



MOŽNOSTI KLINICKÉHO VYUŽITÍ STANOVENÍ VISKOELASTICKÝCH VLASTNOSTÍ MĚKKÝCH TKÁNÍ POHYBOVÉHO APARÁTU ČLOVĚKA IN VIVO, IN SITU

Diplomová práce

Studijní program: N 3963 Biomedicínské inženýrství

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Autor práce: **Kamila Pertlíková**

Vedoucí práce: *PhDr. Petr Šifta, Ph.D.*





CLINICAL USE OF DETERMINING VISCOELASTIC PROPERTIES OF SOFT TISSUES OF THE HUMAN MUSCULOSKELETAL SYSTEM IN VIVO, IN SITU

Diploma thesis

Study programme: N 3963 Biomedical Engineering
Study branch: 3901T009 Biomedical Engineering
Author: **Kamila Pertlíková**
Supervisor: PhDr. Petr Šifta, Ph.D.



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Kamila Pertlíková**
Osobní číslo: **Z14000107**
Studijní program: **N3963 Biomedicínské inženýrství**
Studijní obor: **Biomedicínské inženýrství**
Název tématu: **Možnosti klinického využití stanovení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka in vivo, in situ**
Zadávací 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:

Hlavním cílem práce je na základě reprezentativního empirického šetření zjistit možnosti klinického využití stanovení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka in vivo, in situ indentační metodou - myotonometrií. V souvislosti s hlavním cílem byly vytyčeny následující dílčí úkoly:

- 1) Shrnout aktuální přístupy k diagnostice mechanických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka.
- 2) Analyzovat aktuální poznatky o indentačních diagnostických metodách v biomedicíně měkkých tkání.
- 3) Vytvořit přehled základních funkčních parametrů přístrojové techniky určené ke stanovení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka in vivo, in situ.
- 4) Zrealizovat reprezentativní empirické šetření zaměřené na ověření reliability námi navržené metody stanovení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka in vivo, in situ.
- 5) Doporučit možné klinické využití v praxi podle námi vytvořeného indentačního přístroje - myotonometru.

Teoretická východiska (včetně výstupu z BP):

Technická univerzita v Liberci vlastní experimentální zařízení - myotonometr. S pomocí tohoto experimentálního zařízení je možné získávat data o viskoelastických vlastnostech měkkých tkání pohybového aparátu člověka. Na základě analýzy výsledných experimentálních dat bude stanoveno konkrétní doporučení pro klinické využití.

Výzkumné otázky:

- 1) Jaká je reliabilita metody?
- 2) Co měříme, když se jedná o kompozitní materiál?
- 3) Jsme schopni přiřadit míru elasticity, viskozity k jednotlivým tkáním (sval, vazivo, šlacha)?
- 4) Jak moc se navzájem jednotlivé tkáně ležící ve vrstvách ovlivňují?

Metoda:

Teoreticko - výzkumná práce pomocí experimentu.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Data se budou získávat pomocí myotonometrického měření. Měření bude prováděno na oddělení Centra sportovní medicíny Fakulty pedagogické Technické univerzity v Liberci pod vedením PhDr. Petra Šifty, PhD.

Místo a čas realizace výzkumu:

Výzkum bude probíhat v období prosinec až únor v akademickém roce 2015/2016 na Oddělení robotických soustav a mechatronických systémů CXI ve 3. patře, na budově L Technické univerzity v Liberci. Praktické měření bude probíhat ve spolupráci s Centrem sportovní medicíny Fakulty pedagogické Technické univerzity v Liberci na studentech Technické univerzity.

Vzorek:

Hodnoceným vzorkem bude cca 50 studentů Technické univerzity.

Příloha zadání diplomové práce

Seznam odborné literatury:

- [1] ŠIFTA, Petr. Měření vysokoelastických vlastností měkkých tkání při spastickém syndromu. Univerzita Karlova, FTVS, 2005. Doktorská práce.
- [2] HAVRÁNEK, Antonín. Československý časopis pro fyziku: Biomechanika člověka pohledem fyzika-mechanika. Česká republika: Akademie věd České republiky, roč. 2011, č. 3, s. 171. ISSN 1804-8536.
- [3] HAVRÁNEK, Antonín. Úvod do bioreologie. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1445-8.
- [4] GROSS, Jeffrey M, J. FETTO a E. R. SUPNICK. Vyšetření pohybového aparátu. 2. vyd. Překlad Martina Zemanová, Jan Vacek. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-725-4720-8.
- [5] KAŇOVSKÝ, P., M. BAREŠ a J. DUFEK. Spasticita: mechanismy, diagnostika a léčba. Brno: Maxdorf Jessenius, 2004. ISBN 80-734-5042-9.
- [6] ŠIFTA, P., S. OTÁHAL a J. SŮSSOVÁ. Měření vysokoelastických vlastností měkkých tkání při spastickém syndromu. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu a Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, 2005. Dostupné z: <http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j> [7] JAROCKA, E., MARUSIAK, J., KUMOREK, M., JASKÓLSKA, A., et al. Muscle stiffness at different force levels measured with two myotonometric devices. In: Physiological Measurement [online]. 2012-01-01, s. 65-78 [cit. 2015-04-07]. ISSN 0967-3334. DOI: 10.1088/0967-3334/33/1/65. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/33/i=1/a=65?key=crossref.b8cc67bc9f6573bd9d9696deb6428471>
- [8] TABER, Larry. Nonlinear theory of elasticity: Applications in biomechanics. River Edge, NJ: World Scientific, 2004. ISBN 98-123-8735-8.
- [9] LEONARD, Ch., FEEBACK, D. L., SYKES, J., et al. Myotonometric Measurements of Muscle during Changes in Gravitational Forces [online]. 9-2006. Physical Therapy and Rehabilitation Science Faculty Publications. Paper 4. University of Montana. Dostupné z: http://scholarworks.umt.edu/ptrs_pubs/4/
- [10] MARUSIAK, J., JASKÓLSKA, A., BUDREWICZ, S., KOSZEWICZ, M., et al. Increased muscle belly and tendon stiffness in patients with Parkinson's disease, as measured by myotonometry. Movement disorders. 2011, roč. 26, č. 11, s. 2119-2122. DOI: 10.1002/mds.23841
- [11] CHUANG, L. L., C. Y. WU and K. C. LIN. Reliability, validity, and responsiveness of Myotonometric measurement of muscle tone, elasticity, and stiffness in patients with stroke. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2012, roč. 93, č. 3, s. 532-540. [cit. 2015-10-08]. DOI: 10.1016/j.apmr.2011.09.014.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

50 - 70 stran

Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury: **viz příloha**

Vedoucí diplomové práce:

PhDr. Petr Šifta, Ph.D.

Katedra tělesné výchovy

Konzultant diplomové práce:

Mgr. Václav Bittner

Katedra matematiky a didaktiky matematiky

Ostatní konzultanti:

Ing. Martin Kysela

Ústav mechatroniky a technické informatiky

MUDr. Denisa Šímová

KNL,a.s. Neurocentrum

Datum zadání diplomové práce:

29. května 2015

Termín odevzdání diplomové práce:

30. dubna 2016



prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs

rektor



Mgr. Marie Froňková

pověřena vedením ústavu

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou diplomovou 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 diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou 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.

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

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

Datum: 24. 4. 2016

Podpis:



Poděkování:

Děkuji PhDr. Petru Šiftovi, Ph.D. za vedení bakalářské práce, za cenné rady, podněty a připomínky. Veliké díky patří také Ing. Martinu Kyselovi a Mgr. Václavu Bittnerovi a odbornou pomoc a morální podporu při praktické části mé bakalářské práce. Děkuji Ing. Leoši Petržílkovi za konzultace a kontrolu technických výkresů.

Anotace v českém jazyce

Jméno a příjmení autora: Bc. Kamila Pertlíková

Instituce: Technická univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií

Název práce: Možnosti klinického využití stanovení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka in vivo, in situ

Vedoucí práce: PhDr. Petr Šifta, Ph.D.

Počet stran: 87

Počet příloh: 18

Rok obhajoby: 2016

Anotace:

Hlavním cílem této diplomové práce je na základě reprezentativního empirického šetření zjistit možnosti klinického využití viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka in vivo, in situ. Empirický výzkum bude zrealizován indentační metodou – myotonometrií se zaměřením na ověření reliability. Práce se zabývá kompozitou tkání, přiřazením elasticity a viskozity jednotlivým měkkým tkáním a také tím, jak se tkáň ležící ve vrstvách ovlivňuje. V rámci experimentálního šetření jsme oslovili 49 respondentů. K ověření reliability byly využity statistické metody t-testu, split - half a metoda Cronbachovo alfa. Hodnoty reliability pro jednotlivé parametry vyšly až 0,87 u hodnot maximální síly; 0,90 u disipace energie; 0,94 u hodnot síly při maximální disipaci a u posledního parametru místa maximální disipace hodnoty vzrostly až na 0,75. Výsledky dokazují, že reliability myotonometru je velice signifikantní. Ukázalo se tedy, že přístroj bude možné použít v praxi.

Klíčová slova: myotonometr, viskoelastické vlastnosti, indentor, indentace, reliability

Annotation

Name and surname: Bc. Kamila Pertlíková

Institutions: Technical university of Liberec, Institute of Health Studies

Title: Clinical use of determining viscoelastic properties of soft tissues of the human musculoskeletal system in vivo, in situ

Supervisor: PhDr. Petr Šifta, Ph.D.

Pages: 87

Apendix: 18

Year: 2016

Annotation:

This thesis is concerned with the empirical study of human viscoelastic properties of soft tissues of the musculoskeletal system (in vivo, in situ). The empirical research was realized indentation method - myotonometry with focus on reliability verification. Composites were examined tissue, next elasticity and viscosity of the soft tissues. From the result was concluded, the tissues in layers interact. In the analysis participated 49 respondents. From the result reliability was calculated with a statistical method t-test, split - half method and Cronbach's alpha. The results appeared maximum strength for reliability to 0.87; power dissipation to 0.90; maximum power dissipation to 0.94. The value of power dissipation at a maximum of 0.75. The results show that the reliability myotonometr is very significant. We can assert that the device could be used in practice.

Keywords: myotonometr, viscoelastic properties, indenter, indentation, reliability

Obsah

Seznam zkratk	13
1 Úvod	14
2 Cíle práce a vědecké otázky	16
3 Poznatky z funkční anatomie	17
3.1 Svalová tkáň	17
3.2 Vazivová tkáň	19
3.2.1 Chrupavčitá tkáň	24
3.2.1 Kostní tkáň	24
3.5 Viskoelastické vlastnosti měkkých tkání	27
4 Diagnostika mechanických vlastností měkkých tkání	29
4.1 Indentační metody	29
4.2 Indentace v aplikaci na měkké tkáně	30
4.2.1 Technický popis myotonometru vyrobený na TUL	34
4.2.2 Popis indentační křivky	39
5 Experimentální část	41
5.1 Cíle a výzkumné předpoklady	41
5.2 Návrh a realizace indentorů	41
6.2 Metodika výzkumu	44
6.2.1 Charakteristika výzkumného souboru	45
6.2.2 Charakteristika výzkumných metod	45
6.2.3 Charakteristika výzkumného činitele	45
6.2.4 Metody statistického zpracování	47
6.3 Analýza výzkumných dat	51
6.4 Analýza výzkumných cílů a předpokladů	52
6 Diskuze	54
7 Návrh a doporučení pro praxi	59

8	Závěr.....	61
	Seznam bibliografických citací.....	63
	Seznam obrázků.....	67
	Seznam tabulek.....	68
	Seznam příloh.....	69

Seznam zkratek

TUL – Technická univerzita v Liberci

E – energie [J]

W – práce [J]

Δl – natažení [m]

F – síla [N]

S – průřez [m^2]

E – Youngův modul pružnosti [Pa]

CNS – centrální nervový systém

p – tlak [Pa]

f – frekvence [Hz]

h – hloubka/vzdálenost [m]

r – poloměr [m]

bmp (Bitmap) - počítačový formát pro ukládání rastrové grafiky

dwg (drawing) - nativní formát souborů (výkresů) programu AutoCAD

ipt (InterPaint) - soubor vyvinutý společností Autodesk, skládá se z jednoho 2D nebo 3D objektu, které mohou být v kombinaci s dalšími částmi v souboru sestavy

stp (Standard for the Exchange of Product model data) - mezinárodně normalizovaná normou ISO 10303, 3D obrazový soubor, datový formát umožňující přenos 2D a 3D dat pro převod na CAD data.

ABS plast - Akrylonitril-butadien-styren

txt – přípona textového souboru

a – zrychlení [m/s]

KNL - Krajská nemocnice Liberec

1 Úvod

Pro moji diplomovou práci jsem si vybrala toto téma, jelikož ve světové literatuře jsem nedohledala, jestli se v současné době v lékařské praxi využívá objektivní metoda pro měření spasticity. Přitom spasticita reprezentuje jeden z nejzávažnějších a nejrozšířenějších symptomů poškození centrálního nervového systému. Projev spasticity nastává po traumatu mozku, ischemické či hemoragické cévní mozkové příhodě, také v důsledku zánětu nervového systému (například u roztroušené sklerózy), při degenerativním procesu nebo v souvislosti s výskytem nádoru [1]. Spastické projevy značně narušují kvalitu života nemocného, pohyblivost, snižují soběstačnost a v neposlední řadě jsou zdrojem dalších komplikací [2]. V současné době se využívá pro hodnocení svalové ztuhlosti zejména subjektivní cit při palpaci. Zdravotnický personál může pouze na základě zkušeností posoudit míru svalového napětí u spastického syndromu, které ale není přístrojově ověřitelné. Zdravotničtí pracovníci i subjektivně hodnotí zlepšení po podání léku, např. myorelaxancia. Proto cílem této práce bude nalézt optimální metodu k hodnocení viskoelastických vlastností a tím i míry svalové ztuhlosti měkkých tkání.

Nový přístup k této problematice by měl velký význam jednak na zpřesnění vlivu léčby onemocnění. Stejně tak by lépe popsal vývoj nemocí u pacientů trpících spasticitou a dalšími svalovými onemocněními, které se doposud hodnotily převážně subjektivně. Mohli bychom sledovat vývoj regeneračních metod, např. kryoterapie, aplikace suché jehly, strečingu, masáže, saunování, mobilizace svalu, kineziotapingu, postizometrické relaxace, exteroceptivní facilitace a lymfodrenáže.

Tato diplomová práce je jednou z prvních analyticko-experimentálních studií. V teoretické části práce přibližuje základní poznatky z funkční anatomie, aby bylo možné pochopit lépe souvislost s experimentálním šetřením. Teorie popisuje svalovou, vazivovou, chrupavčitou i kosterní tkáň. Seznamuje nás s jejich vlastnostmi, mechanickým chováním a biomechanikou. Další část, která je nezbytným podkladem pro experimentální šetření, je diagnostika měkkých tkání. Jde o kapitolu s uceleným nahlédnutím do oblasti techniky, která se diagnostikou mechanických vlastností měkkých tkání zabývá. Jedná se o metodu indentace, kterou využívá i námi zvolená metoda – myotonometrie. Ta je jedinečná svou možností neinvazivní aplikace na tkáň in situ a do jisté míry napodobuje palpační vyšetření [3]. Práce představuje myotonometr, experimentální zařízení sestou-

jené k diagnostice měkkých tkání. Zvláštní kapitolou je i popis myotonometru sestaveného na Technické univerzitě v Liberci a dále jsou zde uvedeny ještě další typy vyskytující se ve světě. V experimentální části se zabýváme výzkumem, který probíhal na studentech Technické univerzity v Liberci na Centru sportovní medicíny Fakulty přírodovědně-humanitní a pedagogické TUL. Měřenou oblastí byl musculus brachioadialis. K experimentu byly využité různé typy indentorů, jejich výrobou se též práce zabývá a které byly též přínosem pro další výzkum.

2 Cíle práce a vědecké otázky

Hlavním cílem práce je na základě reprezentativního empirického šetření zjistit možnosti klinického využití stanovení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka in vivo, in situ indentační metodou - myotonometrií. V souvislosti s hlavním cílem byly vytyčeny následující dílčí úkoly:

- 1) Shrnout aktuální přístupy k diagnostice mechanických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka.
- 2) Analyzovat aktuální poznatky o indentačních diagnostických metodách v biomedicíně měkkých tkání.
- 3) Vytvořit přehled základních funkčních parametrů přístrojové techniky určené ke stanovení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka in vivo, in situ.
- 4) Zrealizovat reprezentativní empirické šetření zaměřené na ověření reliability námi navržené metody stanovení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka in vivo, in situ.
- 5) Doporučit možné klinické využití v praxi podle námi vytvořeného indentačního přístroje - myotonometru.

Na základě výše uvedených cílů jsem si definovala čtyři základní otázky, které se v této práci snažím zodpovědět:

- 1) Jaká je reliabilita metody?
- 2) Co měříme, když se jedná o kompozitní materiál?
- 3) Jsme schopni přiřadit míru elasticity, viskozity k jednotlivým tkáním (sval, vazivo, šlacha)?
- 4) Jak moc se navzájem jednotlivé tkáně ležící ve vrstvách ovlivňují?

3 Poznatky z funkční anatomie

Studium biomechaniky je v dnešní době nezastupitelné. Biomechanika zkoumá pohyb živého organismu a také pohyb, jenž je živým organismem způsoben. Je to nauka, která se jednak zabývá studiem vnitřních sil vznikajících v organismu, a také vnějšími silami působící z vnějšku na organismus. Protože mechanické vlastností tkání úzce souvisejí s pohybovým aparátem, krevním oběhem i dýchací soustavou, mluvíme o biomechanice jako o mezioborové [4].

Lidské tělo je složeno z četných typů tkání. V následujícím popisu se omezíme především na biomechanickou charakteristiku tkání pohybového aparátu. Pohybový systém zahrnuje tři podsystemy a to v prvé řadě opěrný a nosný, kam řadíme kosti, klouby a vazy; za druhé hybný – efektorový, na němž se podílí kosterní svaly; a v neposlední řadě řídicí – koordinační, tento podsystem řídí receptory, periferní a centrální nervstvo. Kineziologické a biomechanické vlastnosti podsystemů definují především anatomické a fyziologické vlastnosti tkání, ze kterých je systém složen. Nejvíce se na stavbě systému participuje tkáň svalová, nervová a pojivová.

3.1 Svalová tkáň

Soustava svalová je funkčně spjatá se skeletem a vytváří aktivní pohybový aparát. Svaly, lat. *musculi*, jsou orgány tohoto pohybového aparátu, Rozeznáváme tři základní druhy svalstva a to hladké, příčně pruhované a příčně pruhované srdeční. Mezi základní svalovou funkci patří kontrakce neboli stah. Základním parametrem stahu je rychlost, která může být rozličná od 25 do 75 ms [5].

Svalové vlákno je složeno ze svazků myofibril. Ty jsou tvořeny silnou a slabší strukturní bílkovinou. Silnější bílkovina je utvářena myozinem a slabší aktinem. Základem svalové soustavy je svalová tkáň schopná kontraktility. To spočívá v pohybu a zasouvání vláken aktinu mezi vlákna myozinu. Pro pohyby vláken je potřeba dostatečná energie, která je uvolňována hydrolýzou ATP. Energie E , viz Rovnice 1, se při svalovém

stahu přeměňuje na aktivační teplo W_A (projev z klidu do pohybu), zkracovací teplo W_Z (úměrné zkrácení) a mechanickou práci W :

$$E = W_A + W_Z + W \quad (\text{Rovnice 1})$$

Účinnost svalové práce není nijak vysoká, maximálně se jedná o 40 %.

Zkracování svalu při kontrakci záleží na zátěži. Rychlost (dz/dt) zkracování svalu jsme schopni popsat Rovnicí 2:

$$\frac{dz}{dt} = k \cdot (z_{max} - z) \quad (\text{Rovnice 2})$$

z je zkrácení svalu, z_{max} je maximální zkrácení, k je konstanta (její velikost závisí právě na intenzitě zátěže). Omezení v rychlosti zkracování svalů působí pouze setrvačnost dílčích částí těla. Rychlost zkrácení svalu je nejsilnější na počátku, pak klesá k nule, když dochází k jeho maximálnímu zkrácení. V tomto momentě se vytváří nejvyšší izometrické napětí. Při izometrické kontrakci, kdy sval nemění svoji délku, dokáže sval vyvinout největší sílu.

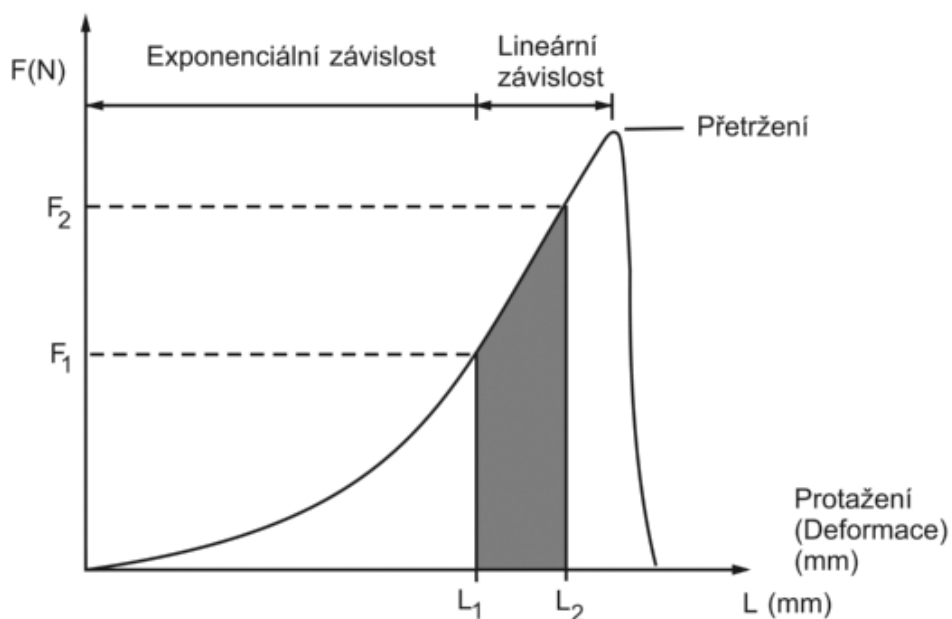
Každý kosterní, nestimulovaný sval vykazuje jisté napětí. Velikost napětí z části záleží na délce svalu. V tomto okamžiku klidové délky svalu může být vyvinuto maximální napětí. Napětí svalu je funkcí svalu a můžeme ho vyjádřit jako poměr síly na plochu kolmou na směr svalových vláken. Lidský sval je schopen vyvinout silové působení $40 \text{ N} \cdot \text{cm}^{-2}$ [4].

