erektor trunci, aby nedocházelo k výše zmíněnému přiblížení k symfýze. Také se podílí na dechovém mechanismu (Véle, 2006).

M. transversus abdominis hraje významnou roli pro posturální funkci. Iniciuje aktivitu všech břišních svalů jak při flexi, tak při extenzi hrudníku. Výrazně se podílí na dechových pohybech. Svou aktivitou odporuje fixaci páteře a zároveň snižuje zátěž na meziobratlové ploténky (Véle, 2006).

Kromě flexe trupu, zvyšují břišní svaly také intraabdominální tlak. Ten slouží k snížení tlakové síly na páteř a snižuje aktivitu také vzpřimovačů trupu. Nitrobřišní tlak vytváří oporu i během prováděného pohybu, v našem případě flexi trupu. Spolupráce břišních svalů a extenzorů trupu je však pro ochranu páteře zásadní (Hamill, 1995; Granata, 2005).

Důležitou roli při flexi trupu hraje také thoracolumbální fascie, z důvodu přenosu sil mezi svaly trupu a páteře (Langevin, 2011). Tato fascie je složena ze dvou listů, které mezi sebe zepředu a i zezadu uzavírají hluboké svalstvo zádové v bederní krajině (Čihák, 2001). Tkáň, která tvoří thoracolumbální fascii je velice hustá, je však oddělována řidší tkání, které umožňuje fascii vzájemnou posunlivost (Langevin, 2011).

Studie na základě ultrazvukových vyšetření prokázaly, že lidé s chronickou bolestí dolní části zad, trvající více jak 12 měsíců, mají thoralumbální fascii zesílenou. K zesílení může dojít i špatným stereotypem nebo poraněním. Pokud k této situaci dojde, může být omezen rozsah pohybu trupu (Langevin, 2011).

Dalším faktorem, který může ovlivnit flexi trupu, je zkrácení paravertebrálního svalstva. K němuž dochází na základě nekvalitních a nekoordinovaných pohybových stereotypů a s tím souvisejícím chybným držení těla (Janda, 1996; Janda, 1982).

Jsme-li u vlivu zkrácených svalů na rozsah pohybu, je třeba zmínit také hamstringy (Janda, 1996), které vzhledem ke svému úponu na tuber ischii mohou mít také svůj podíl na omezení předklonu. Jelikož v druhé části provedení pohybu dochází ke klopní pánve anteriorně, může jejich zkrácení předklon ovlivnit. Popřípadě může dojít k flexi v kolenních kloubech. Johanson (2010) se ve své studii zabýval právě vzájemným vlivem hamstringů, kyčelního kloubu a kloubních spojení bederní páteře během předklonu. Jeho experiment ale nezaznamenal žádné signifikantní výsledky, které by vzájemný vliv prokázaly.

3 CÍLE PRÁCE A STANOVENÉ HYPOTÉZY

Práce má dvě části. První se věnuje rešeršnímu zpracování dostupných informací o účincích kinesiotaingu a fyziologických a biomechanických vlastnostech tkání, které údajně kinesiotaing ovlivňuje. Prostor je také věnován testované flexi trupu (ze stoje) z hlediska biomechaniky a kineziologie.

Cílem experimentu, tedy druhé části práce, je zhodnotit okamžitý vliv kinesiotaingu na rozsah pohybu při flexi trupu ze stoje. Dalším cílem je rozlišit, zdali je případný vliv pouze lokální, v místě aplikace tapu, či komplexní. Pro vyloučení placebo efektu byl zvolen kontrolní materiál fixomull.

Úkoly práce

1. Zpracování literární rešerše a shromáždění teoretických podkladů
2. Prostudování literatury související s řešenou problematikou
3. Stanovení cílů práce
4. Zvolení metodiky práce
5. Provedení experimentu
6. Vyhodnocení a zpracování získaných dat

Stanovené hypotézy

Hypotézy jsou stanovené na základě dostupné literatury a vlastních zkušeností z oblasti kinesiotaingu.

HYPOTÉZA 1: Předpokládám, že aplikace kinesiotaingu metodou paper of tension na paravertebrální svalstvo bederní páteře okamžitě zvýší rozsah pohybu při flexi trupu z výchozí pozice stoj (předklon).

HYPOTÉZA 2: Předpokládám, že aplikace fixomullu metodou paper of tension na paravertebrální svalstvo bederní páteře okamžitě ne zvýší rozsah pohybu při flexi trupu z výchozí pozice stoj (předklon).

4 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

4.1 Obecná charakteristika výzkumného plánu

Tato diplomová práce má za cíl zhodnotit okamžitý vliv kinesiotapu na rozsah pohybu při flexi trupu. Rozsah pohybu je měřen Thomayerovou a Schoberovou zkouškou před tapingem a následně s aplikací kinesiotapu či Fixomullu metodou paper of tension.

4.2 Charakteristika souboru

Potřebná data jsou získána na základě experimentálního měření, kterého se zúčastnilo 50 zdravých probandů na základě informovaného souhlasu. Testování jsou převážně studenti VŠ, bez poruch pohybového systému, bolestí zad a bez bolestí při pohybech trupu během posledního roku. Mezi probandy jsou zahrnuti jak muži, tak ženy. Z 50 probandů bylo 26 žen v průměrném věku 21,31 ($\pm 2,88$) a 24 mužů průměrného věku 21,46 ($\pm 2,92$). Žádný z účastníků nepodstoupil den před experimentem žádnou fyzickou zátěž.

4.3 Průběh experimentu

Před zahájením měření byli všichni účastníci studie poučeni o průběhu experimentu, souhlasili s účastí na studii a podepsali informovaný souhlas.

Během experimentu byli probandi randomizovaně rozděleni do dvou skupin po 25. Jedna skupina podstoupila měření s kinesiotapem, druhá skupina - kontrolní byla měřena s fixomullem.

Nejprve každý proband podstoupil měření Thomayerovy a Schoberovy zkoušky za účelem získání výchozích dat. Posléze mu byl aplikován tape na parevertebrální svalstvo bederní páteře, jehož délka se odvíjela od Schoberovy vzdálenosti, a ihned následovalo stejné přeměření.

4.4 Způsob aplikace tapovacích materiálů

Jako materiál byl zvolen Kinesio TEMTEX tape classic tělové barvy a Fixomull Stretch. Oba tyto materiály mají elastické vlastnosti a jsou prodyšné. Před aplikací pásek byla kůže oholena a odmaštěna. Kvůli ovlivnění mechanoreceptorů a správné přilnavosti materiálů.

Lepení probíhalo v prodloužení bederní páteře ve směru flexe. Pásky byly aplikovány kaudokraniálně. Základní ukotvení bylo nalepeno paravertebrálně od L5 podle již připravených značek na těle probanda. Posléze byl teprve odkryt ochranný materiál a páska byla pouze přiložena na pokožku probanda s koncem u kraniální značky. Po nalepení byl materiál „zažehlen“ aby se dosáhlo správné přilnavosti materiálu.



Obrázek 9: Aplikace kinesiotapu kaudokraniálním směrem

4.5 Měření Thomayerovou a Schoberovou zkouškou

4.5.1 Thomayerova zkouška

Thomayerova zkouška, v zahraniční literatuře nazývána jako „prsty k podložce“, je základní zkouškou pro rozvoj páteře. Je nespecifickou zkouškou prostého předklonu. Hodnotí se podle ní hypomobilita či hypermobilita páteře (Kolář, 2009). Měření se provádí ve stoje, kdy nohy jsou pod kyčelními klouby a kolenní klouby jsou napnuté. Měřený je pak vyzván k maximálnímu plynulému předklonu „obratel po obratli“ s volně nataženými horními končetinami. Norma je dána dotykem k podložce špičkou třetího prstu. Za fyziologii lze ještě považovat vzdálenost do 10 cm k podložce (Kolář, 2009).

