



# Vybrané termomechanické vlastnosti kinesiotapu

## Bakalářská práce

*Studijní program:* B3944 – Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* 3901R032 – Biomedicínská technika  
*Autor práce:* **Tereza Jedličková**  
*Vedoucí práce:* Mgr. Václav Bittner





# Selected thermomechanical properties of the kinesiotape

## Bachelor thesis

*Study programme:* B3944 – Biomedical Technology  
*Study branch:* 3901R032 – Biomedical Technology  
*Author:* **Tereza Jedličková**  
*Supervisor:* Mgr. Václav Bittner



Ústav zdravotnických studií  
Akademický rok: 2014/2015

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Tereza Jedličková**  
Osobní číslo: **Z13000130**  
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**  
Studijní obor: **Biomedicínská technika**  
Název tématu: **Vybrané termomechanické vlastnosti kinesiotaipu**  
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

## Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

- 1) Shrnout aktuální poznatky o využití kinesiometru v klinické medicíně.
- 2) Analyzovat současné přístupy ke stanovení termomechanických vlastností textilií s medicínským využitím.
- 3) Zrealizovat vlastní experimentální šetření určené ke zjištění vybraných termomechanických vlastností kinesiometru.
- 4) Na základě zjištěných poznatků a výsledků vlastních šetření nalézt soubor vhodných kvantitativních deskriptorů termomechanických vlastností kinesiometru, který umožní posoudit jeho termofyziologický komfort.

Teoretická východiska (včetně výstupu z BP):

Kinesiometring patří v současné době mezi hojně využívané fyzioterapeutické metody. Její princip spočívá v aplikaci bavlněné, elastické, lepicí pásky přímo na kůži pacienta. Ta vyvolává vnější stimul (taktilní podnět) založený na dlouhodobé, řádově desítky hodin trvajícím, smykové deformaci povrchových struktur lidského těla, zejména kůže a podkoží (Kobrová a Válka 2012). I když terapeutické účinky kinesiometringu jsou poměrně dobře zmapovány, viz Doležalová a Pětivlas (2012), Williams et al. (2015) a další, mechanismus jeho působení nikoliv. Jedním z výchozích úkolů při řešení této problematiky je zmapování termomechanických vlastností kinesiometru jako takového. Protože se dostupné studie (např. Jódar et al. 2008) zabývají pouze jeho mechanickými charakteristikami a výrobci své poznatky nezveřejňují, je pro potřeby dalšího výzkumu nutné tyto vlastnosti ověřit v rámci vlastní studie. Tímto problémem se tato bakalářská práce zabývá. Jejím výstupem budou tedy konkrétní termomechanické vlastnosti kinesiometru (viskoelastická, tepelná a výparná odpor). Získané poznatky budou využity k výzkumu (modelování) termostability kinesiometru v čase při vybraných terapeutických aplikacích.

Výzkumné předpoklady: V souvislosti s hlavním cílem byly stanoveny následující výzkumné otázky a související hypotézy.

V1: Jaké jsou viskoelastické vlastnosti kinesiometru?

V2: Jaký je tepelný a výparný odpor kinesiometru?

V3: Jaký je termofyziologický komfort kinesiometru?

H1: Předpokládáme, že kinesiometre bude při deformacích odpovídajících jeho klinickému využití vykazovat čistě elastické chování.

H2: Předpokládáme, že tepelný a výparný odpor kinesiometru umožní v rámci jeho využití plynulý transport tepla i vlhkosti z tělesného povrchu člověka.

Metoda: Kvantitativní

K určení vnitřní struktury a uspořádání kinesiometru bude využito snímkování na mikro-CT (Skyscan). Transport tepla a vlhkosti bude posuzován za použití experimentálního zařízení založeného na principu skin-modelu imitujícího potíci se lidskou kůží (Permetest). Viskoelastické vlastnosti budou stanoveny na trhacím stroji.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Experimentální data budou vyhodnocena diagnostickým SW použitých přístrojů. Vzhledem k podstatě výzkumného souboru lze předpokládat jejich normální rozdělení. Proto bude ke zpracování a interpretaci výsledků využito standardních metod popisné a induktivní statistiky (EDA, Studentovo t- rozdělení) s využitím MS Excel.

Místo realizace výzkumu a harmonogram práce:

Centrum športovní medicíny, fakulta pedagogická TUL, Katedra oděvnictví, fakulta textilní TUL, Ústav pro nanomateriály a pokročilé technologie CxI TUL, Katedra anatomie a biomechaniky, FTVS UK.

září - listopad 2015: vlastní experimentální výzkum, listopad (2015) - leden 2016: vyhodnocení výsledků, prosinec (2015) - květen 2016: psaní bakalářské práce.

Vzorek: V rámci experimentálního šetření budou prozkoumány vzorky kinesiometru od 2 - 3 komerčních výrobců. Jelikož se jedná o materiály vyráběné stále stejnou technologií, lze za dostatečně veliký vzorek považovat  $N = 10$ .

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

**50 - 70 stran**

Forma zpracování bakalářské práce:

**tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

**viz příloha**

Vedoucí bakalářské práce:

**Mgr. Václav Bittner**

Katedra matematiky a didaktiky matematiky

Konzultant bakalářské práce:

**doc. Ing. Antonín Havelka, CSc.**

Katedra oděvnictví

Ostatní konzultanti:

**MUDr. Libor Kučera**


Ústav zdravotnických studií

Datum zadání bakalářské práce:

**29. května 2015**

Termín odevzdání bakalářské práce:

**30. dubna 2016**

  
prof. Dr. Ing. Zdeněk Kús  
rektor



  
Mgr. Marie Froňková  
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 31. ledna 2016



## Příloha zadání bakalářské práce

### Seznam odborné literatury:

- BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.
- DOLEŽALOVÁ, Radka a Tomáš PĚTIVLAS. Kinesiotaping pro sportovce: sportujeme bez bolesti. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3636-5.
- FLANDERA, Stanislav. Tejpování a kineziotejpování: prevence a korekce poruch pohybového aparátu: příručka pro maséry a fyzioterapeuty. 3. upr. vyd. Olomouc: Poznání, 2010. ISBN 978-80-87419-01-4.
- HES, Luboš a Petr SLUKA. Úvod do komfortu textilií. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2005. ISBN 80-7083-926-0.
- KALRON, Alon, et al. A systematic review of the effectiveness of Kinesio Taping - Fact or fashion?. European Journal of physical and rehabilitation medicine. 2013, 49(5), 699-709. ISSN 1973-9095.
- KASE, Kenzo, Jim WALLIS and Tsuyoshi KASE. Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping method. 3rd ed. Albuquerque, NM: Kinesio Taping Association International, 2013. ISBN 9780989032407.
- KOBROVÁ, Jitka a Robert VÁLKA. Terapeutické využití kinesio tapu. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4294-6.
- KUMBRINK, Birgit. K-Taping: An Illustrated Guide: basics, techniques, indications. Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012. ISBN 978-3-642-12931-5.
- LANGENDOEN, John a Karin SERTEL. Tejpování jako samoléčba: všechny tejpky od hlavy až k patě. Praha: Ikar, 2014. ISBN 978-80-249-2536-3.
- MOUREK, Jindřich. Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3918-2.
- WEISS, Daniel. Tejpování: svépomoc při bolení svalů a jiných obtížích. Bratislava: Noxi, 2015. ISBN 978-80-8111-265-2.

## Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 28.4.2016

Podpis: *Jedličková*

### **Poděkování:**

Tímto bych ráda poděkovala Mgr. Václavu Bittnerovi za odborné vedení práce, trpělivost, připomínky a ochotu při jejím zpracování. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Marcele Kolínové, Ph.D., Ing. Veronice Tunákové, Ph.D. a Ing. Ladislavu Nagymu, Ph.D. za pomoc při experimentech a přínosné rady během zpracování práce. V neposlední řadě děkuji rodině a všem blízkým za podporu po celou dobu mého studia na Technické univerzitě v Liberci.



## ANOTACE

Jméno a příjmení autora:	Tereza Jedličková
Instituce:	Ústav zdravotnických studií, TUL
Název práce:	Vybrané termomechanické vlastnosti kinesiopapu
Vedoucí práce:	Mgr. Václav Bittner
Počet stran:	63
Počet příloh:	2
Rok obhajoby:	2016

### Anotace:

Hlavním cílem práce bylo zjistit vybrané termomechanické vlastnosti kinesiopapu. K popisu struktury byl využit počítačový mikrotomograf. Mechanické vlastnosti byly určeny na základě provedených deformačních tahových zkoušek. Stanovení termomechanických parametrů proběhlo na přístroji simulujícím potíci se lidskou pokožku. Z výsledků provedených experimentů vyplývá, že kinesiopape představuje kompozitní, nelineárně elastický a porézní materiál. Mez linearity je charakterizována relativním prodloužením  $\varepsilon = 0,3$ , přičemž mez klinické použitelnosti se nachází u  $\varepsilon = 0,75$ . Inženýrský Youngův modul  $E$  se u sledovaných vzorků pohybuje v rozmezí 0,20 až 0,24 MPa. Tepelný odpor tapu je  $R_{ct} = 0,020 \pm 0,002$  [m<sup>2</sup>.K/W], výparný odpor pak  $R_{et} = 9,7 \pm 1,0$  [m<sup>2</sup>.Pa/W]. Zjištění získaná v rámci této bakalářské práce budou využita v navazujících výzkumech zabývajících se problematikou kinesiopapingu.

**Klíčová slova:** kinesiopape, termomechanické vlastnosti, deformace, tepelný a výparný odpor, termofyziologický komfort.

## ANNOTATION

Name and surname: Tereza Jedličková  
Institution: Institute of Health Studies, TUL  
Title: Selected thermomechanical properties of the kinesiotape  
Supervisor: Mgr. Václav Bittner  
Pages: 63  
Appendix: 2  
Year: 2016

### Annotation:

The main aim of the bachelor thesis was to find out selected thermomechanical properties of the kinesiotape. To describe the structure micro-CT system was used. Mechanical properties were determined on the basis of the strain tensile tests. Determination of thermomechanical parameters was carried out on the device simulating sweating human skin. The results of experiments show that kinesiotape is a non-linearly elastic and porous material. The limit of linearity is characterized by a relative extension of  $\varepsilon = 0.3$ , the limit clinical utility is located at  $\varepsilon = 0.75$ . Engineering Young's modulus  $E$  is moved in the investigated samples in the range of 0.20 to 0.24 MPa. The thermal resistance of kinesiotape is  $R_{ct} = 0.020 \pm 0.002$  [m<sup>2</sup>.K/W] and the evaporative resistance  $R_{et} = 9.7 \pm 1.0$  [m<sup>2</sup>.Pa/W]. The findings obtained in this thesis will be used in subsequent studies dealing with problems of kinesiotaping.

**Key words:** kinesiotape, thermomechanical properties, deformation, thermal and evaporative resistance, thermophysiological comfort

# Obsah

Seznam používaných zkratk a symbolů .....	12
I Úvod .....	13
II Teoretická část .....	14
1 Zdravotnické textilie .....	14
1.1 Vymezení pojmu, oblasti využití .....	14
1.2 Používané materiály, požadavky .....	14
1.3 Obvazové materiály .....	15
2 Kinesiotaping a kinesiotape .....	16
2.1 Materiál, vlastnosti .....	16
2.2 Použití, účinky a aplikace .....	18
3 Mechanické vlastnosti textilií .....	21
4 Komfort textilií .....	25
4.1 Komfort a jeho dělení .....	25
4.2 Tepelný a výparný odpor .....	26
4.3 Termoregulace a tepelné ztráty organismu .....	27
III Experimentální část .....	29
5 Cíle a výzkumné předpoklady .....	29
6 Metodika výzkumu .....	30
6.1 Charakteristika souboru .....	30
6.2 Charakteristika metod .....	32
6.3 Metoda statistického zpracování dat .....	38
7 Analýza výzkumných dat .....	38
7.1 Struktura kinesiotapu .....	38
7.2 Mechanické vlastnosti kinesiotapu .....	44
7.3 Termofyziologické vlastnosti kinesiotapu .....	51
8 Diskuze .....	51
9 Návrh doporučení pro praxi .....	53
IV Závěr .....	55
V Seznam použitých zdrojů: .....	57
Seznam tabulek .....	60
Seznam obrázků .....	60
Seznam grafů .....	61
Seznam příloh .....	61

## Seznam používaných zkratk a symbolů

2D	dvourozměrný
3D	trojrozměrný
atd.	a tak dále
ČSN	chráněné označení českých technických norem
FTVS UK	Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy
ISO	označení norem převzatých od mezinárodní organizace pro normalizaci
KDT	komplexní dekongestivní terapie
KT	kinesiotape
např.	například
TUL	Technická univerzita v Liberci
tzv.	takzvaný
$d$	šířka
$\delta$	relativní nejistota měření
$E$	smluvní (inženýrský) Youngův modul pružnosti
$E^*$	skutečný Youngův modul pružnosti
$\varepsilon$	relativní prodloužení
$F$	síla zatěžující vzorek při tahové deformaci
$h$	tloušťka
$i_{mt}$	index propustnosti vodních par
$k$	tuhost
$\Delta l$	prodloužení
$R$	smluvní (inženýrské) napětí
$R_{ct}$	tepelný odpor
$R_{et}$	výparný odpor
$\sigma$	skutečné napětí
$W_{ml}$	množství práce na mezi linearity

# I Úvod

V současné době můžeme ve svém okolí stále čím dál častěji potkávat lidi s různobarevně polepenými částmi těla, jež se rozhodli poruchy svého pohybového aparátu řešit pomocí kinesiotaingu. Kinesiotaing je velice oblíbenou moderní fyzioterapeutickou metodou používanou nejen k odbourávání bolesti a zlepšení funkce svalů, šlach a kloubů. Dostupné studie se zabývají terapeutickými účinky, avšak mechanismem působení nikoliv, proto je nutné pro další výzkum výrobci uváděné vlastnosti ověřit, k čemuž tato práce slouží. Hlavním cílem práce je popsat strukturu kinesiotaingu a zmapovat jeho vybrané termomechanické vlastnosti, které umožní posoudit jeho termofyziologický komfort.

Bakalářská práce je rozdělena na dvě části – teoretickou a experimentální. Jelikož kinesiotaing řadíme mezi zdravotnické prostředky, konkrétně zdravotnické textilie, je této problematice věnován první oddíl teoretické části. Podstatnou část teorie tvoří poznatky o metodě kinesiotaingu a kinesiotaingu jako takovém, v dalších oddílech jsou popsány termomechanické vlastnosti a komfort. Experimentální část zahrnuje charakteristiku metod použitých k popisu struktury kinesiotaingu a jeho uspořádání, měření tepelného a výparného odporu a také tahových vlastností. K popisu struktury bylo využito snímků získaných pomocí mikrotomografického přístroje SkyScan 1272 pro nedestruktivní 2D a 3D rentgenografii kompozit a textilních struktur. Tahová zkouška, díky které bylo možné zhodnotit tahové vlastnosti, byla realizována na univerzálním trhacím stroji TIRAtest 2300. Měření tepelného a výparného odporu probíhalo v klimatizované komoře na přístroji SGHP – 8.2, pracujícím na principu Skin modelu simulujícího potící se lidskou pokožku. Dále obsahuje popis samotných experimentů, získané výsledky a souhrn konkrétních vybraných termomechanických vlastností.

## II Teoretická část

### 1 Zdravotnické textilie

#### 1.1 Vymezení pojmu, oblasti využití

Slovo textil je odvozené od latinského „textilis“, tedy tkaný. Díky specifickým vlastnostem jako je pevnost, pružnost, tvarovatelnost, poddajnost, prodyšnost pro plyny a propustnost pro kapaliny jsou textilie široce používány ve zdravotnictví. Zdravotnické textilie se řadí mezi zdravotnické prostředky, tudíž se na ně vztahuje zákon č. 268/2014 Sb., který se zdravotnickými prostředky zabývá. [1] [2]

Z hlediska zdravotnických textilií lze zdravotnické prostředky rozdělit na neinvazivní a invazivní materiály. Tyto zdravotnické prostředky se dále klasifikují podle určeného účelu použití a míry rizikovosti pro pacienta do rizikových tříd I, IIa, IIb a III. Neinvazivní materiály jsou určeny k externímu použití, s lidským tělem mohou či nemusí přicházet do kontaktu. Příkladem neinvazivního textilního materiálu rizikové třídy I jsou obvazy, vata, gáza, bandáže a také kinesiotape. Do třídy IIb spadají obvazy k ošetření ran u dekubitů a obvazy na chronické rozsáhlé zvrhodovatělé rány atd. Hydrogelové a impregnované gázové obvazy bez léčivých přípravků jsou zástupci třídy IIa. Do klasifikační třídy III patří obvazy obsahující léčivé přípravky s doplňujícím účinkem. Invazivní materiály pronikají dovnitř těla, používají se například jako spojovací materiály, mezi které patří chirurgické šicí nitě. [1] [2]

#### 1.2 Používané materiály, požadavky

Základním stavebním prvkem textilií je vlákno. Používají se vlákna přírodní nebo syntetická. Nejčastěji používaným přírodním vláknem je nejen díky své dobré pevnosti v tahu bavlna. Mezi neznámější syntetická vlákna řadíme vlákna polyesterová a polyamidová. K výrobě zdravotnických textilií jsou používány tři základní, mezi sebou vzájemně kombinovatelné, textilní technologie - tkání, pletení a netkané textilie. [1]



Zdravotnické textilie musí splňovat speciální požadavky. Musí být netoxické, nekarcinogenní (nesmí podporovat vznik maligního bujení buněk), nesmí vyvolávat alergické reakce a musí být odolné vůči podmínkám sterilizace. Textilní materiál implantačního zdravotnického prostředku musí být biokompatibilní. Což vše znamená, že by měli plně umožňovat komfort neboli stav organismu, který je detailně popsán v oddílu 4. [1]

### 1.3 Obvazové materiály

Obvazem se rozumí léčebné nebo preventivní ovinutí částí těla textilním materiálem nebo kombinací textilních materiálů s dalšími hmotami (lepidlo, sádra, plast). Obecně se obvazy dělí podle materiálu a podle účelu použití. Podle použitých materiálů je lze rozdělit na výrobky z celulózy, obvazové materiály z netkaných materiálů, obvazové materiály tkané, pletené, náplast'ové a speciální. Základní účely použití pak jsou fixace, podpora, komprese a krytí rány. [3]