Na udržení svalového napětí mají ale největší vliv impulzy z periferních nervových receptorů podléhajících supraspinálním vlivům. Při poruše periferního motoneuronu nebo u celkové hypotonie dochází ke ztrátě tonu (hypotonie). Poruchy bývají způsobené poškozením centrálního nervového systému. Snížený svalový tonus bývá spojen hypermobilitou. Na stavu centrálního nervového systému je rovněž závislá hypertonie. Setkáváme se s ní např. u pacientů s hemiparézou. U hypertonického syndromu se v terapii velice uplatňují relaxační techniky. Obě svalové poruchy, hypertonie a hypotonie, pocházejí ze subkortikální oblasti mozku, zahrnující mj. oblasti retikulární formace, bazální ganglia a mozeček [6].

3.2 Vazivová tkáň

Z funkčního hlediska pojiva nejsou mechanickou oporou těla, avšak jsou velmi důležité z hlediska látkové výměny, zabezpečují energetickou zásobu organismu a představují regenerační kapacitu i pro jiné tkáně. Vazivové buňky – fibroblasty tvoří největší podíl pojivové tkáně. Fibroblasty mají značný regenerační potenciál a jsou významným materiálem pro opravu defektů a to v podobě jizev. Rozlišujeme tři druhy pojiva a to vazivo, chrupavku a kost. Důležitým bodem pojivové tkáně jsou osteofasciální septa. Jsou to fasciální přepážky, které oddělují místa pro jednotlivé skupiny svalů. Jejich znalost je důležitá převážně proto, že v nich probíhají nervy a cévy. Vazivo, lat. *ligamentum*, spojuje a obaluje svalová vlákna, také obaluje celý sval (fascie), vytváří úpony svalu ke kosti.

Šlacha, lat. *tendo musculi*, je zvláštním druhem fibrosního vaziva, které poutá sval ke kosti. Svaly se však nemusejí upínat pouze ke kostře, ale mohou končit v kůži, lat. *musculi cutanei*, nebo v kloubním pouzdře, lat. *musculi articulares*. Přesto však hlavní funkcí šlach je přenášet sílu vytvořenou svalem na kost. Velice klíčovou fyzikální veličinou je pevnost šlachy, která je značná, unese až 12kg na 1 mm². Pevnost definuje odolnost látky vůči působení vnějších vlivů [5]. Pevnost šlachy závisí na jejím příčném průřezu. Šlachy se při natažení chová nejprve exponenciálně, pak jako čistě elastická struktura, viz Obr. 1 [7]. Z Obr. 1. m. j. vidíme, že tuhost šlachy závisí na prodloužení. Malé prodloužení šlachy souvisí s její nízkou tuhostí [7].



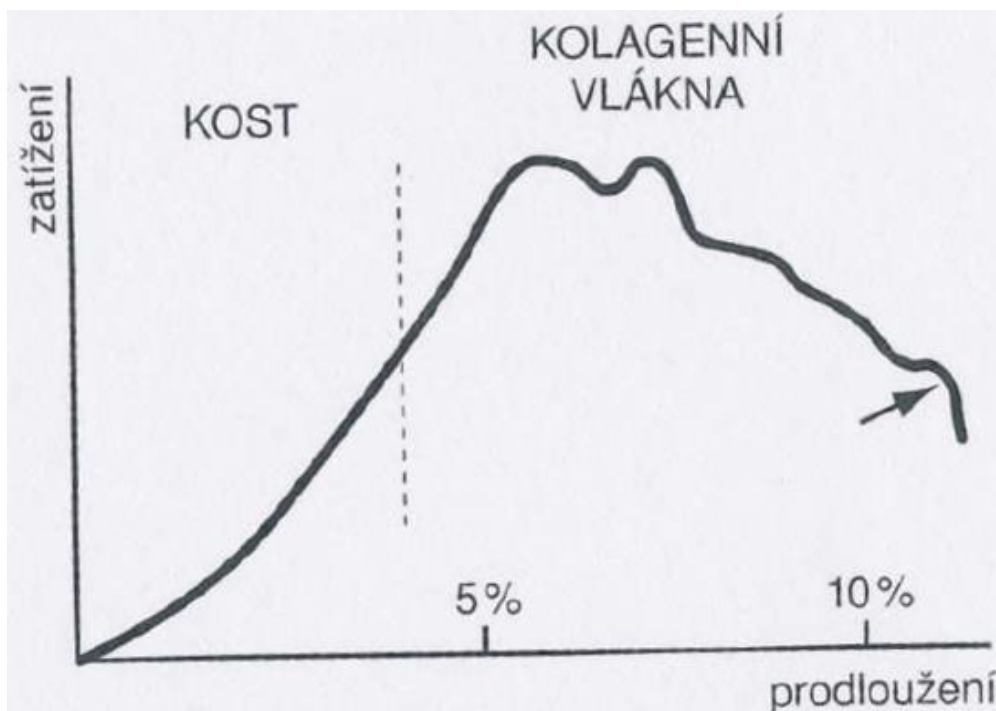
Obrázek 1 - Závislost síly na protažení šlachy

Další do jisté míry individuální vlastností je její pružnost. Udává se, že u novorozence je možné šlachu protáhnout až o 18 % délky. S věkem ale pružnost klesá, protože v dospělosti lze šlachu prodloužit už jen o 10-12 % její klidové délky

Tuhé uspořádané vazivo tvoří šlachy, vazy i kloubní pouzdra. Šlacha je tedy provazec uspořádaného vaziva a jeho paralelní svazky kolagenních vláken jsou od sebe odděleny velmi malým množstvím amorfni mezibuněčné hmoty. Téměř ji netvoří elastická vlákna - pouze 5 %. Z biomechanického hlediska šlachy představují pasivní pohyblivý a nosný systém těla. Umožňují pružný přenos síly na skelet. Z 80-90 % jsou zastoupeny ve šlaše kolagenní vlákna, která udávají pevnost s v tahu. Uvádí se, že pevnost kolagenních vláken je 50 N na 1 mm².

Je zde také potřeba zmínit další důležitý údaj a to mez pevnosti šlachy. Samozřejmě musíme brát ohled na různé faktory, které ji ovlivňují. Jedná se převážně o věk, konkrétní anatomii šlachy, lokálních anatomických podmínkách či typu cévního zásobení. Můžeme uvést příklad na Achillově šlaše. U dětí se mez pevnosti pohybuje kolem 53 MPa, ale v průběhu let dochází k poklesu meze pevnosti až o 15 %, v sedmdesáti letech už je to jen 45 MPa [5]. Jiný zdroj uvádí [7], že mez pevnosti šlachy je přibližně 100 MPa. Jak jsem již zmínila, záleží také na konkrétní anatomii šlach, např. šlacha *m. flexor hallucis longus* má o 18 % větší mez pevnosti než Achillova šlacha, přitom je tenčí.

Kolagenní vlákna tvoří strukturu s největším objemem pojivových tkání. Bílkovina, již známe pod názvem kolagen, je základním kamenem každého kolagenního vlákna. V případě náhrady kolagenu enzymem kalgenázou se jedná o velmi pomalý proces. Není jednoznačně prokázáno, co je podmětem pro vznik nových kolagenních vláken. Snad jde o dráždění fibroblastů, které je způsobeno přilehlými vlákny, kdy vzniká piezoelektrický jev, který by mohl mít stimulační podnět. Jde tedy pravděpodobně o mechanický vliv faktoru na obnovu vazivových tkání. Kolagenní vlákna jsou typem vaziva, které jsou velmi ohebné a pevné v tahu. Z tohoto důvodu se podílejí na stavbě šlach a vazů, kde je potřeba vysoká jak pevnost, tak ohebnost, ale menší pružnost. Délka ohebných kolagenních vláken se může prodloužit jen o 8-10% své délky, viz Obr. 2 [5], zato unese zatížení až 50 N na 1 mm².



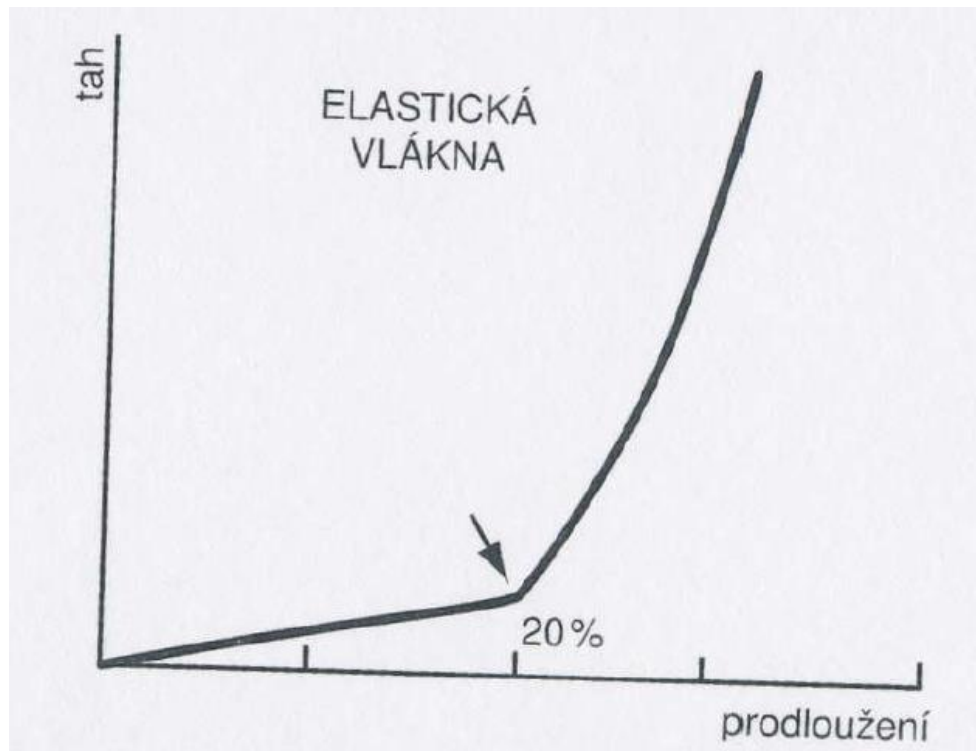
Obrázek 2 - Chování kolagenních vláken při mechanické zátěži

Mezi základní biomechanické vlastnosti patří, jak již bylo zmíněno, vysoká mechanická pevnost. Ta je způsobena aminokyselinou hydroxyprolinu, která vytváří příčné vazby mezi molekulami. Druhá nezbytně důležitá vlastnost záleží na periodickém pruho-
vání microfibril, patrném jen v mikroskopu. Pruho-
vání zajišťuje pevnost a pružnost. Pru-
hování je podmíněno střídáním molekul bílkovin v microfibrile. Periodicita pruho-
vání je typická kolem 64 nm, ovšem při onemocnění vaziva se mění. Dochází také ke změně
závislosti napětí v tahu a deformace kolagenních vláken. V případě přirozeného stárnutí
organismu nastává odlišný proces. Obzvláště se snižuje mez pevnosti v tahu a klesá hod-
nota maximálního protažení.

Na rozdíl od kolagenních vláken jsou **elastická vlákna** ve vazivu méně zastou-
pena. Základní stavební jednotkou jsou svazky microfibril složené z bílkoviny elastinu.
Jejich mechanická pevnost je minimální, protože microfibrily nejsou výrazně směrově
orientovány, jak tomu bylo u kolagenních vláken. Dalším rozdílem od kolagenních vlá-
ken je, že nemají pruho-
vanou strukturu [5].

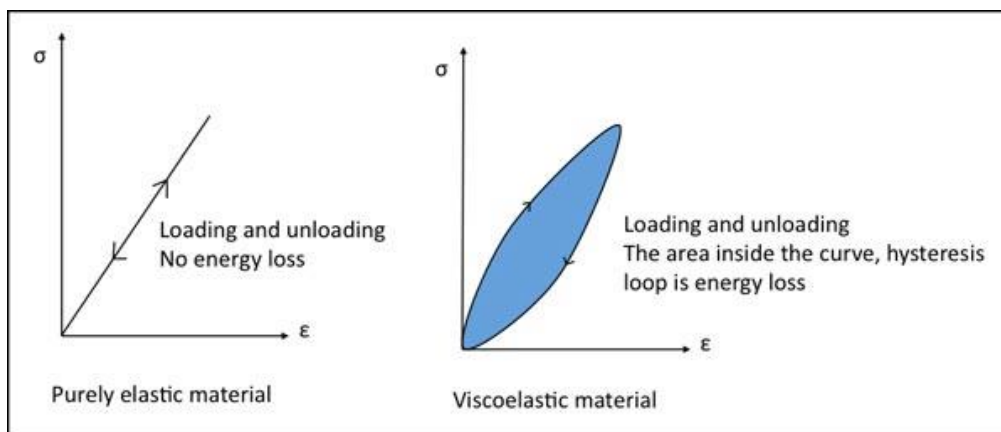
Značnou vlastností elastických vláken je pružnost (elasticita). Pružnost definuje
schopnost látky navrátit se do původní stavu. Elastin se vyznačuje velkou schopností

pružné deformace - až o 150% [4]. Pokud ale dojde k přetažení vláken, dochází k nevratné změně a tím ke ztrátě pružnosti. Elastická vlákna jsou tenká, nejsou pevná, unesou napětí pouze 2-3 N na 1 mm². Výhodou je, že mohou být natažena až o 20 % své původní délky, což vidíme na Obr. 3 [5].



Obrázek 3 – Chování elastických vláken při mechanické zátěži

Hystereze vyjadřuje pojem závislosti daného stavu na stavech předchozích. Elastická vlákna redukuje spotřebu energie potřebnou pro zpětnou deformaci, tzn., že redukuje hysterézi vaziva. Uvedme si to na příkladu - protažený vaz se s malou ztrátou energie navrátí do přecházejícího stavu [5]. Při zatížení a následném odlehčení na daném materiálu vzniká uzavřená hysterezní křivka. Modře označená oblast napravo na Obr. 4 [8] značí právě ztrátu energie potřebnou pro zpětnou deformaci. Na ose x je znázorněna velikost deformace (protažení) a na ose y je vyvíjené napětí [8].



Obrázek 4 - Hysterezní křivka

Amorfni mezibuněčná hmota je bezbarvý a rosolovitý roztok, jejímž úkolem je vyplňovat mezery mezi buňkami a vlákny. Nejpodstatnější její funkcí je stabilizace struktury vaziva. Mezibuněčná hmota se skládá z tzv. proteoglykanů, na jehož základě se mimo jiné podílí kyselina hyaluronová. Tato kyselina dokáže na sebe navázat obrovské množství vody a díky tomu dokáže až tisíckrát zvětšit svůj objem. Dále také díky zadržování vody je umožněna difuze ve vodě rozpustných látek a koncentrace kyseliny hyaluronové je též nezbytná pro „mazací“ schopnost synoviální tekutiny. Proteoglykany obecně podmiňují soudružnost vaziva, zprostředkovávají látkovou výměnu fibroblastů, hrají klíčovou roli při hojení ran a stanovují biomechanické vlastnosti všech typů pojiv.

Řídké kolagenní vazivo je typem vaziva, které se v pohybovém systému vyskytuje v menším množství. Jeho úkolem je vyplňovat prostory mezi vlákny kosterních svalů a tvoří podpůrnou tkáň pro cévy a nervy svalů. Jeho mechanická pevnost je minimální. Přesto však spolu s mezibuněčnou hmotou napomáhají k posunu částí orgánů proti sobě a dokáží pružně reagovat na změnu objemu orgánů.

Tuhé kolagenní vazivo se vyskytuje ve dvou formách a to jako uspořádané a neuspořádané vazivo. Charakteristické pro neuspořádaný typ je kompaktní síť tvořená silnými kolagenními vlákny, které doplňují elastická vlákna s fibroblasty.

3. 2. 1 Chrupavčitá tkáň

Chrupavka, stejně jako vazivová tkáň, patří mezi stěžejní typy pojivové tkáně. Skládá se ze základních buněk, které se nazývají chondrocyty, a z amorfni mezibuněčné hmoty. Rozlišujeme ji na několik druhů, např. hyalinní, elastickou a také vazivovou chrupavku.

Chondrocyty, jež syntetizují a produkují vláknitou a amorfni mezibuněčnou hmotu, mají velmi dobře vyspělý proteosyntetický aparát. Mezibuněčná hmota zaujímá z objemového hlediska největší část. Chrupavky nesou inervované, jsou bezcévné, proto chondrocyty disponují poměrně intenzivní látkovou výměnou. Až vazivová vrstva perichondrium, obalující povrch chrupavek, obsahuje cévy a nervy. Odtud se uskutečňuje základní látková výměna do chrupavek a obvykle zde začíná hojení chrupavek. Z biomechanického pohledu je vhodné zmínit maximální pevnost v tahu, která odpovídá pouze 5 % z pevnosti kosti. Nelze však jednoznačně určit pružnost chrupavek, jelikož je do značné míry závislá na hydrataci. Běžně ji tvoří z 60 % voda.

Nejrozšířenějším typem chrupavek je hyalinní (sklovitá) neboli kloubní chrupavka. Funkcí hyalinní chrupavky je především tvorba prostorové sítě, jež jsou složeny z kolagenních vláken. Rozložení prostorové sítě odpovídá architektonické úpravě v závislosti na zatížení. Mezi základní vlastnosti patří křehkost i tvrdost, proto je ideální pro krytí pohyblivých kloubních hlavic, konců žeber a částí dýchací cest. Formuje základ skeletu plodu a částečně i novorozence. Elastická chrupavka je dalším rozšířeným typem. Nejlepší předností je pružnost a ohebnost. Díky tomu se po deformaci navrátí do svého předešlého tvaru. Nevýhodou je pouze zhoršení pružnosti postupně klesající s věkem. Velkou odolností v tahu, tlaku i ve zkrutu uplatňuje poslední typ a to vazivová chrupavka. Tyto význačné vlastnosti jsou zužitkovány ve formě meziobratlových plotének. Vazivovou chrupavku ale mimo jiné najdeme i ve sponě stydké a v některých destičkách uvnitř kloubů.

3. 2. 1 Kostní tkáň

Základním specializovaným typem opěrného pojiva je kostní tkáň, v němž důležitou úlohu hrají osteoblasty. Jsou to kostní buňky vytvářející mezibuněčnou hmotu a pomocí alkalické fosfatázy ji mineralizují. Spolu s ním se na mineralizaci podílí osteocyt, který

uvolňuje minerály z kosti a tím zajišťuje např. regulační mechanismus vápníku v těle. Obě dvě buňky se mineralizací podílejí na přestavbě tkáně, což je pro kost zcela zásadní. Vápník, ale i jiné minerální látky, dodávají kosti křehkost a tvrdost. Z tohoto důvodu bude demineralizovaná kost měkká a poddajná.

Tkáň kosti dělíme na lamelární (vrstevnatou) a pak na fibrilární (vláknitou). Fibrilární kost je typem vývojově původním. Tvoří pouze kostní výběžky a drsnatiny pro úpony svalů, proto se dále budeme zabývat lamelárním typem kosti, která představuje převážnou část skeletu. Následně lze lamelární kost ještě dělit na kompaktní a spongiózní. Kompaktní část kosti neboli plášťová vrstva, je formována lamelami orientovanými rovnoběžně s osou kosti. Osteon je základním stavebním prvkem kompaktní kosti. Jedná se o koncentrický komplex lamel. Různý stupeň mineralizace je předpokladem pro odolnost kompakty v tahu, tlaku i ohybu. Nevýhodou je však nízká odolnost ve zkrutu, což je způsobeno chyběním kolagenních vláken mezi lamelami.

Spongiózní část kosti je velice přesně uspořádána do prostorové struktury, která je složena z trámců a plotének. Tvar prostorové struktury je určen dle zatížení mechanických sil na kost. Směr a uspořádání trámců i plotének definují tzv. trajektorie čili linie, jež propojuje oblasti největšího tlakového zatížení kosti. Tento styl celkového uspořádání se jmenuje kostní architektonika.

Pevnost kompaktní části je srovnatelná s mosazí, litinou či kujným železem. Bylo zjištěno, že vydrží tlak 100 - 200 MPa. Je také známo, že diafýza dlouhých kostí snese obrovské statické zatížení ve směru osy kosti (humerus až 600 kg, femur asi 760 kg, tibia 1350 kg). Kompaktní kost je v tahu ještě asi o 60 % pevnější než při působení statického tlaku, což vystihuje Tabulka 1.

Tabulka 1 - Pevnost kompakty diafýzy dlouhých kostí

Pevnost kompakty diafýzy dlouhých kostí	Hodnota v MPa
Při statickém zatížení	100 - 200
V tahu	160 - 320

Již tomu tak není při zatížení v příčném směru. Kost už není schopná snést takovou zátěž, praská už při polovičním zatížení oproti statickému. Ještě menší pevnost je

prokázána ve zkrutu (např. fibula praskne při zátěži 6 kg), údaje jsou znázorněny v Tabulce 2. Dynamické zatížení je podmíněno rychlostí pohybu, proto i rychlý náraz na kost způsobí zlomeninu. Níže zmíněná čísla jsou pouze instruktivní a byla změřena na izolovaných vzorcích kosti [5].

Tabulka 2 - Statické zatížení působící na humerus, femur a tibii

Statické zatížení působící:	Humerus v kg	Femur v kg	Tibie v kg
Ve směru osy kosti	600	760	1350
V tahu	300	380	675
Ve zkrutu	-	-	6

Pro strukturu kostí platí Wolfův zákon o transformaci kosti, podle něhož závisí na stálém působení sil, čemuž se struktura kosti časem adaptuje. Bylo zjištěno, že za krátkou dobu může dojít ke zvýšenému vylučování vápníku z organismu. Často se odvápnění kostí objevuje u dlouhodobých pobytů ve stavu bez tíže při kosmických letech [9].