Newton ve své práci Thomayerovu zkoušku hodnotila u pacientů s chronickými bolestmi zad na základě zobrazovací metody RTG. Přestože zkouška není uznána validní, hodnotí ji jako dobrou a vhodnou (Newton, 1991).

4.5.2 Schoberova zkouška

Schoberova zkouška hodnotící pohyblivost bederní páteře prochází v posledních letech diskuzemi a můžeme najít několik modifikací měření. V tomto experimentu bylo

měření prováděno podle vzorce L5 + 10 cm, jak se vyučuje na katedře fyzioterapie FTVS UK. Kdy se ve stoji na vyšetřovaném označí processus spinosus L5 a od něho se naměří 10 cm kraniálně. Sledujeme prodloužení vzdálenosti během předklonu. Rozdíl naměřených hodnot by měl být 4 – 5 cm. Další možné měření je od S1 + 10 cm kraniálně, jak uvádí Véle (2006). Dle Koláře (2009) probíhá měření Schoberovy distance následovně. V extenzi páteře naměříme vzdálenost 10 cm kraniálně od trnu obratle S1 a vyšetřovaného vyzveme k předklonu. Změna vzdálenosti by měla být minimálně 5 cm.

Ensink (1996) ve své práci porovnává Schober test a modifikovaný Schober test. Kdy u samotného Schober testu hodnotí vzdálenost mezi spojnicí fossae lumbales laterales a 10 cm kraniálně nad touto linií. Vzdálenost mezi těmito body v předklonu bere jako nepřímý parametr pro rozsah bederní páteře. Zvýšení vzdálenosti o 5 cm je považováno za normální hodnotu.

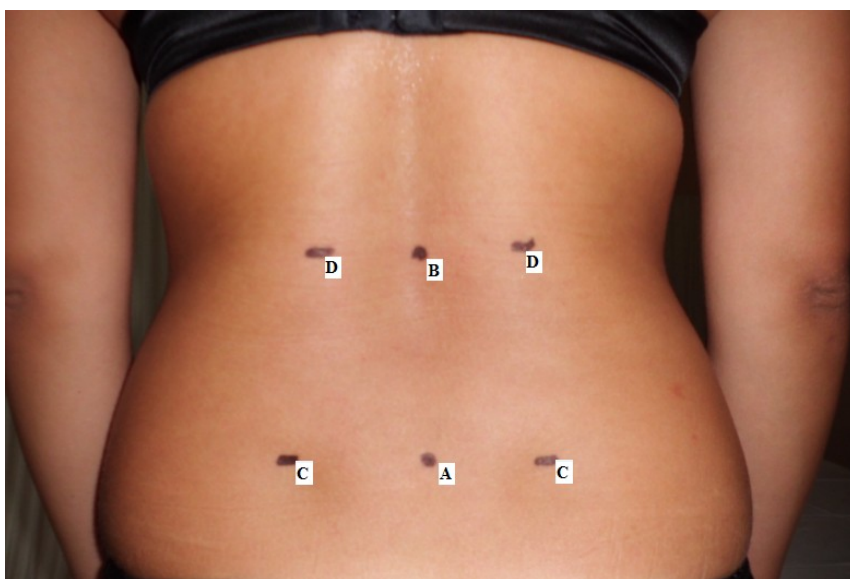
Modifikovaný Schober test má kaudální značku stejnou jako výše zmíněný Schober test, ale liší se tím, že od základní značky měříme 5 cm kaudálně a 15 cm kraniálně. Zvýšení rozsahu o více jak 5 cm je bráno za normální hodnotu.

Na základě Ensinkova experimentu bylo zjištěno, že se rozsah pohybu bederní páteře měřený prostým Schober testem se mění během dne, a to tak že největší rozsah pohybu byl zaznamenán v poledních hodinách. Na rozdíl od modifikovaného Schober testu, který má vyšší rozsah ve večerních hodinách.

V závěru autoři hodnotí modifikovaný Schober test jako vhodnější do klinické praxe. Avšak nezapomínají dodat, že využívání standardní vzdálenosti může produkovat spolehlivější výsledky. Schober test je dle autorů snadná a rychlá metoda, která přináší dobré výsledky, pokud je prováděna stejným vyšetřujícím. (Ensink, 1996)

4.6 Provedení experimentu

Před zahájením měření byli všichni účastníci studie poučeni o průběhu experimentu, souhlasili s účastí na studii a podepsali informovaný souhlas. Prvním krokem bylo zanesení značek na tělo probanda pro snadnější a přesnější aplikaci tapu. K následnému měření byl použit svinovací metr, který byl již v předchozích studiích používán pro vysokou spolehlivost (Yoshida, 2007).



Obrázek 10 Značky pro měření a aplikaci tapu

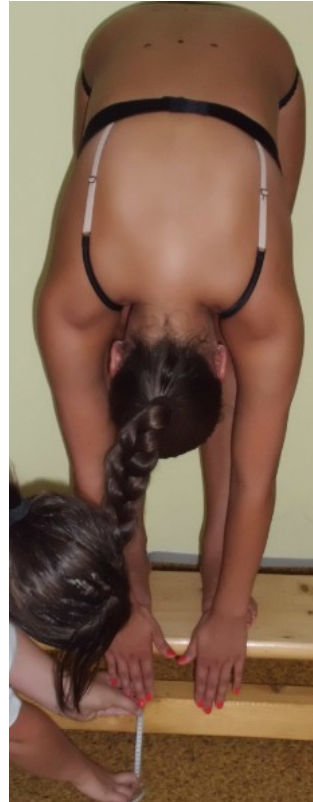
Vzdálenost AB byla zanesena jako záchytné body pro měření během testování, tedy body, mezi které byl přikládán metr. Tato vzdálenost vychází ze Schoberovy zkoušky, kdy bod A je vrchol L5 a bod B je 10 cm kraniálně od bodu A. Vzdálenosti CD vymezují prostor pro aplikaci materiálu. Zanesení těchto bodů bylo provedeno pomocí goniometru v přímce s body A a B nad paravertebrální svalstvo.

Dalším krokem bylo měření Thomayerovy a Schoberovy zkoušky bez tapu. Měření bylo provedeno na podstavci, pro možnost, že probandi budou mít zvýšený rozsah pohybu. Nohy probanda byly položeny v takové šířce, aby byly pod kyčelními klouby.

Následně byl měřený vyzván k plynulému předklonu „obratel po obratli“ s extendovanými kolenními klouby, aby nedošlo k prvotnímu pohybu v kyčelních kloubech. Horní končetiny byly volně s nataženými prsty. Thomayerova zkouška se měřila od špičky třetího prstu pravé horní končetiny k zemi. Testovaný v této poloze setrval 20 s.

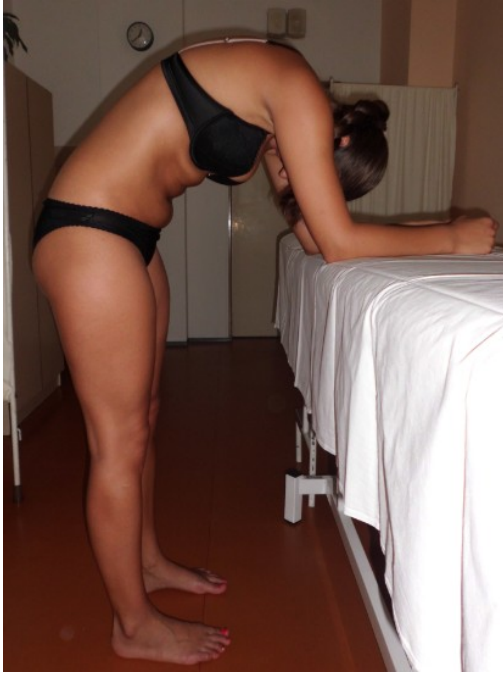


Obrázek 11: Schoberova zkouška - měření bez tapu



Obrázek 12: Thomaeyrova zkouška - měření bez tapu

Po získání výchozích hodnot následovala aplikace tapovacího materiálu. Materiál byl probandům přidělen randomizovaně. Aplikace tapu byla provedena ve stoji u lehátka, s oporovou o předloktí s aktivní flexí cílenou do bederní oblasti. Tato poloha byla vybrána na základě absolvování kurzu kinesiotaingu. Částečná flexe trupu byla zvolena také na základě předpokladu, že první polovinu pohybu odvádí právě bederní páteř, v druhé se již výrazně podílí pohyb pánve. Dalším důvodem proč nebyla zvolena plná flexe, je snaha o co nejmenší ovlivnění flexe trupu gravitací před měřením, kdy by mohlo dojít k výraznému protažení měkkých tkání. Cílem tedy bylo zajistit co nejpodobnější výchozí podmínky s prvním měřením.