Náplast'ové obvazy čili speciální elastické a neelastické náplast'ové pruhy se ve sportovním lékařství používají k tejpování. Tento název je odvozen z anglického slova tape, čili páska. Jedná se o aplikaci pásek z pevných nebo pružných materiálů, které vedou k odbourávání bolesti, zlepšení funkce či prevenci poranění svalů a kloubů. Také právě z tohoto důvodu patří tejpovací pásy mezi zdravotnické prostředky. [4]

Tejpovací pásy je možné obecně rozdělit na pevné a pružné. Tejpování pevnými materiály je historicky starší a dá se vnímat jako přechod mezi elastickými obvazovými bandážemi a pevnými sádrovými fixacemi. Pevný tejp se zpravidla používá k fixaci nebo stabilizaci kloubu, čímž je docíleno omezení jeho rozsahu pohybu. Na rozdíl od pružného tejpů, který se musí stříhat speciálními nůžkami, lze tento materiál v libovolném místě podélně i příčně utrhnout, čímž je zásadně ulehčena manipulace. Toho je možné využít například k upravení rozměrů podle potřeb pro konkrétní aplikaci – ze širší pásky se dá takto snadno získat páska užší. Nevýhodou pevných tejpů je krátká doba aplikace a nepohodlí při nošení. [3] [5] [6]

## 2 Kinesiotaping a kinesiotape

Mladší a modernější odnoží tejpování je kinesiotaping. Kinesiotape je lepicí páska vyrobená na bázi bavlny s elastickými vlastnostmi podobnými lidské kůži. Nalepení pásky vyvolá vnější stimul (taktilní podnět) založený na dlouhodobé, řádově desítky hodin trvající smykové deformaci povrchových struktur lidského těla, zejména kůže a podkoží. Tuto metodu vyvinul japonský chiropraktik dr. Kenzo Kase, který v 70. letech 20. století hledal novou metodu tejpování, vhodnou ke sportovnímu využití, jež by umožňovala hojení poraněných tkání, neomezovala cirkulaci krve, lymfy ani pohybu fascií. Začal tedy vylepšovat dosud nepružný bílý sportovní tejp. Vývoj této speciální struktury trval šest let. Svůj vynález aplikoval reprezentačnímu týmu japonských volejbalistů na Letních olympijských hrách v Soulu roku 1988. Celosvětově rozšířen se kinesiotape stal až v roce 2004 při Letních olympijských hrách v Aténách, kde se dostal do povědomí široké veřejnosti. [4]

### 2.1 Materiál, vlastnosti

Jelikož se kinesiotaping stal velmi oblíbenou záležitostí, je jeho nabídka na trhu široká a rozmanitá. Nabízí se v různém provedení a s odlišnými vlastnostmi. Český trh nabízí různě barevné pásy o šířce 2,5, 5 a 7,5 centimetrů. Menší dvoucentimetrová varianta je určena pro jemnější taping, např. u prstů na ruce. Problematika volby barev je v tomto pododdílu popsána dále.

Elasticita i materiál se u každého výrobce lehce liší a tudíž je celkem obtížné všechny tyto atributy zobecnovat. Proto tento pododdíle podrobněji popisuje základní vlastnosti původního Kinesio Tex® Tapu a další poznatky z několika různých publikací.

Kinesio Tex® Tape navržený K. Kasem má být svými vlastnostmi velmi blízký lidské kůži. Jeho tloušťka proto odpovídá tloušťce epidermu. Díky tomu dochází k omezení smyslového dráždění a již po 10 minutách po aplikaci kinesiotape na pokožce vnímáme výrazně méně. Materiál pásky je složen z elastických polymerových vláken, která jsou obalena 100% bavlnou. Kvalitní tejp má bavlněná vlákna vůči sobě utkaná pravoúhle a podélně utkaná vlákna musejí probíhat rovnoběžně

s vnějším okrajem. Bavlněná vlákna mají důležitou funkci, protože propouští vzduch i tekutinu, zprostředkovávají odpařování tělesné vlhkosti a rychlé usušení tejpů. Voděodolnost, hypoalergenní vrstva a prodyšnost umožňují dlouhou dobu nošení a vysoký komfort nošení. Komfortu je věnován oddíl 4. [6] [7] [8] [9]

Na pokožku kinesiotape přilne pomocí 100% akrylátového lepidla. Jako lepidlo je používána termosenzitivní lékařská pryskyřice, která se aktivuje teplem a je na pásku nanášena ve speciálním zvlněném vzoru připomínajícím otisk prstu. Pomocí tohoto vzoru dojde k vytvoření zón a mírnému nadzdvihnutí horní vrstvy pokožky, čímž se zvětší prostor mezi kůží a podkožní tkání. Tím je docíleno lepšího úniku vlhkosti a snadnějšího odtoku lymfy z mezibuněčného prostoru. [4] [6] [10]

Hlavní vlastností pásky je elasticita, která dovoluje natažení pásky v podélném směru zhruba o 55-60 % jeho původní délky. Po 3 – 5 dnech se však elasticita polymeru začíná znatelně snižovat. Elasticita je docílena podélně vsíťm elastickým vláknem ve formě opakující se sinusoidy se specifickou roztažitelností a trvalou pevností. Pokud mají elastická vlákna jiné vlastnosti, dochází k předčasnému oslabení tahu. Čím méně elastický kinesiotape je, tím je zhoršena pohyblivost pacienta, sval se pohybuje směrem proti nalepenému tejpů, a proto dochází k bolestivému tahu v pokožce a k dřívějšímu odlepení tejpů. Je-li naopak tejp znatelně roztažitelnější a elastická vlákna měkčí, působí na vlákno velmi malé direktivní síly a požadovaný výsledek se nedostaví, neboť direktivní síla podélného roztažení společně s příčnou silou nenadzdvihnou kůži (viz předchozí odstavec). Protože se elasticita řadí mezi mechanické vlastnosti, podrobněji je popsána v oddílu 3 Mechanické vlastnosti textilií. [6] [8]

Velmi zajímavá je volba barvy pásky a její vliv na funkci kinesiotapu. Odborníci se v názorech rozcházejí a problematika barev je rozděluje na dvě skupiny. Kinesiotaping vznikl v Japonsku – zemi, kde život ovlivňuje filozofie východních učení, podle kterého se barvám přisuzují různé vlastnosti. Podobnou roli může hrát také nauka o barvách. Původně se kinesiotape vyráběl ve čtyřech základních barvách: béžová, modrá, červená a černá. Modrá barva chladí, uklidňuje a červená aktivuje, zahřívá, proto není vhodné lepit červený tejp na zanícenou strukturu nebo hypertonický sval. Černá a béžová jsou barvy neutrální. Barvy jsou z fyzikálního hlediska elektromagnetické vlny, proto mohou hrát určitou roli ve volbě barvy a účinku i fyzikální jevy. Podle barevného spektra modrá barva světlo spíše odráží a pod tejpem lze cítit mírné snížení teploty. Naopak pod aplikovaným červeným tejpem může dojít

k mírnému zvýšení teploty, protože červená barva světlo a teplo absorbuje. Podle nejnovějších poznatků jsou tyto energie a světelné vibrace vnímány nejen očima, ale také kůží. Kinesiotaping využívá i skutečnost, že nervové dráhy přenáší podnět do centrální nervové soustavy, která na různé barvy reaguje odlišně. Kumbrink uvádí, že různé barvy mají zcela stejné vlastnosti, neodlišují se funkcí, roztažitelností ani tloušťkou. Vliv barev by podle ní neměl být v rámci terapie upřednostňován nebo dokonce přeceňován. Podle Langendoena někteří terapeuti připisují barvám důležitou roli, jiní však zase nechávají volbu barvy zcela na pacientovi. Nepodařilo se ale dohledat žádné vědecké studie, které by účinnost barvy při tejpování potvrdily nebo vyvrátily. [6] [9] [10]

## 2.2 Použití, účinky a aplikace

Díky svým vlastnostem má kinesiotaping v klinické praxi komplexní terapie poruch pohybové soustavy velmi široké použití. Základní možnosti využití jsou shrnuty dle Kobrové a Langendoena v tabulce 1. Tabulka 2 pak rozděluje techniky aplikace podle použití a odpovídajícího napětí.

**Tabulka 1:** Oblasti využití kinesiotapu. [4] [9]

Oblast použití	Cíl terapie	Indikace
Bolest	<ul style="list-style-type: none"> <li>- bolest svalů, kloubů a nervů</li> <li>- svalová horečka</li> <li>- natažení a zhmoždění svalů</li> <li>- omezení hybnosti</li> <li>- bolest v břišní oblasti</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- redukce bolesti</li> <li>- zlepšení rozsahu pohybu</li> <li>- podpora svalu</li> </ul>
Otoky a edémy	<ul style="list-style-type: none"> <li>- lymfedémy</li> <li>- otoky při poranění svalů a kloubů</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- zlepšení lymfatického a krevního průtoku</li> <li>- redukce zánětu a bolesti</li> </ul>
Jizvy	<ul style="list-style-type: none"> <li>- čerstvé, starší jizvy</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- snazší a rychlejší hojení</li> </ul>
Prevence	<ul style="list-style-type: none"> <li>- podpora tréninku</li> <li>- aktivace svalu</li> <li>- fixace</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- prevence poranění myoskeletálního systému</li> <li>- lepší pocit z pohybu</li> </ul>

**Tabulka 2:** Techniky aplikace. [4]

Technika	Název	Použití	Napětí
Základní	inhibice	- přetížené a akutně poškozené svaly - aplikace od úponu k začátku svalu	15-25%
	facilitace	- chronicky nebo akutně oslabené svaly - aplikace od začátku svalu k úponu	15-35%
Korekční	vazivová	- snížení napětí	75-100%
	šlachová	- snížení napětí	50-75%
	mechanická	- omezení pohybu tkáně	50-75%
	funkční	- podpora a omezení pohybu	50-75%
	fasciální	- upravuje pohyb fascie	10-50%
	prostorová	- snížení bolesti a otoků	10-35%
	lymfatická	- vstřebávání otoků a hematomů	0-20%

**Legenda:** Techniky jsou rozdělené dle použití pro různé poruchy pohybové soustavy.

Žádný ze široké škály účinků však nebyl skutečně ověřen, proto se účinky tejpování zabývá stále velké množství studií a vědeckých článků. Tyto studie jsou velmi rozmanité a odlišné, tudíž je velmi obtížné vybrat ze všech těchto prací nějaké dostatečně vypovídající a relevantní. Jednotlivé studie se liší hned v několika kritériích. První kritérium je kontrolní skupina. Ta se liší různým počtem, věkovou škálou a zdravotním stavem účastníků neboli subjektů. Testování mohou být zdraví účastníci, subjekty trpící obtížemi nebo vzájemné porovnávání těchto skupin. Druhým kritériem je typ studie. Nejčastějším typem studie je dvojité zaslepená, placebem kontrolovaná studie, využívající náhodného rozdělení pacientů do experimentálních a kontrolních skupin. Z velkého množství těchto studií byly vybrány ty, které jsou dle našeho názoru nejvhodnější pro tuto bakalářskou práci. Zároveň byly zvoleny takové články, aby pokryly celé spektrum oblastí použití, viz tabulka 1.

První velká studie se zabývá vlivem kinesiotapu na bolest. 50 vybraných kardiokirurgických pacientů ve věku  $66 \pm 10$  let po sternotomii bylo rozděleno do dvou skupin. 25 z nich byl po propuštění z JIP aplikován kinesiotape, druhé kontrolní skupině nikoliv. Denně, až do propuštění, byla u všech pacientů hodnocena úroveň bolesti pomocí standardizovaného měření bolesti stupnicí v rozsahu od 0 do 10 bodů. U pacientů s aplikací pásky byla průměrná doba hospitalizace  $10,1 \pm 2,2$  dnů oproti  $11,4 \pm 4,4$  dnů v kontrolní skupině a také významně nižší hladina

bolesti ve srovnání s kontrolní skupinou. Dávka podávaných analgetik byla také významně nižší. Kinesiotaping se zdá být podle autorů bezpečnou a slibnou metodou pro snížení pooperační bolesti a dávkování analgetik, podávaných po sternotomii, která se využívá při kardiochirurgických výkonech. Autoři však uvádí, že výsledky této pilotní studie vyžadují další klinické hodnocení s větším počtem účastníků. [11]

Pro další studii bylo zvoleno 45 pacientů s lymfedémem podstupující léčbu pomocí fyzioterapeutické komplexní dekongestivní terapie (KDT). Ti byli náhodně rozděleni do 3 testovaných skupin: 1) KDT včetně bandáží, 2) KDT včetně bandáží a kinesiotapu, 3) KDT s kinesiotapem bez bandáží. Hodnocení zahrnující závažnost příznaků (bolest, napětí, ztuhlost a slabost) probíhalo před léčbou, na konci desetidenní léčby a v kontrolním období (jeden měsíc po konci léčby). Pro vyhodnocování edému bylo provedeno bilaterální měření obvodu. Symptomy se ve všech třech skupinách snížily. Výsledkem studie je tvrzení, že kinesiotaping aplikovaný spolu s KDT může mít příznivý účinek na snížení lymfedému, který může dlouhodobě stimulovat redukcii otoku. [12]

Cílem klinické studie zabývající se prevencí poranění bylo analyzovat vliv kinesiotapingu na funkci dolních končetin a pevnost quadricepsu u zdravých jedinců při dlouhodobé aplikaci nad 7 dnů. 30 mužů a 30 žen bylo náhodně rozděleno do tří skupin: 1) bez aplikace KT, 2) placebo experimentální KT, 3) stimulace aktivity čtyřhlavého svalu lýtkového pomocí aplikace KT. Pevnost quadricepsu byla měřena ručním dynamometrem, funkce dolní končetiny byla hodnocena pomocí skoku do dálky. Měření probíhalo v pěti časových intervalech: výchozí bez aplikace; bezprostředně po aplikaci; 3. den a 5. den aplikace; 72 hodin po odlepení KT. Klinická studie neprokázala zlepšení funkce dolní končetiny ani pevnosti quadricepsu u zdravých jedinců, proto by podle autorů měla být aplikace za tímto účelem přehodnocena. [13]

Poslední námi vybraná studie souhrnně zhodnocuje a posuzuje účinky terapeutického kinesiotapingu odebraných z 12 klinických studií (432 účastníků). Těchto 12 studií bylo rozděleno podle základních patologických poruch účastníků. 9 z nich rozebíralo poruchy pohybového aparátu, 1 neurologické poruchy a 2 se zabývaly poruchami lymfatického systému. Byly zjištěny mírné důkazy podporující okamžité snížení bolesti při poruchách pohybového aparátu během aplikace kinesiotapu, ovšem pouze u 3 z 6 studií bylo snížení bolesti lepší než u srovnávací skupiny. Nebyl potvrzen žádný dlouhodobý efekt ani nalezen důkaz o zvýšené svalové



síle nebo dlouhodobém rozsahu pohybu. Nebyl zaznamenán ani žádný vliv na neurologická onemocnění. Autor uvádí, že je zapotřebí dalšího výzkumu. [14]

Tento pododdíl se dále zabývá aplikací. Podle Kumbrink je pro úspěšnou aplikaci nutné použít vysoce kvalitní tejp. Na trhu je nabízeno mnoho tejpů různé cenové škály, různé kvality a tudíž i různých vlastností a účinků. Nižší cena však mnohdy znamená použití méně kvalitních materiálů a tím pádem i špatné tahové vlastnosti, které vedou k nižší životnosti pásky, což vede také i k častější aplikaci. Nakonec se tato levnější varianta tedy často ukáže jako drahá alternativa kvalitního tejpů. Před každou aplikací by se mělo dbát na anatomii, fyziologii a biomechaniku pohybové soustavy. Dosud nebyly zjištěny žádné vedlejší účinky, ale nedoporučuje se tejp aplikovat při hnisavých kožních projevech, otevřených ránách, ekzémových onemocnění, bradavicích a nezhojených jizvách. Pozorní by měli být také pacienti s onemocněním ledvin, vrozenými srdečními vadami, diabetici a těhotné. I přesto, že se obvykle nevyskytují žádné alergické reakce, doporučuje se nejprve vyzkoušet citlivost pokožky nalepením malého proužku kinesiopapu po dobu 24 hodin. Pokud je vše v pořádku, připraví se odpovídající velikost a tvar tejpů a rohy se zastříhnou ostrými nůžkami do oblouku. Poté už lze takto upravenou pásku dle druhu zvolené techniky aplikovat na suchou, odmaštěnou a nejlépe i oholenou pokožku (tímto způsobem připravená pokožka nám zajistí dokonalé přilnutí tejpů). Rozhodujícím faktorem úspěšné aplikace je u každé techniky správné napětí tejpů. Tejp odstraňujeme pomalým pohybem v protažení kůže ve směru růstu chlupů. [4] [6] [7] [9]

### **3 Mechanické vlastnosti textilií**

Základními mechanickými vlastnostmi pevných látek jsou pevnost, pružnost, tažnost a plasticita. Vlastnost charakterizující odolnost vůči působení vnější síly se nazývá pevnost. Pružnost (elasticitu) je schopnost tělesa se působením vnější síly deformovat a po odstranění vnějších sil se vrátit se do původního stavu. Je charakterizována Youngovým modulem pružnosti  $E$ . Poddajnost látky vůči působení vnější síly se nazývá tažnost. Poslední zmiňovaná vlastnost – plasticita neboli tvárnost je schopnost materiálu měnit svůj tvar trvale vlivem vnější síly. [15]

Pro vyšetřování mechanických dějů, při nichž se mění vzájemné vzdálenosti jednotlivých bodů pevné látky, se zavádí představa spojitého prostředí, tzv. kontinua. Jeho stav popisují deformace, rychlost deformace a napětí, jejichž vzájemný vztah závisí na vlastnostech látky, která se jako kontinuum předpokládá. Sestavování těchto vztahů spadá do reologie, vědního oboru, zabývajícího se průběhem deformace. [16]