Kost je zároveň i pružné těleso. Působením síly na kost v ní vznikají tlaky či napětí a deformuje se. Mezi deformace řadíme natažení, stlačení anebo ohyb. Uveďme si například rovnici pro natažení, ze které vycházíme z Hookova zákona pro malé deformace, viz Rovnice 3:

$$\Delta l = \frac{l \cdot F}{E \cdot S} \quad (\text{Rovnice 3})$$

Rovnice 3 vyjadřuje, že deformace (natažení, stlačení) Δl je přímo úměrná působící síle F , nepřímo úměrná průřezu S a Youngovu modulu pružnosti E . Pro každý materiál je konstanta E různorodá, např. pro kost dosahuje $(1,7-2,6) \cdot 10^{10}$ Pa. Pro srovnání Youngova modulu pružnosti slouží Tabulka 3 [4].

Tabulka 3 - Youngův modul pružnosti pro různé typy tkání

Tkáň	Youngův modul pružnosti [Pa]
Měkká	$(3-6) \cdot 10^5$
Kolagenní	10^8
Hladká svalovina	$10^4 - 10^5$
Stěna arterie při nízkém tlaku	10^5
Stěna arterie při normálním tlaku	$4 - 5 \cdot 10^5$

3. 5 Viskoelastické vlastnosti měkkých tkání

Biologické vlastnosti tkání jsou různé, protože jsou dány odlišnou stavbou a uspořádáním tkáně. Mimoto jsou jejich vlastnosti dány okamžitým stavem a předchozím namáháním. Biologické tkáně jsou viskoelastické, nehomogenní a anizotropní. Jejich parametry jsou také vysoce individuální na jednotlivém organismu [10]. Individualita biologických materiálů rovněž vyplývá z poměrně úzkého spektra činností, které dotyčné tkáně vykonávají. Z těchto činností odvodíme i jejich požadavky na mechanické vlastnosti.

Pro úplné pochopení s uvedeme základní vlastnosti látek elastických, viskosních a plastických. V případě, že mluvíme o látce elastické, pružné, tak tento typ látky se z deformovaného stavu úplně vrací do stavu předchozího, jestliže se uvolní působící síly [12]. Elastická vlákna odolává velkým deformacím bez narušení struktury. V průběhu vracení se do své původní délky vlákna konají práci. Může však dojít k tomu, že přesáhneme mez pružnosti dané tkáně. To pak dochází ke změnám ve struktuře tkáně [13]. Izotropní lineárně elastickou látku pojmenujeme jako hookovskou, protože při jejích deformacích platí Hookův zákon, který už jsme popsali v Rovnici 3 předchozí kapitoly. V něm platí, že mezi deformací a napětím existuje přímá úměrnost [12]. Velmi elastickou považujeme např. kůži, jejíž elastické vlastnosti se odvíjejí od toho, že kůže nesmí bránit pohybu v kloubech. Naproti tomu kost nebude vůbec elastická, aby umožnila řádnou oporu těla a aby během pohybu se práce svalů neplýtvala v její deformaci. Všeobecně je možno říci, vlastnosti a parametry biologických struktur jsou komplexně adaptované jejich úloze. Z toho nadále vyplývá, že biologické tkáně musejí být kompozitní a adaptabilní [11].

Jako další vlastnost látek uvádíme viskozitu, kterou definujeme jakožto vazkost, jedná se o opak tekutosti. Viskosní látka je charakterizována tak, že při konstantním napětím vzrůstá deformace v čase. Příkladem viskozni látky je tekutina. Existují pak i speciální případy a to látky, pro které je rychlost deformace přímo úměrná napětí. Nazýváme je Newtonovská kapalina.

Plastické látky jsou takové, u kterých je rychlost deformace různá od nuly. Takovéto látky vykazují pohyb – tečení, které nastává až při překročení hraniční hodnoty napětí. Tento typ látek vykazuje chování na pomezí látek kapalných a pevných. Model, který dokáže popsat tuto kombinaci stavů, je model viskoelastický. Ten umožňuje skloubit vlastnosti newtonovské viskozni a hookovské elastické kapaliny [12].

Při bližším zkoumání viskoelastických vlastností měkkých tkání můžeme narazit na problém, kdy se při měření viskoelastické vlastnosti mohou jevit jako ideální, přitom tomu tak není. Musíme si uvědomit, že měkká tkáň je kompozitem a odráží se na ní mnohé psychosomatické působení. V momentě, kdy je určitým způsobem tkáň poškozená, např. otok, zánět, můžeme naměřit ideální pružnost tkáně, i když tomu tak není. Se zkreslenými charakteristikami viskoelastické tkáně se můžeme setkat i v případě únavy. V neposlední řadě nastává ovlivnění tkáňových vlastností pomocí CNS, protože tkáň je inervovaný komplex, který podléhá supraspinálním vlivům, ale i o tom již bylo pojednáno v kap. zabývající se svalovou tkání.

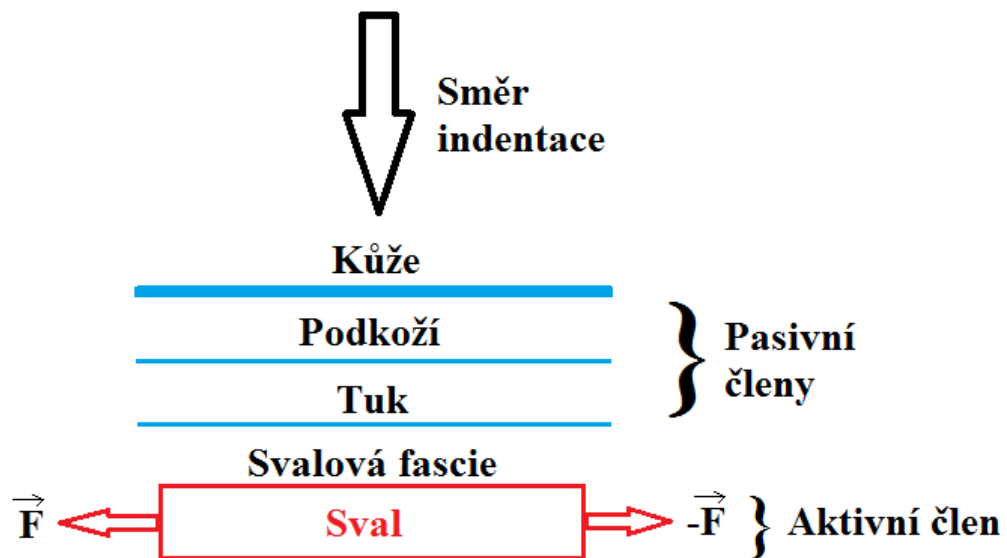
4 Diagnostika mechanických vlastností měkkých tkání

Již v úvodu bylo zmíněno, že diagnostika měkkých tkání probíhá na základě zkušeností zdravotnického personálu. Ve zdravotnictví se tedy dle dostupných zdrojů nevyužívá přístroj, který by svalové napětí vhodně změřil a parametrizoval. Svalové napětí se v lékařské praxi diagnostikuje palpačním vyšetřením (palpace), což patří mezi čtyři základní fyzikální vyšetření. Palpace je rychlé vyšetření pomocí ruky a prstů. Zdravotnický pracovník hodnotí pohmatem ruky na povrchu těla velikost odporu, který daná tkáň klade při palpaci. Lékař nebo fyzioterapeut na základě tohoto vyšetření subjektivně zhodnotí stav vyšetřované tkáně a navrhne léčbu či podání případných medikamentů. Palpaci můžeme z technického hlediska chápat jako indentační metodu. Z důvodu objektivity palpačního vyšetření vznikl požadavek pro vznik přístroje myotonometru. Měření na myotonometru je tedy založeno na snaze simulovat palpační vyšetření. Veškerý proces na přístroji je automatizován, umožňuje nastavit celou řadu parametrů měření jako rychlost vniku, hloubku vniku a kontaktní plochu vtačovaného objektu. Zařízení je ověřeno a bylo testováno v soukromé fyzioterapeutické praxi, také na neurologickém oddělení Krajské nemocnice Liberec a probíhaly na něm experimentální šetření akademických prací studentů Fakulty tělesné výchovy a sportu University Karlovy v Praze [3].

4.1 Indentační metody

Jednou z užívaných metod pro měření tuhosti, tvrdosti i pružnosti materiálu je indentační metoda. Použitím indentační techniky měříme mechanické i materiálové vlastnosti. Můžeme taktéž využít různé přístupy, volit různé velikosti zatěžovací normálové síly, použít různé velikosti indentorů, vybrat různou hloubku vniku indentoru do měřeného materiálu. Principem indentace je plynulé zatěžování indentoru s přesně definovanou kontaktní plochou kolmo na plochu vzorku. Ve vzorku tedy vzniká napětí, které je vyvoláno jako odezva na deformaci při zatížení indentorem. Závislost mezi velikostí napětí a deformací je definována jako poměr aplikovaného tlaku k průmětu kontaktní plochy mezi hrotem a zkoušeným materiálem [17].

Pokud si položíme otázku, proč lze indentaci využít jako formu palpce, odpověď je jednoduchá. Metoda indentace se jeví jako nejideálnější pro zjištění mechanických vlastností a to i měkké tkáně. Vyšetřovanou oblast nijak nemusíme invazivně zatěžovat, např. operací. Dále pokud bychom měkkou tkáň vyoperovali, ztratíme v tomto případě její inervaci a kompozitu v těle. Zdravotnický personál při palpačním vyšetření provádí ve skutečnosti metodu indentace. Indentace je nebolestivá a tkáň vyšetřujeme tak, jak se v lidském těle přirozeně nachází, viz schematický Obr. 5. První vrstvy měkké tkáně utvářejí pasivní člen, poslední vrstva zaznamenaná na schématu je sval, což je jediný akční člen celé kompozity a jeho měřením se v experimentální části zabýváme. Vyšetřované části těla kompresují a subjektivně zkoumají odezvu zkoumané tkáně. Metoda indentace nám neinvazivně kvantifikuje stav měkkých tkání, jelikož žádná část přístroje neproniká skrz kůži, nepodáváme žádné léky nebo nevyužíváme jiných podpůrných pomůcek.



Obrázek 5 - Schéma tkáňových vrstev při indentaci

4.2 Indentace v aplikaci na měkké tkáně

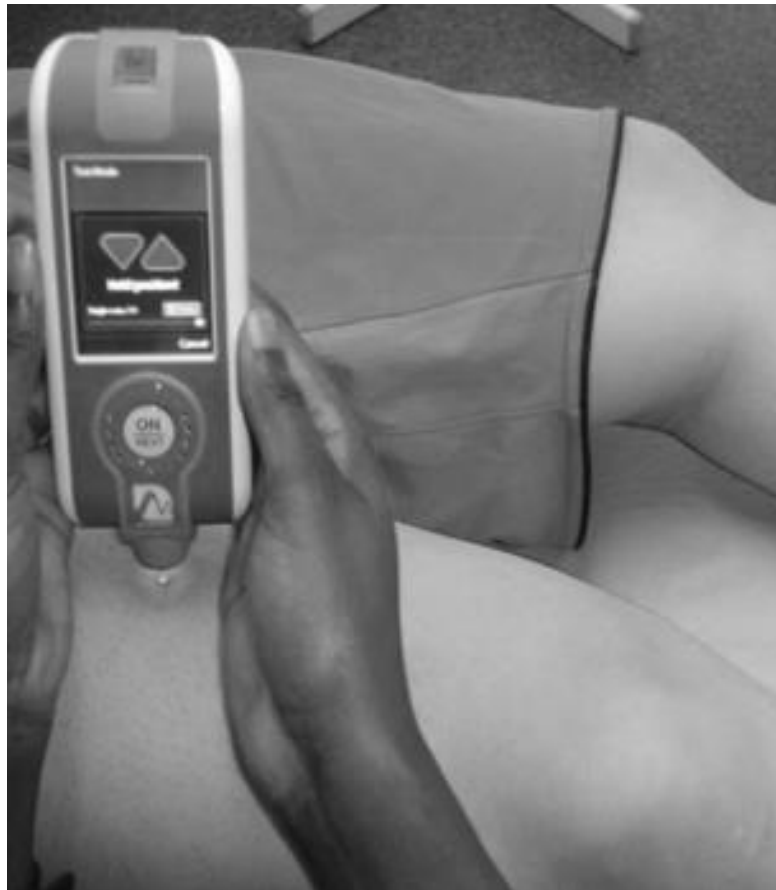
Snaha o objektivizaci svalového napětí a viskoelastických parametrů měkké tkáně dala vznik přístrojům, jenž umožňují tyto parametry zaznamenávat. Přístroje jsou založené na principu indentace. V momentě, kdy testujeme svalovou tkáň, se takovým přístrojům nazývá myotonometr (z lat. myo – svalový, tonus – napětí).

První typ Myotonometer®, který ve svých studiích odborníci využívají [14], se skládá z kovové sondy s vnitřním a vnějším válcem. Vnější válec zůstává v klidu, zatímco vnitřní válec je tlačeny kolmo na vyšetřovanou tkáň. Ve vnitřním válci je umístěn tenzometr. Hloubka vniku je zaznamenána podle vzdálenosti mezi vnějším a vnitřním válcem a je zaregistrována pomocí vlastního počítačového softwaru (ten byl vyroben firmou Neurogenic Technologies, Inc., ve státě Montana, USA). Zařízení je schopné zaznamenávat údaje v osmi předem daných silových zatíženích, která jsou v rozmezí 2,45-19,60 N. Značnou nevýhodou tohoto typu je, že sonda by v průběhu měření měla být v kolmém úhlu na testovanou tkáň, což můžeme vidět na Obr. 6 [14]. Kolmý úhel po celou dobu měření není možné dodržet stoprocentně a je to do značné míry ovlivněno pracovníkem, který vyšetřuje. Z hlediska opakovatelnosti pokusu je tedy daná metodika zpochybnitelná. Jako další námitku lze vznést, že vyšetřující pracovník musí před samotným měřením vyvinout tlak na diagnostikovanou tkáň. Vytvoří tedy předpětí vyšetřované tkáně. Po dobu pokusu předpětí musí zůstat konstantní. Tímto pracovník opět vnáší do měření jistou dávku subjektivity.



Obrázek 6 – První typ Myotonometer®

Druhým typem myotonometru, které se podařilo dohledat, je přístroj MyotonPRO [15], který vidíme na Obr. 7 [15]. Pracuje na principu oscilace svalů, kterých je vyvoláno poté, co sonda aplikuje krátký mechanický puls (trvajících 15 milisekund) předem stanovenou silou (0,4 N). Následuje zaznamenání tělesných oscilací svalů. Oscilace jsou registrovány akcelerometrem. Z těchto oscilací zařízení vypočítává různé parametry současně, např. frekvenci, mechanické vlastnosti jako je tuhost a elasticita. Frekvence oscilací je přímo úměrná svalovému napětí a je vypočítána ze signálu spektra rychlou Fourierovou transformací. Čím vyšší je maximální amplituda ve spektru, tím je vyšší svalový tonus. Mechanické vlastnosti zahrnují tuhost v $N \cdot m^{-1}$. Čím větší je schopnost svalu odolávat vnější síle, tím je sval tužší. Následným parametrem je elasticita, vyznačující se schopností tkáně obnovit svůj tvar po deformaci. Čím vyšší elasticita je, tím nižší množství mechanické energie je „ztracené“ v průběhu jednoho cyklu kmitání, tzn. je nižší množství disipované energie.



Obrázek 7 - Druhý typ MyotonPRO

Třetí typ myotonometru, viz Obr. 8 [16], který v této práci uvádím, je Myoton-3 vyrobený v Estonsku [16]. Pracuje na stejném principu mechanických oscilací jako MyotonPRO. Taktéž měří svalový tonus, tuhost a elasticitu. Využívají i stejný záznam parametrů pomocí akcelerometru. Po celou dobu měření je nutné, aby byl držen kolmo k povrchu vyšetřované tkáně, což opět přináší jistou odchylku měření.

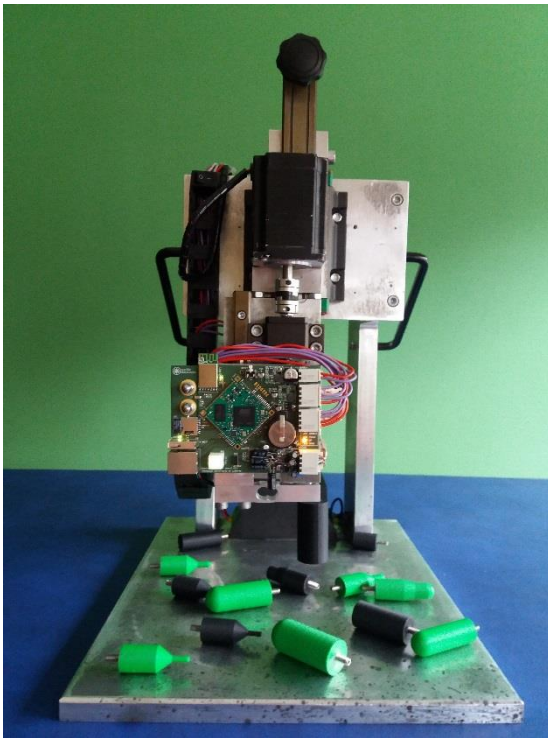


Obrázek 8 - Třetí typ Myoton-3

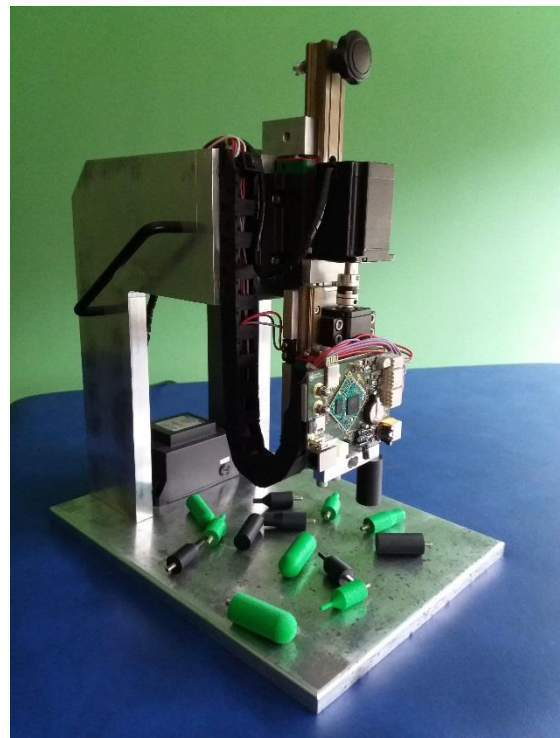
Z výše uvedených popisů tří myotonometrů je patrné, že přístroje nejsou schopny zaznamenat jiné parametry než tuhost, svalové napětí nebo elasticitu. Z uvedených zdrojů je ještě zjevné, že výzkumné týmy se vůbec nezabývají hodnotami viskozity. Přitom viskozita tkáně je pro nás jedním z nejdůležitějších parametrů. Výše popsané diagnostické přístroje jsou do značné míry ovlivněny subjektivitou pracovníka. Po detailnějším prostudování výše zmiňovaných studií si lze povšimnout, že k diagnostice tkání je používána pouze zatěžovací část indentační zkoušky. Výzkumné studie se nezabývají tím, jak tkáň reaguje po odlehčení indentoru. Prototyp myotonometru vyrobený na Fakultě tělesné výchovy a sportu UK v Praze byl použit již v roce 2002 [3]. Šlo o prototyp, ze kterého se vyvíjel myotonometr, který v této experimentální části používáme. V současné době jde v pořadí o čtvrtou generaci myotonometru, která už ale byla vyrobena na Technické univerzitě v Liberci. Toto experimentální zařízení je jedinečné v měření viskozity. Je schopno jí zaznamenat do indentační křivky, která bude zmíněna v následující kapitole. Myotonometr navíc oproti ostatním druhům, vyhledaných ve světové literatuře, využívá jednak zatěžovací a jednak odlehčovací část zkoušky, proto je výstupem uzavřená hysterzní křivka.

4. 2. 1 **Technický popis myotonometru vyrobený na TUL**

Ve své práci k měření viskoelastických vlastností rovněž využívám indentační metodu, kterou využívá přístroj myotonometr. Toto experimentální zařízení vlastní Technická univerzita v Liberci, viz Obr. 9 a 10, a je součástí projektu Tačr Gama číslo TG01010117. Myotonometr dokáže změřit velikost svalového napětí jako odezvu na zatížení indentorem. Jedná se o mechanický a elektrický přístroj s pevnou, nepoddajnou hliníkovou konstrukcí, která váží přibližně 15 kg. Při technickém provedení bylo dbáno na tuhost a pevnost konstrukce, proto také byl zvolen tento materiál. Měřicí blok s elektronikou je umístěn na hliníkové konstrukci, která nesmí být pružná, neboť by to zkreslovalo výsledky měření. Měřicí blok se pohybuje v kolmé ose na měřenou tkáň.



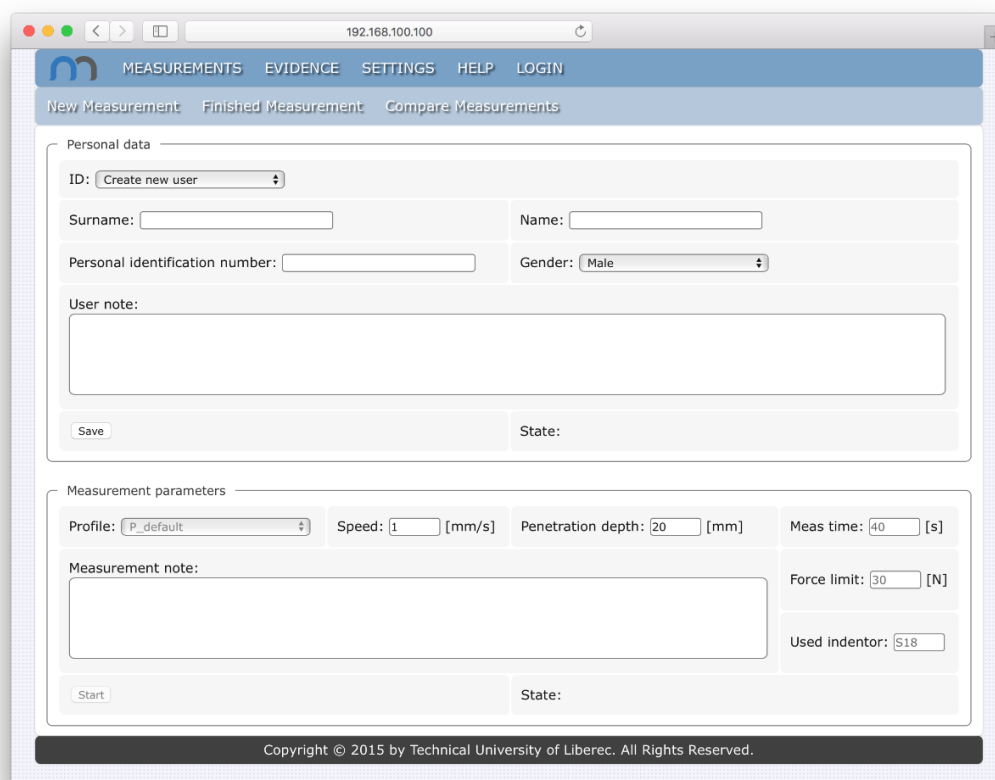
Obrázek 9- Myotonometr TUL



Obrázek 10 - Myotonometr TUL (pohled ze strany)

Výškové seřízení měřicí části myotonometru je nastavitelné ručně pomocí “lineárního vedení“, můžeme ho tedy regulovat na různou šíři končetiny. Po nastavení výškové části zafixujeme danou polohu. Hloubku vniku, jednu ze základních parametrů měření, si určuje počítačová technika sama na základě zvoleného měřicího profilu. Je nutné zadat počet bodů na změření anebo rychlost (lze též vidět z Obr. 11). U univerzitního myotonometru je maximální hloubka vniku 3,5 cm.