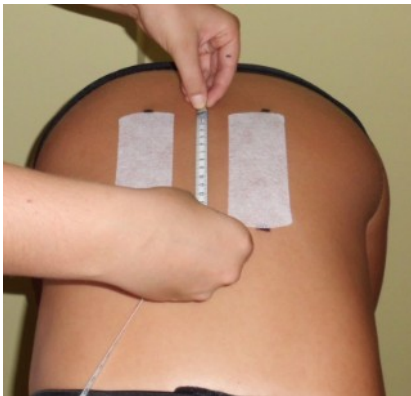


Obrázek 13: Pozice pro aplikaci tapu



Obrázek 14: Aplikace fixomullu

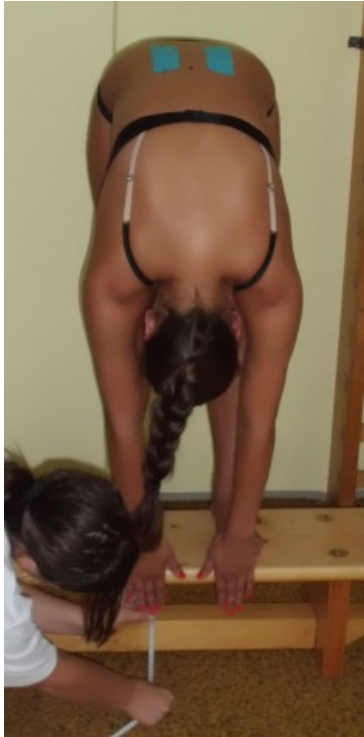
Po nalepení materiálu následovalo obdobné měření jako bez tapu.



Obrázek 15: Schoberova zkouška - měření s fixomullem



Obrázek 16: Schoberova zkouška - měření s kinesiotapem



Obrázek 17: Thomayerova zkouška - měření s kinesiotapecm

Pro fotodokumentaci byl zvolen kinesiotope modré barvy z důvodu lepší názornosti. Experiment je proveden s kinesiotapecm tělové barvy, z důvodu diskuzí o účincích barev kinesiotapecm. Právě tělová barva měla být neutrální.

4.7 Analýza zpracování dat

Naměřené hodnoty jsou zpracovány statisticky. Jednotkou, ve které se flexe trupu měřila, jsou mm. Ty byly pro výsledné výpočty převedeny na cm, pro jednodušší práci s hodnotami, které byly pro přehlednost zaneseny do tabulek v programu MS Excel. Z výsledných rozdílů měření byl pro každou skupinu spočítán průměr, a následně i směrodatná odchylka. Dále byly vybrány nejnižší, nejvyšší a střední hodnoty z měření s jednotlivými materiály u každého testu. Pro statistické hodnocení byl použit t – test v programu Gretl.

4.8 Rozsah platnosti

Podstatou magisterské práce je experiment, který ozřejmí vliv kinesiotapecm a kontrolního materiálu na zvýšení rozsahu pohybu do flexe trupu. Výsledky této práce by měly být přínosem k ozřejmění diskutovaných a stále dostatečně nepotvrzených vlivů kinesiotapecmingu.

Výzkum byl prováděn na skupině, u které se nepředpokládá žádné pohybové omezení a věkově je v rozmezí 18 – 30 let. Nelze proto výsledky zobecnit na celou populaci. Můžeme však naměřené výsledné hodnoty použít jako podklady pro další studie. Studie byla prováděna na 50 probandech, proto můžeme považovat výsledky za významné.

Výsledky experimentu mohou být nepochybně ovlivněny řadou faktorů. Na příklad v zaujetí výchozí polohy pro testování. Dalším omezením může být nesoustředěnost probandů během měření, které může vést ke změně provedení flexe trupu během měření.

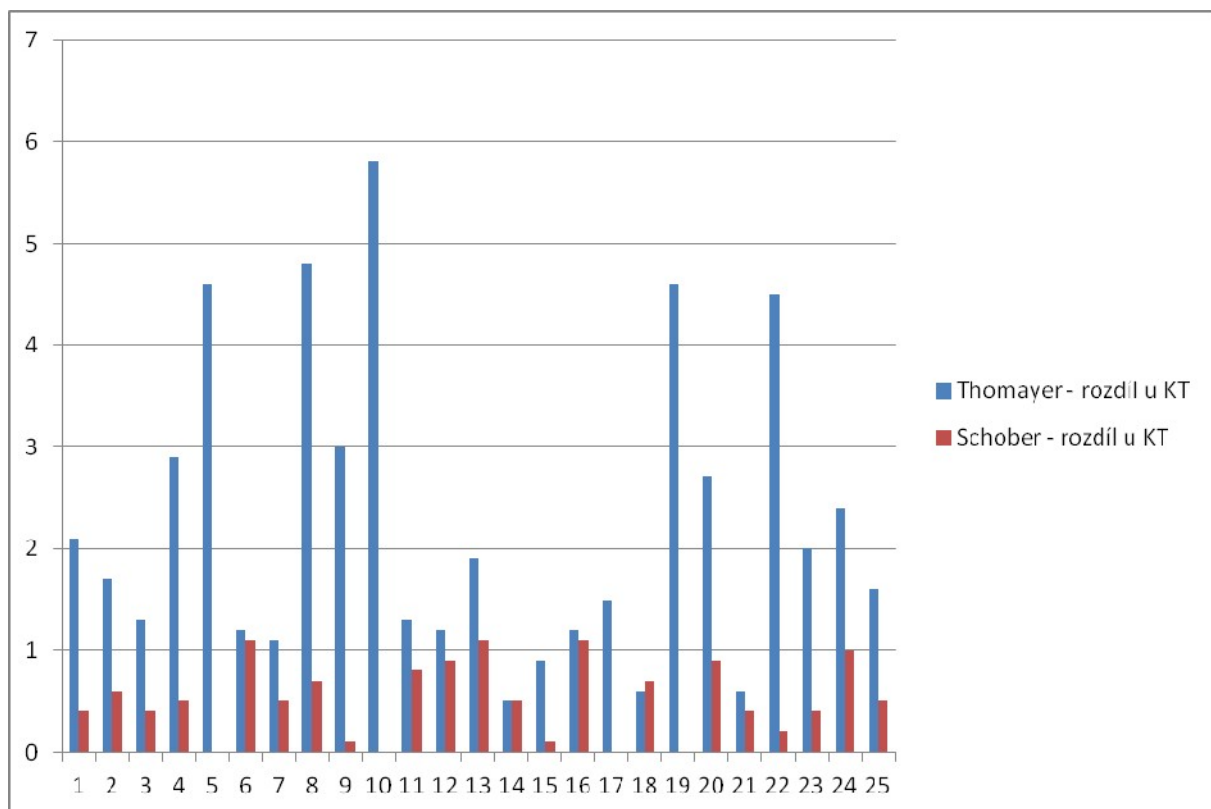
4.9 Výsledky

Během měření jsme u každého probanda získali 4 hodnoty, a to sice dvě z měření bez tapu a dvě z měření s příslušným tapem. Vždy byla hodnocena Thomayerova a Schoberova zkouška.