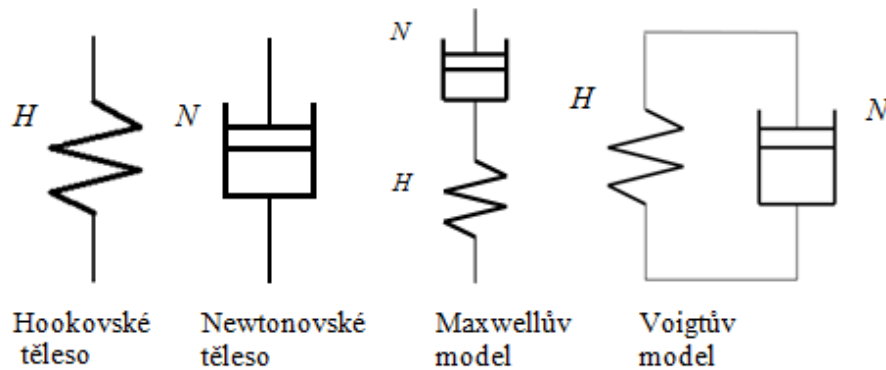
Deformace je termodynamický proces, během něhož dochází působením vnějších sil ke změně vzdáleností mezi sousedními částicemi. Jiným rozložením vazebných sil mezi částicemi v tělese vzniká napětí. V případě, že na těleso nepůsobí žádné vnější síly a jeho deformace i vnitřní napětí je nulové, je těleso v přirozeném, tzv. nedeformovaném stavu. Tomu, aby se těleso neustále deformovalo, zabraňují vnitřní částice působením sil pružnosti. Pokud jsou síly pružnosti stejně velké jako vnější deformační síly, avšak opačného směru, těleso je ve stavu napjatosti a dále se nedeformuje. V textilií během mechanického namáhání dochází k deformaci, která je závislá na rychlosti namáhání, velikosti zatížení a době trvání. [17] [18]

Deformace pevného tělesa se rozděluje na deformaci elastickou, plastickou a viskoelastickou neboli deformaci zpožděně elastickou. Deformace elastická je dočasná deformace, úměrná malým deformujícím silám, které ji způsobují. Pokud na těleso síly přestanou působit, vrátí se díky elastickým silám do původního stavu. Za předpokladu malých sil a malých deformací zde platí Hookův zákon o lineární závislosti mezi napětím  $\sigma$  a deformací viz vzorec (1), kde  $E$  je Youngův modul a  $\varepsilon$  je relativní prodloužení, které je vyjádřeno jako podíl prodloužení  $\Delta l$  a původní délky  $l_0$ . [19] [20]

$$\sigma = E \cdot \varepsilon = E \cdot \frac{\Delta l}{l_0} \quad [\text{MPa}] \quad (1)$$

Při trvalé (plastické) deformaci dochází ke změně tvaru, objemu nebo jiným změnám tělesa. Každé reálné těleso se dá do jisté míry považovat za viskoelastické. Pokud je těleso dynamicky namáháno, dochází ke ztrátám energie. Ty se v popisu závislosti mezi silami a deformacemi projevují přítomností viskózní složky chování, jejíž vliv roste s rychlostí deformace. Ve skutečnosti je však těleso viskoelastické, pokud lze ve srovnání s elastickou a setrvačnou složkou viskózní složku zanedbat. V ustálených stavech se viskózní a setrvačná složky chování neuplatňují, proto se při analýze statického namáhání tělesa neberou v úvahu. Deformace lze také jinak

rozdělit podle působících sil na deformaci tahem, tlakem, ohybem, smykem či kroucením. Pokud na pružný materiál působí tahová síla, materiál se deformuje a dochází k jeho protažení. Složitější chování materiálů při deformaci lze popsat pomocí reologických modelů. [18] [19]



**Obrázek 1:** Schématické znázornění reologických modelů.

**Legenda:** Elastická složka chování je reprezentována Hookovským tělesem - pružinou s tuhostí  $k$ , pro kterou je napětí přímo úměrné deformaci. Viskózní složku chování představuje Newtonovské těleso – píst, pro který je rychlost deformace přímo úměrná napětí. Nejjednodušší model lineární viskoelastické látky vznikne kombinací vlastností Hookovské elastické látky a Newtonovské viskózní kapaliny. Sériovým zapojením získáme Maxwellův model a paralelním zapojením Voigtův model viskoelastické látky.

Pro zjištění pevnosti textilie v tahu je používán dynamometr neboli trhací stroj sloužící k registraci síly, natažení a definovaného namáhání. Při tahové zkoušce na těleso směrem od jeho středu působí dvě síly opačného směru a rychlost deformace je konstantní. Průběh tahové zkoušky lze zaznamenat do tří následujících typů závislostí. [19] [20]

Pracovní diagram je graf závislosti zatěžující síly  $F$  na prodloužení  $\Delta l$ . Z tohoto grafu lze výpočtem obsahu plochy pod křivkou stanovit množství práce na mezi linearity  $W_{ml}$ . Dále je z tohoto diagramu možné pomocí vzorce (2) spočítat tuhost materiálu  $k$ . [19]

$$F = k \cdot \Delta l \quad [\text{N/m}] \quad (2)$$

Smluvní diagram znázorňuje závislost mezi smluvním napětím  $R$  a relativním prodloužením  $\varepsilon$  (viz obrázek 2 - nepřerušovaná čára). Přičemž smluvní napětí je rovno poměru okamžité zatěžující síly  $F$  a počáteční plochy příčného průřezu materiálu  $S_0$ .

Smluvní napětí lze jinak také vyjádřit vztahem (3), který je formálně stejný jako Hookův zákon (1). [19]

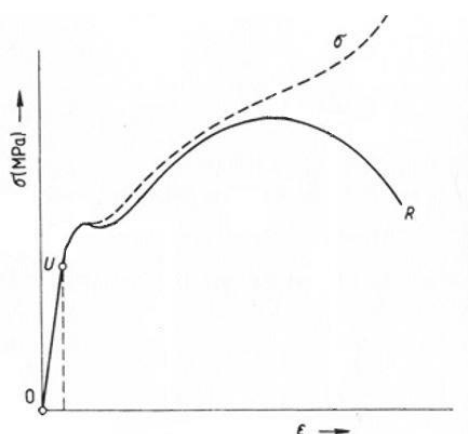
$$R = E \cdot \varepsilon \quad [\text{MPa}] \quad (3)$$

Z tohoto diagramu je možné stanovit mez linearity – oblast, pro kterou platí právě výše zmiňovaný vztah (3). Jelikož se ale během experimentu počáteční plocha průřezu prodloužením materiálu zmenší na průřez  $S$ , je definováno ještě tzv. skutečné napětí  $\sigma$  a k němu odpovídající  $\varepsilon^*$ . (viz obrázek 2 – přerušovaná čára). Tuto závislost popisuje třetí typ závislosti – skutečný diagram, ze kterého lze spočítat skutečný Youngův modul elasticity  $E^*$  a pevnost v tahu neboli napětí potřebné k přetrhu vzorku. Za předpokladu, že změna tvaru materiálu je způsobena pouze přemístěním hmoty v prostoru a jeho objem zůstává zachován, lze pro skutečná a smluvní napětí odvodit vztah (4). [19] [20]

$$\sigma = R \cdot (1 + \varepsilon) \quad [\text{MPa}] \quad (4)$$

Logaritmická deformace  $\varepsilon^*$  je definována přírůstkově a je v každém okamžiku vztažena k běžné konfiguraci síly  $F$  a okamžitého průřezu  $S$ . Proto pro vztah mezi logaritmickou a relativní deformací platí rovnice (5):

$$d\varepsilon^* = \frac{dl}{l} \rightarrow \varepsilon^* = \int_{l_0}^l \frac{dl}{l} = [\ln l]_{l_0}^l = \ln\left(\frac{l}{l_0}\right) = \ln(1 + \varepsilon) \quad (5)$$



**Obrázek 2:** Diagram tahové zkoušky. [21]

**Legenda:** Smluvní (nepřerušovaně) a skutečný diagram (přerušovaně),  $U$  znázorňuje mez linearity. Jedná se o diagram pro ocelovou tyč.

## 4 Komfort textilií

### 4.1 Komfort a jeho dělení

Vzhledem k tomu, že se problematikou komfortu textilií zabývá velice málo autorů, čerpá tento pododdíl z jediného zdroje, ve kterém je toto téma nejlépe rozebráno.

Komfortem se rozumí stav organismu, při kterém jsou všechny fyziologické funkce organismu optimální. Komfort vnímáme vyjma chuti všemi lidskými smysly, nejvíce však hmatem. Je to jakýsi subjektivní pocit pohody, v němž naše smysly nevnímají žádnou bolest a nepříjemné vjemy z okolí. V tomto stavu lze setrvat a pracovat, aniž bychom pociťovali stavy tepla a chladu. Opakem komfortu je diskomfort - tedy nepříjemný pocit způsobený nevhodnými teplotními a vlhkostními podmínkami. [22]

Termofyziologické, mechanické, fyzikálně-optické či hygienické vlastnosti textilií výrazně ovlivňují komfort. Komfort je možné rozdělit na komfort psychologický, sensorický, patofyziologický či termofyziologický. Vzhledem k tématu této bakalářské práce bude nejpodrobněji rozebrán komfort termofyziologický. [22]

Psychologický komfort souvisí s prostředím člověka. Je ovlivněn hned několika hledisky, např. hlediskem kulturním, sociálním, ekonomickým, historickým či klimatickým. Sensorický komfort zahrnuje pocity a vjemy člověka vznikající při styku pokožky s textilií. Mohou to být pocity příjemné nebo naopak nepříjemné a dráždivé, jako je škrábání, tlak, pocit vlhkosti atd. Patofyziologický komfort se týká působení patofyziologicko-toxických vlivů, čili chemických substancí obsažených v textilií a následné reakce pokožky na tyto látky. Kinesiotape by měl být zcela nezávadný a neměl by žádným způsobem negativně ovlivňovat komfort. Pokud by se tak stalo, je dobré být obezřetný, jeho aplikaci zvážit a případně konzultovat s odborníkem. [22]

Termofyziologický komfort velmi úzce souvisí se schopností termoregulace organismu, se kterou podrobněji zabývá jeden z následujících pododdílů. Tento druh komfortu je stav lidského organismu, který je subjektivně vnímám jako teplotní pohodlí a všechny termofyziologické funkce jsou optimální. Aby při aplikaci kinesiotapu došlo k termofyziologickému komfortu, měl by dostatečně propouštět vlhkost a teplo od těla.

Teplota pokožky by měla být 33 – 35 °C a kinesiotope by měl zaručit i absenci vody na pokožce. V současné době lze termofyziologický komfort hodnotit dvěma způsoby. Prvním způsobem je použití přístrojů charakterizujících příslušný fyzikální děj (bez přímého vztahu k podmínkám platícím v systému pokožka – textilie – prostředí). Druhým způsobem je měření přenosu tepla a vlhkosti za podmínek blízkých fyziologickému režimu lidského těla. Základními parametry pro stručné charakterizování termofyziologického komfortu jsou tepelný a výparný odpor. [22]

#### 4.2 Tepelný a výparný odpor

Fyzikální veličina udávající hodnotu odporu, kterou materiál klade proti průchodu tepla textilií, se nazývá tepelný odpor  $R_{ct}$ . Má velký význam pro hodnocení tepelně-izolačních vlastností textilií a je vyjádřen podle platné normy ČSN EN ISO 11092 stanovující metody pro měření tepelného a výparného odporu za ustálených podmínek vzorcem (6):

$$R_{ct} = \frac{(T_m - T_a) \cdot A}{H - \Delta H_c} - R_{ct0} \quad [\text{m}^2 \cdot \text{K/W}] \quad (6)$$

kde  $A$  znamená plochu měřicí jednotky [ $\text{m}^2$ ],  $H$  je výhřevnost dodávaná měřicí jednotce [ $\text{W}$ ] a  $\Delta H_c$  je opravný faktor výhřevnosti pro měření tepelného odporu  $R_{ct}$ . Čím vyšší je tepelný odpor, tím nižší je tepelná vodivost. Vlhký materiál vykazuje větší tepelnou vodivost, čehož je příčinou 25krát vyšší vodivost vody než je tepelná vodivost klidného vzduchu při teplotě 20 °C. [23] [24]

Výparný odpor  $R_{et}$  je velmi důležitým parametrem při ochlazování těla odpařováním potu z povrchu pokožky. Míru tohoto ochlazování určuje rozdíl parciálních tlaků vodních par na povrchu pokožky a ve vnějším prostředí společně s propustností vodních par oděvní soustavy (v našem případě kinesiopu). Nezakrytá vlhká lidská pokožka má 100% paropropustnost, pokud pokožku překryjeme textilií, její paropropustnost se sníží o množství závislé na schopnosti textilie propouštět vodní páry. Čím vyšší je hodnota  $R_{et}$ , tím je propustnost textilie pro vodní páry nižší. Výparný odpor je popsán vzorcem (7):



$$R_{et} = \frac{(p_m - p_a) \cdot A}{H - \Delta H_e} - R_{et0} \quad [\text{m}^2 \cdot \text{Pa/W}] \quad (7)$$

kde  $A$  znamená plochu měřicí jednotky [ $\text{m}^2$ ],  $H$  je výhřevnost dodávaná měřicí jednotce [ $\text{W}$ ] a  $\Delta H_e$  je opravný faktor výhřevnosti pro měření výparného odporu  $R_{et}$ .  $p_m$  [ $\text{Pa}$ ] je roven parciálnímu tlaku nasycených vodních par na povrchu měřicí jednotky při teplotě  $T_m$ , hodnota  $p_a$  [ $\text{Pa}$ ] odpovídá parciálnímu tlaku vodních par ve vzduchu ve zkušební místnosti při teplotě  $T_a$ . [24]

Z hodnot tepelného a výparného odporu lze podle vzorce (8) vypočítat bezrozměrný index propustnosti vodních par  $i_{mt}$ , jehož hodnota se pohybuje v rozmezí 0 a 1. Pokud je hodnota  $i_{mt}$  rovna 0, materiál nepropouští vodní páry. Když je hodnota rovna  $i_{mt}$  1, vykazuje stejný tepelný a výparný odpor jako vzduchová vrstva stejné tloušťky. Hodnota  $S$  je normou stanovená na 60 Pa/K. [24]

$$i_{mt} = S \cdot \frac{R_{ct}}{R_{et}} \quad [ ] \quad (8)$$

#### 4.3 Termoregulace a tepelné ztráty organismu

Termoregulace neboli udržování stálé teploty vnitřního prostředí je velmi důležitou vlastností organismu a patří mezi tzv. esenciální hodnoty. Je řízeno termoregulačním centrem uloženým v zadní části hypotalamu. Fyziologická teplota člověka se pohybuje mezi 36 a 37 °C a v průběhu dne kolísá v závislosti na metabolických pochodech v organismu. Produktem metabolických dějů je teplo, které se v lidském těle vytváří ve všech orgánech. [25]

Výdej tepla se uskutečňuje povrchem těla následujícími fyzikálními procesy: zářením (sáláním), vypařováním vody (evaporací), prouděním (konvekcí) a vedením (kondukcí). Poměr mezi těmito procesy je závislý na teplotě a vlhkosti prostředí. Při vysokých teplotách je nejvíce uplatněna evaporace, naopak při nízkých teplotách především radiace. [15]

Tepelné ztráty zářením se pohybují kolem 40-60 % z celkových tepelných ztrát. Každé těleso o určité teplotě vyzařuje energii ve formě elektromagnetického záření.

Nejvíce se uplatňuje infračervené záření, neboť je tělesy pohlcováno a jeho energie se mění na tepelnou. K vypařování dochází během dýchání a pocení. Přeměnou vody (potu) na páru je tělu odebírána tepelná energie, která odpovídá přibližně 2,5 kJ skupenského tepla z 1 g potu. Produkce potu je ovlivněna fyzickou zátěží a teplotou a relativní vlhkostí vzduchu. Hodnota takto odvedeného tepla činí kolem 20-25 % z celkových tepelných ztrát. Ztráty tepla prouděním se pohybují kolem 15 % z celkových ztrát tepla. Výměna ohřátého vzduchu za vzduch chladnější v těsné blízkosti těla je zajištěna pomocí pohybu molekul plynů či kapaliny z místa s jednou teplotou do míst s jinou teplotou. Odvádění tepla prouděním vzniká také při proudění kapaliny kolem tělesa, proto má tedy velký význam při tomto transportu i krevní oběh. Poslední příčinou tepelných ztrát je kondukce, ke které dochází při přímém styku s předměty i vzduchem. Při rozdílné teplotě chladnější molekuly přijmou kinetickou energii od sousedních molekul z teplejšího prostředí. Množství ztrát je ovlivněno rozdílem teplot, velikostí kontaktní plochy a časem. Tyto ztráty však nejsou nijak zásadní, pohybují se okolo 3 % tepelných ztrát, a protože se těžko odlišují od ztrát způsobených prouděním, vyhodnocují se společně. Kinesiotape by měl umožnit plynulý transport tepla a vlhkosti, což jinými slovy znamená, že by neměl nijak zabraňovat přirozenému procesu termoregulace. [15] [25]

### III Experimentální část

#### 5 Cíle a výzkumné předpoklady

Jak již bylo zmíněno v teoretické části, kinesiotaapingem a jeho terapeutickými účinky se zabývá velké množství vědeckých studií a prací. Tyto studie je vzhledem ke své různorodosti velmi těžké zobecňovat, autoři se navíc ve svých výsledcích také mnohdy rozcházejí. Někteří z nich účinky potvrzují, jiní zase naopak vyvracejí. Žádná ze studií se ovšem přímo nezabývá termomechanickými vlastnosti kinesiotaipu, výrobci tyto poznatky nezveřejňují. Proto je hlavním cílem práce zjistit vybrané termomechanické vlastnosti kinesiotaipu a vytvořit soubor vhodných deskriptorů, které umožní sledovat časové změny těchto vlastností v rámci klinického výzkumu. Na základě hlavního cíle byly stanoveny následující dílčí úkoly:

- 1) Shrnout aktuální poznatky o využití kinesiotaipu v klinické medicíně.
- 2) Analyzovat současné přístupy ke stanovení termomechanických vlastností textilií s medicínským využitím.
- 3) Zrealizovat vlastní experimentální šetření určené ke zjištění vybraných termomechanických vlastností kinesiotaipu.
- 4) Na základě zjištěných poznatků a výsledků vlastních šetření nalézt soubor vhodných kvantitativních deskriptorů termomechanických vlastností kinesiotaipu, který umožní posoudit jeho termofyziologický komfort.

V souvislosti s hlavním cílem byly stanoveny následující výzkumné otázky a související hypotézy.

V<sub>1</sub>: Jaké jsou viskoelastické vlastnosti kinesiotaipu?

V<sub>2</sub>: Jaký je tepelný a výparný odpor kinesiotaipu?

V<sub>3</sub>: Jaký je termofyziologický komfort kinesiotaipu?

H<sub>1</sub>: Předpokládáme, že kinesiotope bude při deformacích odpovídajících jeho klinickému využití vykazovat čistě elastické chování.