Po spuštění přístroje je vytvořen Wi-Fi Access Point (AP), ke kterému se automaticky připojí mobilní zařízení (tablet, notebook, stolní počítač), který zaznamenává a zpracovává naměřené hodnoty. Pro jednoduchost je ovládání přístroje zajištěno formou webové stránky. Webové rozhraní, zobrazené na Obr. 11 [autor Ing. Kysela], slouží k zadávání důležitých parametrů.

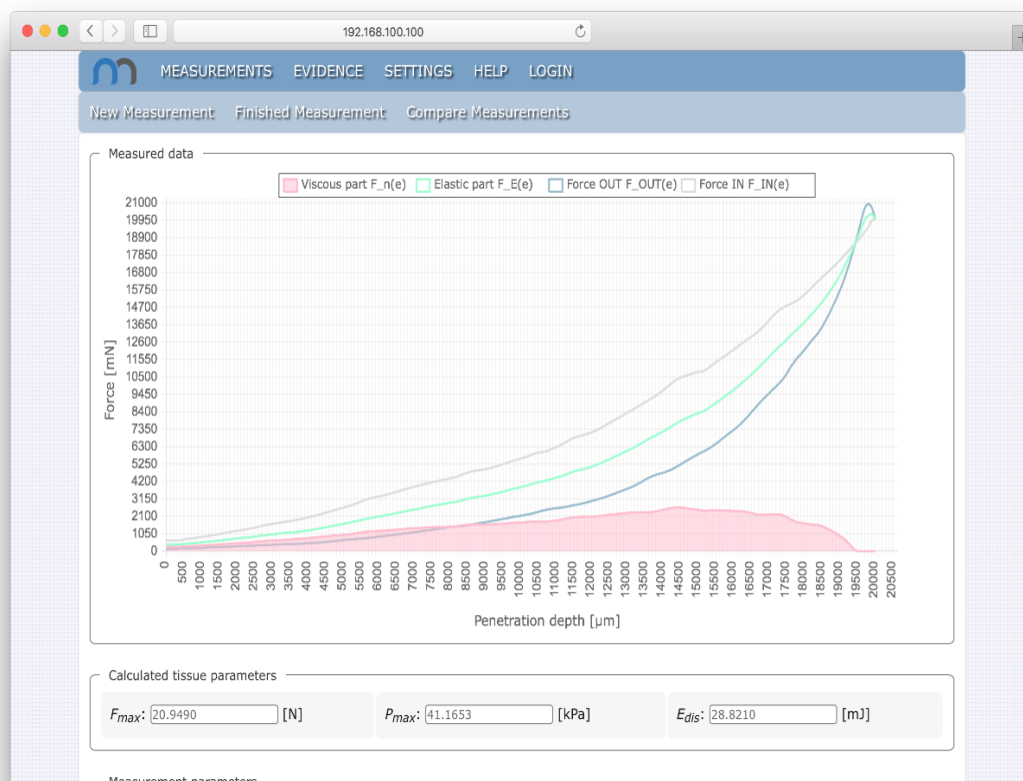


Obrázek 11 - Webové rozhraní

Volíme si různé druhy profilů, které přístroj může vykonat. Profilem lze definovat rychlost pohybu, hloubku indentace a počet bodů měření. Můžeme si zvolit pohyb indentoru konstantní rychlostí, složitý pohyb se zrychlením, s pozastavením v určité poloze či jejich kombinace. V jakémkoli pohybu můžeme nastavit určitý počet poloh, ve kterých se odečte síla působení na indentor. Vykreslíme tím závislost síly na hloubce vniku. Jiná možnost je taková, že nastavíme pevné kroky síly, ve kterých se odečte poloha. V tomto případě graf vykreslí závislost hloubky vniku na aplikované síle. Měřená síla je vyjádřena v Newtonech a dle zvoleného typu indentoru (vždy známe jeho kontaktní plochu) můžeme sílu vyjádřit i v Pascalech (viz Rovnice 4) jednoduchým přepočtem:

$$p = \frac{F}{S} \text{ [Pa]} \quad (\text{Rovnice 4})$$

Výsledkem měření je tzv. indentační křivka, viz Obr. 12 [autor Ing. Kysela], která nám udává různé závislosti dle zvoleného profilu. Z vykreslených grafů se dá vypočítat disipovaná energie a lze určit elastickou i viskozni složku.



Obrázek 12 - Indentační křivka

Na obrázku 12 mimo jiné vidíme naměřená data po dokončení měření. Graf automaticky zobrazí aktuální data a obsluha se nyní rozhodne, zdali chce data uložit do klientovy složky nebo přejít k dalšímu měření. Z grafu je zřejmé, že mezi průběhem zanořování a vynořování indentoru dochází k disipaci energie, která odpovídá ploše obehnuté křivkami a v grafu je zobrazena růžově. Také je zde vynesena střední hodnota obou průběhů, je vykreslena zeleně. Pod grafem jsou zobrazeny hodnoty maximální síly, maximálního tlaku a disipované energie.

Myotonometr je napájen ze sítě 230 V. Následně se napětí přeměňuje pomocí transformátoru na 44 V. Transformátor je elektrický stroj, který přeměňuje napětí, aniž by se jeho frekvence neměnila. Tento děj pracuje a principu elektromagnetické indukce.

Na transformátor je napojena pohonná jednotka s tří fázovým krokovým motorem. Skládá se ze statoru, rotoru a dvou štítů s ložisky. Motor je buzen měničem, který je ovládán řídicí jednotkou (mikroprocesorem). Měnič přijímá informace o pulzu a směru otáček. Frekvence impulzů určuje počet otáček motoru za sekundu a počet pulzů udává změnu pozice (směr otáčení) motoru. Krokový motor se vyznačuje hladším chodem než 2 - fázový krokový motor, běží téměř bezhlučně a má velmi vysoký točivý moment [18].

Spolehlivé proudové řízení třífázového krokového motoru je zajištěno pomocí externího micro-step driveru s rozlišením 30 000 kroků na otáčku. Je použita závitová tyč se stoupáním 3 mm. Rozlišení pohybu je 0,1 μm (poměr kroků na otáčku ke stoupání). Avšak absolutní přesnost měření je ovlivněna vřelými v mechanickém uložení, proto je ve skutečnosti přesnost řádově větší. Použitý motor v myotonometru má maximální krouticí moment 2 N · m.

Následujícím funkčním blokem připojeným za transformátor je měnič stejnosměrného napětí. V našem případě mění napětí z 5 V na 3,3 V. Toto napětí je přiváděno do počítače, který je nezbytnou výpočetní technikou. Počítač běží na operačním systému Linux a jsou do něj přeposílány informace z indentoru.

Indentor umístěný na tenzometr na spodní straně myotonometru nám v závislosti na mechanickém namáhání mění svůj elektrický odpor. Odporový tenzometr využívá deformace odporového drátku, kdy v důsledku působení síly drát prodlouží svoji délku. Čím menší je jeho průřez, tím je vyšší odpor. Tenzometr je jedním z nejdůležitějších prvků elektrotechniky k měření mechanických veličin a využívá piezorezistivního jevu. Nevýhodou odporového tenzometru může být horší odvod tepla, které tenzometr produkuje. Výhodou je malá hmotnost a rozměry, dále také jeho stabilita [19] [20].

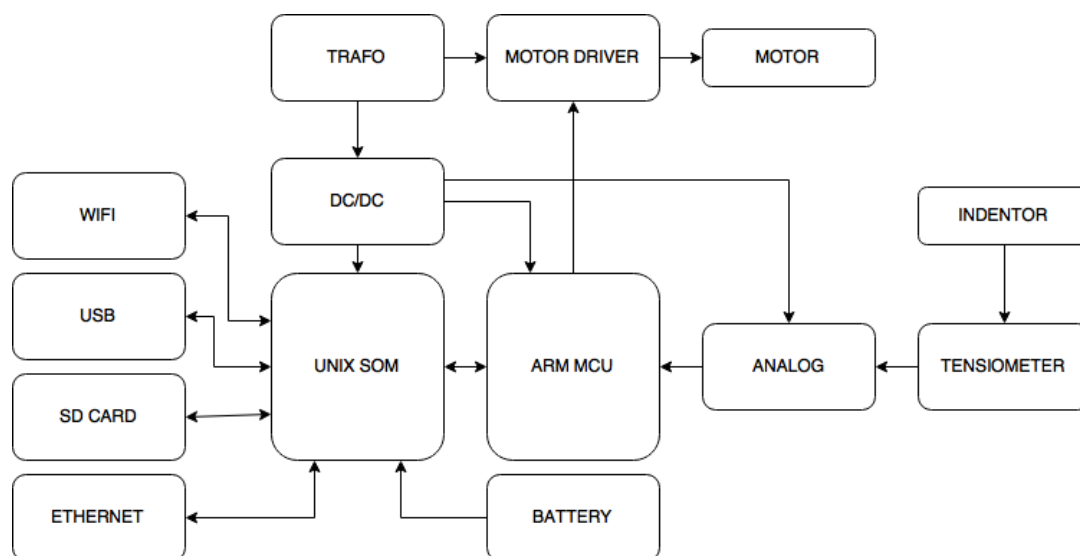
Signál z tenzometru je převeden do analogově digitálního převodníku (A/D převodníku). Jeho úkolem je převést původně spojitý elektrický biosignál na diskretní posloupnost vzorků signálu ve vybraných časových intervalech. Nejdříve ale signál projde dolnoproputným RC filtrem o frekvenci 100 Hz, čímž eliminujeme vysoké kmitočty. Následně je v A/D převodníku signál vzorkován. Při vzorkování musí být dodržen Nyquistův (Shannonův, Kotělnikovův) vzorkovací teorém, viz Rovnice 5:

$$f_{vz} \geq 2 \cdot f_{max} \quad (\text{Rovnice 5})$$

kde f_{max} je nejvyšší frekvence obsažená v signálu. Čím vyšší vzorkovací frekvence tím lépe. Poté je amplituda každého vzorku kvantována a získává celočíselné hodnoty. Amplitudy vzorků se diskretizují po určitých kvantech daným počtem bitů převodníku do jedné z 2^B úrovní, kdy B znamená počet bitů A/D převodníku, v našem případě se jedná o 24 bitový A/D převodník. Posledním krokem je zakódování hodnoty amplitudy (nejčastěji binární kód), přičemž každé slovo je délky B bitů [21].

Procesor připojený za A/D převodník se skládá z několika částí a to z aritmeticko-logické jednotky a několika periférií (registry, sběrnice, časovače...). Procesor tedy využíváme pro řešení všech programových instrukcí, zajištění spolupráce všech periférií a provádění matematických operací [22].

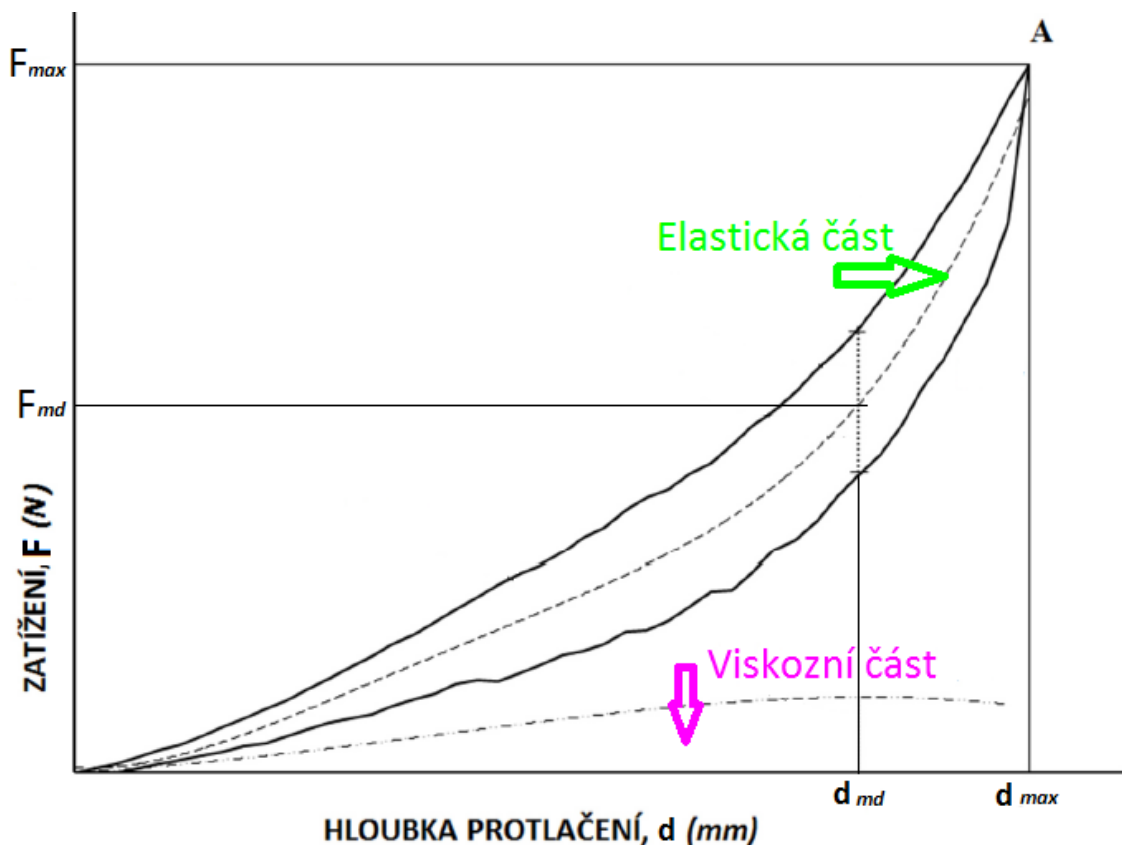
S přístrojem komunikujeme pomocí sítě Ethernet nebo Wi-Fi připojení. Data lze také ukládat na SD kartu. Ucelený popis elektrotechnického funkčního bloku je schematicky znázorněn na Obr. 13 [autor Ing. Kysela].



Obrázek 13 - Elektrotechnický funkční blok

4. 2. 2 Popis indentační křivky

Při zatížení a odlehčení tkáně se zaznamenává závislost síly na hloubce vniku. Výsledkem je tzv. indentační křivka, viz obr 14. Na indentační křivce jsou zaznamenány parametry o F_{max} , d_{max} , F_{md} , d_{md} . Můžeme si také povšimnout, kterou křivkou je označena viskozní a kterou elastická část.



Obrázek 14 - popis indentační křivky

F_{max} , čili maximální síla, je nejvyšší síla, která musela být vyvinuta pro danou hloubku vniku. Udává nám tuhost tkáně, jelikož čím větší je maximální síla, tím je měřený sval tužší. Jediný parametr, který byl po celý průběh měření konstantní, byl d_{max} . Jeho hodnota na ose byla vždy 10 mm. Protože křivka ukazuje zatěžovací a odlehčovací fázi, můžeme si spočítat, že celková dráha indentoru byla 20 mm. F_{md} nám ukazuje hodnotu síly, při níž se dosáhlo maximální disipace energie. Místo této maximální disipace pak značí parametr d_{md} . Ze zmíněných dat lze pak vypočítat hodnoty tlaků, které nám spolu s ostatními parametry myotonometr vypočítá. Myslíme tím P_{max} , která udává hodnotu maximálního tlaku vypočteného z poměru maximální síly k dotykové ploše indentoru. P_{md} je ukazatel tlaku maximální disipace, který je vypočten z F_{md} a plochy indentoru.

Z křivky na Obr. 14 lze určit viskoelastické parametry zkoumané tkáně. Podle způsobu a rychlosti deformace lze pak získat různé funkční charakteristiky tkáně v závislosti na hloubce indentace. Z výše uvedené křivky na Obr. 14 vidíme, že při předem nastavené hloubce vniku odečítáme hraniční hodnotu síly, která se musí vyvinout na zkoumanou tkáň. Hodnota vyvinuté síly přímo souvisí s odporem, který tkáň vykazuje. Každá tkáň klade specifický odpor při zatížení. Čím větší je síla při vniku indentoru do tkáně, tím větší je její odpor a můžeme tak tvrdit, že je sval spastičtější. S rostoucím odporem tkáně (tuhostí) se disipace blíží nule. To si vysvětlujeme tak, že pokud na sval působíme určitou silou, elastičtější sval si převezme více energie pro svoje natažení a lépe se poddá tlaku na něj vyvíjejícímu. Specifický odpor pro každou tkáň se mění v závislosti na dalších faktorech, obzvláště na teplotě a na svalovém napětí. Předpokládáme, že pokud se ve svalové tkáni změní tonus, bude odezva na indentační zkoušku rozdílná, aniž by se při tom změnili i jiné parametry tkáně. Tudíž se změna projeví i na tvaru indentační křivky.

Hodnoty na indentační křivce obsahují data ze zatěžování i odlehčování indentoru, proto vidíme uzavřenou hysterezní křivku. Indentor působí ve vyšetřované tkáni deformaci elastickou a plastickou. V době mezi úplným zatížením tkáně a odlehčením se materiál chová čistě elasticky. V čase odlehčování pozorujeme plastickou deformaci. V průběhu indentace vznikají viskoelastické deformace v průběhu všech tkání, které měříme. Pokud měříme určitý sval (spíše skupinu svalů), zaznamenáme deformaci ze všech tkáňových vrstev – z kůže, podkoží, tukové tkáně, svalové fascie a také svalové tkáně. Kostní tkáň, která se nachází pod svalovou vrstvou, do deformací nezahrnujeme, protože vzhledem k velmi malým deformačním silám a hloubce zanoření se kost prakticky nedeformuje. Kostní tkáň nám alespoň poslouží jako reakční podložka oproti tlakové síle vyvinuté indentorem. Všechny části tkáňových vrstev nazýváme jako kompozitní materiál.

5 Experimentální část

V této kapitole zabývající se experimentálním šetřením popisujeme skutečnosti, které vedly k uskutečnění měření. Abychom mohli zrealizovat naplánované empirické šetření a zodpovědět tím stanovené cíle a otázky, definovali jsme si ještě dodatečný úkol. Nad rámec práce byla zhotovena sada indentorů pro myotonometr, díky nimž bylo možné naměřit různé charakteristiky tkáně. K těmto součástkám byla zhotovena i náležitá technická dokumentace dle platných norem. Indentory budou sloužit i pro další výzkumná šetření a podrobně se touto problematikou budeme zabývat dále.

5.1 Cíle a výzkumné předpoklady

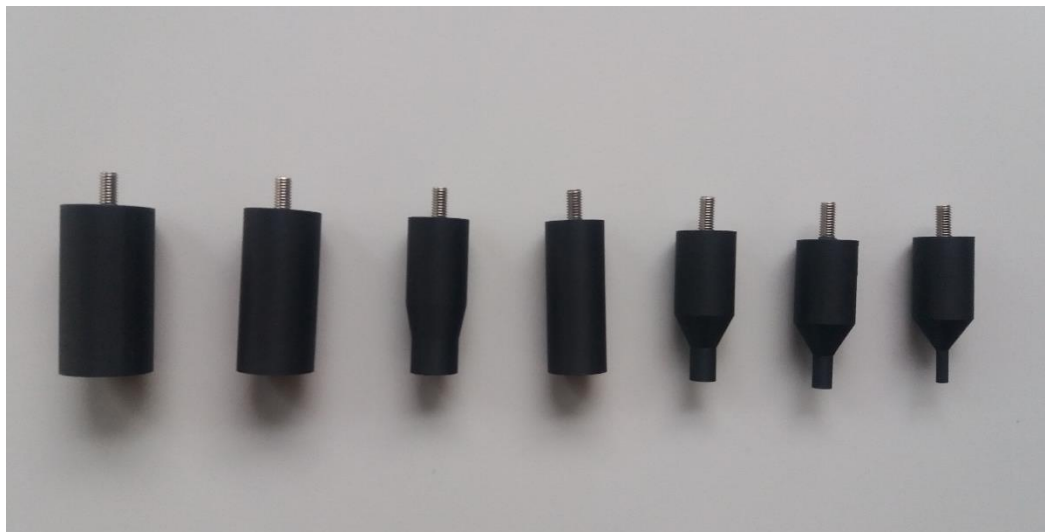
Hlavním cílem práce je na základě empirického šetření zjistit možnosti klinického využití viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka *in vivo*, *in situ*. Experimentální šetření jsme provedli indentační metodou pomocí přístroje myotonometru. V souvislosti s hlavním cílem byly vytyčeny ještě dva následující dílčí úkoly. První z dílčích úkolů se zaměřuje na ověření reliability námi navržené metody. Druhým dílčím úkolem je doporučit možné klinické využití v praxi podle námi vytvořeného indentačního přístroje a nově navržených indentorů. Doporučení bude vyjádřeno z výsledků reliability.

V této práci se také snažíme zodpovědět čtyři základní vědecké otázky, které byly definovány na základě výše uvedených cílů. Otázky byly již detailně popsány v kap. 2.