V programu MS Excel byly vypočítány rozdíly v měření jednotlivých zkoušek a ty byly následně dále statisticky zpracovány v programu Gretl.

4.9.1 Vliv kinesio tapu na rozsah pohybu při flexi trupu

V následujícím grafu jsou zaneseny hodnoty jednotlivých probandů. **Modré** sloupce znázorňují rozdíl (cm) v rozsahu pohybu u Thomayerových zkoušek, **červené** sloupce znázorňují rozdíl (cm) v rozsahu pohybu u Schoberových zkoušek. Graf nám tedy ukazuje, jak velká byla lokální změna rozsahu pohybu z celkové změny.



Graf 1: Rozdíly rozsahu pohybu do flexe u Thomayerovy a Schoberovy zkoušky – s kinesiotapem v cm

Z grafického znázornění můžeme vidět, že vliv kinesiotapu na celkový rozsah pohybu do flexe, hodnocený Thomayerovou zkouškou, se projevil u všech probandů.

Lokální vliv kinesiotapu hodnocený Schoberovou zkouškou se u některých probandů neprojevil vůbec nebo byl vůči celkové změně rozsahu minimální.

	Průměr	Střední hodnota	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
Thomayerova zkouška	2,24	1,7	0,5	5,8	1,5094
Schoberova zkouška	0,51	0,5	0	1,1	0,3632

Tabulka 3: Základní data měření s kinesiotapecem v cm

	Průměr	t - hodnota	p - hodnota
Thomayerova zkouška	2,24	2,86	<0,05
Schoberova zkouška	0,51	0,67	<0,05

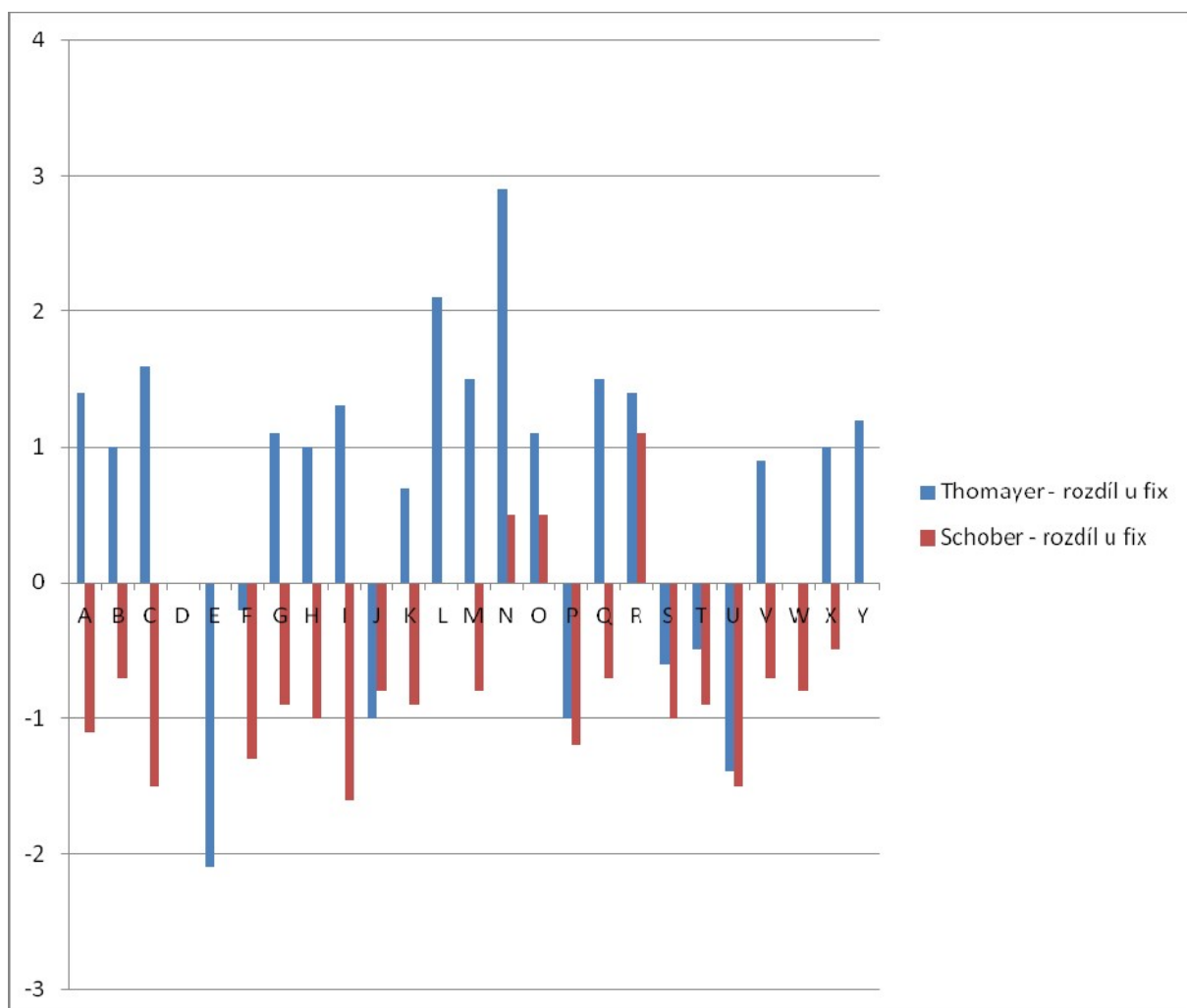
Tabulka 4: Statistické výsledky měření s kinesiotapecem, průměr v cm

Na základě těchto dat nám vyplývá že kinesiotapec má efekt na flexi trupu ve smyslu zvýšení rozsahu pohybu. S 95% pravděpodobností je výsledný efekt na základě těchto dat 2,86 cm pro část populace odpovídající naší testované skupině. ($t(24) = 2,86, p < 0,05$)

Výsledný efekt pro lokální vliv kinesiotapecu na rozsah pohybu je s 95% pravděpodobností 0,67 cm pro část populace odpovídající naší testované skupině. ($t(24) = 0,67, p < 0,05$)

4.9.2 Vliv fixomullu na rozsah pohybu při flexi trupu

V následujícím grafu jsou zaneseny hodnoty jednotlivých probandů. **Modré** sloupce znázorňují rozdíl (cm) v rozsahu pohybu u Thomayerových zkoušek, **červené** sloupce znázorňují rozdíl (cm) v rozsahu pohybu u Schoberových zkoušek. Graf nám tedy znázorňuje, jak velká byla lokální změna rozsahu pohybu z celkové změny. A zdali vůbec ke změnám došlo v pozitivním směru.



Graf 2: rozsahu pohybu do flexe u Thomayerovy a Schoberovy zkoušky – s fixomullem v cm

Z grafického znázornění můžeme vidět, že fixomull má také vliv na celkový rozsah pohybu do flexe, hodnocený Thomayerovou zkouškou. Není ale přítomný u všech probandů. U některých došlo naopak po aplikaci ke snížení rozsahu pohybu.

Co se týče lokálního vlivu fixomullu na rozsah pohybu na grafu můžeme vidět, že jsme se u většiny probandů pohybovali v záporných hodnotách.