H<sub>2</sub>: Předpokládáme, že tepelný a výparný odpor kinesiopapou umožní v rámci jeho aplikace plynulý transport tepla i vlhkosti z tělesného povrchu člověka.

## 6 Metodika výzkumu

### 6.1 Charakteristika souboru

V rámci experimentální šetření byly prozkoumány 3 různé běžně dostupné vzorky kinesiopapou dvou zahraničních výrobců. Pro snadné rozlišení byla u každého vzorku zvolena jiná barva pásky. Vzorek 3 byl vybrán kvůli přidané účinné látce, aby mohl být díky svému speciálnímu složení porovnán s klasickým kinesiopapem stejného i odlišného výrobce. Dalším hlediskem výběru vzorků byla cena, která se u VZORKU 2 a VZORKU 3 celkem výrazně lišila.

#### VZOREK 1

Název: TEMTEX kinesiologie tape Classic 5 cm x 5 m

Výrobce: Towatek Korea Co., Ltd.

Materiál: 100% bavlna

Barva: fialová

Orientační cena: 273 Kč

Vlastnosti: roztažitelnost 150-160%

prodyšnost

voděodolnost

aplikace 24 hodin denně, maximálně 5 dní

Výrobce uvádí, že všechny barvy mají identické vlastnosti. [26]

## **VZOREK 2**

Název: TapeYou kinesio tejpovací páska 5 cm x 5 m

Výrobce: Čína

Materiál: 97% bavlna, 3% spandex

Barva: modrá

Orientační cena: 199 Kč

Vlastnosti: roztažitelnost až 160%

prodyšnost

voděodolnost

aplikace 24 hodin denně, maximálně 7 dní

aplikace nevyžaduje depilaci

Distributor udává různé účinky v závislosti na použité barvě tejpů. Tyto tejpů jsou dostupné ve 4 barvách – modrá, červená, černá a růžová. Výběr barvy souvisí s druhem poranění. Tmavší barvy jsou pro svaly, které je dobré mít v teple, protože pohlcují více světla. Což je vzhledem k tématu významu barev při volbě kinesiotapu velmi zajímavé. Více se o barvách tejpů lze dočíst v pododdílu 2.1 Materiál a vlastnosti. [27]

## **VZOREK 3**

Název: TEMTEX kinesiology tape Tourmaline 5 cm x 5 m

Výrobce: Towatek Korea Co., Ltd.

Materiál: 100% bavlna

Barva: bílá

Orientační cena: 293 Kč

Vlastnosti: roztažitelnost 150-160%

prodyšnost

voděodolnost

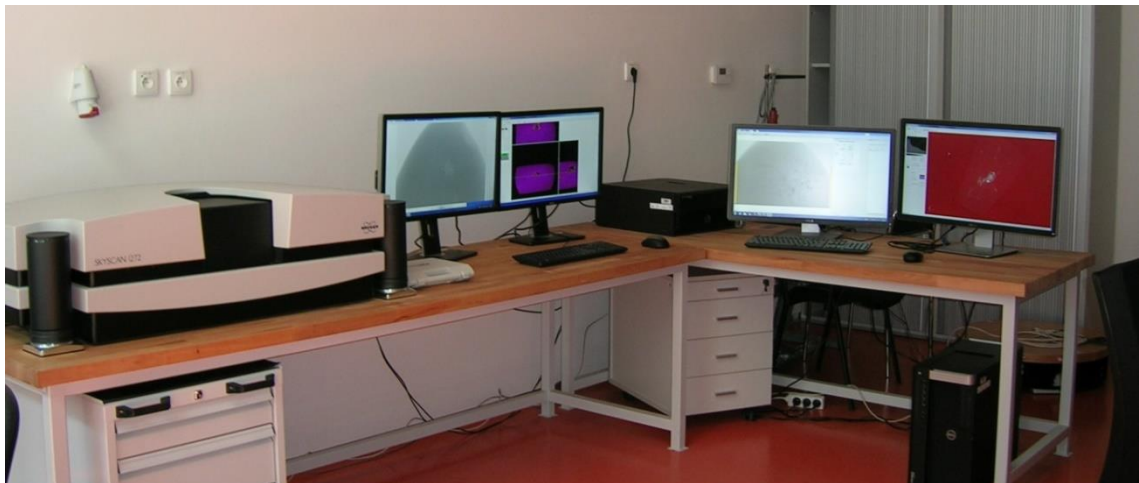
aplikace 24 hodin denně, maximálně 5 dní

TEMTEX kinesio tape Tourmaline obsahuje rozemletý turmalínový polodrahokam v podobě prášku, obsažený v lepidle, který redukuje bolest svalů, sterilizuje, čistí krev, zklidňuje nervovou soustavu a zvyšuje aktivitu buněk. Má také zvýšenou lepící sílu a přilnavost. Pásky s turmalínovým povrchem je podle Doležalové pro svou větší přilnavost vhodné použít pro vodní sporty. Kumbrink naopak nedoporučuje používání

pásek s přidanými účinnými látky, obsahovými látkami nebo neznámými minerály. U sportovců hrozí, že přidaná látka může způsobit pozitivní dopingový test a u těhotných není jisté, zda při dlouhodobém podávání léčiv nebude ovlivněn vývoj plodu. [6] [7] [26]

## 6.2 Charakteristika metod

K určení vnitřní struktury a uspořádání kinesiotapu bylo využito počítačového mikrotomografického přístroje SkyScan 1272 pro nedestruktivní 2D a 3D rentgenografii kompozit a textilních struktur (obrázek 3).



**Obrázek 3:** SkyScan 1272 s příslušenstvím [28]

SkyScan 1272 je používán k analýze délky, velikosti, tvaru a orientace objektu. Maximální velikost testovaného materiálu je 76 mm v průměru a 70 mm na délku. Přístroj objekt naskenuje ve formě 2D obrazů, které za pomoci specializovaného rekonstrukčního software programu převede na objekt 3D. Skenování umožňuje během komprese, napětí, chlazení nebo ohřevu materiálu. Tento počítačový tomograf je vybaven uzavřenou, vzduchem chlazenou rentgenkou s nastavitelným urychlovacím napětím v rozsahu 20-100 kV, nastavitelným proudem 0-250  $\mu$ A a výkonem o hodnotě 10 wattů. Dále je osazen 16MPx detekční CCD kamerou s maximálním rozlišením neboli tzv. rozpoznatelností detailů 0,35  $\mu$ m. K jednoduchému vycentrování vzorku slouží motorizovaný monitorovaný stolek s pěti různými držáky



vzorku, kterým lze pomocí mikroposuvu pohybovat ve všech třech osách. Součástí jsou také 2 kontrolní počítače s LCD monitory. [28]

Skenování probíhalo na Ústavu pro nanomateriály, pokročilé technologie a inovace TUL. Každý vzorek byl při přednastavených skenovacích parametrech uvedených v tabulce 3 vždy skenován dvakrát – v klidu a v tahu, celkem tedy proběhlo 6 skenování. Nejprve byl vzorek do držáku ukotven v klidovém stavu včetně podkladového papíru a poté byl při druhém skenování ukotven nalepený na plastovém podkladu v nataženém stavu. Na obrázcích 6 a 7, umístěných v následujícím oddílu, jsou oba tyto podklady dobře viditelné a snadno rozlišitelné od vlastního kinesiotapu.

**Tabulka 3:** Parametry skenování.

rozlišení	1 $\mu\text{m}$
napětí rentgenky	40 kV
proud rentgenky	200 $\mu\text{A}$
expozice	1720 ms
rotační krok	0,1
doba skenování	2 hod. 50 minut

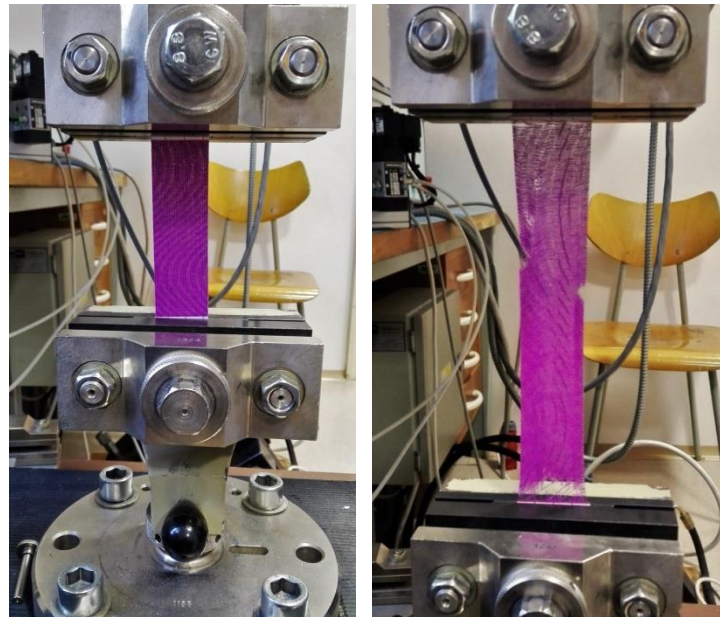
Získané 2D snímky s příponou TIFF byly převedeny na 3D snímky s 8bit příponou BMP pomocí rekonstrukčního software NRecon. V tomto softwaru byly rovněž odstraněny různé šумы a kroužkové artefakty vzniklé během skenování. K vizualizaci struktury kinesiotapu a finální úpravě snímků byl použit specializovaný software CTVox přímo pracující s rekonstruovanými průřezy. Měření tloušťky bylo provedeno v analyzačním programu CT-Analyser (CTAn), který nám umožnil 2D analýzu jednotlivých řezů zkoumaného vzorku. Tento program slouží k měření kvantitativních parametrů a konstruování modelů 3D. Vše bylo analyzováno pomocí binárního obrazu. Tloušťka všech vzorků byla měřena v klidovém pokaždé ve třech různě vybraných řezech na čtyřech místech. Výsledkem tedy bylo 12 hodnot z jednoho skenování. Hodnota tloušťky se rovnala vzdálenosti mezi dvěma ručně myší označenými body, takže toto měření bylo poměrně špatně realizovatelné, neboť rozeznat zcela přesně lepidlo od podkladu nebylo snadné. Proto byla pro měření

tahových vlastností kinesiopapru tloušťka změřena ještě pomocí tloušťkoměru Uni thickness meter.

Tahové vlastnosti - pevnost a tažnost byly měřeny na Katedře materiálového inženýrství fakulty textilní TUL pomocí univerzálního trhacího stroje TIRAtest 2300 dle platné ČSN EN ISO normy 13934-1 stanovující podmínky pro zjišťování tahových vlastností plošných textilií. Podle výsledků předchozí pilotní studie (viz oddíl 7) byla zvolena statická tahová zkouška, tzv. strip test, při kterém byla celá šířka zkušební vzorku upnutá v čelistech trhacího stroje. TIRAtest 2300 vyrobený firmou TIRA Germany umožňuje zkoušky jednoosého namáhání v tahu a tlaku při maximálním zatížení 100 kN. Přístroj řídí počítačový program, který také zároveň statisticky zpracovává naměřená data. Výměnou měřících hlav je možné měnit rozsah přístroje. Zkoušky lze provádět nejen při pokojové teplotě, ale i při teplotách extrémních. Vzhledem k velkému počtu snímačů změny délky, siloměrných převodníků a upínacích přípravků mohou být proměřovány různé materiály (ocel, plasty, sklo, textilie, elastomery). Kromě toho přístroj obsahuje ještě číslicový regulátor rychlosti pohybu příčnicku, měřicí kanál polohy příčnicku s přesností 1  $\mu\text{m}$  a softwarový modul LabNET.TahTlak určený k řízení trhacího stroje a následnému vyhodnocení naměřených dat dle normy. [29] [30]

Z každého vzorku byla připravena sada pěti pruhů, jejichž výchozí celková délka byla 20 cm a šířka 5 cm. Tato výchozí celková délka pruhu byla zvolena z důvodu pěticentimetrové rezervy materiálu na každé straně, čímž se získal dostatečný prostor pro upnutí vzorku do čelistí trhacího stroje. Na obou koncích vzorku byl ponechán podkladový papír o délce 5 cm pro bezproblémové upnutí do čelistí, výsledná upínací délka proto tedy činila 10 cm. Ze VZORKU 1 byly připraveny další sady o šířce 4 cm, 3 cm, 2,5 cm a 2 cm, vždy po pěti pruzích, což následně sloužilo k porovnání výsledků tahových vlastností z hlediska závislosti na šířce kinesiopapru. Vzorky byly upnuty mezi čelisti, poté se spustil softwarový modul LabNET.TahTlak pro zaznamenání maximální síly a tažnosti při maximální síle. V něm byla nastavena upínací délka 100 mm, rychlost posuvu čelistí 100 mm/min a dále byly zadány parametry vzorku (tloušťka, šířka). Hodnota tloušťky vzorků byla zjištěna z předem provedeného měření tloušťky pomocí tloušťkoměru Uni thickness meter podle normy na zjišťování tloušťky textilií a textilních výrobků ČSN EN ISO 5084. Poté bylo zahájeno měření a každý zkušební

vzorek se napínal až do přetrhu. Výsledkem měření bylo získání souboru dat a grafů tahové křivky. [31]



**Obrázek 4:** Upnutí a výsledná deformace vzorku.

**Legenda:** Vlevo je vyfoceno upnutí vzorku mezi horní a dolní čelist, vpravo stav vzorku při ukončení měření.

Aby bylo možné posoudit termofyziologický komfort kinesiotapu muselo být provedeno měření tepelného a výparného odporu. Toto měření probíhalo pomocí přístroje SGHP – 8.2 („skin guarded hot plate“) podle platné normy ČSN EN ISO 11092 stanovující metody pro měření tepelného a výparného odporu za ustálených podmínek. Přístroj slouží k měření tepelné odolnosti a odolnosti vůči vodním parám. Pracuje na principu Skin modelu, který simuluje potíci se lidskou pokožku. Je umístěný v klimatizované komoře Vötsch VC 0060 v laboratoři fyziologického komfortu na katedře oděvnictví fakulty textilní TUL. Mezi vyhřívanou zvlhčenou porézní deskou dochází k přenosu tepla a hmoty stejně jako mezi lidskou pokožkou a okolím.

Měřicí jednotka s řízením teploty a přívodu vody je tvořena porézní kovovou deskou upevněnou k vytápěnému bloku, složeného ze třech samostatně vyhřívaných zón. V tomto bloku jsou vytvořeny kanálky, které umožňují přívod destilované vody z nádržky k porézní desce pomocí dávkovacího zařízení. Aby byla zachována konstantní rychlost vypařování, je dávkovací zařízení aktivováno spínačem hladiny, jenž je mechanicky spojen s měřicí jednotkou. Dále je přístroj složený z tepelného

chrániče s řízením teploty, vzduchového ventilátoru a třech senzorů pro měření teploty, relativní vlhkosti a rychlosti vzduchu. Měřicí jednotka a tepelný chránič jsou umístěny ve zkušební klimatizované komoře řídící okolní teplotu a vlhkost. Měřicí rozsah přístroje pro tepelný odpor  $R_{ct}$  je 0,002 až 2,0 m<sup>2</sup>.K/W a pro výparný odpor  $R_{et}$  je v rozmezí 5 až 1000 m<sup>2</sup>.Pa/W. Přesnost přístroje je ± 3 % relativní vlhkosti, ± 2 % rychlost proudění vzduchu a ± 0,1°C pro měření teploty. Součástí je také programové vybavení ThermDAC software – jednoduchý systém pro řízení a záznam dat poskytující kontrolu zařízení, zjišťování závad a okamžité zaznamenání naměřených hodnot. Pomocí tohoto programu mohou být prováděny konfigurace systému, kalibrace nebo diagnostické funkce. [32]

Před samotným měřením se nejprve musí stanovit konstanty přístroje  $R_{ct0}$  a  $R_{et0}$ , neboť jsou součástí hodnot tepelného a výparného odporu stanovených přístrojem. Tyto hodnoty se stanoví stejnou metodou, jako následné měření tepelného a výparného odporu vzorku, akorát s tím rozdílem, že elektricky vyhřívaná deska je holá, bez vzorku. To, zda je přístroj správně kalibrován je možné ověřit pomocí referenčního materiálu. Vzorek při měření musí plně zakrývat povrch měřicí jednotky a tepelného chrániče, proto musel být zvolen podkladový materiál, na který se kinesiotape nalepil těsně vedle sebe po celé ploše. Jako podkladový materiál byla vybrána umělá tkanina určená ke zpevnování omítek – tzv. perlínka. Tento podkladový materiál, byl nejdříve proměřen samostatně, čímž byla získána hodnota jeho tepelného a výparného odporu, která se vždy odečetla od naměřených hodnot jednotlivých vzorků. Tímto způsobem byly po měření připravených vzorků dle postupu níže zjištěny výsledné hodnoty  $R_{ct}$  a  $R_{et}$  samotného kinesiotapu bez podkladového materiálu. Obrázek 5 ukazuje polepený podkladový materiál, vlevo z lícové a vpravo u rubové strany. Na lícové straně je vidět způsob polepení, na rubové straně je dobře viditelná struktura podkladového materiálu.



**Obrázek 5:** VZOREK 2 připravený k měření tepelného a výparného odporu.

**Legenda:** Vlevo lícová strana, vpravo rubová strana včetně podkladového materiálu.

Připravený vzorek (viz obrázek 5) byl umístěn na elektricky vyhřívanou desku tak, aby napříč a rovnoměrně s jeho povrchem mohl proudit klimatizovaný vzduch. Za normou ustálených předepsaných podmínek – teploty měřicí jednotky  $T_m = 35^\circ\text{C}$ , teplotě vzduchu  $T_a = 20^\circ\text{C}$  s relativní vlhkostí 65 % a rychlostí vzduchu 1 m/s se pro stanovení tepelného odporu změřil tepelný tok. Hodnota tepelného odporu  $R_{ct}$  byla vypočítána podle vzorce (6) viz oddíl 4 Komfort textilií. Při měření výparného odporu byla elektricky vyhřívaná porézní deska zakryta vodním parám propustnou (vodou nepropustnou) celofánovou membránou simulující suché pocení a na tuto membránu byl vložen měřený vzorek. Následně byly stanoveny izotermické podmínky – teplota měřicí jednotky  $T_m$  a teplota vzduchu  $T_a$  rovna  $35^\circ\text{C}$  s relativní vlhkostí 40 % a konstantní rychlosti vzduchu 1 m/s, které podle normy zabrání kondenzaci vodních par uvnitř zkušebního vzorku. Poté byla k vyhřívané desce přivedena voda, která následně ve formě páry procházela membránou. Pára unikající skrz kinesiotape ochlazovala vyhřívanou desku, proto bylo nutné zvýšit příkon, aby byla zachována konstantní teplota desky. Výparný odpor byl stanoven podle vzorce (7), zmíněného též v oddílu 4. Měření probíhalo z důvodu časové vytíženosti laboratoře pro každý vzorek pouze dvakrát, nicméně i přesto byly získány vypovídající hodnoty  $R_{ct}$  a  $R_{et}$ . Z těchto hodnot byl podle vzorce (8) vypočítán bezrozměrný index propustnosti vodních par  $i_{mt}$ , při  $S$  rovno hodnotě 60 Pa/K, kterou stanovuje norma. Výsledky shrnuje tabulka 12. [24]

### 6.3 Metoda statistického zpracování dat

Vzhledem k tomu, že jsou všechny vzorky strojově vyráběný materiál se stejnou výrobní technologií, lze předpokládat jejich normální rozdělení. Proto bylo ke zpracování výsledků využito standardních metod popisné statistiky s použitím tabulkového procesoru Microsoft Excel.