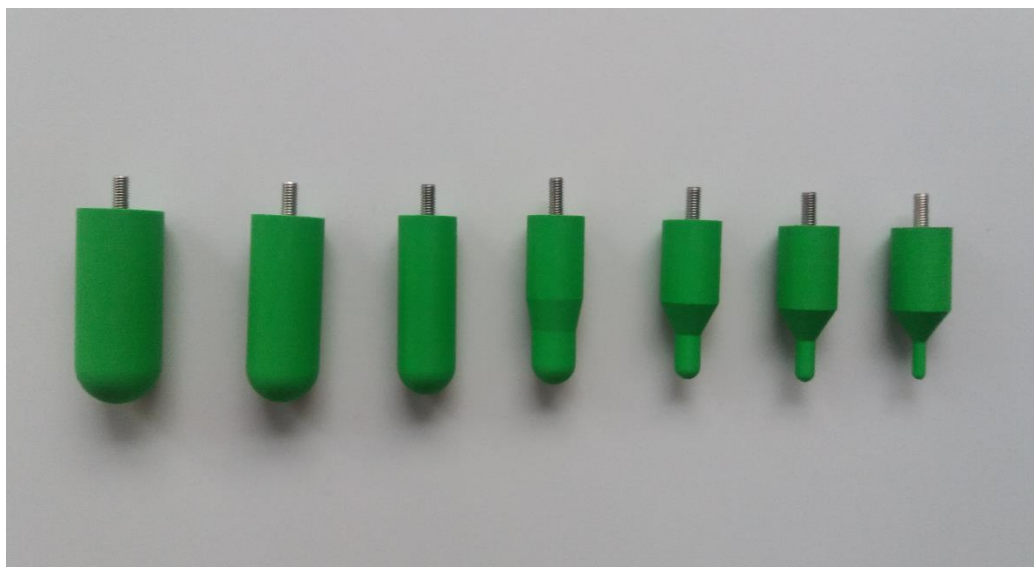
5.2 Návrh a realizace indentorů

Na základě empirických zkušeností jsme pro výrobu zvolili určité rozměry koncových dotykových ploch indentoru. Dohodli jsme se, že vytvoříme dvě sady indentorů, každou po 7 kusech. Sady indentorů jsme odlišili tvarem kontaktní plochy. První sadu jsme zvolili s kruhovou kontaktní plochou, viz Obr. 15. O druhé sadě jsme rozhodli, že její tvar

bude půlkulový, viz Obr. 16. Každou sérii jsme zakončili stejným poloměrem kontaktních ploch, byly stanoveny na 2, 3, 4, 7, 9, 10.5 a 12 mm. Celkem jsme navrhli 14 druhů indentorů.



Obrázek 15 - Indentory s kruhovou plochou



Obrázek 16 - Indentory s půlkulovou plochou

Při návrhu indentorů jsme vycházeli z odhadované plochy bříška prstu, které se využívá u palpace. Kupříkladu u palce je jeho plocha odhadnuta na 250 mm^2 . Válcový tvar indentoru je navíc ideální pro matematické výpočty. Kruhová sada má tedy indentor, jehož plocha má právě uvedených 250 mm^2 . Z uvedené plochy vyplývá, že jde právě o indentor s poloměrem 9 mm. Právě od tohoto poloměru sady vycházejí. Samozřejmě jsme navrhli hned několik poloměrů, abychom obsáhli širší škálu využití. Dalším parametrem

pro nás bylo, aby hloubka vniku byla ideální. Z termodynamických úvah o malých deformacích vyplývá, že maximální hloubka indentace h by měla být srovnatelná s poloměrem indentoru. Pro malé deformace platí Rovnice 6:

$$\frac{h}{r} \leq 0,5 \quad (\text{Rovnice 6})$$

V našem výzkumu však uvažujeme velké deformace, což značně situaci komplikuje. Na této problematice se v současné době intenzivně pracuje. Navíc také záleží na individuálním účastníku, jelikož každý má jinou vrstvu tukové tkáně nebo jinou míru spasticity. Nevíme nikdy dopředu, jaký rozměr indentoru budeme potřebovat. Záleží také především na měřené oblasti, neboť budeme potřebovat širší rozměr indentoru na svalovou tkáň v oblasti stehenní, úzký rozměr naopak budeme využívat při měření kůže nebo podkoží, kdy není potřeba hlubšího vniku a zůstane zachována Rovnice 6. Indentory zakončené půlkruhem však lépe připomínají palpaci, očekáváme od jejich měření hlubší deformace příznivější pro pokus. Nevýhodou je, že takový tvar prozatím nemá přiřazen matematicko-fyzikální model

Zvolili jsme pro navrhování program Autodesk Inventor Professional 2015. Shledáváme ho jako optimální profesionální nástroj k projektování, dokumentaci i simulaci 3D strojírenských součástí. V úplném začátku jsme vybrali příkaz 2D náčrt. Program nám ihned vytvoří pracovní rovinu a umožní nám do ní narýsovat rozměry indentoru. Šířku kruhové základny jsme stanovili u indentorů s poloměrem kontaktní plochy 2, 3, 4, 7 mm na 18 mm, u indentorů s poloměrem 9, 10.5 a 12 mm jsme zvolili šířku základny stejně velkou jako poloměr kontaktní plochy. U posledních tří poloměrů jsme získali tvar válce. Standardní výšku jsme určili na 45 mm.

Jednoduchou funkcí „rotace“ jsme vytvořili rotační součást. Pro tento krok bylo pouze nutné, abychom zvolili osu rotace a profil, podle kterých chceme rotovat. Zhotovili jsme tímto patřičný 3D model, viz Příloha B, jenž jsme vyexportovali do formátu .bmp. Vytvořili jsme si tím představu součástky ve skutečnosti. Ke každému modelu jsme navíc vytvořili technickou dokumentaci s náležitými kótami dle platné technické normalizace, viz Příloha B.

Otevřeli jsme soubor ve formát .dwg. Jde o šablonu, ve které se vytvoří technický dokument s pohledy na součástku. Ve funkci „základní pohled“ jsme si vždy ze souboru vybrali danou součástku a zhotovili její pohledy. Podle tvaru součástky a složitosti jsme

usoudili, že stačí pohledy dva a bude dosaženo úplného zobrazení i okótování. Navíc je nutné dodržet pravidlo, aby počet pohledů byl co nejmenší. Obrazové měřítko jsme nastavili na 1:5. Z důvodu zřetelného a snadného přečtení v případech poloměrů 9, 10.5, 12 mm u tvaru půlkoule jsme museli měřítko nastavit 1:10. Nyní teprve můžeme okótovat tak, aniž by se nám rozměr opakovat vícekrát. Zapsali jsme název součástky a další údaje do razítka. Takto jsme postupně vytvářeli všechny výkresy.

Zkonstruované indentory jsme vytisknuli ve 3D tiskárně na Technické univerzitě v Liberci. Z důvodu nekompatibility formátů jsme museli převést modely součástek ze standardního formátu programu Autodesk Inventor .ipt na formát .stp podporovaný 3D tiskárnou. Zvolili jsme jako materiál pro tisk ABS plast. Na závěr jsme indentory osadili nerezovými šrouby pro snadnou výměnu během měření.

ABS plast vykazuje mimořádnou pevnost. Jedná se o houževnatý plast, s vynikající odolností proti tlakovým rázům, proti šíření trhlin a s odolností proti otěru. Materiál navíc dobře odolává atmosférickým vlivům, UV záření a tlumí zvuk. Dalšími přednostmi je mimořádně nízká tepelná vodivost, díky čemuž ABS plast ideálně lze použít v chladných anebo klimatizovaných prostorech. Tento relativně nový typ plastu z hlediska chemické rezistence se hodí pro široké spektrum využití [23]. Indentory byly navrženy a zrealizovány v rámci projektu Tačr Gama číslo TG01010117.

6.2 Metodika výzkumu

V následujících podkapitolách shrneme podrobně experimentální šetření. Zaměříme se na výzkumný vzorek, na kterém jsme testovali. Uvedeme, jaký typ přístroje a jaké velikosti indenterů jsme použili. Také sdělujeme, jakou oblast měkkých tkání jsme měřili a v neposlední řadě objasníme metody statistického zpracování, které jsme použili na ověření reliability.

6. 2. 1 Charakteristika výzkumného souboru

V rámci experimentálního šetření jsme oslovili 49 respondentů. Respondenti byli studenti TUL. Nebyla stanovena žádná kritéria pro výběr studentů. Všechny studenti jsme požádali, aby podepsali před měřením informovaný souhlas, ve kterém jsme sepsali veškeré náležitosti, viz Příloha C. Především, o jaký projekt se jedná, kdo jsou řešitelé projektu, co měření obnáší. V další části informovaného souhlasu je prohlášení, že respondent souhlasí s účastí na uvedeném projektu. Nezapomněli jsme v informovaném souhlasu zmínit, že výzkumný projekt je v souladu s nejvyššími standardy, bezpečností a etikou, s ohledem na Helsinskou deklaraci a vnitrostátní právní předpisy. Z důvodu vysokého množství jsme přiložili jenom vzor informovaného souhlasu do Seznamu příloh. Podepsané informované souhlasy jsou vloženy na CD.

6. 2. 2 Charakteristika výzkumných metod

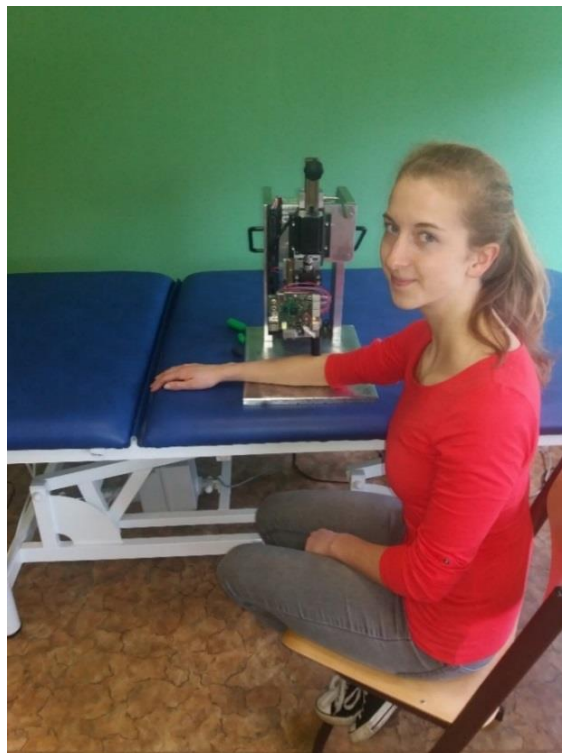
Pro měření jsme s panem PhDr. Petrem Šiftou, Ph.D. vybrali indentory s dvěma poloměry. Rozhodli jsme se pro nejmenší a zároveň největší možný rozměr indentoru a to pro poloměry 2 mm a 12 mm z půlkruhové i kruhové sady. Vybraný počet indentorů byl důležitý i pro další následné statistické zpracování. Myotonometr, na kterém jsme testovali, již byl detailně popsán v kap. 4. 2. 1.

6. 2. 3 Charakteristika výzkumného činitele

Měření jsme zahájili na Centru sportovní medicíny Fakulty pedagogické Technické univerzity v Liberci. Spuštění myotonometru probíhá přes Wi-Fi spojení, na které jsme se pod heslem přihlásili. V internetovém prohlížeči se nám zobrazí úvodní stránka, do níž ihned zadáváme parametry, podle nichž bude měření probíhat. Každému respondentu byl vytvořen nový list s jeho osobními údaji. Parametry jsme ponechali u všech měření nezměněné, abychom zachovali u každého stejné podmínky. Myslíme tím především rychlost vniku indentoru, kterou jsme nastavili na 4 mm/s a hloubku vniku, kterou jsme

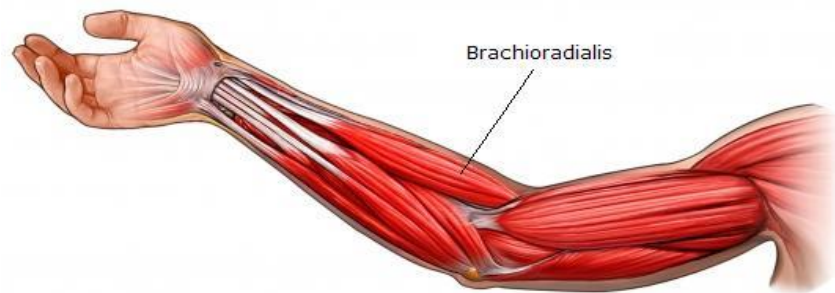
definovali na 10 mm. Celkový čas jednoho měření činil 5 s (poměr zapuštění a odlehčení k rychlosti). Rychlost vniku jsme definovali 4 mm/s, jelikož z nejnovějších empirických šetření vyplývá, že ideální rychlost by měla být 3,5 – 4 mm/s. Při velmi rychlém vniku do svalů (nad 4 mm/s) dochází k negativní zpětné reakci svalu tím, že se kontrahují.

Respondentům jsme pokaždé měřili pravou horní končetinu, pro ukázkou je přiložen Obr. 17. Další fotografie z experimentálního šetření je množné shlédnout v Příloze D. Každého jedince jsme s krátkým odstupem několika minut testovali na všechny čtyři indentory, abychom zachovali stále podmínky pro měření. Měření jsme u každého druhu indentoru pětkrát zopakovali. Od každého respondenta jsme získali 20 naměřených hodnot z jednoho dne měření. Probandi byli požádáni, aby se druhý den dostavili znovu k měření. Z důvodu statistického zpracování jsme potřebovali naměřit údaje ze dvou dnů u jednoho respondenta. Účastníky šetření jsme upozornili, že není vhodné se v průběhu měření hýbat, smát se apod. Poukázali jsme na to, že je vhodné setrvat v klidu a sedět uvolněně. Zajistili jsme klidné a příjemné prostředí a snažili jsme se vytvořit optimální podmínky pro co nejpřesnější výzkum. Při pohybu nebo při svalovém stahu, vnikají na výsledné křivce nepřesnosti. Sval a nerv je propojený zpětnovazebný systém, proto svalové kontrakce mohou být i mimovolní. Jde o fascikulaci, kterou ani respondent nemusí ovlivnit.



Obrázek 17 - Měření s indentorem o poloměru 12 mm, kruhová kontaktní plocha

Hrot indentoru byl přiložen tak, abychom mohli měřit viskoelastické vlastnosti *musculus brachioradialis*. Tento sval nazýváme vřetení, protože sestupuje podél radia, kosti vřetení. Sval se upíná na processus styloideus radii. Významný je tím, že mezi *musculus brachioradialis* a šlachou *musculus flexor carpi* hmatáme v distální čtvrtině předloktí na přední straně puls *arterie radialis*. Podstatnou funkcí svalu je, že se jedná o pomocný ohybač lokte a supinuje a pronuje předloktí. *Musculus brachioradialis*, který je zobrazen na Obr. 18, patří do povrchové vrstvy dorsální skupiny svalů předloketních a je z této skupiny nejdelší [24].



Obrázek 18 - Musculus brachioradialis

Ze subjektivního pohledu respondenti hodnotili jako příjemnější indentor s poloměrem 12 mm. Vždy jsme dbali na to, aby měření nezpůsobovalo nepříjemné pocity, natož způsobovalo bolest. Čím menší zvolíme poloměr indentoru, tím nepříjemnější to pro respondenta může být. Mohlo by totiž dojít ke zvýšenému bolestivému vzruchu, tzv. nocicepce, následně k silné kontrakci svalu, což by mělo samozřejmě negativní dopad na výsledky měření.

6. 2. 4 Metody statistického zpracování

Po ukončení měření jsme stáhli data do textového souboru .txt. Dále jsme data převedli do programu Microsoft Office Excel 2013, kde musela být ještě korekčně upravena. Data obsahovala údaje o F_{max} , F_{md} , d_{md} a E_{dis} . Téměř všechny parametry již byly popsány v kap. 4. 2. 2, kde jsme je zmínili v rámci popisu indentační křivky. Posledním a velmi cenným parametrem pro nás je E_{dis} – disipovaná neboli ztrátová energie. Můžeme ji po-

psat jako nevratnou přeměnu části celkové energie v jiné druhy energie, zejm. teplo. V našem případě se tak děje při mechanickém tření indentoru o lidskou tkáň. Druhá termodynamická věta nám říká, že teplo nelze beze zbytku zpětně přeměnit v jiný druh energie, proto z tohoto důvodu při disipaci dochází ke ztrátě (možno i „znehodnocování“) energie [25].

Reliabilita, kterou pomocí statistického zpracování ověříme, vyjadřuje přesnost a spolehlivost měření. Vypovídá o tom, jestli jsou získané výsledky z experimentálního šetření ovlivněné náhodnými vlivy či nikoli. Pokud vyjde test reliabilní, dosažené výsledky jsou při opakovaném měření stabilní. Je důležité si uvědomit, že každý měřicí nástroj vnáší do testování chybu. Musíme tedy zjistit, do jaké míry nám měřicí technika přináší přesné a stabilní výsledky. Provádíme-li nějakou studii, chceme, aby výsledky z měření byly co nejvíce přesné. Naměřené hodnoty by se měli tedy co nejméně lišit o hodnot skutečných. Požadujeme vždy co nejvyšší spolehlivost měření. To znamená, že pokud se naměřené hodnoty budou od sebe co nejméně lišit, tím je použitá metoda a také měřicí přístroje spolehlivější. Každé měření může být zkresleno různými fyzikálními vlivy či sociologickými podmínkami, v našem šetření se mohlo jednat o mimovolné svalové stahy respondenta, ale i vědomý pohyb, rozptýlení atd. Je již prokázáno, že svalové napětí může být ovlivněno i somatickým stavem respondenta. Např. svalové napětí u žen je do jisté míry ovlivněno menstruačním cyklem [26] nebo u obou pohlaví dlouhodobým cvičením jógy [27]. Ovlivnit výsledky může ale vybraná metoda měření a přesnost přístrojů. Nejdůvěryhodnějšího měření dosáhneme v případě, pokud měření zrealizujeme předepsaným způsobem a za stálých podmínek. Právě proto jsme učinili opakované měření (pětkrát po sobě) a měření jsme opakovali ve dvou dnech [28] [29].

V tomto statistickém zpracování se budeme podrobněji zabývat hodnotami maximální síly, síly při maximální disipaci, místem maximální disipace a disipovanou energií. Pro výzkum předpokládáme data z Gaussova (normálního) rozdělení.

Existuje celá řada matematicko-statistických metod, které vedou ke zjištění reliability. Metody vycházejí ze skutečnosti, že jakékoli měření se sestává právě a chybové komponenty. Vycházíme z předpokladu, že teoreticky lze reliability spočítat jako podíl pravého rozptylu a celkového rozptylu výsledků testu. Tato teoretická metoda může být v praxi různě chápána, proto zkoumáním reliability se zabývá řada matematicko-statistických metod [28] [31].

V této práci jsme se rozhodli použít hned několik metod pro zjišťování reliability. Konkrétně byl výpočet proveden pomocí tří základních testů. Jedná se o test - retest, split - half a metodu Cronbachovo alfa. Reliabilita pomocí test-retest zjišťuje korelaci při dvojitým následném testování tímž testem. Podstatou je zjištění stability testu vypočítáním korelačního koeficientu z Rovnice 7. V této práci se konkrétně jedná o výpočet korelačních koeficientů dvou stejných indentorů a jejich následné porovnání ve dvou různých dnech:

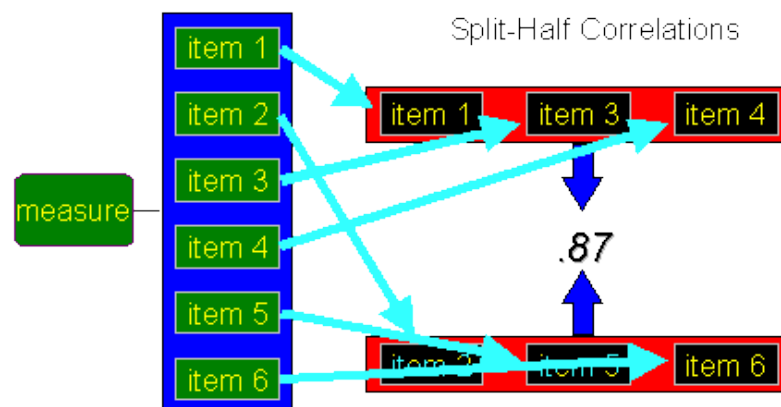
$$r = \frac{N \cdot \sum XY - (\sum X) \cdot (\sum Y)}{\sqrt{[N \cdot \sum X^2 - (\sum X)^2] \cdot [N \cdot \sum Y^2 - (\sum Y)^2]}} \quad (\text{Rovnice 7})$$

N je celkový počet probandů, X je průměrná hodnota z jednoho měření a Y je průměrná hodnota z opakovaného měření [30].

Split - half metoda pro vyjádření reliability je metoda půlení. Předpokládáme, že test je reliabilní (spolehlivý), pokud jsou i jeho části spolehlivé. Test rozdělíme na dvě části a to sudou a lichou polovinu. Výsledky z obou polovin se následně vzájemně korelují. Vypočítáme koeficient reliability, viz Rovnice 8, pomocí Spearmanova-Brownova vzorce:

$$REL_{SB} = \frac{2r_p}{1+r_p} \quad (\text{Rovnice 8})$$

r_p je koeficient korelace mezi výsledky testovaných v obou polovinách testu [31]. V z této práci konkrétně porovnáváme dva kvalitativně stejné indentory během jednoho měření a opět ve dvou dnech. Tzn. porovnání kruhového indentoru 12 mm a půlkruhového indentoru 12 mm ve dvou dnech a pak také kruhový 2 mm a půlkruhový 2 mm ve dvou dnech. Pro zjednodušenou představu je split – half reliabilita znázorněna na Obr. 19 [30].



Obrázek 19 - Split - half reliabilita

Jako poslední metodu pro zjištění reliability jsme se rozhodli použít standardizované Cronbachovo alfa, tzv. metodu vnitřní konzistence. Tento typ testu neopomíjí otázku soudružnosti. V poslední době se jedná o nejrozšířenější typ pro výpočet koeficientu reliability. Standardizované Cronbachovo alfa se počítá z následující Rovnice 9:

$$\alpha = \frac{k \cdot r}{1 + (k-1) \cdot r} \quad (\text{Rovnice 9})$$

kde r je průměrný korelační koeficient mezi indentory a k je počet testovaných indentorů. V tomto případě k se rovná 4, protože konkrétně porovnáváme mezi sebou všechny typy indentorů [31] [32].