	Průměr	Střední hodnota	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
Thomayerova zkouška	0,596	1	-2,1	2,9	1,1865
Schoberova zkouška	-0,632	-0,8	-1,6	1,1	0,68296

Tabulka 5: Základní data měření s fixomullem v cm (n = 25)

	Průměr	t - hodnota	p - hodnota
Thomayerova zkouška	0,596	1,09	<0,05
Schoberova zkouška	-0,632	-0,91	<0,05

Tabulka 6: Statistické výsledky měření s fixomullem, průměr v cm (n = 25)

Na základě těchto dat nám vyplývá že fixomull má také efekt na flexi trupu ve smyslu zvýšení rozsahu pohybu. Avšak oproti kinesiotapu výrazně nižší. S 95% pravděpodobností je výsledný efekt na základě těchto dat 1,09 cm pro část populace odpovídající naší testované skupině. ($t(24) = 1,09$, $p < 0,05$)

Dále z dat vyplývá že fixomull nemá žádný vliv na lokální zvýšení rozsahu pohybu do flexe, naopak často vede k jeho snížení. Výsledný efekt je tedy v tomto případě s 95% pravděpodobností -0,91 cm pro část populace odpovídající naší testované skupině. ($t(24) = -0,91$, $p < 0,05$)

4.10 Porovnání vlivu kinesio tapu a fixomullu na rozsah flexe trupu

	Průměr	t – hodnota
Kinesiotape - Thomayerova zkouška	2,24	2,86
Fixomull - Thomayerova zkouška	0,596	1,09

Tabulka 7: Srovnání hodnot obou materiálů v rámci Thomayerovy zkoušky v cm

	průměr	t - hodnota
Kinesio tape - Schoberova zkouška	0,51	0,67
Fixomull - Schoberova zkouška	-0,632	-0,91

Tabulka 8: Srovnání hodnot obou materiálů v rámci Schoberovy zkoušky v cm

5 Diskuze

Cílem experimentu bylo zjistit, zda má kinesiotope vliv na rozsah pohybu. Pro eliminaci placebo efektu byl využit materiál fixomull. Na základě získaných dat jsme dospěli k následujícím výsledkům

Vliv kinesiopatu na rozsah pohybu do flexe trupu se potvrdil. Potvrdila se tedy hypotéza 1. U všech 25 probandů došlo k zlepšení rozsahu pohybu testového Thomayerovou zkouškou. Nejnižší hodnota zvýšení rozsahu byla 0,5 cm, naopak maximální zlepšení dosáhlo až 5,8 cm. Průměrná hodnota efektu na rozsah pohybu je 2,24 cm při směrodatné odchylce 1,5094. Pro část populace, která odpovídá testované skupině, je tedy statisticky významná hodnota 2,86 cm.

Lokální vliv kinesiopatu na rozsah hodnoceného pohybu se projevil u 21 probandů z 25. Nejnižší hodnota byla 0 cm, nejvyšší 1,1 cm. Průměrná hodnota lokálního vlivu 0,5 cm, při směrodatné odchylce 0,3632, je téměř 23% průměrné hodnoty celkového zvýšení rozsahu pohybu. Vzhledem k tomu, že rozsah aplikace byl na základě Schoberovy zkoušky a u žádného z probandů se neobjevily hodnoty záporné, můžeme výsledek 0,67 cm hodnotit také jako statisticky významný pro část populace odpovídající testované skupině.

Kontrolním materiálem byl výše zmíněný fixomull, aplikovaný stejným způsobem jako kinesiopate. Při Thomayerově zkoušce dosáhla nejnižší hodnota -2,1 cm, nejvyšší 2,9 cm. Ke zvýšení rozsahu pohybu došlo v 64%, ke zhoršení v 28% a 8% vyšetřovaných bylo bez efektu. Průměrná hodnota dosáhla 0,596 cm při směrodatné odchylce 1,1865. Nelze proto hodnotit tyto výsledky jako statisticky významné.

Lokální vliv fixomullu na rozsah hodnoceného pohybu se pohyboval z větší části v záporných hodnotách. Nejnižší naměřená hodnota byla -1,6 cm a v 72% nastalo zhoršení rozsahu pohybu. V 16% vyšetřovaných nebylo dosaženo žádného efektu, v 12% potom došlo ke zlepšení rozsahu pohybu s maximální hodnotou 1,1 cm. Průměrná hodnota dosáhla -0,632 cm při směrodatné odchylce 0,68296. Ani tento výsledek nemůžeme brát jako statisticky významný.

U měření s fixomullem vzhledem k celkovému rozsahu pohybu do flexe trupu, nelze přesně vyhodnotit, zda tam vliv ke zvýšení je či není. Naměřené hodnoty jsou ve velkém rozptylu. Co se týče vlivu fixomullu lokálně, 72% naměřených hodnot se pohybuje v záporných číslech. Proto můžeme říci, že kontrolní materiál fixomull nemá vliv na lokální zvýšení rozsahu pohybu.

Hypotéza 2 se nepotvrdila, ale výsledky naznačují, že vliv fixomullu na zvýšení rozsahu tohoto pohybu je sporný, co se týče celkového rozsahu pohybu. Další naměřené hodnoty ukázaly, že vliv na zvýšení lokálního rozsahu pohybu u fixomullu není.

V tuto chvíli přichází otázka, zdali nedošlo ke zvýšení rozsahu pohybu již během prvního měření bez tapu, kdy probandi museli setrvat 20s ve flexčním postavení trupu. Yoshida (2007), která řešila ve své práci obdobný problém, testovala 30 probandů do flexe, extenze i lateroflexe. Probandy měli ve studii rozděleny do skupin po 15, kdy jedna skupina byla naměřena nejprve bez kinesiometru a druhá s kinesiometrem. V následném měření se vyměnily. Právě pro flexi trupu byl jejich experiment vyhodnocen jako pozitivní, tedy že kinesiometr má vliv na zvýšení rozsahu do zmíněného pohybu. Hodnotí to však tak, že tento efekt je pro dolní část trupu. V této diplomové práci se podařilo prokázat, že lokální efekt je pouze necelých 23% z celkové změny rozsahu pohybu do flexe.

Při tomto typu experimentu musíme samozřejmě zohlednit i to, že zaujetí výchozí polohy a provedení pohybu nemusí být zcela totožné. Dle Véleho (2006) není možné provést opakovaný pohybový vzor vždy naprosto shodně. Pokaždé se totiž pohyb průběžně přizpůsobuje zevnímu i vnitřnímu prostředí a také mentalitě. Na základě těchto poznatků jsem se snažila dosáhnout, přesnou instrukcí před každým měřením a zajištěním stálých vlivů zevního prostředí, jako je teplota v místnosti a ticho, co nejstabilnější prostředí.

Dalším sporným momentem experimentu jsou testy, které byly využité pro hodnocení, tedy Thomayerova a Schoberova zkouška. Tyto zkoušky sice nejsou plně validní, ale ve studiích byly obě shledány jako dobré a vhodné pro podobná testování. (Newton, 1991, Ensink, 1996)

Nedostatek toho experimentu bych viděla, že délka aplikovaného tapu nebyla zohledněna vzhledem k výšce probanda. Čímž by byla dodržena celková proporcionalita a individuální přístup, který je v našem oboru nezbytný. Schoberova zkouška byla zvolena vzhledem k eliminaci palpce, která je velice subjektivní a zajisté je také facilitacním prvkem. V tomto případě se palpoval „pouze“ trn L5, který je i poměrně dobře palpovatelný. Při individuálním přizpůsobení délky tapu by byla nutná palpce ve vyšší míře, a tím by vznikl prostor pro více chyb. Zároveň by se tím zvyšovala facilitace v místě aplikace. Přesto si myslím, že v případných dalších navazujících experimentech by se měla tato možnost zahrnutí proporcionality zvážit.

Když jsem již zmínila facilitaci je třeba vzít v úvahu, že i ta může mít podíl na výsledcích. Ale vzhledem k tomu, že postup u aplikace fixomullu a kinesiotapu byl stejný, můžeme, myslím, její vliv považovat za zanedbatelný.