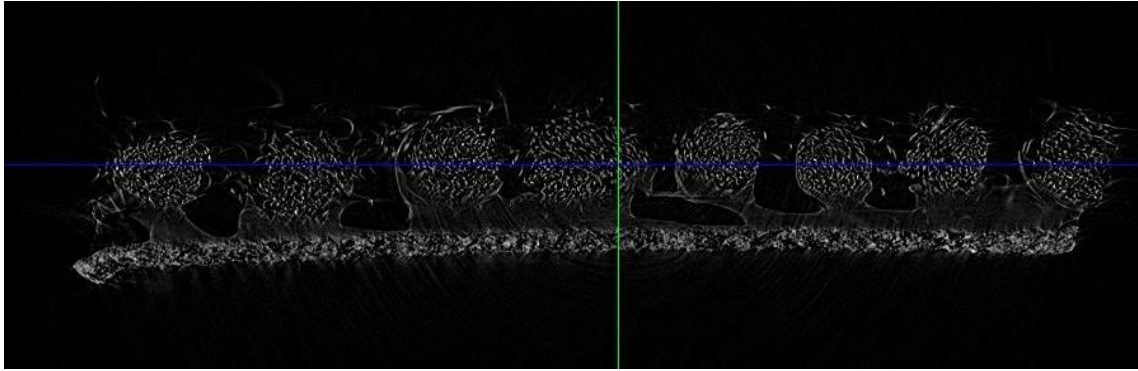
Zpracování mechanických veličin proběhlo v softwarovém modulu LabNET.TahTlak náležícímu k trhacímu stroji. Tento softwarový modul nám umožnil vyhodnotit následující mechanické veličiny:  $F_{ml}$  – sílu na mezi linearity,  $\Delta l_{ml}$  – absolutní prodloužení vzorku na mezi linearity,  $W_{ml}$  – práci na mezi linearity,  $k$  – tuhost,  $E$  – inženýrský Youngův modul pružnosti,  $E^*$  – skutečný Youngův modul pružnosti,  $R_{ml}$  – smluvní napětí na mezi linearity a také  $\varepsilon_{ml}$  – relativní prodloužení vzorku na mezi linearity. Z jednotlivých tahových zkoušek a měření tloušťky byly pomocí statistických nástrojů pro analýzu dat v Microsoft Excel spočítány aritmetické průměry a relativní nejistoty  $\delta$ . Všechny výpočty probíhaly na hladině významnosti  $\alpha = 0,317$ , odpovídající standardní hladině spolehlivosti používané v oboru fyziky -  $P = 68,3$  %. Hodnota relativní nejistoty měření tepelného a výparného odporu  $\delta = 10$  % byla stanovena jako odhad maximální nejistoty daný z parametrů přístroje SGHP - 8.2, který je kalibrován podle normy ČSN EN ISO 11092. [24] [33]

## 7 Analýza výzkumných dat

### 7.1 Struktura kinesiotapu

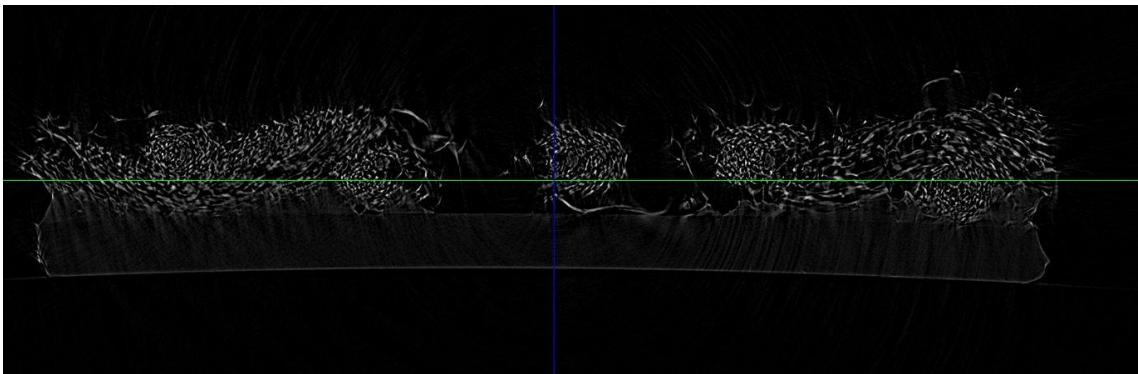
Ze snímků pořízených pomocí přístroje SkyScan 1272 je dobře viditelná detailní struktura všech vzorků kinesiotapu. Na 2D snímcích transverzálních řezů nasnímaného vzorku kinesiotapu je možné pozorovat, jak se mění poloha vláken a rozlišitelnost lepidla od textilní části v klidovém stavu a při natažení. Dále je možné vidět oba použité podkladové materiály – podkladový papír při skenování v klidovém stavu a plastový podklad v případě skenování nataženého kinesiotapu viz obrázek 6 a 7. Obrázek 8 znázorňuje 2D snímek transverzálního řezu VZORKU 3 v klidovém stavu s turmalínovými částčkami, které jsou v porovnání s textilní částí velmi výrazně nasnímany z důvodu absorpce většího množství rentgenového záření.





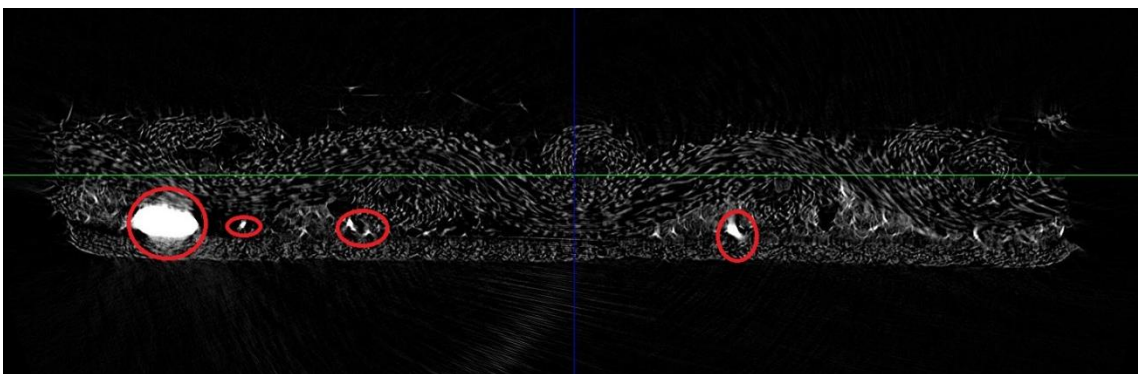
**Obrázek 6:** VZOREK 2 - 2D snímek řez.

**Legenda:** Struktura vláken kinesiotapu včetně lepidla a podkladového papíru v nenataženém stavu.



**Obrázek 7:** VZOREK 2 tah - 2D snímek řez.

**Legenda:** Struktura vláken kinesiotapu, který byl nalepen v nataženém stavu na plastový podklad. Ve srovnání s obrázkem 5 je lepidlo špatně rozlišitelné od textilní části, neboť je roztažené po celé ploše kinesiotapu.



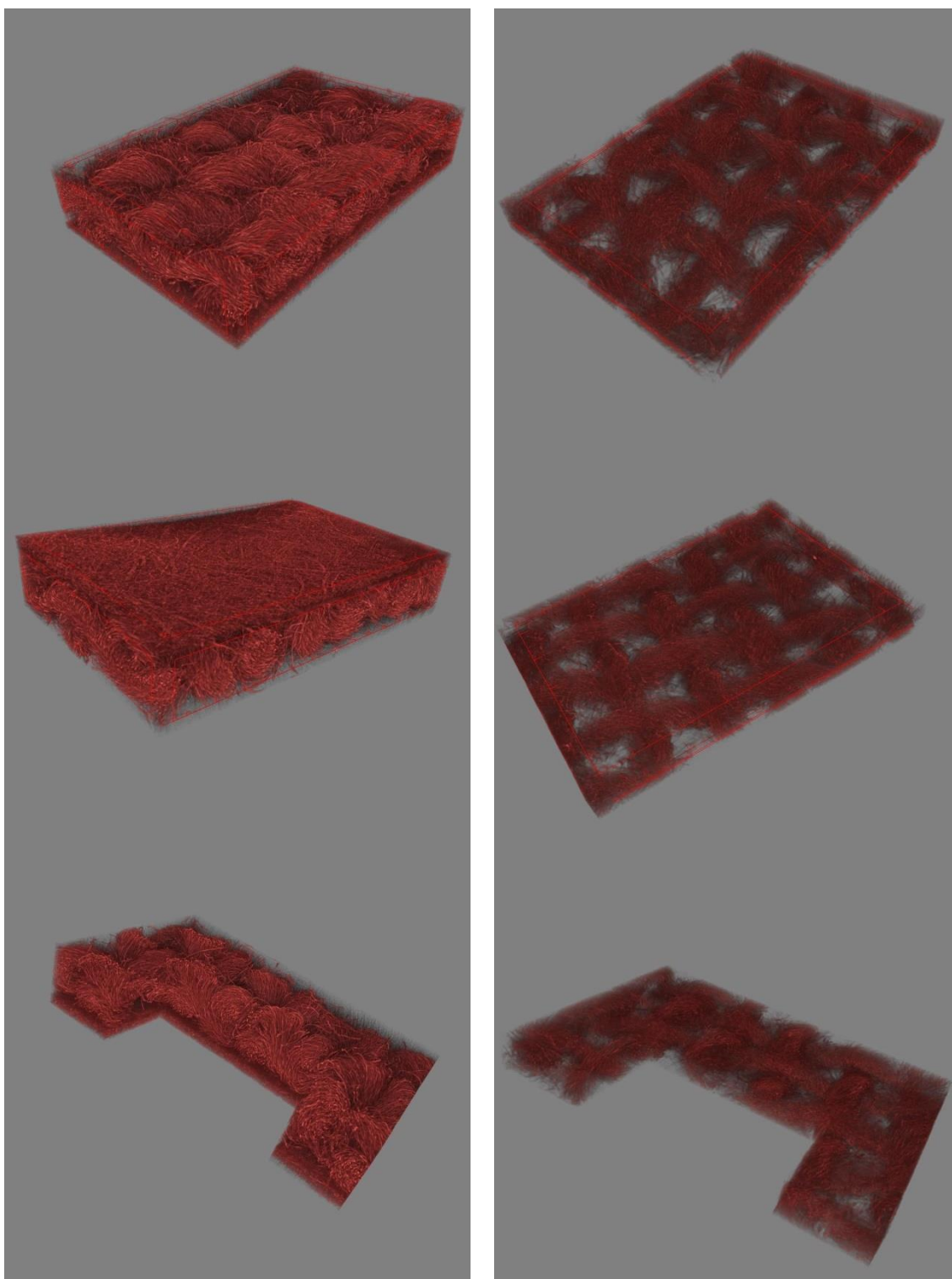
**Obrázek 8:** VZOREK 3 - 2D snímek řez s turmalínovými částčkami v nenataženém stavu.

**Legenda:** Vzhledem k tomu, že má turmalín jiné chemické složení a pohlcuje rentgenové záření podstatně více než textilní vlákno kinesiotapu, jsou částčky turmalínu nasnímány výrazněji (označeno červeně).

V předchozím oddílu byl popsán postup zpracování dat získaných skenováním. Poslední fází byla úprava snímků v softwaru CTVOX. Výsledek je možné vidět na následujícím obrázku 9, který ukazuje strukturu VZORKU 1 – vlevo kinesiotape v klidu, vpravo je struktura stejného vzorku v nataženém stavu. Na snímcích v klidovém stavu byl ponechán podkladový papír, na snímcích kinesiotapu v tahu byl plastový podklad oříznut. Aby byla struktura na výsledných obrázcích dobře viditelná, byla zvolena šedá barva pozadí a kontrastní červená barva 3D snímku vzorku. Na obrázku jsou snímky řazeny následujícím pořadí - nejprve líc kinesiotapu, poté rubová strana a jako poslední je řazen obdélníkový výřez lícové strany. Výsledné obrázky struktury zbylých dvou vzorků jsou umístěny v příloze.

Ze snímků je patrné, že se jedná o plošnou textilií, konkrétně tkaninu, která je tvořena ze dvou kolmých a vzájemně provázaných soustav nití – osnovy a útku. Osnovní nitě jsou s krajem tkaniny po celé její délce ve svislém směru rovnoběžné, útek se kolmo provazuje na osnovu. Útek se v každém řádku tkaniny váže se všemi osnovními nitěmi střídavě pod a nad osnovními nitěmi, čímž vznikají jednotlivé vazné body. Rozlišit lze vazný bod osnovní v místě, kde je osnova nad útkem a vazný bod útkový v případě, že je útek nad osnovou. Toto je typické pro nejjednodušší a nejpoužívanější tkalcovskou vazbu, vazbu plátnovou, která je oboustranná a vytváří nejhustší provázání tkaniny. Ze snímků v nataženém stavu je viditelné, že při natažení kinesiotapu je hustota provázání tkaniny menší a mezi jednotlivými osnovními a útkovými nitěmi vznikl prázdný prostor.



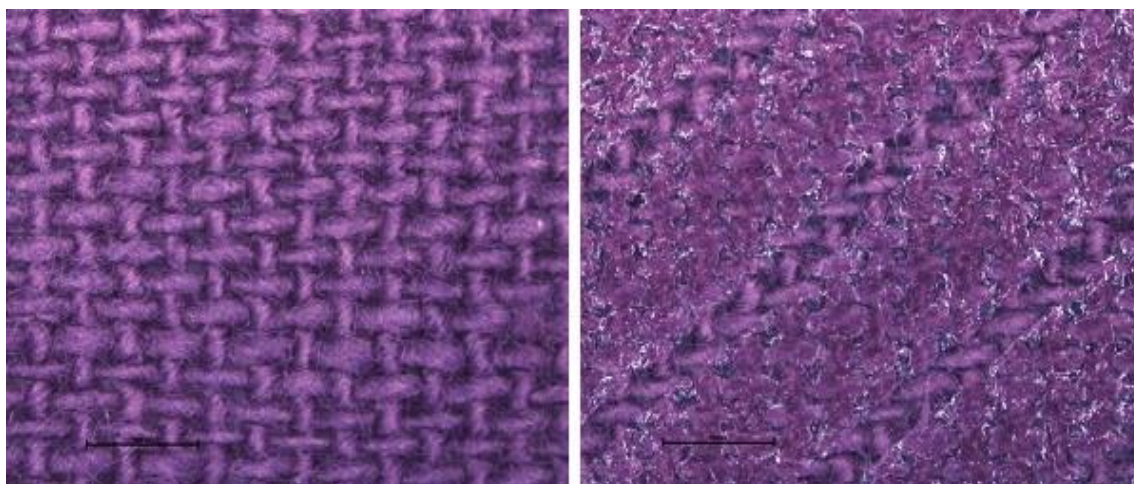


**Obrázek 9:** VZOREK 1 – SkyScan 1272.

**Legenda:** Vlevo v klidu, vpravo tah. Pořadí ze shora: lícová strana, rubová strana, výřez. Na snímcích klidového stavu byl ponechán podkladový papír, ze snímků kinesiotapu v tahu byl podkladový materiál oříznut.

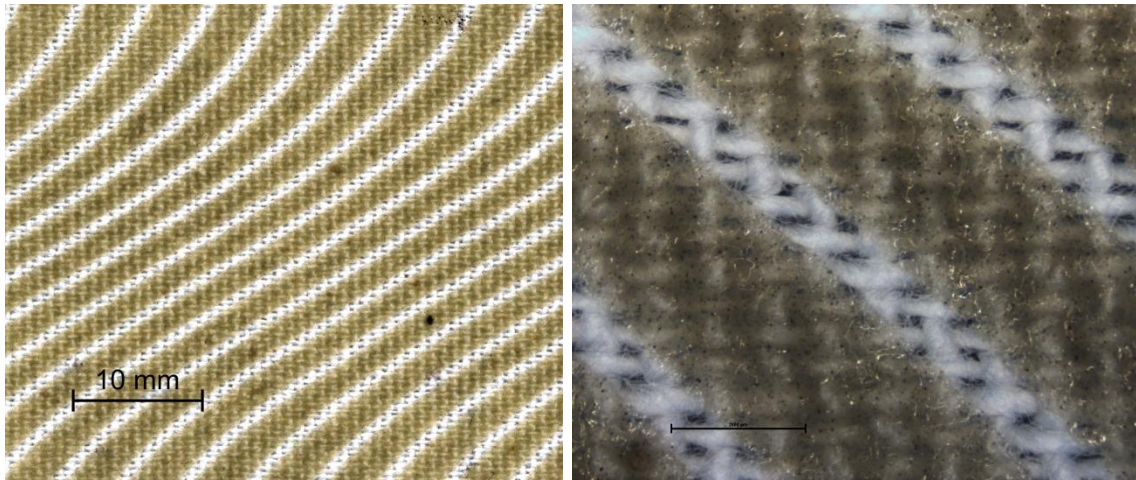
K zobrazení struktury byly ještě jednotlivé vzorky nasnímány jinými dostupnými metodami. Nejprve byla struktura vzorků zobrazena pomocí běžného kancelářského scanneru HP ScanJet 5590, čímž byly získány snímky bez jakéhokoli přiblížení. Aby bylo možné porovnat různé typy zobrazení struktury vzorků v řádu mikrometrů, byly vzorky nasnímány pomocí videomakroskopu Navitar. Na snímku pořízeným scannerem lze pozorovat metodu nanesení lepidla ve speciálním zvlněném vzoru připomínajícím otisk prstu přesně tak, jak je uvedeno v druhém oddílu teoretické části – Kinesiotaping a kinesiotape viz obrázek 11.