Ke každému výsledku reliability byla spočtena nejistota měření, protože chceme znát informaci, s jakou přesností jsme měření uskutečnili. Na zvolené hladině významnosti $\alpha = 5\%$ víme, že skutečná hodnota se nachází v určitém intervalu. Nejistota měření právě reprezentuje určitý interval. Díky čtyřem typům indentorů a pětinasobném opakování experimentu ve dvou dnech bylo možné statisticky určit průměrnou relativní nejistotu ε podle Rovnice 10 [33].

$$\varepsilon = \frac{\text{absolutní chyba}}{\text{naměřená hodnota}} \quad (\text{Rovnice 10})$$

Míra reliability je dána koeficientem reliability, který je udáván v rozmezí hodnot 0 až 1. Hodnota 0 označuje naprostou nespolehlivost a nepřesnost, jde o výsledky zcela náhodné. 1 naopak značí bezpodmínečnou spolehlivost a přesnost. Podle velikosti reliability posuzujeme kvalitu metody. Čím je nižší reliability testu, tím skeptičtěji hodnotíme výsledky měření [28]. Za všeobecně uznávané hranice reliability lze považovat:

- reliability nad 0,95 – vynikající výsledek testu
- reliability nad 0,85 někdy nad 0,90 – dostatečný výsledek k tomu, aby na základě tohoto testu bylo možné činit rozhodnutí
- reliability nad 0,65 – test lze použít jako jeden z podkladů pro rozhodnutí
- reliability pod 0,65 – nelze test pokládat za spolehlivý [34]

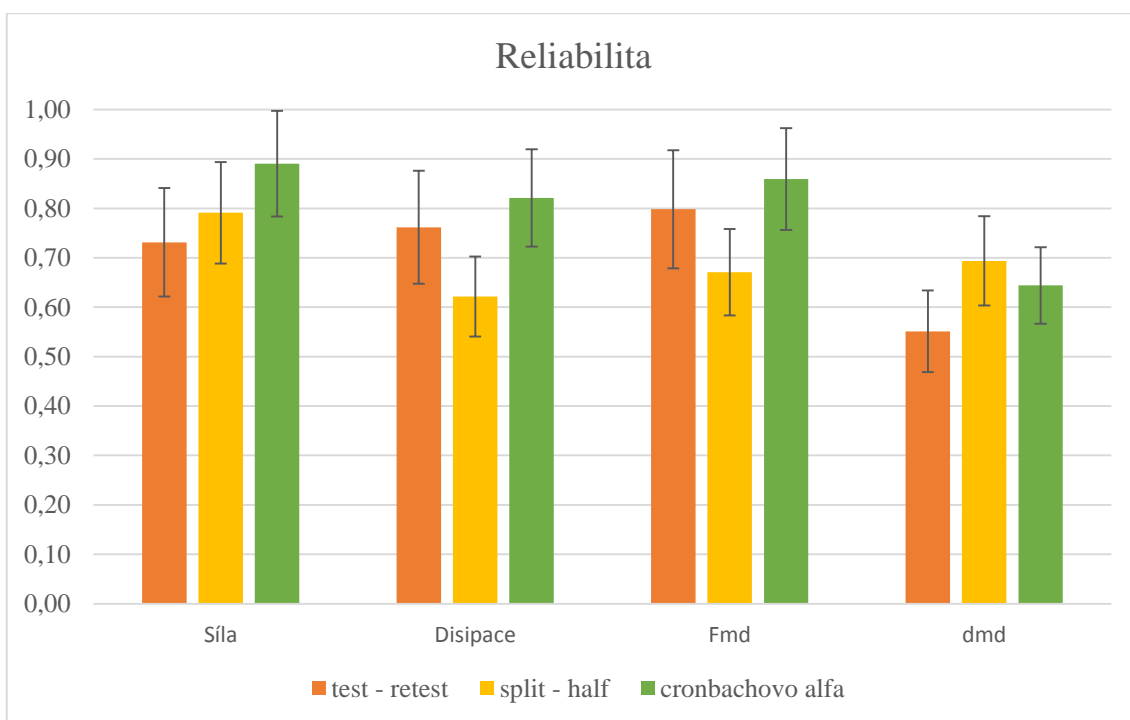
6.3 Analýza výzkumných dat

Z výše uvedených testů byla spočtena hodnota reliability a to pro čtyři parametry, které jsme zkoumali v empirickém šetření. Máme na mysli konkrétně hodnoty maximální síly, disipované energie, dále síly, při které došlo k maximální disipaci a místa, kde došlo k maximální disipaci. Tabulka 4 předkládá ucelený popis výsledků testů reliability společně s relativní nejistotou ϵ .

Tabulka 4 - Výsledky reliability

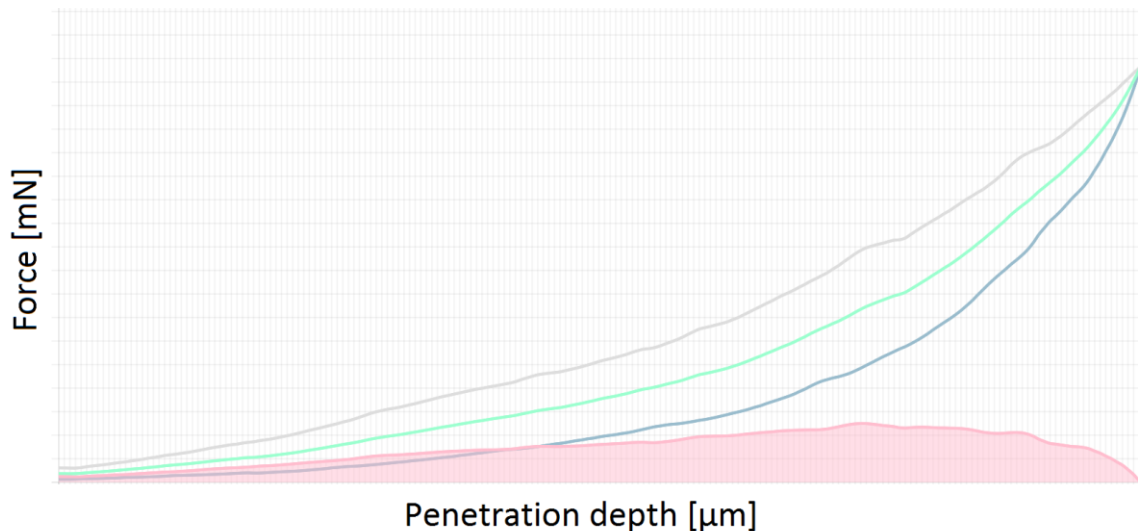
N = 49	Síla [N]	Disipace [mJ]	Fmd [N]	dmd [mm]	ϵ ($\alpha = 0,05$)
Test - retest	0,73	0,76	0,80	0,55	0,15
Split - half	0,79	0,62	0,67	0,69	0,13
Cronbachovo alfa	0,89	0,82	0,86	0,64	0,12

Z každé jednotlivé hodnoty byl pro přehlednost vypracován sloupcový graf, který opět zachycuje velikost reliability v t-testu, spit-half testu a testu Cronbachovo alfa, viz Graf 1.



Graf 1 - Výsledky reliability

Z každého měření jednotlivého probanda jsme získali m. j. indentační křivku, ze které je možné určit viskoelastické parametry tkáně, hloubku vniku a sílu při indentaci či zjistit, ve které vrstvě měkkých tkání se právě nacházíme. Popisem indentační křivky jsme se již hlouběji zabývali v kap. 4. 2. 2, v následujícím Obr. 20 je praktická ukázka křivky z jednoho měření.



Obrázek 20 - Výsledná indentační křivka

6. 4 Analýza výzkumných cílů a předpokladů

Hlavním výzkumným cílem této práce bylo zrealizovat reprezentativní empirické šetření, které bude zaměřené na ověření reliability námi navržené metody stanovení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka in vivo, in situ. Stěžejní cíl této práce se nám velmi úspěšně podařilo splnit. S výsledky jsme velice spokojeni, protože data vycházejí jako velice signifikantní. V tabulce 5 je srovnání dvou bližších hodnot reliability v jednotlivých kategoriích – vyloučením třetího. Vyloučení třetího výsledku znamená, že byly porovnány dvě bližší hodnoty reliability a třetí byla vyloučena. V tabulce jsou data zaznamenána pomocí intervalového rozdělení, ke kterému už je přičtena relativní nejistota ε . Nejvíce signifikantní výsledky jsme zaznamenali u F_{md} , což je síla při maximální disipaci, která dosahovala hodnot až 0,94. V tomto případě se jedná o vynikající výsledek testu.

Tabulka 5 - Shrnutí výsledků

	Síla [N]	Disipace [mJ]	Fmd [N]	dmd [mm]
Reliabilita	0.65 - 0.87	0.69 - 0.90	0.72 - 0.94	0.59 - 0.75

Díličními úkoly práce bylo shrnout aktuální přístupy k diagnostice mechanických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka, což je srozumitelně vysvětleno v celé kap. 4. Zde se setkáváme s problémem, že v lékařské praxi se vyšetřuje pomocí palpce, což může být ovlivněno subjektivitou pracovníka. Nahlížíme tu na fakt, že se podle dostupných zdrojů nevyužívá přístroj, který by viskoelastické tkáně objektivně parametrizoval. Na tuto problematiku navazuje druhý dílčí úkol. Na základě výše uvedeného analyzujeme aktuální poznatky o indentačních diagnostických metodách. Následně zjišťujeme, že jen velmi sporadicky se ve světě vyskytuje přístrojová technika, která hodnotí viskoelastické parametry tkáně. Podle třetího dílčího úkolu sestavujeme přehled přístrojů, které na základě indentační techniky nahrazují zdravotníkovu palpaci. Dále bylo zrealizováno reprezentativní empirické šetření zaměřené na ověření reliability. Na jeho základě bude vytvořeno v kap. 7 doporučení pro možné klinické využití v praxi podle námi vytvořeného indentačního přístroje - myotonometru. Tímto jsme splnili hlavní výzkumný cíl práce a i všechny související dílčí úkoly.

V rámci diskuze nad výsledky reliability bychom chtěli porovnat námi naměřenou reliability, viz předcházející kapitoly, našeho myotonometrického přístroje s dostupnou světovou literaturou. V první studii [14], se kterou bych chtěla porovnávat, se zabývali experimentálním šetřením na 15 asymptomatických respondentech. Měřenou oblastí byl *musculus deltoideus, infraspinatus a teres*. V této studii reliability hodnotili pomocí metody Intra-class correlation coefficient – ICC, což znamená posouzení korelačních koeficientů u každého jedince ve dvou dnech. Hodnoty reliability se v této studii pohybovaly v rozmezí od 0,69 do 0,91 pro všechny tři měřené svaly. V jiném výzkumu [15], kde měřenou oblastí byl *musculus rectus femoris a biceps brachii*, výzkumný tým oslovil 21 starších a 21 mladších mužů. Rozhodli se zvolit test reliability Inter-rater. Data reliability u *musculus rectus femoris* se pohybovala v rozmezí 0,92 - 0,95 pro mladší skupinu mužů, pro starší skupinu mužů 0,86 - 0,94. Data z *musculus biceps brachii* dosáhly výsledků 0,78 - 0,94 u mladších mužů, u starší věkové skupiny 0,89. V posledním výzkumu [16] se zaměřovali na *musculus biceps a triceps brachii* opět pomocí metody Inter-rater. Data reliability výzkumný tým spočítal v rozmezí 0,79 - 0,96 celkově pro oba svaly. Ve výzkumu bylo zúčastněno 12 lidí.

Z výše uvedeného porovnání se světovou literaturou vidíme, že hodnoty reliability jsou nadprůměrné, v určitých skupinách i výborné. Již však z jejich popisu v teoretické části je zjevné, že reliability mohou analyzovat pouze z jejich měřících parametrů a to tuhosti, svalového napětí nebo elasticity. My jsme však schopni s myotonometrem zaznamenat celou škálu parametrů a to F_{max} , d_{max} , F_{md} , d_{md} , P_{max} , P_{md} a E_{dis} . Dokážeme tedy posoudit z více parametrů reliability přístroje. V této práci jsme se zaměřili na nejdůležitější parametry - F_{max} , F_{md} , d_{md} , E_{dis} a z nich určili míru reliability. Pokud porovnáme námi ověřenou reliability se světovou, můžeme tvrdit, že námi navržená metoda dosahuje výborných výsledků, minimálně srovnatelných se světovou literaturou. Výsledky reliability pomocí metody vyloučení třetího udávají, že parametr maximální síly dosáhl výsledku 0,65 – 0,87, což je výborný výsledek. Hodnoty disipace dosáhly 0,69 – 0,90, to považujeme jako výborný výsledek reliability. Síla, při níž došlo k maximální disipaci, dosáhla hodnot 0,72 – 0,94. S tímto výsledkem jsme nejvíce spokojeni. Hodnoty

místa maximální disipace jsou v rozmezí 0.59 - 0.75, který též značí znamenitý výsledek reliability.

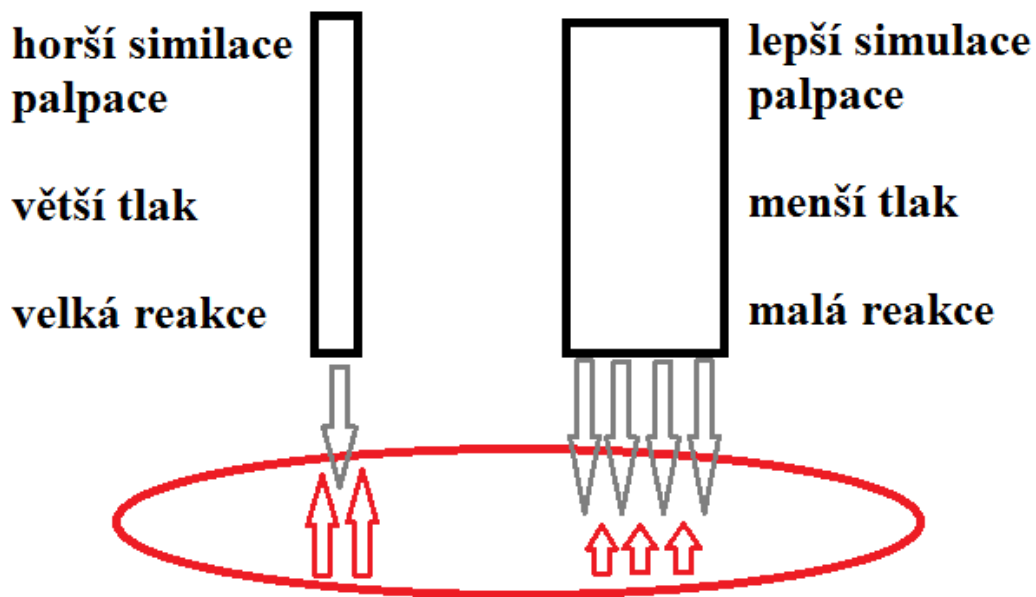
Nevýhodou uvedených myotonometrů dohledaných ve světové literatuře je, že se nezabývají viskozitou. V našem experimentálním šetření shledáváme viskozitu jako jeden z velmi cenných parametrů, který hlavně myotonometr TUL umí zaznamenat. Navíc výsledky ze zahraničních studií mohli být do jisté míry ovlivněny subjektivitou pracovníka, na co už jsme také v teoretické kapitole poukázali. V neposlední řadě musíme uvést, že myotonometr TUL využívá k diagnostice tkání jednak zatěžovací a jednak odlehčovací fázi indentace. Světové výzkumné studie se zabývají pouze reakcí tkáně na zatížení myotonometrem. A to může být také jednou z diskutujících otázek, do jaké míry by vyšly výsledky reliability světových studií, kdyby studovali i odlehčovací část indentace. Další diskutující skutečnost je, že námi měření vzorek obsahoval 49 respondentů, kdežto v porovnaných výzkumech zřetelně menší. Můžeme tak tvrdit, že náš výzkum byl přesnější.

V této části diskutující nad výsledky se m. j. snažíme zodpovědět výzkumné otázky, které vznikají diskuzí z části dostupných teoretických východisek a z experimentálního šetření. K odpovědi na druhou výzkumnou otázku – Co měříme, když se jedná o kompozitní materiál – můžeme odpovědět, že kompozit se skládá z všech tkáňových vrstev a to kůže, podkoží, tuku, svalové fascie a samotného svalu. Měkké tkáně pohybového aparátu člověka tvoří neoddělitelný komplex vrstev, a proto měříme všechny roviny tkáně současně. První vrstvy měkké tkáně utvářejí pasivní člen tkáně, který pro nás ve své podstatě není zásadní, v případě měření viskoelastických vlastností svalu. Reologické vlastnosti prvních členů vykazují téměř nulovou viskozitní složku. Elastická část narůstá lineárně. Poslední vrstvou, kterou jsme se v experimentálním šetření také zabývali, je sval, což je jediný akční člen celé kompozity. Sval je napojen pomocí vazivové tkáně na kost. Oproti prvních vrstvách mění ustavičně reologické vlastnosti. Z našich zkušeností vyplývá, že pro každý sval naměříme jinou hysterezní křivku v návaznosti na podnětech z nervové soustavy, vnějších vlivech i v závislosti na anatomické struktuře.

Třetí výzkumná otázka si kladla za cíl přiřadit míru elasticity a viskozity k jednotlivým svalovým tkáním jako je sval, vazivo, šlacha, kůže a podkoží atd. Zjistili jsme schopni rozpoznat dle tvaru indentační křivky, ve které tkáni se při indentaci zrovna nacházíme. V současnosti můžeme ihned poznat podle tvaru vzestupující křivky tuhost dané tkáně. Čím více je křivka strmější, tím větší tkáň klade odpor a je tím více tužší. Rovněž

se zaměřujeme na prohnutí vzestupující křivky. V opačném případě čím více je křivky prohnutá, tím více můžeme tvrdit, že je sval elastičtější, což potvrzuje také [3].

V poslední výzkumné otázce se budeme zabývat vzájemným ovlivňováním jednotlivých tkání ležících ve vrstvách. Z druhé výzkumné otázky vyplývá, že jednotlivé tkáně se (v závislosti na uložení v těle) ovlivňují a že podle tvaru hysterezní křivky dokážeme vrstvy od sebe rozeznat. Budeme-li se zabývat porovnáním tenkého (např. 2 mm) indentoru se silnějším (např. s 12 mm) v naší studii, z experimentálního šetření vyplývá, že silnější lépe stimuluje zdravotníkovu palpaci. Jakmile aplikujeme širší indentor, docílíme nižšího výsledného tlaku na vyšetřovanou tkáň. Síla se tedy rozloží na větší plochu. Vyvoláme-li malou akci, tak odezva tkáně bude stejná, tudíž taky malá. Opačně tomu tak bude u užšího indentoru. Čím menší plocha, tím vyšší tlak na vyšetřovanou tkáň vyvíjíme, a tak i odezva tkáně bude velká. Myslíme tím, že po velkém působení vyvoláme kontrakci svalu, takže se sval jeví spastičtější. Výše uvedené chápání akce a reakce svalu jsme schematicky znázornily na Obr. 21.



Obrázek 21 – Schéma akce a reakce svalu

Vzájemné ovlivňování tkání záleží i na samotném jedinci ve smyslu jeho proporcí. Čím větší např. tukovou vrstvou bude jedinec disponovat, tím silnější indentor musíme zvolit, abychom mohli měřit ve větší hloubce. Navíc v lékařské praxi dopředu nikdy nevíme, jaký jedinec přijde a jakou jeho část těla budeme měřit. Zejména pro to, že dopředu nevíme, jaké viskoelastické vlastnosti budeme chtít znát, jsme vytvořili takovou škálu

indentorů, abychom obsáhli celé množství případů. Dospěli jsme k názoru, že ideální vyžití užších průměrů indentorů, je při indentaci do kůže a podkoží, kdy stačí méně než 5 mm vnik indentoru a dostaneme požadované výsledky. Naopak při indentacích tužší tkáně, velkých svalů nebo v případě, že jedinec má relativně velké množství tuku, využijeme největší rozměry indentorů. Vycházíme m. j. z Rovnice 6, kap. 5.

Již jsme tedy odpověděly kladně na otázku, jestli se tkáně ovlivňují. Nutno dodat, že mimo již zmíněné faktory záleží taky na místě měření. Měříme-li sval povrchový, konečné výsledky budou méně ovlivněny výše uloženými vrstvami. Tak tomu bylo i v našem případě při měření *musculus brachioradialis*, který je uložen v povrchové vrstvě laterální skupiny svalů na předloktí. Jinak by tomu bylo, kdybychom měřili sval uložený v hluboké vrstvě. Tam bychom si mohli být jisti, že naměřené výsledky jsou kompozitem všech vrstev.

Nyní jsem již obeznámeni s tím, že podstatnou roli pro kvantitativní popis mechanického chování měkkých tkání hraje způsob jejich zatěžování – rychlost, hloubka, kterou si sami zvolíme. S tímto bych se chtěla odkázat na kap. 4. 2. 2, kde již tuto problematiku částečně řešíme. Z nejnovějších poznatků vyplývá, že ideální rychlost je 3,5 - 4 mm/s, protože derivace rychlosti je zrychlení, viz Rovnice 11, a zrychlení přímo úměrně souvisí se silou, což samozřejmě koresponduje s Rovnicí 12 [35]:

$$a(t) = \frac{dv}{dt} \quad (\text{Rovnice 11})$$

$$F = m \cdot a(t) \quad (\text{Rovnice 12})$$

Čím vyšší rychlost na myotonometru nastavíme, získáme větší působení síly na tkáň a tím i silnější její odezvu. Z našeho experimentálního šetření můžeme jen potvrdit, že nastavená rychlost 4 mm/s je optimální pro měření viskoelastických vlastností.

Otázka, kterou by mohli lépe objasnit další práce, vyvstala v průběhu realizace výzkumné části. Je možné, že teplota kovového rámu může ovlivňovat svalové napětí? Protože v teoretické části zmiňujeme, že i teplota má do jisté míry vliv právě na svalový tonus. Věřím, že tuto otázku by se podařilo v následujících pracích vysvětlit.

V otázce do diskuze nadále zůstává, jak moc je sval ovlivněný z CNS. I v této práci jsme předdeslali, že sval a nerv jsou zpětnovazebný systém, avšak nemůžeme z toho učinit závěry, do jaké míry se navzájem ovlivňují. Z výsledků indentační křivky lze vždy

přesně charakterizovat, že elastická složka je dána strukturou měkké tkáně. U viskozí složky tomu tak není, jelikož se v čase mění. Vysvětlujeme si to právě tím, že dochází k ovlivnění nervového systému v souvislosti s vnějšími podmínkami.