Odpověď na otázku, jakým mechanismem ke zvýšení rozsahu pohybu došlo, není předmětem tohoto experimentu. Vzhledem k nedostupnosti literatury týkající se osvětlení účinků tapu na neurofyziologické či biomechanické úrovni, máme k dispozici pouze teorii, která je jako vysvětlení téměř ve všech studiích. A to sice, že aplikací kinesiotapu dojde k zvrásnění a elevaci pokožky, následnému zvýšení intersticionálních prostorů a úpravě pH. Načež se zvýší prokrvení a tok lymfy a redukuje se tlak na nociceptory. Následně dojde k úpravě svalového tonu a stimulují se proprioreceptory (Kobrová, 2012). Tato teorie však vychází z bolestivého nebo patologického stavu. Ten jsme ale u našich probandů nepředpokládali. Tím se otevírá další prostor pro výzkum, protože většina studií, vychází ze stavů, kdy je narušena homeostáza. Zabývají se vlivem kinesiotapu tam, kde je nějaký problém. 100% zdravotní stav, u testovaných v této diplomové práci, sice nebyl žádným lékařem potvrzen, ale dle jejich subjektivního vnímání byli bez obtíží a bolestí. Nepocíťovali ani žádný dyskomfort. Přesto by se u případné navazující práce měla možnost vyšetření alespoň lumbodorzální fascie zvážit.

Často se setkáváme s názorem, že na provedení flexe trupu mají vliv také kyčelní klouby a zkrácené hamstringy. Přesto, že v Johansonově (2010) výzkumu se neprokázaly signifikantní výsledky, myslím si, že je důležité tuto variantu také zmínit. Během mého experimentu nepředpokládám zásadní změnu, co se týče kyčelních kloubů, zkrácení svalů či stereotypu provedení předklonu od prvních testů viz výše, vzhledem k tomu že obě měření proběhla bezprostředně za sebou. Co bychom mohli zvážit je vliv na oblast kyčelního kloubu a oblast pánve vzhledem k řetězcům měkkých tkání. Připustíme – li výše zmíněnou teorii účinku kinesiotapu, mohlo dojít k ovlivnění lumbodorzální fascie, která se upíná svou povrchovou částí na os sacrum a svou hlubokou částí na dorzální stranu os ilium. Tam se překrývá s gluteálními fasciemi (Čihák, 2001). Pokud by došlo k ovlivnění lumbodorzální fascie, mělo by tedy dojít k ovlivnění i fascie gluteální. Tím by došlo k propojení dolní části zad s páneví. Pánev s femurem propojují dva řetězce, kdy ten krátký je os ilium – m. gluteus maximus – femur – m. iliacus – os ilium – femur – m. psoas – lumbární páteř – os sacrum – os ilium. Následně dlouhý řetězec je od pánve (spina iliaca) – m. rectus femoris – tibia – semisvaly – pánev (tuber ischiadicum) – fibula – m. biceps femoris – pánev: tuber ischiadicum (Véle, 2012). Můžeme tedy zvážit možnost, že aplikace kinesiotapu

paravertebrálně v dolní části zad může ovlivnit kyčelní kloub. A zároveň může také ovlivnit zkrácení semisvalů, tedy hamstringů vzhledem k propojení s místem jejich úponu tuberem ischiadicem. Stejně tak by bylo možné ovlivnění rozsahu pohybu kraniálně, což by i mohlo vysvětlit změnu i v celkovém rozsahu pohybu a ne pouze lokálním. Pokud bychom hledali vliv kraniálním směrem, zajímal by nás zkřížený dlouhý řetězec trupu: humerus jedné strany – m. latissimus dorsi (kdy lamina superficialis lumbodorzální fascie je současně jeho aponeurotickým začátkem) – fascia thoracolumbalis – páteř – crista iliaca druhé strany – fascia glutea – m. gluteus maximus – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany (Véle, 2012, Čihák, 2001). Na tomto řetězci vidíme, že je v podstatě opět propojen s řetězci předchozími.

Výše zmíněná úvaha vychází však z nepodložené teorie účinku kinesiotapu. Otevírá však dveře dalším možnostem výzkumu. Kdy by třeba nebylo již nutné testovat rozsah pohybu, ale změnu napětí některého ze svalů v řetězci.

6 Závěr

Cílem práce bylo zpracovat teoretický základ o tapingu, podrobně pak o kinesiotapingu. I přes to, že teoretické podklady pro tuto techniku nejsou ucelené a dostatečně podložené, jsem se v práci snažila o ucelenější pohled na kinesiotaping jako takový. Zároveň bylo cílem nastínit neurofyzilogii a biomechaniku orgánů, o kterých se uvažuje, že by na ně mohl mít kinesiotaping vliv.

Stěžejní byl experiment, který si kladl otázky, zda kinesiotaping má vliv na zvýšení rozsahu pohybu a to jak celkového, tak lokálního. Pro eliminaci úvah nad placebo efektem byl zvolen kontrolní materiál fixomull. Myslím, že cíle experimentu se podařilo naplnit. Výsledky, které jsou i statisticky významné, ukazují, že kinesiotaping má vliv na rozsah pohybu do flexe trupu. A to jak na rozsah celkový tak i lokální. Kontrolní materiál ukázal, že vliv na celkový rozsah pohybu, vzhledem k získaným hodnotám, je sporný. Co však vyhodnotit můžeme je jeho vliv na lokální rozsah pohybu, kde se 72% naměřených hodnot ukázalo v záporných číslech. Tudiž nepředpokládáme vliv fixomullu na zvýšení rozsahu pohybu v místě aplikace.

Vzhledem k tomu, že se experimentu účastnilo 50 probandů, můžeme výsledky hodnotit jako významné, platné pro populaci odpovídající testované skupině.

Přínosem je tato práce v tom, že se jako jedna z mála dostupných, zabývá vlivem kinesiotapu jako takového (vlastně jeho uváděnou vlastností), a ne vlivem kinesiotapu

na nějakou situaci. Jak už bylo zmíněno, většina prací se zabývá aplikací kinesiotapu s cílem ulevit od nějakého problému, popřípadě zlepšit situaci nějaké dysfunkční jednotky. Proto byl experiment prováděn na zdravých probandech.

Otázkou pro další výzkumy zůstává, jak by se situace změnila např. u probandů s chronickou bolestí zad, či u skupiny s vyšším věkovým průměrem.

Možnosti dalších rozšíření tohoto experimentu byly nastíněny již v diskuzi. Např. vzít v obdobném výzkumu v úvahu proporcionalitu probandů a přizpůsobit délku aplikované pásky jejich výšce.

Další pro mě docela zajímavou možností, je upustit od řešení rozsahu pohybu, a zjistit, zda aplikace kinesiotapu v dolní části zad má vliv i na vzdálenější tkáň, zapadající do svalových řetězců dle Véleho (2012). Například měřením svalového tonu myotonometrem podobně jako Fleišmanová (2012) ve své práci Objektivizace svalového napětí při použití kinesiotapingu pomocí myotomu.

Věřím, že výsledky této práce budou přínosem k ucelení poznatků o kinesiotapingu. Popřípadě že tato práce pomůže dalším zájemcům o výzkum v této oblasti.