Zajímavé bylo ještě porovnání makroskopických snímků VZORKU 1 a VZORKU 3. Z obrázku 11 vpravo je patrné, že lepidlo VZORKU 3 na rozdíl od lepidla VZORKU 1 na obrázku 10 skutečně obsahuje ještě přidanou látku, rozemletý turmalínový prášek. Z toho lze usuzovat, že lepidlo bude mít jiné chemické složení i vlastnosti, neboť výrobce uvádí, že VZOREK 3 s turmalínovými částicemi má zvýšenou lepící sílu a přilnavost. Tato problematika však není předmětem této bakalářské práce a proto nebyla dál blíže zkoumána.



**Obrázek 10:** VZOREK 1 snímky z videomakroskopu.

**Legenda:** Vlevo lícová strana s detailní strukturou, vpravo rubová strana s naneseným lepidlem. Zobrazené měřítko odpovídá 2000  $\mu\text{m}$ .



**Obrázek 11:** VZOREK 3 - lepidlo.

**Legenda:** Vlevo scannerem získaný snímek rubové strany včetně lepidla, které svým vzorem připomíná otisk prstu. Vpravo detailní snímek rubové části pořízený videomakroskopem. Vlevo odpovídá zobrazené měřítko 10 mm, vpravo měřítko 2000  $\mu\text{m}$ .

Hodnoty tloušťky vzorků v klidovém a v nataženém stavu změřené v analyzačním programu CT-Analyser byly zpracovány v Microsoft Excel dle postupu uvedeného v pododdílu 6.3. Výsledky shrnuje následující tabulka 4.

**Tabulka 4:** Výsledky měření tloušťky - SkyScan 1272.

Vzorek	Počet měření	$h$ [mm]	$\delta$ [%]
VZOREK 1	12	0,67	1,1
VZOREK 2	12	0,50	1,6
VZOREK 3	12	0,59	1,2

**Legenda:**  $h$  – tloušťka,  $\delta$  – relativní nejistota měření

Druhou metodou měření tloušťky bylo měření pomocí tloušťkoměru. Vzhledem k malým odchylkám jednotlivých naměřených hodnot proběhlo celkem 8 měření tloušťky každého vzorku v klidovém stavu. Získané hodnoty byly zpracovány stejně jako hodnoty tloušťky změřené v analyzačním programu CT-Analyser. Výsledky je možné vidět v tabulce 5.

**Tabulka 5:** Výsledky měření tloušťky – tloušťkoměr.

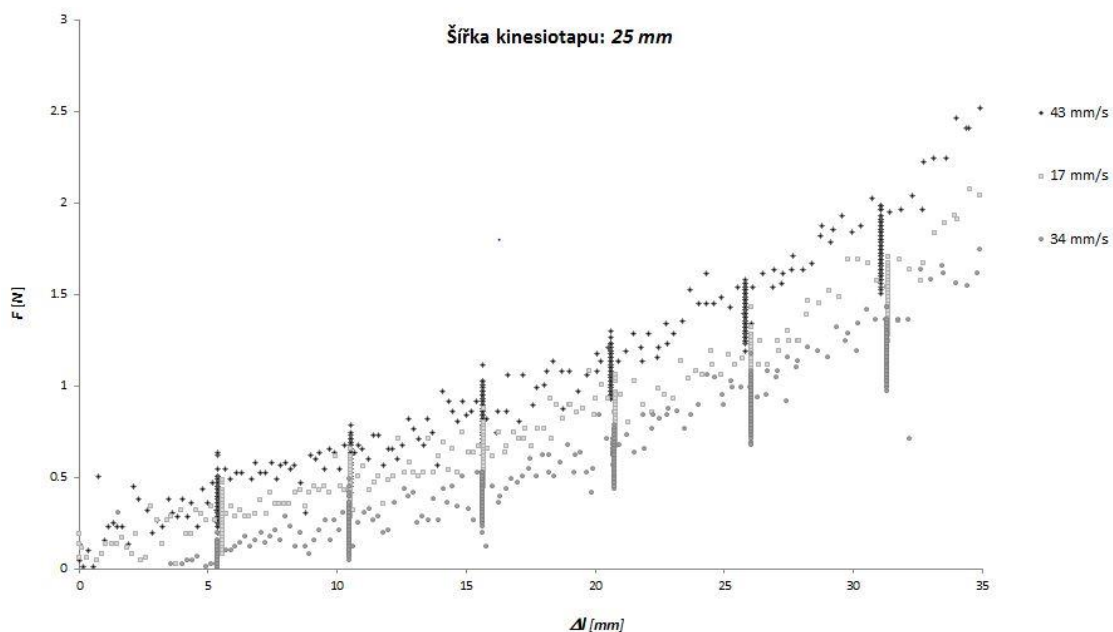
Vzorek	Počet měření	$h$ [mm]	$\delta$ [%]
VZOREK 1	8	0,57	0,4
VZOREK 2	8	0,50	0,4
VZOREK 3	8	0,50	0,8

**Legenda:**  $h$  – tloušťka,  $\delta$  – relativní nejistota měření

To, že se výsledky z CT-Analyseru liší od měření pomocí tloušťkoměru, lze přisoudit hlavně metodě měření tloušťky v jednotlivých řezech, kdy byla manuálně měřena tloušťka pouze na čtyřech místech ve třech náhodně zvolených řezech velmi malého vzorku. Na rozdíl od měření pomocí tloušťkoměru Uni thickness meter, kde byla digitálně měřena tloušťka celé plochy jako kolmá vzdálenost mezi základní deskou, na níž byl vzorek o ploše 1000 mm<sup>2</sup> umístěn, a paralelním přitlačným kotoučem s nastaveným přitlakem 1kPA. S ohledem na větší přesnost a objektivitu výsledků bylo pro měření tahových vlastností na trhacím stroji využito výsledků získaných pomocí tloušťkoměru.

## 7.2 Mechanické vlastnosti kinesiotapu

Ve spolupráci s Katedrou anatomie a biomechaniky FTVS Univerzity Karlovy v Praze bylo v laboratoři pro biomechaniku extrémních zátěží zrealizováno pilotní měření tahových vlastností kinesiotapu při dynamickém nahání na trhacím stroji. Měření bylo prováděno u 25 mm širokého kinesiotapu o upínací délce 95 mm, při třech rychlostech deformace 43 mm/s, 34 mm/s a 17 mm/s. Ukázalo se, že se odhady mezi linearitou při všech testovaných rychlostech deformace pohybují v rozmezí absolutního prodloužení  $\Delta l$  rovného mezi 30 – 35 mm. Výslednou lineární část zátěžové křivky v závislosti na rychlosti deformace zobrazuje graf 1, na kterém je možné vidět prudký pokles zatěžující síly vždy, když se při testování v daném časovém intervalu na vzorek přestalo působit silou.



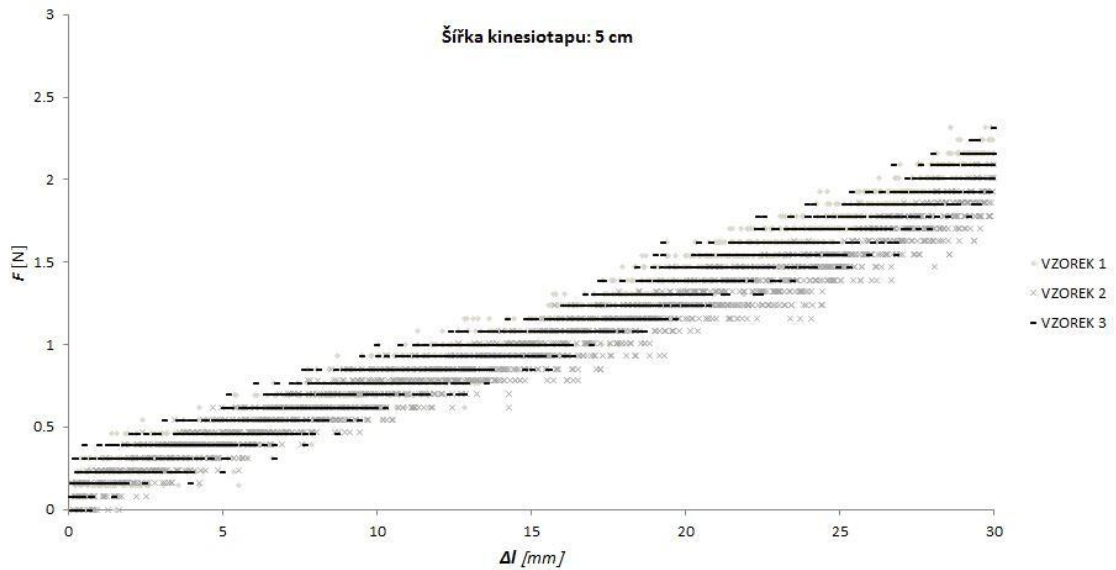
**Graf 1:** Pracovní diagram ( $F = F(\Delta l)$ ).

**Legenda:** Závislost lineárního tvaru zátěžové křivky na rychlosti deformace do meze linearitity při dynamickém namáhání.  $F$  – síla působící na vzorek,  $\Delta l$  – absolutní prodloužení vzorku.

Z pilotního měření bylo zjištěno, že viskózní složku deformace lze dále zanedbat, neboť v rámci deformací odpovídajících terapeutickému využití vykazuje kinesiotape čistě elastické chování. Pro další experiment, týkající se zkoumání mechanických vlastností, bylo tedy možné kinesiotape nahradit reologickým modelem představujícím elastickou složku chování neboli Hookovskou látkou – pružinou s tuhostí  $k$ .

Vzhledem k výše uvedenému byla pro další výzkum probíhající na Katedře materiálového inženýrství fakulty textilní TUL, zvolena statická tahová zkouška – tzv. strip test. Lineární část tahové zkoušky pro všechny vzorky o základní šířce 5 cm znázorňuje graf 2, na kterém je zobrazený pracovní diagram. Protože byly průběhy tahové zkoušky všech vzorků velmi podobné, je v grafu 2 obtížnější od sebe jednotlivé vzorky rozpoznat, neboť se ve značném množství bodů průběhy překrývají. V porovnání s grafem 1 je závislost této tahové zkoušky bez jednotlivých skokových poklesů zatěžující síly, což je způsobeno tím, že byl každý vzorek standardně staticky zatěžován postupně rostoucí silou, která na vzorky působila po celou dobu měření. V našem případě se mez linearitity pro vzorky o tloušťce 5 cm pohybovala kolem hodnoty odpovídající absolutnímu prodloužení  $\Delta l = 30$  mm.

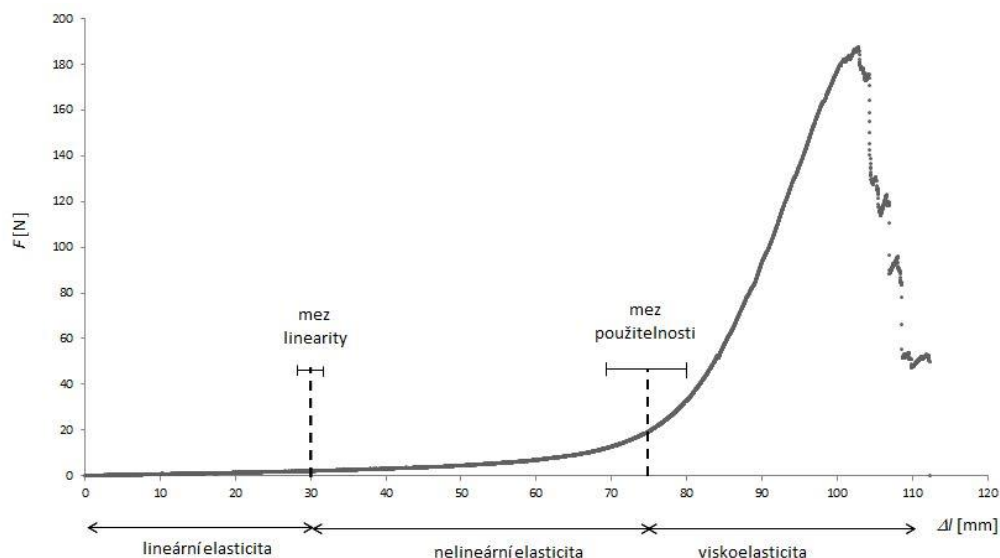




**Graf 2:** Pracovní diagram ( $F = F(\Delta l)$ ).

**Legenda:** Tvar tahové křivky do meze linearity pro jednotlivé vzorky o šířce 5 cm při statickém namáhání.  $F$  – síla působící na vzorek,  $\Delta l$  – absolutní prodloužení vzorku.

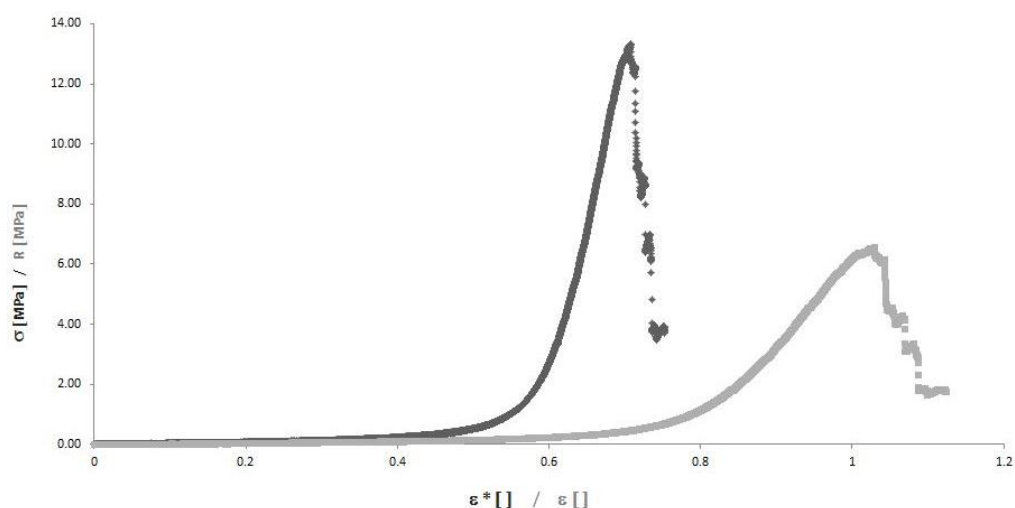
Následující graf 3 zobrazuje celý průběh tahové křivky do přetrhu pro VZOREK 1 o šířce 5 cm a upínací délce vzorku 10 cm. Graf je rozdělený na oblast lineární elasticity, jež odpovídá 30% absolutnímu prodloužení a oblast nelineární elasticity, která sahá až po mez použitelnosti. Z grafu je patrné, že se mez použitelnosti pohybuje mezi 70-80 % prodloužení. Z toho tedy vyplývá, že v rámci deformací odpovídajících terapeutickému využití kinesiopape vykazuje čistě elastické chování a platí zde Hookův zákon (1). Za mezí použitelnosti už se kinesiopape chová viskoelasticky, neboť se uplatňuje i jeho viskózní složka chování. V tomto případě ho již není možné nahradit jednoduchým reologickým modelem Hookovské látky a musí být nahrazen modelem složitějším, tím se však tato práce nezabývá. Dále lze pozorovat, že zhruba při 100% absolutnímu prodloužení tahová křivka výrazně klesá, neboť došlo k přetržení vláken kinesiopapu.



**Graf 3:** Průběh pracovního diagramu tahové zkoušky.

**Legenda:** Tahová křivka pro VZOREK 1 o upínací délce 10 cm a šířce 5 cm je rozdělena na 3 části: oblast lineární elasticity, nelineární elasticity a viskoelastického chování, při němž se uplatňuje viskózní složka chování. Dále je vyznačena mez linearity a oblast, do které spadá mez použitelnosti kinesiotaupu.

Porovnání skutečného a smluvního diagramu znázorňuje graf 4. V grafu je možné vidět, že skutečné napětí  $\sigma$  je větší než napětí smluvní  $R$ , neboť se plocha průřezu kinesiotaupu s rostoucí deformací zmenšuje. Největší  $\sigma$  je v místě natržení vzorku. Výpočtem podle vztahu (4) pro skutečná a smluvní napětí vznikla křivka skutečného diagramu.



**Graf 4:** Diagram tahové zkoušky kinesiotaupu.

**Legenda:** Tahová zkouška VZORKU 1 o šířce 5 cm. Skutečný diagram znázorněn černou křivkou, smluvní diagram znázorněn křivkou šedou.  $\sigma$  – skutečné napětí,  $R$  – smluvní napětí,  $\epsilon^*$  - relativní prodloužení při skutečném napětí,  $\epsilon$  - relativní prodloužení při napětí smluvním.

Z datového souboru získaného měřením pomocí přístroje TIRAtest 2300 bylo pro výpočty dalších mechanických veličin použito souboru hodnot síly  $F$ , která při tahovém namáhání působila na vzorek a souboru hodnot absolutního prodloužení vzorku  $\Delta l$  do meze linearity. K výpočtu tuhosti  $k$  byl využit vzorec (2) uvedený v oddílu zabývajícím se mechanickými vlastnostmi. Hodnota smluvního napětí  $R_{ml}$  byla stanovena podle vzorce (3) popsaného rovněž v oddílu 3. Materiálová charakteristika  $W_{ml}$ , vyjadřující množství práce na mezi linearity, byla spočítána z pracovního diagramu jako obsah plochy pod křivkou. Výsledky včetně jejich relativních nejistot, které byly vypočítány pomocí Microsoft Excel, jsou zaznamenány v následujících tabulkách. Pro lepší orientaci byly tabulky rozděleny na mechanické veličiny do meze linearity všech vzorků o šířce 5cm a VZORKU 1 o různých šířkách.

**Tabulka 6:** Mechanické veličiny –  $F_{ml}$ ,  $\Delta l_{ml}$ ,  $W_{ml}$  pro VZOREK 1, VZOREK 2 a VZOREK 3 o šířce 5cm.