Na základě dat z reliability můžeme prohlásit, že výsledky jsou velice příznivé pro doporučení do zdravotnické praxe. Nejvíce signifikantně ze statistického zpracování výsledků reliability vyšla síla, při níž došlo k maximální disipaci. Dále velmi signifikantní je disipace energie, která souvisí s elasticitou tkáně. Následující v pořadí je maximální síla, která nám udává tuhost tkáně, a velmi dobré výsledky byly zaznamenány z parametru místa maximální disipace. Ze všech parametrů lze tedy tvrdit, že výsledky jsou reliabilní a přístroj by mohl být použit ve zdravotnické praxi.

Vezměme ale do úvahy, že naši experimentální studii jsme měli mladé a (předpokládáme) zdravé jedince, z tohoto důvodu by bylo vhodné metodu rozšířit a dále testovat ve zdravotnickém zařízení. Zvláště bychom mohli testovat celou škálu indenterů. Doporučovala bych také navázat užší spolupráci s Neurologickým oddělením Krajské nemocnice Liberec, kde jsou této problematice velice nakloněni. Především bych zmínila MUDr. Denisu Šímovou, zástupkyni primáře neurologického oddělení KNL, kterou tato problematika také zajímá.

Věříme, že výsledky by mohli mít ještě větší přínos do praxe, kdyby se porovnával ten samý jedinec po sobě v průběhu několika týdnů. Právě takové testování by se mohlo uskutečnit již na zmiňovaném neurologickém KNL. Hlavní výhodou by bylo sledování svalového napětí u neurologických poruch.

Praktické využití myotonometrie je široké, doporučila bych pro další zkoumání hned v několika oblastech. Např. by bylo vhodné zkoumat ovlivnění svalového napětí po podání léků na snížení svalového tonu – myorelaxancií v neurologických oborech. Věřím, že by našla uplatnění již přímo ve vývoji těchto léků ve farmakologickém průmyslu. Samozřejmě by myotonometrie našla uplatnění v rehabilitační medicíně, kde posuzujeme vhodnost vybrané metody vedoucí k poklesu svalové tuhosti. Využití pro praxi bychom našli i ve sportovní medicíně, protože potřebujeme kvantitativně hodnotit napětí ve sva-lech u sportovců při zátěži, před sportovním výkonem nebo zdali daný sport je pro sportovce z hlediska viskoelastických parametrů vhodný.

V neposlední řadě musíme dodat, že se již vyvíjí nový model myotonometru, který jsme v této práci použili k experimentálnímu šetření. Jde o model, který vyniká mnoha

výhodami a to především, že je rozměrově menší. Celá konstrukce je výrazně lehčí, je odhadovaná asi na 4 kg. Přitom zůstává zaručena stejná tuhost rámu. Další předností je, že celá elektrotechnická část je zakrytovaná tak, aby to nejvíce vyhovovalo i zdravotnickým standardům. K tomu je třeba ještě doplnit, že v přístroji přibyla mechanická bezpečnostní pojistka, jenž nedovolí překročit sílu přes 50 N. Nový model je také uživatelsky optimalizován, aby mohl být lépe komerčně nabízený. Navíc bylo přepracováno lineární vedení, které se do teď u prototypu muselo nastavovat ručně. Nyní lineární vedení umožňuje pracovní rozsah až 280 mm, což výrazně přispělo k tomu, aby byl nový typ z hlediska výroby co nejefektivnější. Technické údaje o novém typu myotonometru jsou převzaté od pana Kysely.

8 Závěr

Základní metodou, ze které v této práci vycházíme, je myotonometrie. Jde o postup, který využívá k hodnocení viskoelastických vlastností indentační metodu. Zjistili jsme, že pomocí myotonometrie analyzovat všechny měkké tkáně a hodnotit je kvantitativně i kvalitativně. Dokážeme tkáni přiřadit míru elasticity a viskozity a u svalu jsme schopni posoudit míru svalového tonu. Podstatou práce je změřit a parametrizovat dané vlastnosti v přirozeném prostředí tkáně a to na živém jedinci – tedy *in vivo*, *in situ*.

Součástí této diplomové práce nesoucí název Možnosti klinického využití stanovení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka *in vivo*, *in situ* bylo zodpovědět několik otázek týkající se hodnocení měkkých tkání. Všechny výzkumné otázky a cíle práce byly úspěšně zodpovězeny a splněny. Už v teoretické části nastiňujeme odpovědi na výzkumné otázky týkající se elasticity, viskozity a popisu indentačních křivek.

Ráda bych zmínila i fakt, že do této práce jsme vytvořili 2 sady indentorů po 7 kusech. Díky návrhu a realizaci indentorů, které byli vytvořeny na rámec práce, mohlo být plně zrealizované empirické šetření za účelem zjištění reliability. Díky novým indentorům a poměrně nové metodě myotonometrie se nám podařilo lépe navázat a objasnit skutečnosti viskoelastických vlastností měkkých tkání. Zvláštním přínosem této práce je také první ucelený elektrotechnický popis myotonometru, který konečně ukázal, jak přesně myotonometr pracuje.

Jsem si jistá, že touto problematikou se nadále vědecké týmy budou zabývat, protože tato metoda nalezne uplatnění i ve zdravotnické praxi. Zejména, když se nám podařilo prokázat, že použitý myotonometr je přesná, reliabilní technika na ověření viskoelastických vlastností.

Námětem pro další zkoumání doporučuji zlepšit interpretaci výsledků. Např. vylepšit webové rozhraní pro stahování dat a navrhuji také lepší fyzickou interpretaci výsledků, např. přímý výpočet Youngova modulu.

V dnešní době s rozšířením techniky do medicíny se mohou lékařské i nelékařské obory spolehnout na celé spektrum diagnostických i terapeutických přístrojů, které pomáhají objektivizovat, kvantifikovat i kvalifikovat celou škálu nemocí, poruch či fyziologických parametrů. To otevírá dveře pro zavedení indentačních metod v podobě myotonometrie do praxe.

Pevně věřím, že tato práce bude přínosem nejen pro pracovníky zabývající se touto problematikou, ale že mimo jiné tato diplomová práce povede k zavedení do běžné zdravotnické praxe.

Seznam bibliografických citací

- [1] Stevenson V, Jarrett L. Spasticity Management. *A Practical Multidisciplinary Guide*. Informa Healthcare 2006: 3–14
- [2] Gracies JM, Bayle N, Vinti M, et al. *Five-step clinical assessment in spastic paresis*. Eur J Phys Rehabil Med 2010; 46: 411–421
- [3] ŠIFTA, Petr. *Měření viskoelastických vlastností měkkých tkání při spastickém syndromu*. Praha, 2005. Disertační práce. Univerzita Karlova, FTVS. Vedoucí práce Doc. MUDr. Jana Süssová, CSc.
- [4] BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK. *Základy lékařské fyziky*. 4. vydání. V Praze: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015, s. 133 - 137. ISBN 978-80-246-2645-1.
- [5] NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, s. 91 – 102. ISBN 978-802-4711-522.
- [6] ROVENSKÝ, Jozef. *Revmatologický výkladový slovník*. 1. vyd. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1614-3.
- [7] Základní složky pohybového systému. *Základy sportovní kineziologie* [online]. Brno: Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity, 2010 [cit. 2015-12-12]. Dostupné z: http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/zakladni_slozky.html
- [8] Viscoelastic Material: Damping Property. *Patented XYO balancer applies to all types of rotating equipment with vibration* [online]. 2013 [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: http://www.xyobalancer.com/xyo-balancer-blog/viscoelastic_material_damping_property
- [9] ROSINA, Jozef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2006, s. 170. ISBN 80-247-1383-7.
- [10] BENEŠ, Jiří, Pravoslav STRÁNSKÝ a František VÍTEK. *Základy lékařské biofyziky*. 2., přeprac. vyd. Praha, 2007. ISBN 978-80-246-1386-4.

- [11] OTÁHAL, S., TLAPÁKOVÁ, E. Mechanické vlastnosti tkání a orgánů. *Patobio-mechanika a Patokinesiologie, KOMPENDIUM* [online]. Praha: Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK, 1999. [cit. 2016-02-06]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompodium/biomechanika/vlastnosti.php>
- [12] NOVOTNÝ, Oldřich. *Mechanika kontinua*. Praha: Matematicko-fyzikální fakulta University Karlovy v Praze, 1976. Postgraduální kurs zpracování geofyzikálních dat a číslicové seismiky.
- [13] ENOKA, Roger M. *Neuromechanical basis of kinesiology*. 2nd ed. Champaign, Ill.: Human Kinetics, 1994. ISBN 08-732-2665-8.
- [14] Kerins, C., M., S. D. Moore, T. A. Butterfield, P. O. McKeon and T. L. Uhl. *Reliability of the myotonometr for assessment of posterior shoulder tightness*. International Journal of Sports Physical Therapy, 2013 [cit. 2016-04-01]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3679631/>
- [15]. AGYAPONG-BADU, Sandra, Lucy AIRD, Louise BAILEY, Kate MOONEY, James MULLIX, Martin WARNER, Dinesh SAMUEL a Maria STOKES. *Interrater reliability of muscle tone, stiffness and elasticity measurements of rectus femoris and biceps brachii in healthy young and older males* [online]. 2013, 1-6 [cit. 2016-04-01]. ISSN 2051-6266/20130021. Dostupné z: <http://eprints.soton.ac.uk/356600/>
- [16] CHUANG, Li-ling, Ching-yi WU, Keh-chung LIN a Shih-yu LUR. *Quantitative Mechanical Properties of the Relaxed Biceps and Triceps Brachii Muscles in Patients with Subacute Stroke: A Reliability Study of the Myoton-3 Myometer*. Stroke Research and Treatment [online]. 2012, 1-7 [cit. 2016-04-02]. DOI: 10.1155/2012/617694. ISSN 2090-8105. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3350849/>
- [17] ŠTĚPÁNEK, I., *Evaluation of mechanical behaviour very different kind of material and thickness of films*, sborník mezinárodní konference Matrib 2002, str. 233-240, Chorvatsko – Vela Luka 2002, ISBN 953-7040-00-3
- [18] *Pohonnatechnika.cz: Princip - Krokový motor* [online]. ©2007-2016 [cit. 2016-02-05]. Dostupné z: <http://www.pohonnatechnika.cz/skola/motory/krokovy-motor>
- [19] Tenzometry: Úvod do tenzometrů. *OMEGA - Tenzometry* [online]. Karviná [cit. 2016-02-05]. Dostupné z: <http://www.omegaeng.cz/prodinfo/StrainGages.html>

- [20] KOUKOLÍK, Václav. *Využití piezoelektrického jevu v praxi*. Plzeň, 2013. Diplomová práce. Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Doc. Ing. Eva Kučerová, CSc. Dostupné z: <https://otik.uk.zcu.cz/handle/11025/10094>
- [21] HOTAŘ, Vlastimil. *Úvod do problematiky strojového vidění*. Vydání 1. V Liberci: Technická univerzita, 2015. ISBN 978-80-7494-202-0.
- [22] KOLÁŘ, Milan. *Architektury elektronických systémů*. Liberec. 2016 [cit. 2016-02-01]. Dostupné z: <http://www.fm.tul.cz/esf0050/info>
- [23] Tribon - Plastové potrubní systémy: ABS (akrylonitril-butadien-styren. *Plastové potrubní systémy, tvarovky a armatury GEORG FISCHER +GF+* [online]. Brno, 2012 [cit. 2016-02-07]. Dostupné z: <http://www.georgefischer.cz/produkty/materialy/abs-akrylonitril-butadien-styren>
- [24] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1. 2.*, upr. a dopl. vyd. Ilustrace Milan Med. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-716-9970-5
- [25] Kompendium: Energie pohybu člověka. *Patobiomechanika a Patokinesiologie - Kompendium* [online]. [cit. 2016-03-01]. Dostupné z: http://bio-mech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/energie_energie.php
- [26] PAUROVÁ, Aneta. *Vliv menstruačních fází na svalový tonus*. Praha, 2014. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce PhDr. Petr Šifta, Ph.D.
- [27] ŠTIČKOVÁ, Zuzana. *Ovlivnění svalového napětí pomocí jógové relaxace*. Praha, 2015. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce PhDr. Petr Šifta, Ph.D.
- [28] *Ověřování kvality testu: Reliabilita* [online]. [cit. 2016-04-04]. Dostupné z: https://fim.uhk.cz/oliva/tvorba_vedeni/REKAP-www/modul1/04-01-4.html
- [29] SCHUBERT, Jan. *Klasická testová teorie reliability v metodologii výběrových šetření*. Praha: Institut sociologických studií - Fakulta sociálních věd, Univerzita Karlova v Praze a Sociologický ústav Akademie Věd ČR, 2010, 105-122.

- [30] Reliability Coefficient: Formula & Definition. *Study.com* [online]. Mountain View, CA, ©copyright2003-2016 [cit. 2016-04-05]. Dostupné z: <http://study.com/academy/lesson/reliability-coefficient-formula-definition-quiz.html>
- [31] *Měření reliability* [online]. [cit. 2016-04-04]. Dostupné z: <http://kps.pedf.cuni.cz/skalouda/pokrocili/reliabi.htm>
- [32] Types of Reliability. *Research methods Knowledge base* [online]. 2006 [cit. 2016-04-06]. Dostupné z: <http://www.socialresearchmethods.net/kb/reotypes.php>
- [33] *Measurement Good Practice Guide: A Beginner's Guide to Uncertainty of Measurement*. Middlesex, United Kingdom: National Physical Laboratory Teddington, 2001, 2(11). ISSN 1368-6550. Dostupné z: http://www.wmo.int/pages/prog/gcos/documents/gruanmanuals/UK_NPL/mgpg11.pdf
- [34] SLAVÍK, Milan a kol. *Vysokoškolská pedagogika: Pro odborné vzdělávání*. Praha: Grada, 2012. Pedagogika (Grada). ISBN 978-80-247-4054-6.
- [35] Rychlost a zrychlení. *Fyzikální sekce Matematicko-fyzikální fakulty UK* [online]. [cit. 2016-04-10]. Dostupné z: http://physics.mff.cuni.cz/kfpp/skripta/kurz_fyziky_pro_DS/display.php/mechanika/1_2

Seznam obrázků

Obrázek 1 - Závislost síly na protažení šlachy	19
Obrázek 2 - Chování kolagenních vláken při mechanické zátěži	21
Obrázek 3 – Chování elastických vláken při mechanické zátěži.....	22
Obrázek 4 - Hysterezní křivka	23
Obrázek 5 - Schéma tkáňových vrstev při indentaci	30
Obrázek 6 – První typ Myotonometer®	31
Obrázek 7 - Druhý typ MyotonPRO.....	32
Obrázek 8 - Třetí typ Myoton-3.....	33
Obrázek 9- Myotonometr TUL.....	34
Obrázek 10 - Myotonometr TUL (pohled ze strany).....	34
Obrázek 11 - Webové rozhraní	35
Obrázek 12 - Indentační křivka	36
Obrázek 13 - Elektrotechnický funkční blok.....	38
Obrázek 14 - popis indentační křivky.....	39
Obrázek 15 - Indentory s kruhovou plochou	42
Obrázek 16 - Indentory s půlkulovou plochou	42
Obrázek 17 - Měření s indentorem o poloměru 12 mm, kruhová kontaktní plocha.....	46
Obrázek 18 - Musculus brachioradialis	47
Obrázek 19 - Split - half reliabilita	49
Obrázek 20 - Výsledná indentační křivka.....	52
Obrázek 21 – Schéma akce a reakce svalu	56

Seznam tabulek

Tabulka 1 - Pevnost kompakty diafýzy dlouhých kostí.....	25
Tabulka 2 - Statické zatížení působící na humerus, femur a tibi.....	26
Tabulka 3 - Youngův modul pružnosti pro různé typy tkání.....	26
Tabulka 4 - Výsledky reliability	51
Tabulka 5 - Shrnutí výsledků.....	53

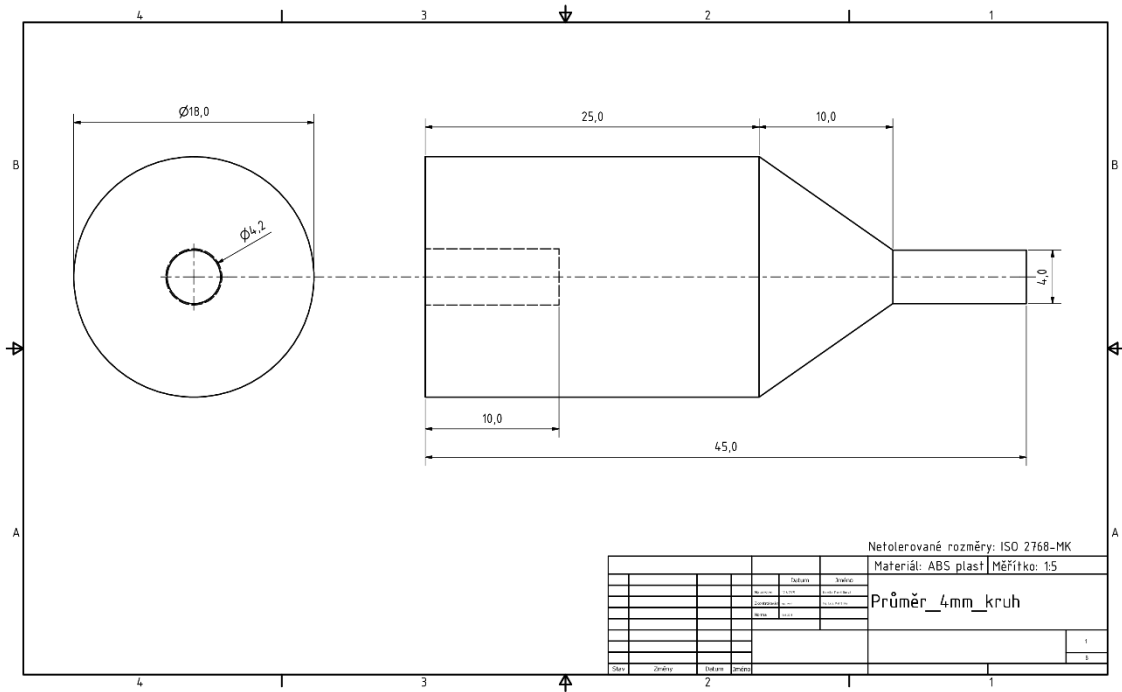
Seznam příloh

Příloha A - obsah přiloženého CD

- text diplomové práce
 - diplomova_prace_2016_Kamila_Pertlikova.pdf
 - diplomova_prace_2016_Kamila_Pertlikova.doc
 - kopie_zadani_diplomova_prace_2016_Kamila_Pertlikova.pdf
- fotografie
- indentory
 - navrhnuté součástky z Autodesk Inventor Professional 2014 ve formátu .bmp
- výkresová dokumentace
 - mechanických částí z Autodesk Inventor Professional 2014 ve formátu .bmp
- informované souhlasy

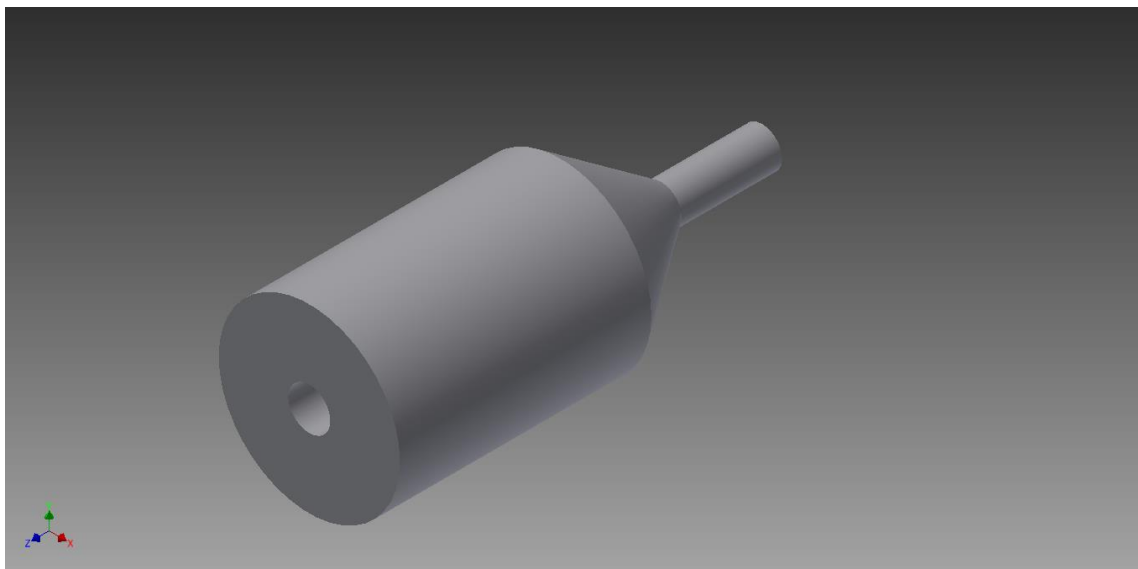
Příloha B

Výkres indentoru s poloměrem 2 mm – dotyková plocha kruh



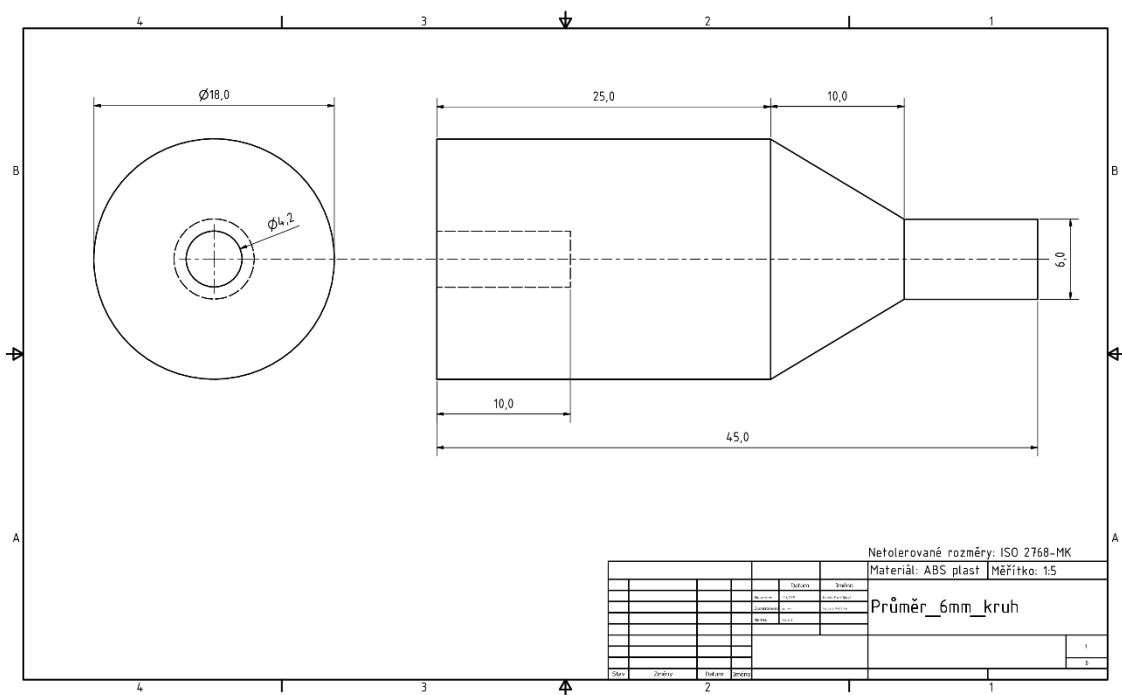
Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 2 mm – dotyková plocha kruh