7 Seznam použité literatury

1. BRIEM, K. et al. Effects of Kinesio Tape Compared With Nonelastic Sports Tape and the Untaped Ankle During a Sudden Inversion Perturbation in Male Athletes. *Journal of orthopaedic & Sports physical therapy* [online]. 2011, vol. 41, no. 5 [cit. 2011-08-03]. Dostupné z: http://www.tapingbase.net/sites/default/files/effects_of_kinesio_tape_compared_with_nonelastic_sports_tape_and_the_untaped_ankle_during_sudden_inversion_perturbation_in_male_athletes.pdf
2. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. Praha: Grada, 2001. ISBN: 80-7169-970-5.
3. DOLEŽALOVÁ, R., PĚTIVLAS, T. *Kinesiotaping pro sportovce*. Praha: Grada, 2011. ISBN: 978-80-247-3636-5
4. DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2000. ISBN: 80-71-69-681-1
5. ENSINK, F. B. et al Lumbar Range of Motion Influence of time of Day and individual Factors on Measurements. *Spine*. 1996, vol. 21, no. 11, pp. 1339 -1343. ISSN: 0362-2436.
6. FLANDERA, F. *Tejpování a kinezio – tejpování*. Olomouc: Poznání, 2010. ISBN: 978-80-87419-01-4
7. FLANDERA, F. *Taping*. Olomouc: Poznání, 2001. ISBN: 80-902739-9-8
8. FLEIŠMANOVÁ, K. *Objektivizace svalového napětí při použití kinesiotapingu pomocí myotonometru*. Praha, 2012, 67 s. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí diplomové práce: Petr Šifta.
9. FRANKEL, V. H., NORDIN, M. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. ISBN: 0-683-30247-7.
10. FU, T. et al., The Effects of Kinesio taping on muscle strenght in athletes: Pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2008, vol. 11, no. 2, pp. 198 – 204.

11. GRANATA, K. V. et al., Co-contraction Recruitment and Spinal Load During Isometric Trunk Flexion and Extension. *Clinical Biomechanics* [online]. 2005, vol. 20, no. 10, pp. 1029 -1037 [cit. 2011-08-03]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1630676/?tool=pmcentrez>
12. HAMILL, J., KNUTZEN, K. M. *Biomechanical Basic of Human Movements*. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 1995. ISBN: 0-683-03863-X.
13. HELSETH, T. et al. The Effects of Kinesio Taping on proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2004, vol. 3, no. 1, pp. 1-7. ISSN: 1330-2968
14. HUANG, CH.-Y. et al. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2011 [cit. 2011-10-03]. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1475-925X-10-70.pdf>
15. CHEN, V. T. et all. Biomechanics effects of kinesio taping for person with patellofemoral pain during stair climbing. *Biomedicine* [online]. 2008 [cit. 2011-08-03]. Dostupné z: http://www.tapingbase.com/sites/default/files/Level%203b___samo___Biomechanics%20Effects%20of%20Kinesio%20Taping%20for%20Persons%20with%20PFPS%20During%20Stair%20Climbing_1.pdf
16. IGLESIAS, J. V. a další. Short – Therm Effects of Cervical Kinesio Taping on Pain and Cervical Range of Motion in Patients with Acute Whiplash Injury: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy* [online]. 2009, vol. 39, no. 7, pp. 517 – 524 [cit. 2011-10-03]. Dostupné z: http://www.docstoc.com/docs/51646713/?ct=40&utm_source=docstoc&utm_medium=email&utm_term=Registration+-Doc&utm_content=Registration+Confirmation+With+Doc+-+DP+-+v2&utm_campaign=Registration&alt=6967aeb5-9074-4a47-b8b6-4b5fb6b35bdb
17. JANDA, V. *Funkční svalový test*. Praha: Grada, 1996. ISBN: 80-7169-208.
18. JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků v Brně , 1982.

19. JAKLOVÁ, T. *Technika funkčního tapu v terapii funkčních poruch hybného systému*. Praha, 1999, 72 s. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce: Monika Chalupová.
20. JOHANSON, E. N., THOMAS, J. S. Effect of Hamstring Flexibility on Hip and Lumbar Spine Joint Excursions During Forward Reaching Tasks in Individuals With and Without Low Back Pain. *Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2010, vol. 91, no. 7, pp. 1140 - 1142 [cit. 2011- 08 - 03]. Dostupné z:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2909693/?tool=pmcentrez>
21. KAPANDJI, I. A. *The Physiology of the Joints: Volume Three: The Trunk and the Vertebral Column*. London: Churchill Livingstone, 1988. ISBN: 0-443-01209-1.
22. KASE, K., WALLIS, J., TSUYOSHI, K. *Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method* [online] Tokio, 2003. [2011-10-02] Dostupné z:
<http://www.scribd.com/doc/42827982/Clinical-Therapeutic-Applications-of-the-Kinesio-Taping-Method>
23. KASÍK, J. a kol. *Vertebrogenní kořenové syndromy*. Praha : Grada, 2002. ISBN: 80-247-0142.
24. KATEDRA ANATOMIE A BIOMECHANIKY, FTVS UK: Skripta Patobiomechanika a Patokinesiologie, Kompendium, část Biomechanika, mechanické vlastnosti tkání. [online]. 2004 [cit. 5-3-2012]. Dostupné z:
<http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/index.php>
25. KITTNAR, O. a spol. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978 – 80 – 247–3068-4.
26. KOBROVÁ, J., VÁLKA, R. *Terapeutické využití kinesio tapu*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4294-6.
27. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galen, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

28. LANGEVIN, H. M. Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. *BMC Musculoskeletal disorders* [online]. 2011, no. 12 [cit.2012-04-03]. Dostupné z:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3189915/?tool=pmcentrez>
29. LATASH, M. L., *Neurophysiological Basic of Movement*. 1998, ISBN: 0-88011-756-7
30. MCCONNELL, J. The Effect of Tape on Glenohumeral Rotation Range of Motion in Elite Junior Tennis Players. *Clinical Journal of Sports Medicine*. 2009, vol. 19., no. 2., pp. 90 – 95.
31. MACDONALD, R. *Taping Technique*. London: Butterworth Heinemann, 2004. ISBN: 0-7506-4150-9
32. METZGER, T., GERICKE, R.E., KRESTOVÁ, L. *Medical Taping Concept: osnovy a základní technik*. Přednášky a praktická cvičení k odbornému kurzu, Bargteheide, Schwäbisch-Gmünd, Ostrava, 2010.
33. MYSLIVEČEK, J. *Základy neurovědy*. Praha: Triton, 2009. ISBN: 978-80-7387-088-1.
34. NEWTON, M., WADDELL, G. Reliability and Validity of Clinical Measurement of the Lumbar Spine in Patients with Chronic Low Back Pain. *Physiotherapy* [online]. 1991, vol. 77, no. 12, pp. 796 – 800 [cit. 2012-10-03]. Dostupné z:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031940610619062>
35. NIGG, B. M., HERZOG, W. *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*. Third Edition. West Sussex: Wiley, 2007. ISBN: 13-978-0-470-01767-8
36. PÁRAL, J. *Malý atlas obvazových technik*, 1.vyd. Praha: Grada, 2008. ISBN: 978-80-247-2255-9.
37. PRŮCHOVÁ, I. Využití kinesio tapingu v lymfologii. *Praktická lymfologie*. 2009, 18, s. 35. ISSN: 1210-3411.
38. REFSHAUGE, K. M. The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2000. vol. 32, no. 1, pp. 10.