Vzorek	$F_{ml}$ [N]	$\delta$ [%]	$\Delta l_{ml}$ [mm]	$\delta$ [%]	$W_{ml}$ [kJ/m <sup>3</sup> ]	$\delta$ [%]
VZOREK 1	1,8	2,5	30	2,0	9,7	4,5
VZOREK 2	1,6	3,4	31	3,7	9,8	7,1
VZOREK 3	1,8	1,6	30	1,3	10	2,6

**Legenda:**  $F_{ml}$  – síla působící na vzorek,  $\Delta l_{ml}$  – absolutní prodloužení vzorku,  $W_{ml}$  – množství práce na mezi linearity,  $\delta$  – relativní nejistota měření. Dolní index  $_{ml}$  u veličiny značí mez linearity.

**Tabulka 7:** Mechanické veličiny –  $k$ ,  $E$ ,  $E^*$  pro VZOREK 1, VZOREK 2 a VZOREK 3 o šířce 5cm.

Vzorek	$k$ [N/m]	$\delta$ [%]	$E$ [MPa]	$\delta$ [%]	$E^*$ [MPa]	$\delta$ [%]
VZOREK 1	61	0,9	0,22	0,9	0,31	0,9
VZOREK 2	51	0,8	0,20	0,8	0,30	0,8
VZOREK 3	59	1,2	0,24	1,2	0,34	1,1

**Legenda:**  $k$  – tuhost,  $E$  – inženýrský Youngův modul pružnosti,  $E^*$  – skutečný Youngův modul pružnosti,  $\delta$  – relativní nejistota měření



**Tabulka 8:** Mechanické veličiny –  $R_{ml}$ ,  $\varepsilon_{ml}$  pro VZOREK 1, VZOREK 2 a VZOREK 3 o šířce 5cm.

Vzorek	$R_{ml}$ [MPa]	$\delta$ [%]	$\varepsilon_{ml}$	$\delta$ [%]
VZOREK 1	0,064	2,5	0,30	2,0
VZOREK 2	0,070	3,4	0,31	3,7
VZOREK 3	0,070	1,6	0,30	1,3

**Legenda:**  $R_{ml}$  – smluvní napětí,  $\varepsilon_{ml}$  – relativní prodloužení vzorku,  $\delta$  – relativní nejistota měření. Dolní index  $_{ml}$  u veličiny značí mez linearity.

**Tabulka 9:** Mechanické veličiny –  $F_{ml}$ ,  $\Delta l_{ml}$ ,  $W_{ml}$  pro VZOREK 1 o různých šířkách.

Šířka	$F_{ml}$ [N]	$\delta$ [%]	$\Delta l_{ml}$ [mm]	$\delta$ [%]	$W_{ml}$ [kJ/m <sup>3</sup> ]	$\delta$ [%]
5 cm	1,8	2,5	30	2,0	9,7	4,5
4 cm	1,6	3,0	31	3,0	11	5,8
3 cm	1,1	1,8	30	1,3	10	2,7
2,5 cm	1,2	4,8	36	2,1	15	7,1
2 cm	0,93	4,9	37	4,1	15	8,3

**Legenda:**  $F_{ml}$  – síla působící na vzorek,  $\Delta l_{ml}$  – absolutní prodloužení vzorku,  $W_{ml}$  – množství práce na mez linearity,  $\delta$  – relativní nejistota měření. Dolní index  $_{ml}$  u veličiny značí mez linearity.

**Tabulka 10:** Mechanické veličiny –  $k$ ,  $E$ ,  $E^*$  pro VZOREK 1 o různých šířkách.

Šířka	$k$ [N/m]	$\delta$ [%]	$E$ [MPa]	$\delta$ [%]	$E^*$ [MPa]	$\delta$ [%]
5 cm	61	0,9	0,22	0,9	0,31	0,9
4 cm	51	1,6	0,22	1,6	0,32	1,8
3 cm	38	1,5	0,22	1,5	0,32	1,3
2,5 cm	33	2,7	0,23	2,7	0,32	3,2
2 cm	25	2,2	0,22	2,2	0,32	1,6

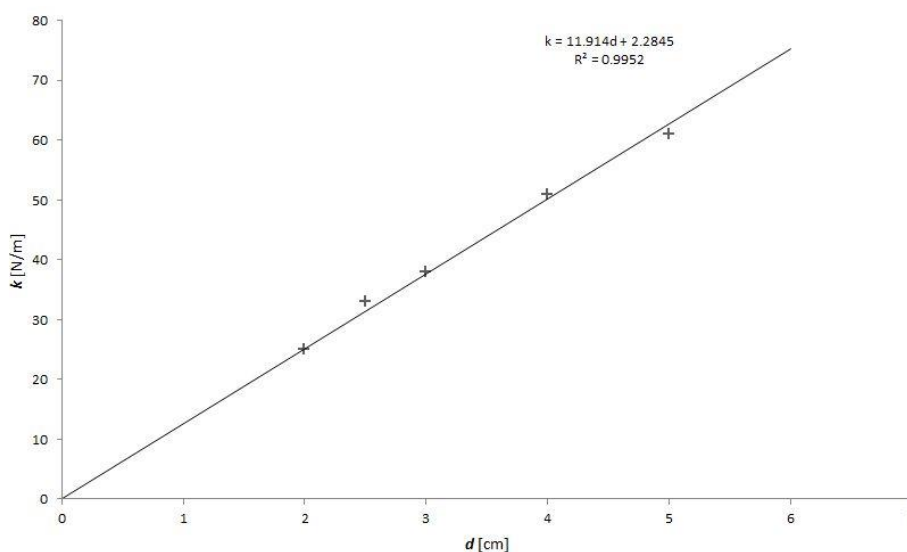
**Legenda:**  $k$  – tuhost,  $E$  – inženýrský Youngův modul pružnosti,  $E^*$  – skutečný Youngův modul pružnosti,  $\delta$  – relativní nejistota měření

**Tabulka 11:** Mechanické veličiny –  $R_{ml}$ ,  $\varepsilon_{ml}$  pro VZOREK 1 o různých šířkách.

Šířka	$R_{ml}$ [MPa]	$\delta$ [%]	$\varepsilon_{ml}$	$\delta$ [%]
5 cm	0,064	2,5	0,30	2,0
4 cm	0,069	3,0	0,31	3,0
3 cm	0,067	1,8	0,30	1,3
2,5 cm	0,082	4,8	0,36	2,1
2 cm	0,081	4,9	0,37	4,1

**Legenda:**  $R_{ml}$  – smluvní napětí,  $\varepsilon_{ml}$  – relativní prodloužení vzorku,  $\delta$  – relativní nejistota měření. Dolní index  $_{ml}$  u veličiny značí mez linearitu.

Tuhost kinesiotapu se zvětšující se šířkou lineárně roste, což je patrné z grafu 5, který tuto závislost zobrazuje. To, že je závislost lineární potvrzuje i tvar regresní přímky a její rovnice.



**Graf 5:** Tuhost kinesiotapu v závislosti na jeho šířce.

**Legenda:** Graf zobrazuje hodnoty tuhosti pro VZOREK 1 o různých šířkách (viz tabulka 10), kde  $k$  – tuhost kinesiotapu a  $d$  – šířka vzorku v centimetrech.

Korelační koeficient příslušné závislosti  $r = 0,997$  svědčí o velmi těsném vztahu tuhosti kinesiotapu a jeho šířky. Proto rovnici (9):

$$k = 11,9d + 2,3 \quad (9)$$

považujeme vzhledem k praktické aplikaci za jedno z nejdůležitějších zjištění.

### 7.3 Termofyziologické vlastnosti kinesiotapu

Následující tabulka 12 shrnuje hodnoty získané pomocí přístroje SGHP – 8.2 a následně zpracované v Microsoft Excel. Index propustnosti vodních par  $i_{mt}$  byl dopočítán podle vzorce (8). V tabulce lze vidět, že výsledky tepelného i výparného odporu jednotlivých vzorků se od sebe téměř neliší.

**Tabulka 12:** Hodnoty tepelného a výparného odporu.

Vzorek	$R_{ct}$ [ $m^2.K/W$ ]	$\delta$ [%]	$R_{et}$ [ $m^2.Pa/W$ ]	$\delta$ [%]	$i_{mt}$ [ ]
VZOREK 1	0,020	10	9,5	10	0,13
VZOREK 2	0,020	10	10	10	0,12
VZOREK 3	0,020	10	9,6	10	0,12

**Legenda:**  $R_{ct}$  – tepelný odpor,  $R_{et}$  – výparný odpor,  $i_{mt}$  – index propustnosti vodních par,  $\delta$  – relativní nejistota měření.

## 8 Diskuze

Z hlediska námi ověřovaných termomechanických vlastností lze vybrané kinesiotapy považovat za shodné i přesto, že se výsledky jednotlivých vzorků liší. Jeho aplikace se totiž při různých poruchách pohybového aparátu provádí v relativně velkém procentuálním rozpětí napětí (viz tabulka 2), čímž se tyto rozdíly mechanických vlastností zanedbají. Během celého experimentu nebyly pozorovány ani odlišnosti v rámci různého barevného provedení pásek. Dokonce lze konstatovat, že přidaná látka (konkrétně rozemletý turmalínový prášek) zkoumané termomechanické vlastnosti VZORKU 3 v porovnání s ostatními vzorky neovlivnila.

Z grafu 3, zobrazujícího tahovou křivku statického namáhání kinesiotapu vyplývá, že kinesiotape o šířce 5 cm je použitelný až do 75% prodloužení, přičemž pouze do 30 % je jeho chování čistě elastické. Za mezí použitelnosti už začíná v materiálu docházet k příliš velkým deformacím a porušení struktury. Výrobci udávaná roztažitelnost námi vybraných kinesiotapů je 150-160 %, což se zdá dle našich

získaných výsledků jako nereálná hodnota i přesto, že výrobci neudávají za jakých podmínek je takové natažení možné. Pro natažení za mez použitelnosti by fyzioterapeut musel vzhledem k tuhosti kinesiotapu vyvinout příliš velkou sílu, z čehož se lze domnívat, že takové natažení není reálně proveditelné. Dle grafu 5 a tabulky 10 je patrné, že při zmenšující se šířce pásky se tuhost kinesiotapu snižuje. Tuto závislost popisuje rovnice (9). Upravenou šířku na 3 cm lze doporučit jako hraniční, neboť při větším zúžení dochází k výraznému poklesu tuhosti. To si lze zdůvodnit tím, že velkým zúžením došlo pravděpodobně k porušení struktury vzorku a kinesiotape tak získal jiné vlastnosti.

Jak již bylo zmíněno v druhém oddílu teoretické části, kinesiotape by měl být podle K. Kase svými vlastnostmi velmi podobný lidské kůži. Po porovnání hodnot inženýrského Youngova modulu pružnosti  $E$  lidské kůže uváděného v dostupné studii a námi vypočítanými hodnotami z tabulky 7 pro všechny vzorky o šířce 5 cm a tabulky 10 pro různé šířky VZORKU 1, bylo zjištěno, že hodnoty skutečně přibližně odpovídají. Dle studie Xing Lianga a kol., který stanovil kožní biomechanické vlastnosti *in vivo* pomocí dynamické optické koherentní elastografie založené na šíření mechanické povrchové vlny, závisí  $E$  na míře hydratace kůže, kdy pro normální kůži byla zjištěna hodnota  $E = 0,101$  MPa a pro dehydratovanou kůži  $E = 0,3$  MPa. Námi spočítaný inženýrský Youngův modul pružnosti, pohybující se mezi 0,20-0,24 MPa, se nachází v rozmezí normální a dehydratované kůže. Tudiž je možné potvrdit, že vzorky kinesiotapů podrobené experimentu odpovídají z hlediska inženýrského Youngova modulu pružnosti hodnotám  $E$  pro lidskou kůži uváděných ve studii. [8] [34]

Z tabulky 12 shrnující výsledky výparného a tepelného odporu získaných měření pomocí přístroje SGHP – 8.2 je patrné, že se výsledky výparného odporu  $R_{et}$  u všech vzorků pohybují v rozmezí 9-10  $\text{m}^2\cdot\text{Pa}/\text{W}$ . To znamená, že všechny vzorky spadají dle následující tabulky 13, která znázorňuje stupnici hodnotící propustnost textilií pro vodní dle platných norem, mezi textilní materiály s dobrou propustností pro vodní páry. Naše výsledky je možné porovnat ještě například s bavlněným spodním prádlem, jehož uváděné hodnoty jsou následující:  $R_{et} = 5,1$   $\text{m}^2\cdot\text{Pa}/\text{W}$ ,  $R_{ct} = 0,03$   $\text{m}^2\cdot\text{K}/\text{W}$  a index propustnosti vodních par  $i_{mt} = 0,3$ . Porovnáním lze zjistit, že bavlněné spodní prádlo má lepší termofyziologický komfort než kinesiotape ze stejného materiálu. Tato skutečnost je dle nás přisouzena přítomnosti lepidla, které může sloužit jako jakási bariéra mezi kůží a samotným bavlněným materiálem. Druhým důvodem může být také

to, že nebyla k dispozici celistvá plocha textilního materiálu, ale pouze pásy o šířce 5cm. Pro vytvoření větší plochy materiálu tak bylo nutné lepit jednotlivé pásy těsně vedle na podkladový materiál, čímž však mohlo dojít k různým odchylkám výsledků, neboť pásy nelze nikdy nalepit tak, jako kdyby se jednalo o jednotný materiál stejné plochy. I přesto se lze domnívat, že jsou naše výsledky dostatečně vypovídající a zvolené vzorky kinesiotapů vykazují dobrý termofyziologický komfort. [22]

**Tabulka 13:** Klasifikace propustnosti textilií pro vodní páry dle stávajících platných norem. [22]

<6	velmi dobrá	extrémně prodyšné a pohodlné při vyšší úrovni aktivity
<b>6 – 13</b>	<b>dobrá</b>	<b>velmi prodyšné a pohodlné při mírném tempu činnosti</b>
13 – 20	uspokojivá	prodyšné, ale nepohodlné při vyšším tempu činnosti
20 – 30	neuspokojivá	mírně prodyšné, mírný komfort při nízké tempu aktivity
>30	velmi neuspokojivá	neprodyšné a nepohodlné při aktivitě

**Legenda:** V prvním sloupci rozmezí hodnot výparného odporu. Šedým zvýrazněním a tučným písmem je vyznačena kategorie, do které vzorky kinesiotapu spadají.

## 9 Návrh doporučení pro praxi

Nejen pro fyzioterapeuty přináší tato bakalářská práce poznatky o moderní metodě tejpování a cenné informace týkající se struktury a vybraných termomechanických vlastností čím dál více oblíbeného kinesiotapu.

Jak bylo zmíněno v předešlém oddílu, vybrané vzorky kinesiotapů lze považovat z hlediska zkoumaných termomechanických vlastností za shodné. Náš experiment neprokázal výraznou odlišnost výsledků z hlediska barevného provedení, ceny a chemického složení (turmalínový prášek v lepidle VZORKU 3) vzorků, které by ovlivnily aplikaci. Je ale nutné poznamenat, že kvůli nelineární elasticitě kinesiotapů za 30% absolutním prodloužením není možné očekávat lineární přepočet mezi

procentem vloženého napětí a procentem příslušného prodloužení, tak jak je uvedeno v tabulce 2.

Dalším důležitým poznatkem je, že pokud upravujeme šířku pásky, tak se při zúžení na šířku nad 3 cm chová materiál vždy stejně (jako kontinuum), avšak při menších nebo velmi malých šířkách, jsou již velké výkyvy (např. posunutí meze linearity, snižující se tuhost atd.). Tyto výkyvy jsou pravděpodobně způsobené významným porušením struktury při velkém zúžení. Z toho vyplývá naše doporučení zakoupit pro aplikaci pásky o šířce menší než 2,5 cm užší variantu kinesiopapru, aby se při aplikaci úzkých pruhů dostavil správný efekt. Je nutné poznamenat, že i stříhání kinesiopapru na pruhy nad 3 cm musí být vždy co nejpřesnější, aby také nedošlo ke značnému poškození struktury ještě před samotnou aplikací.

## IV Závěr

Závěrem lze konstatovat, že cíle vymezené v zadání práce lze považovat za splněné. V teoretické části byly shrnuty poznatky o metodě kinesiotaingu a jeho širokém využití v klinické medicíně, konkrétně v oblasti poruch pohybového aparátu. Dále byly popsány vybrané termomechanické vlastnosti textilií nejen s medicínským využitím, mezi které spadá kinesiotope. V experimentální části bylo zrealizováno měření ke zjištění termomechanických vlastností. Nejprve byla zmapována struktura pomocí počítačového mikrotomografického přístroje SkyScan 1272, poté byly vzorky pro zjištění mechanických vlastností podrobeny tahové zkoušce na trhacím stroji TIRAtest 2300 a nakonec byl pomocí přístroje SGHP - 8.2 změřen jejich tepelný a výparný odpor.

Provedením tahové deformace kinesiotaingu byla zodpovězena první výzkumná otázka (*VI: Jaké jsou viskoelastické vlastnosti kinesiotaingu?*) a zároveň potvrzena související hypotéza (*H1: Předpokládáme, že kinesiotope bude při deformacích odpovídajících jeho klinickému využití vykazovat čistě elastické chování.*). Z tahové deformace bylo zjištěno, že kinesiotope při deformacích odpovídajících jeho klinickému využití vykazuje čistě elastické chování, čímž lze považovat hypotézu za platnou. Výsledky ukázaly, že se mez použitelnosti kinesiotaingu nachází u  $\varepsilon = 0,75$ , přičemž lineárně elastické chování vykazuje pouze do relativního prodloužení odpovídajícího  $\varepsilon = 0,3$ .

Protože byly díky měření tepelného a výparného odporu získány důležité poznatky o propustnosti vodních par kinesiotaingem, bylo možné zodpovědět zbývající výzkumné otázky (*V2: Jaký je tepelný a výparný odpor kinesiotaingu?* a *V3: Jaký je termofyziologický komfort kinesiotaingu?*) a zároveň potvrdit poslední hypotézu. (*H2: Předpokládáme, že tepelný a výparný odpor kinesiotaingu umožní v rámci jeho využití plynulý transport tepla i vlhkosti z tělesného povrchu člověka.*). Tepelný odpor kinesiotaingu je  $R_{ct} = 0,020 \pm 0,002$  [m<sup>2</sup>.K/W] a výparný odpor pak  $R_{et} = 9,7 \pm 1,0$  [m<sup>2</sup>.Pa/W]. Z výsledných hodnot bylo zjištěno, že všechny vzorky spadají do kategorie dobré propustnosti vodních par, což znamená, že během mírného tempa činnosti je kinesiotope pohodlný a prodyšný. Jelikož jsou tepelný a výparný odpor základními parametry pro stručné charakterizování termofyziologického

komfortu, lze říci, že námi vybrané vzorky kinesiotapu mají dobrý termofyziologický komfort a v rámci jeho využití umožní plynulý transport tepla i vlhkosti z tělesného povrchu člověka. Je však také důležité zmínit, že s prodlužující se dobou aplikace se termomechanické vlastnosti výrazně mění.