39. SCHNEIDER, M., RHEA, M. The Effect of Kinesio Tex Tape on Muscular Strength of the Forearm Extensors on Collegiate Tennis Athletes. *Journal of Athletic Training*, 2000, vol. 35, no. 3, pp. 382 – 389.
40. SOYLU, I., IRMAK, R. Acute effects of kinesiотaping on muscular endurance and fatigue by using surface electromyography signals of masseter muscle. *Medicina sportiva*, 2011, vol. 15, no. 1, pp. 13-16.
41. SSIMSSEK et al., The effects of Kinesio® taping on sitting posture, functional independence and gross motor function in children with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*. 2011, vol. 33, no. 21 – 22, pp. 2058 – 2063. ISSN: 0963-8288.
42. THELEN, M. et al. The Clinical Efficacy of Kinesio Tape for Shoulder Pain: A Randomized Double – Blind Study, Clinical Trial. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*. 2008, vol. 38, no. 7., pp. 389 – 395.
43. TROJAN, S. a spol., *Lékařská fyziologie*, Praha: Grada, 1999. ISBN: 80-7169-788-5.
44. TROJAN, S. a spol., *Lékařská fyziologie*, Praha: Grada, 2003. ISBN: 80 – 247 – 0512 – 5.
45. TSAI, H. J. Could kinesio tape replace the bandage in decengestive lymphatic therapy for breast-cancer-related lymphedema. *Support Care Cancer* [online]. 2007 [cit. 2012-08-03]. Dostupné z: http://www.tapingbase.info/sites/default/files/Level%201b___Could%20Kinesio%20tape%20replace%20the%20bandage%20in%20decongestive%20lymphatic%20therapy%20for%20breast-cancer-related%20lymphedema%20A%20pilot%20study_0.pdf
46. VALENTA, J. *Biomechanika*. Praha: Academia, 1985. ISBN 80-7169-256-5.
47. VÁLKA, R., KOBROVÁ, J., *Kinesiотaping v praxi*. Přednášky a praktická cvičení k odbornému kurzu, Praha: MediElite, 2011.
48. VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006. ISBN: 80-7254-837-9.
49. VÉLE, F. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie*. Praha: Triton, 2012. ISBN: 978-80-7387-608-1.

50. VITHOULKA, I. et al. The effects of Kinesio – Taping on quadriceps strenght during isokinetic exercise in healthy non athlete women. *Isokinetics and Exercise Science*. 2010, no. 18, pp. 1 – 6. ISSN: 0959 – 3020.
51. VRBOVÁ, M. *Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na aktivitu pod ním ležícího svalu*. 2009, 76 s. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce: Dagmar Pavlů.
52. WALSH, S. H. Treatment of a brachial plexus injury using kinesiotape and exercise. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2010, vol. 26, no. 7, pp. 490 – 496. ISSN: 0959 – 3985.
53. YOSHIDA, A., KAHANOV, L. The Effect of Kinesio Taping on Lower Trunk Range of Motions. *Research in Sports Medicin*. 2007, no. 15, pp. 103 – 112.

8 Přílohy

Příloha 1	Vyjádření etické komise
Příloha 2	Informovaný souhlas
Příloha 3	Seznam obrázků
Příloha 4	Seznam tabulek
Příloha 5	Seznam grafů

Příloha 1 Vyjádření etické komise



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A ŠPORTU
Josef Maršálka 31, 162 52 Praha 6-Vešetlavín
tel.: 220 171 111
http://www.ftvs.cuni.cz/

Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Vliv kinesiopatu na rozsah pohybu při flexi trupu

Forma projektu: Diplomová práce

Autor: Bc. Markéta Musilová

Školitel: Doc. PaedDr. Dagmar Pavlová, CSc.

Popis projektu: Hlavním tématem diplomové práce je zhodnotit vliv kinesiopatu na rozsah pohybu při flexi trupu. Dále pak jeho porovnání s kontrolním materiálem, který má podobné vlastnosti. Zkoumaný soubor bude složen z 50 probandů ve věkovém rozmezí 18 – 30 let. Rozsah pohybu bude měřen dynamickými zkouškami pro páteř.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: Všichni účastníci výzkumu byli seznámeni s jeho průběhem, s dynamickými zkouškami i technikou kinesiopingu.

Etické aspekty výzkumu: Účastníci byli informováni o skutečnosti, že jejich osobní údaje nebudou uloženy v diplomové práci, ani jiných dokumentech či materiálech.

Informovaný souhlas (příložen)

V Praze dne 19.6.2012

Podpis autora:

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Doc. MUDr. Staša Bartělková, CSc.
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.
Prof. PhDr. Pavel Štěpánek, DrSc.
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0130/2012
dne: 19.6.2012

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítko školy
UNIVERZITA KARLOVA v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Maršálka 31, 162 52, Praha 6

podpis předsedy EK

Informovaný souhlas

Prosíme o účast na studii k diplomové práci Bc. Markéty Musilové, která vzniká v rámci magisterského studia fyzioterapie na FTVS UK. Studie se zabývá vlivem kinesiotaingu na rozsah pohybu při flexi trupu a jeho porovnáním s kontrolním materiálem s podobnými vlastnostmi. V rámci výzkumu bude změřen Váš rozsah pohybu do flexe trupu pomocí dynamických testů páteře a posléze bude porovnán s rozsahem pohybu s aplikací kinesiotaingu nebo kontrolního materiálu. Žádná část výzkumu není bolestivá a nemá nežádoucí účinky. Získané údaje nebudou nijak zneužity a osobní data nebudou nikde k dispozici, a to ani v diplomové práci.

V souladu se Zákonem o péči o zdraví lidu (§ 23 odst. 2 zákona č. 20/1966 Sb.) a Úmluvou o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, Vás žádáme o souhlas k účasti na experimentu.

Dnešního dne jsem byl/a odborným pracovníkem poučen/a o plánovaném

Vyšetření a průběhu experimentu. Prohlašuji a svým dále uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že odborný pracovník, který mi poskytl poučení, mi osobně vysvětlil vše, co je obsahem tohoto písemného informovaného souhlasu, a měl/a jsem možnost klást mu otázky, na které mi řádně odpověděl.

Datum:

Osoba, která provedla poučení:

Podpis osoby, která provedla poučení:

Vlastnoruční podpisy probandů:

Příloha 3 Seznam obrázků

Obrázek 1: Před aplikací kinesiotalpu.....	22
Obrázek 2: Po aplikaci kinesiotalpu.....	22
Obrázek 3: Tvary využívané při kinesiotalpingu.....	24
Obrázek 4: Oblasti CNS, které se podílejí na vedení a zpracování různých modalit somatosenzorických podmětů.....	25
Obrázek 5: Adaptace Vater-Paciniho tělíska na postupné změny tlakového podmětu.....	26
Obrázek 6: Senzorická zakončení v kůži: A – hladká kůže, B – ochlupená kůže	27
Obrázek 7: Činnost svalových vřetének.....	28
Obrázek 8 Činnost Golgiho šlachových tělísek.....	29
Obrázek 9: Aplikace kinesiotalpu kaudokraniálním směrem.....	43
Obrázek 10: Značky pro měření a aplikaci tapu.....	45
Obrázek 11: Schoberova zkouška - měření bez tapu	46
Obrázek 12: Thomaeyrova zkouška - měření bez tapu.....	46
Obrázek 13: Pozice pro aplikaci tapu.....	47
Obrázek 14: Aplikace fixomullu.....	47
Obrázek 15: Schoberova zkouška - měření s fixomullem.....	47
Obrázek 16: Schoberova zkouška – měření s kinesiotalpem	47
Obrázek 17: Thomayerova zkouška - měření s kinesiotalpem.....	48

Příloha 4 Seznam tabulek

Tabulka 1: Porovnání využití protažení kinesiopapru v % u korekčních technik	23
Tabulka 2: Strukturální uspořádání šlach a vazů v procentech dle Frankel	33
Tabulka 4: Základní data měření s kinesiopaprem v cm.....	51
Tabulka 5: Statistické výsledky měření s kinesiopaprem, průměr v cm.....	51
Tabulka 6: Základní data měření s fixomullem v cm (n = 25).....	53
Tabulka 7: Statistické výsledky měření s fixomullem, průměr v cm (n = 25)	53
Tabulka 8: Srovnání hodnot (cm) obou materiálů v rámci Thomayerovy zkoušky	54
Tabulka 9: Srovnání hodnot (cm) obou materiálů v rámci Schoberovy zkoušky	54

Příloha 5 Seznam grafů

Graf 1: Rozdíly rozsahu pohybu do flexe u Thomayerovy a Schoberovy zkoušky – s kinesiopaprem v cm	50
Graf 2: rozsahu pohybu do flexe u Thomayerovy a Schoberovy zkoušky – s fixomullem v cm.....	52