Na výsledky této bakalářské práce budou navazovat další výzkumy zabývající se biomechanickým efektem zátěžových polí vyvolaných taktilním podnětem. Práce bude například sloužit k sestavení reologického modelu kinesiotapu a dalšímu studiu změn mechanických parametrů kinesiotapu v čase, konkrétně viskozity za mezí linearitu a také pro účely vytváření matematických modelů smykových sil působících při aplikaci.



## V Seznam použitých zdrojů:

- [1] LUKÁŠ, David a kol. *Lékařské textilie – 2. díl*. Praha: Asociace inovačního podnikání ČR, 2008. [online]. [cit. 3. 12. 2015]. Dostupné z: <<https://nanoed.tul.cz/mod/folder/view.php?id=482>>
- [2] Zákon č. 268/2014 Sb., o zdravotnických prostředcích a o změně zákona č. 634/2004 Sb., o správních poplatcích, ve znění pozdějších předpisů [online]. [cit. 4. 1. 2016]. Dostupné z: <[http://www.mzcr.cz/dokumenty/zakon-c268/2014-sb-o-zdravotnickych-prostredcich-a-o-zmene-zakona-c634/200\\_9822\\_11.html](http://www.mzcr.cz/dokumenty/zakon-c268/2014-sb-o-zdravotnickych-prostredcich-a-o-zmene-zakona-c634/200_9822_11.html)>
- [3] PÁRAL, Jiří. *Malý atlas obvazových technik*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2255-9.
- [4] KOBROVÁ, Jitka a Robert VÁLKA. *Terapeutické využití kinesio tapu*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4294-6.
- [5] FLANDERA, Stanislav. *Tejpování a kinezio-tejpování: prevence a korekce poruch pohybového aparátu: příručka pro maséry a fyzioterapeuty*. 3. upr. vyd. Olomouc: Poznání, 2010. ISBN 978-80-87419-01-4.
- [6] KUMBRINK, Birgit. *K-Taping: An Illustrated Guide: basics, techniques, indications*. Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012. ISBN 978-3-642-12931-5.
- [7] DOLEŽALOVÁ, Radka a Tomáš PĚTIVLAS. *Kinesiotaping pro sportovce: sportujeme bez bolesti*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3636-5.
- [8] KASE, Kenzo, Jim WALLIS and Tsuyoshi KASE. *Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping method*. 3rd ed. Albuquerque, NM: Kinesio Taping Association International, 2013. ISBN 9780989032407.
- [9] LANGENDOEN, John a Karin SERTEL. *Tejpování jako samoléčba: všechny tejpky od hlavy až k patě*. Praha: Ikar, 2014. ISBN 978-80-249-2536-3.
- [10] WEISS, Daniel. *Tejpování: svépomoc při bolení svalů a jiných obtížích*. Bratislava: Noxi, 2015. ISBN 978-80-8111-265-2.

- [11] KLEIN, Hans Michael et al. Pain-diminishing effect of Kinesio taping in patients after sternotomy. *Journal of Cardiothoracic Surgery*, 2015, 10.Suppl 1: A76. ISSN 1749-8090.
- [12] PEKYAVAŞ, Nihan Özünlü et al. Complex decongestive therapy and taping for patients with postmastectomy lymphedema: A randomized controlled study. *European Journal of Oncology Nursing*, 2014, 18(6), 585-590. ISSN 1462-3889.
- [13] DE JESUS, Julio Fernandes, et al. Kinesio taping effect on quadriceps strength and lower limb function of healthy individuals: A blinded, controlled, randomized, clinical trial. *Physical Therapy in Sport*, 2015. ISSN 1466-853X.
- [14] KALRON, Alon, et al. A systematic review of the effectiveness of Kinesio Taping - Fact or fashion?. *European Journal of physical and rehabilitation medicine*. 2013, 49(5), 699-709. ISSN 1973-9095.
- [15] BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.
- [16] HAVRÁNEK, Antonín. *Klasická mechanika*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2003. ISBN 80-246-0627-5.
- [17] MACUR, Milan. *Úvod do analytické mechaniky a mechaniky kontinua*. Brno: Vutium, 2010. ISBN 978-80-214-3944-3.
- [18] ROSINA, Jozef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
- [19] ĎOUBAL, Stanislav. *Mechanické chování viskoelastických těles*. Praha: Karolinum, 2011. ISBN 978-80-246-2035-0.
- [20] KOVAČIČ, Vladimír. *Zkoušení textilií*. Liberec: TUL, 2003. [online]. [cit. 8. 1. 2016]. Dostupné z: <[http://www.kmi.tul.cz/studijni\\_materialy/data/2015-04-09/09-08-34.pdf](http://www.kmi.tul.cz/studijni_materialy/data/2015-04-09/09-08-34.pdf)>
- [21] *Statická zkouška v tahu* [online]. [cit. 16. 2. 2016]. Dostupné z: <[http://www.sssebrno.cz/files/ovmt/tahova\\_zkouska.pdf](http://www.sssebrno.cz/files/ovmt/tahova_zkouska.pdf)>

- [22] HES, Luboš a Petr SLUKA. *Úvod do komfortu textilií*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2005. ISBN 80-7083-926-0.
- [23] ŠUBERT, Radim. *Hodnocení tepelně-izolačních vlastností textilií při vyšších rychlostech proudění vzduchu*. Liberec, 2006. Disertační práce. Technická univerzita v Liberci. Fakulta textilní.
- [24] ČSN EN ISO 11092 (800819): Textilie – Fyziologické účinky – Měření tepelného a výparného odporu za stálých podmínek (zkouška pomocí vyhřívané desky simulující efekt pocení).
- [25] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3918-2.
- [26] *TEMTEX kinesiotape – Kinesiotaping* [online]. [cit. 2. 1. 2016]. Dostupné z: <<http://www.temtex-tape.cz/>>
- [27] *Kinesio barevné tejpovací pásky TapeYou* [online]. [cit. 2. 1. 2016]. Dostupné z: <<http://tapeyou.cz/kinesio/>>
- [28] BAKALOVA, Totka a Marcela KOLÍNOVÁ. Možnosti použití počítačové tomografie v technice. *Jemná mechanika a optika*, 2014, 59(4), 111-114. ISSN 0447-6441.
- [29] ČSN EN ISO 13934-1 (800812): Textilie – Tahové vlastnosti plošných textilií – Část 1: Zjišťování maximální síly a tažnosti při maximální síle pomocí metody Strip.
- [30] Manuál k přístroji: *TIRAtest 2300*.
- [31] ČSN EN ISO 5084 (800844): Textilie – Zjišťování tloušťky textilií a textilních výrobků.
- [32] Manuál k přístroji: *SGHP – 8.2*.
- [33] ENGLISH, Jiří. *Úvod do praktické fyziky I: Zpracování výsledků měření*. 1. vyd. Praha: Matfyzpress, 2006. ISBN 80-86732-93-2.
- [34] LIANG, Xing and Stephen A. BOPPART. Biomechanical properties of *in vivo* human skin from dynamic optical coherence elastography., *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2010, 57(4), 953-959. ISSN 0018-9294.

## Seznam tabulek

Tabulka 1: Oblasti využití kinesiometru .....	18
Tabulka 2: Techniky aplikace .....	19
Tabulka 3: Parametry skenování .....	33
Tabulka 4: Výsledky měření tloušťky - SkyScan 1272 .....	43
Tabulka 5: Výsledky měření tloušťky – tloušťkoměr .....	44
Tabulka 6: Mechanické veličiny – $F_{mb}$ , $\Delta l$ , $W_{el}$ pro VZOREK 1, VZOREK 2 a VZOREK 3 o šířce 5cm. ....	48
Tabulka 7: Mechanické veličiny – $k$ , $E$ , $E^*$ pro VZOREK 1, VZOREK 2 a VZOREK 3 o šířce 5cm. ....	48
Tabulka 8: Mechanické veličiny – $R_{mb}$ , $\epsilon_{ml}$ pro VZOREK 1, VZOREK 2 a VZOREK 3 o šířce 5cm. ....	49
Tabulka 9: Mechanické veličiny – $F_{mb}$ , $\Delta l$ , $W_{el}$ pro VZOREK 1 o různých šířkách. ....	49
Tabulka 10: Mechanické veličiny – $k$ , $E$ , $E^*$ pro VZOREK 1 o různých šířkách. ....	49
Tabulka 11: Mechanické veličiny – $R_{mb}$ , $\epsilon_{ml}$ pro VZOREK 1 o různých šířkách. ....	50
Tabulka 12: Hodnoty tepelného a výparného odporu .....	51
Tabulka 13: Klasifikace propustnosti textilií pro vodní páry dle stávajících platných norem .....	53

## Seznam obrázků

Obrázek 1: Schématické znázornění reologických modelů .....	23
Obrázek 2: Diagram tahové zkoušky .....	24
Obrázek 3: SkyScan 1272 s příslušenstvím .....	32
Obrázek 4: Upnutí a výsledná deformace vzorku .....	35
Obrázek 5: VZOREK 2 připravený k měření tepelného a výparného odporu .....	37
Obrázek 6: VZOREK 2 - 2D snímek řez .....	39
Obrázek 7: VZOREK 2 tah - 2D snímek řez .....	39
Obrázek 8: VZOREK 3 - 2D snímek řez s turmalínovými částicemi v nenataženém stavu .....	39
Obrázek 9: VZOREK 1 – SkyScan 1272 .....	41
Obrázek 10: VZOREK 1 snímky z videomakroskopu .....	42
Obrázek 11: VZOREK 3 - lepidlo .....	43

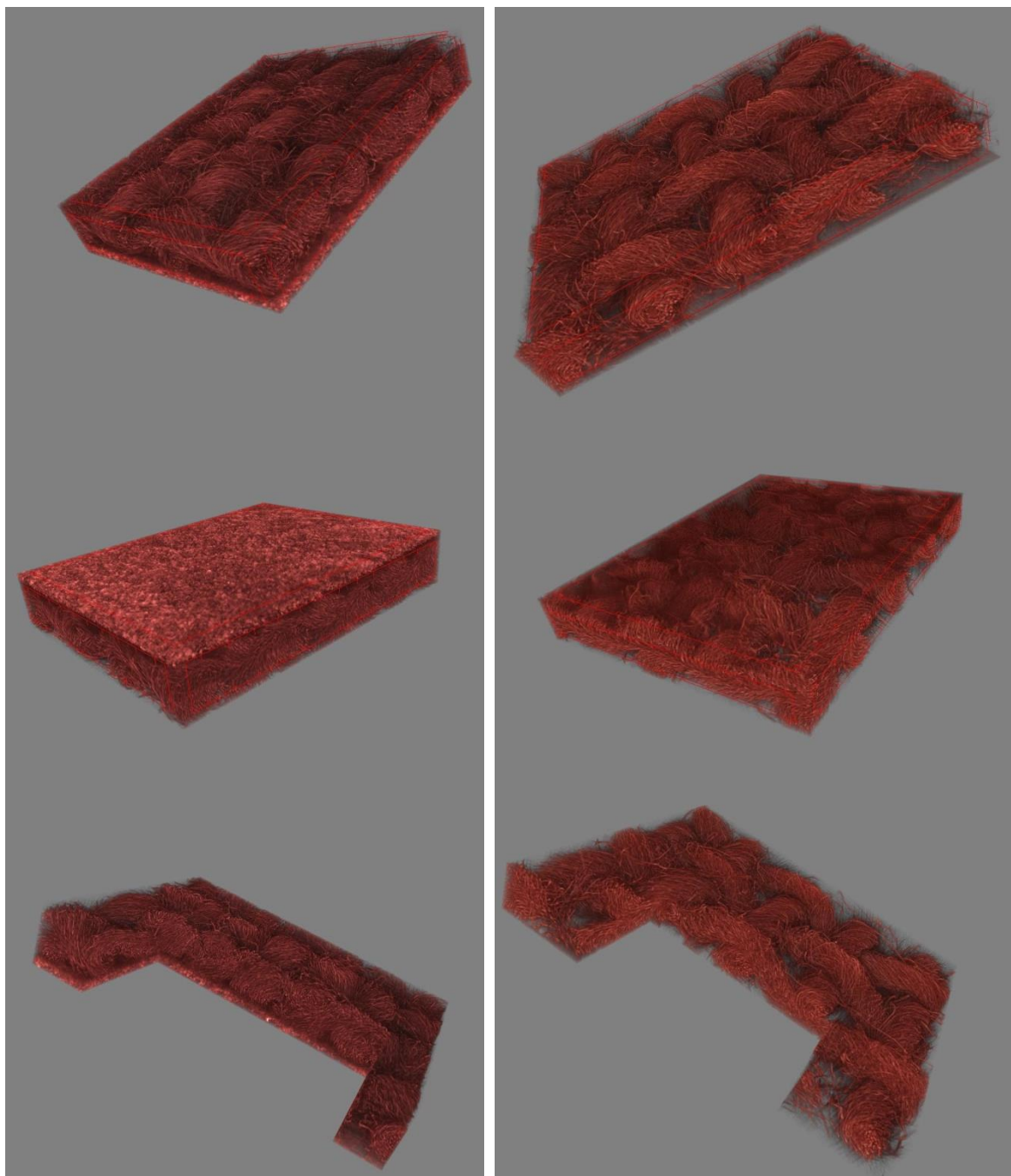
## Seznam grafů

Graf 1: Pracovní diagram ( $F = F(\Delta l)$ ).....	45
Graf 2: Pracovní diagram ( $F = F(\Delta l)$ ).....	46
Graf 3: Průběh pracovního diagramu tahové zkoušky.....	47
Graf 4: Diagram tahové zkoušky kinesiotapec.....	47
Graf 5: Tuhost kinesiotapec v závislosti na jeho šířce .....	50

## Seznam příloh

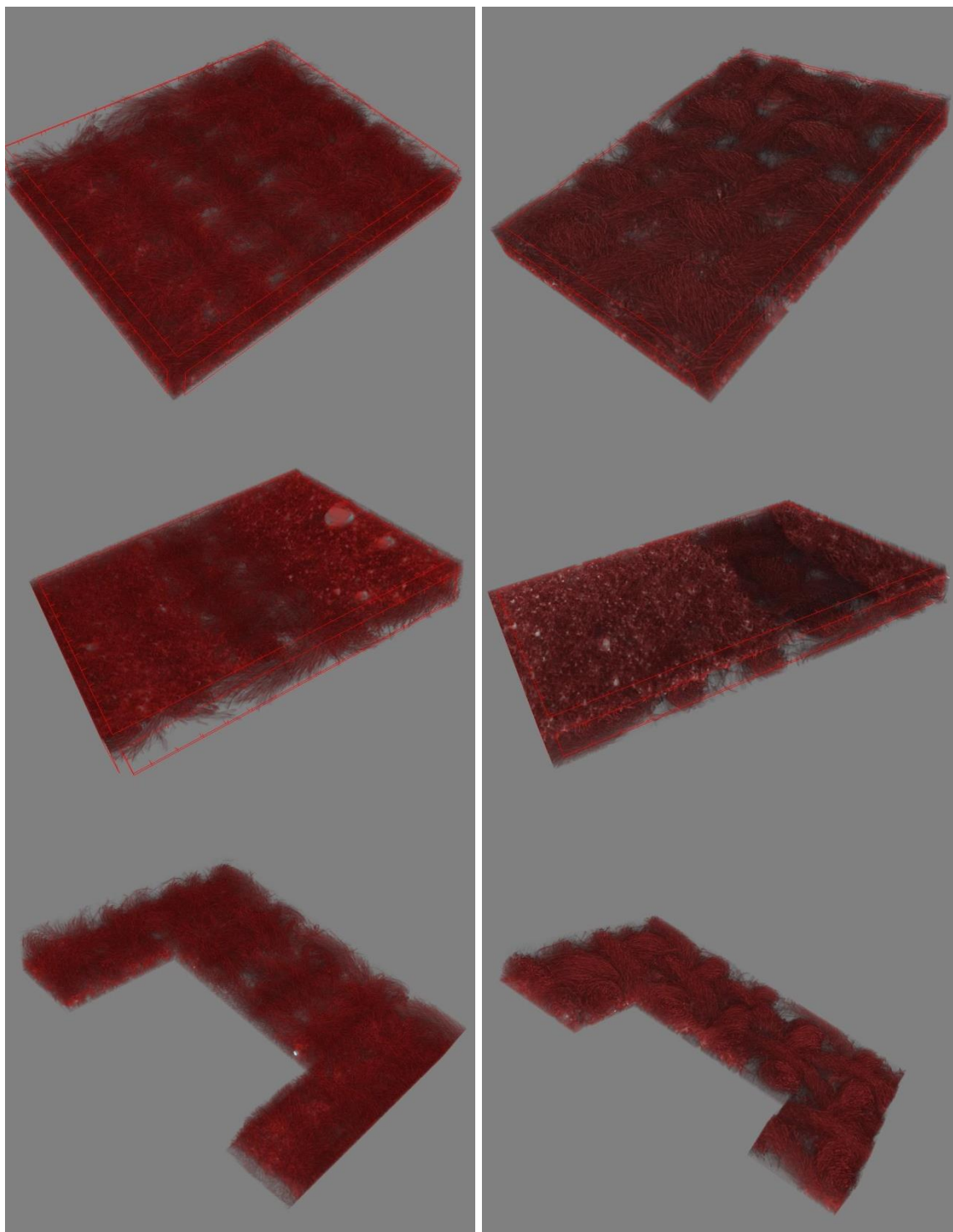
- Příloha 1: VZOREK 2 – SkyScan 1272
- Příloha 2: VZOREK 3 – SkyScan 1272

**Příloha 1: VZOREK 2 – SkyScan 1272. (Zdroj: autor)**



**Legenda:** Vlevo v klidu, vpravo tah. Pořadí ze shora: lícová strana, rubová strana, výřez.

**Příloha 2:** VZOREK 3 – SkyScan 1272. (Zdroj: autor)



**Legenda:** Vlevo v klidu, vpravo tah. Pořadí ze shora: lícová strana, rubová strana, výřez.