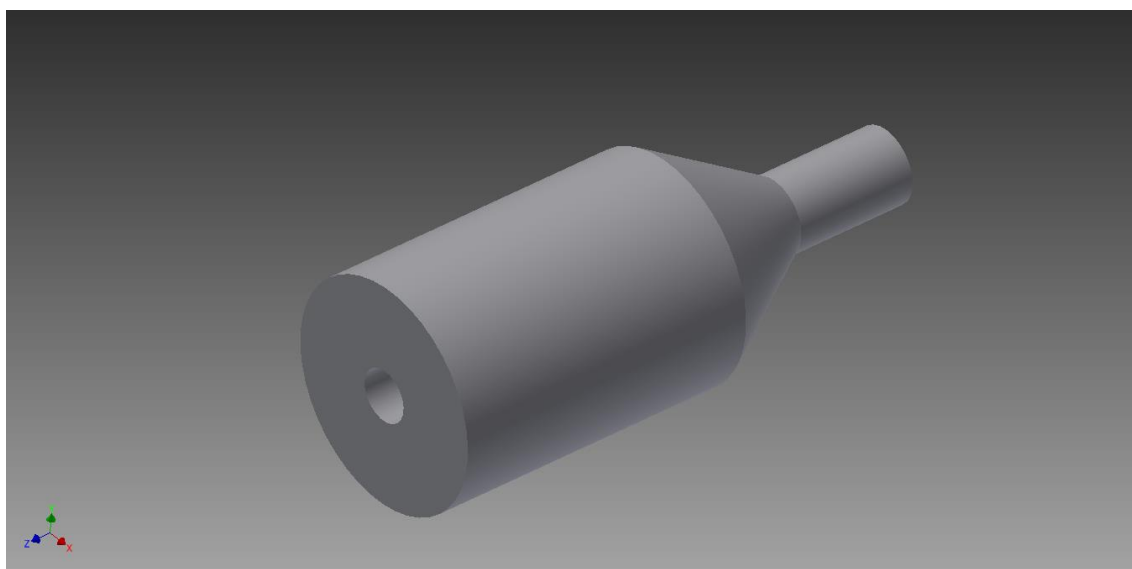
Zdroj: autor

Výkres indentoru s poloměrem 3 mm – dotyková plocha kruh



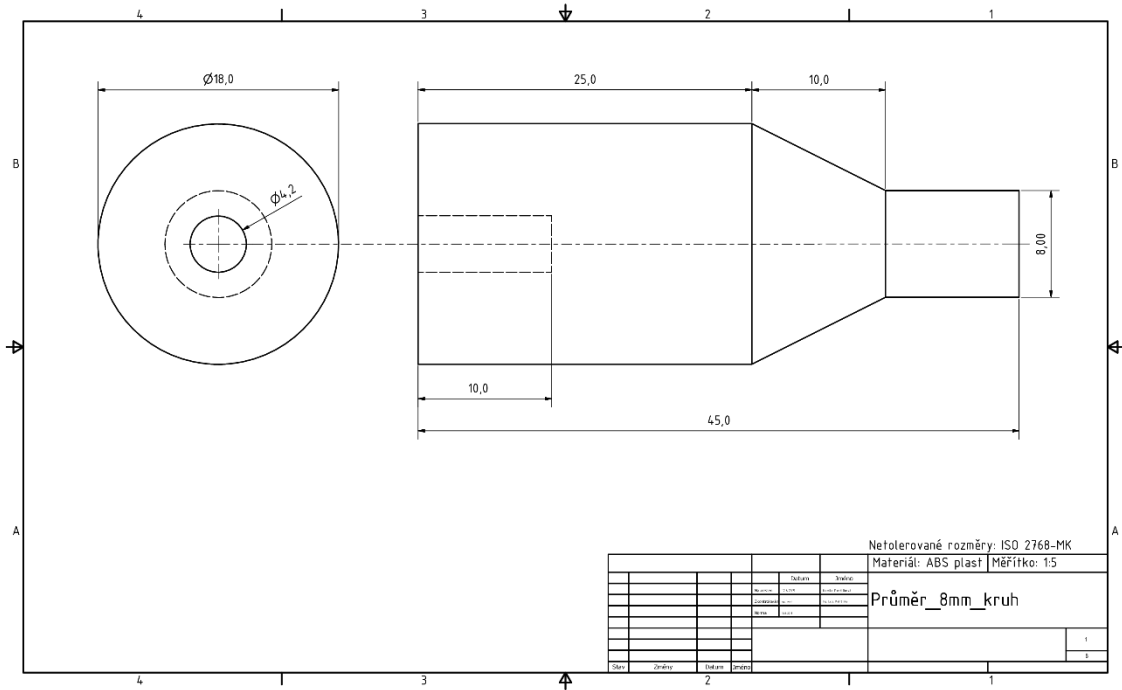
Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 3 mm - dotyková plocha kruh



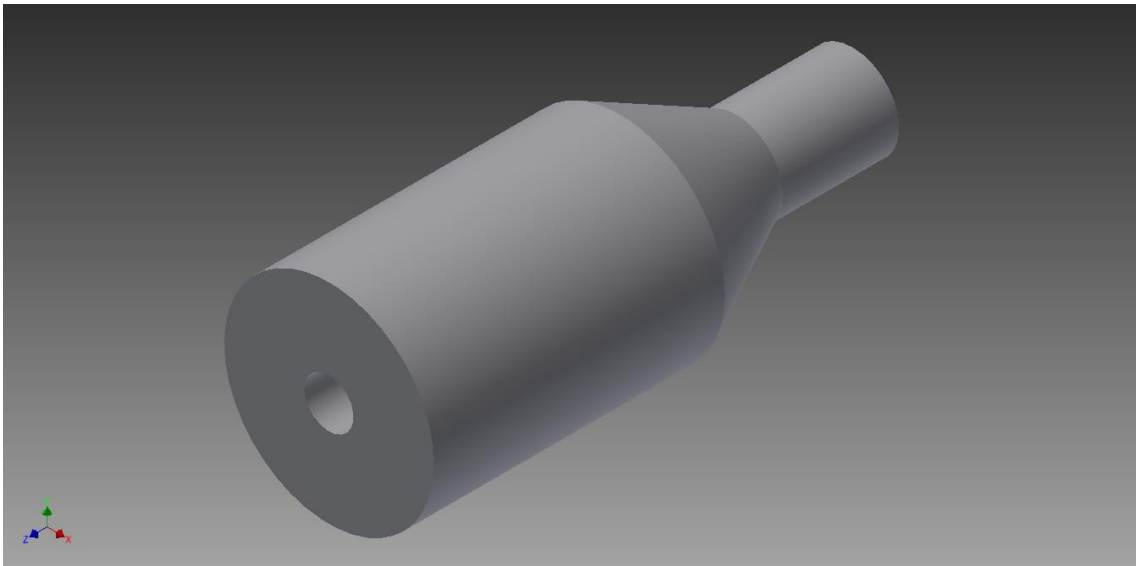
Zdroj: autor

Výkres indentoru s poloměrem 4 mm – dotyková plocha kruh



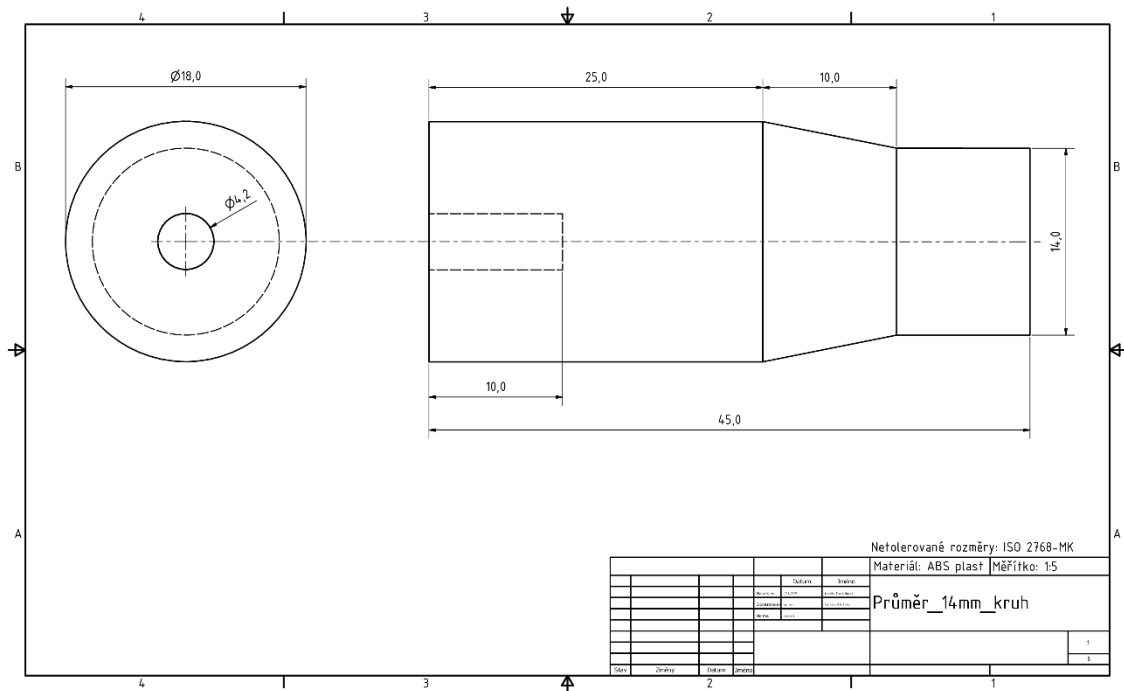
Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 4 mm – dotyková plocha kruh



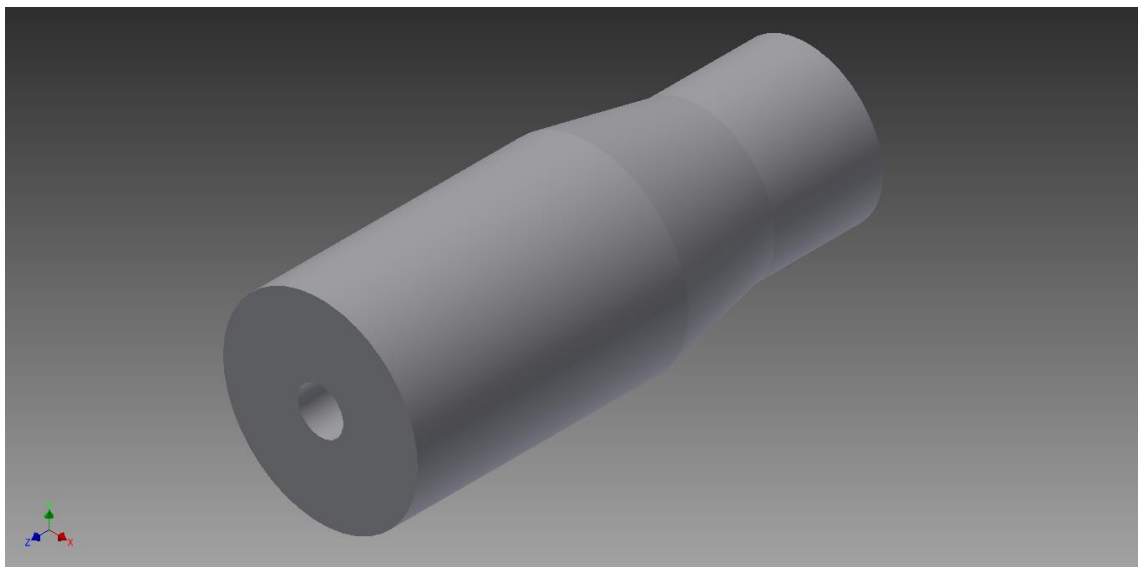
Zdroj: autor

Výkres indentoru s poloměrem 7 mm – dotyková plocha kruh



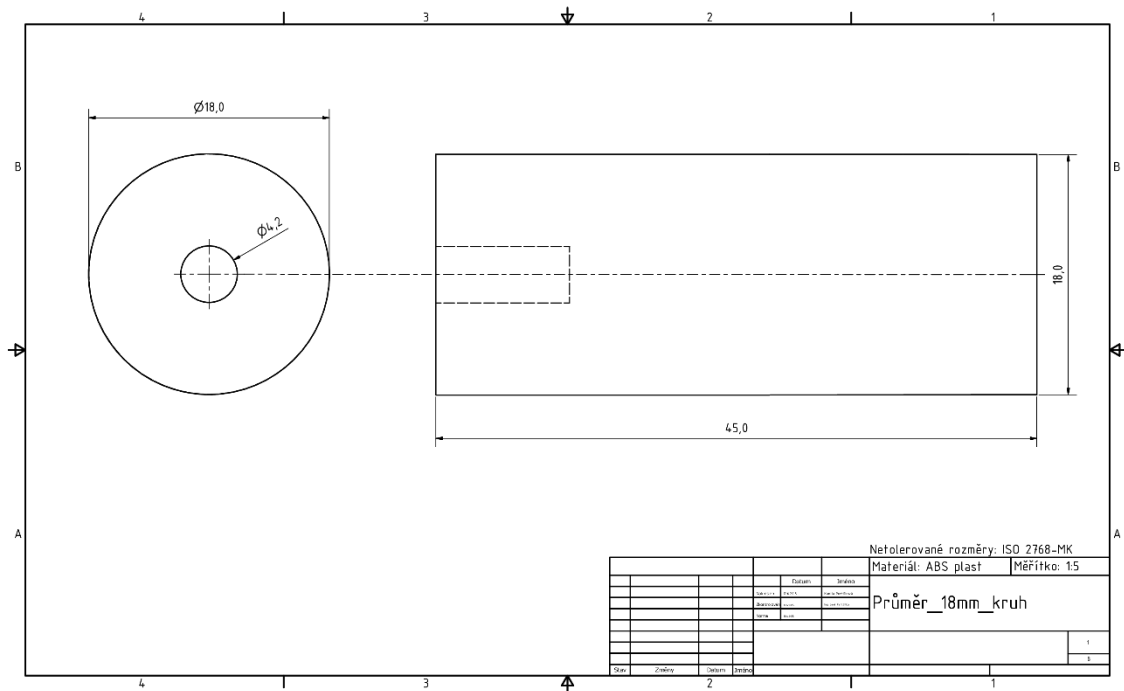
Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 7 mm – dotyková plocha kruh



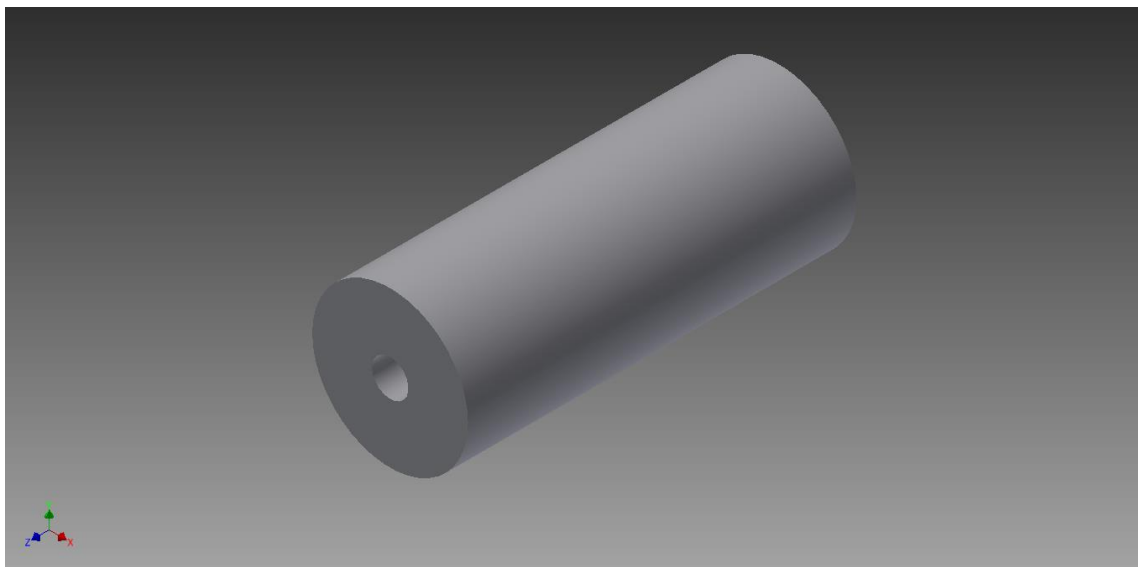
Zdroj: autor

Výkres indentoru s poloměrem 9 mm – dotyková plocha kruh



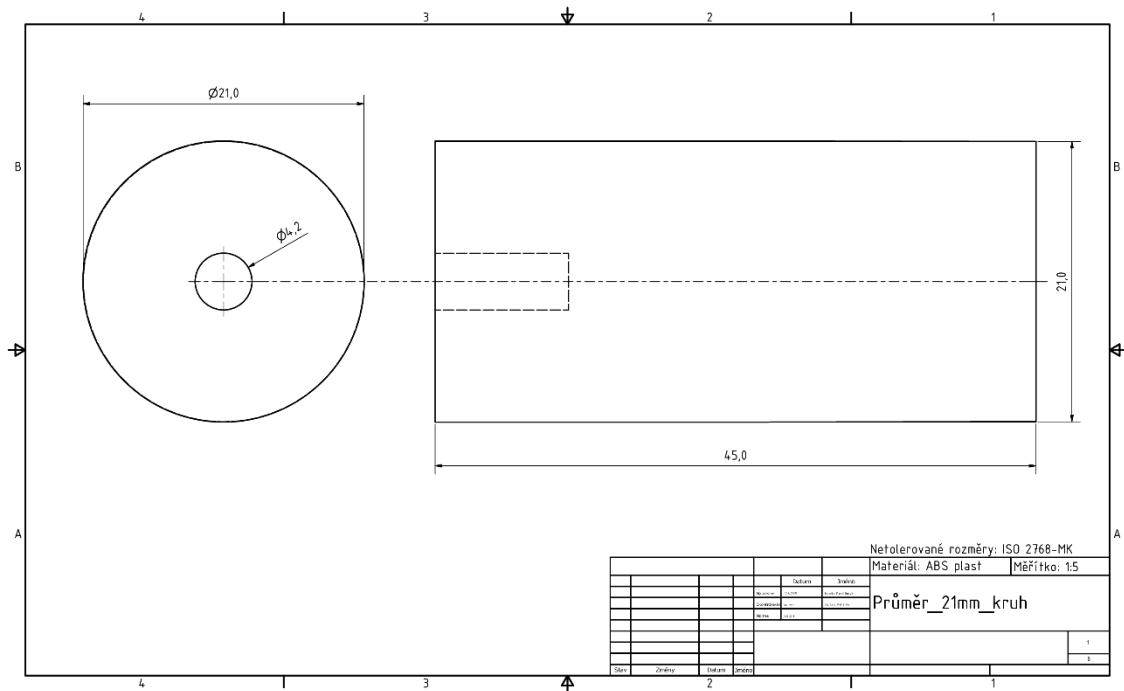
Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 9 mm – dotyková plocha kruh



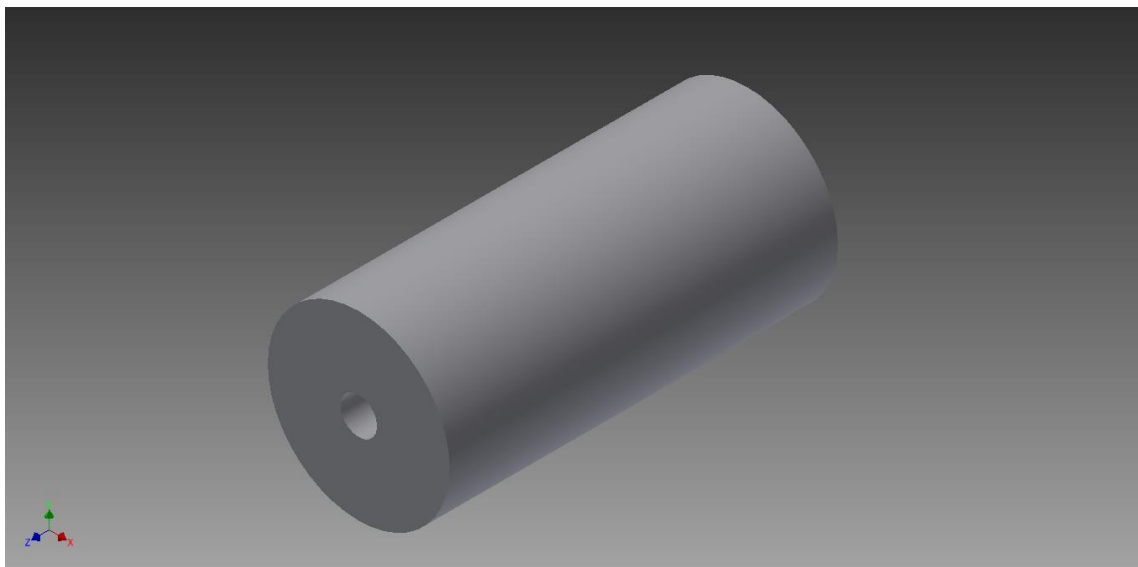
Zdroj: autor

Výkres indentoru s poloměrem 10,5 mm – dotyková plocha kruh



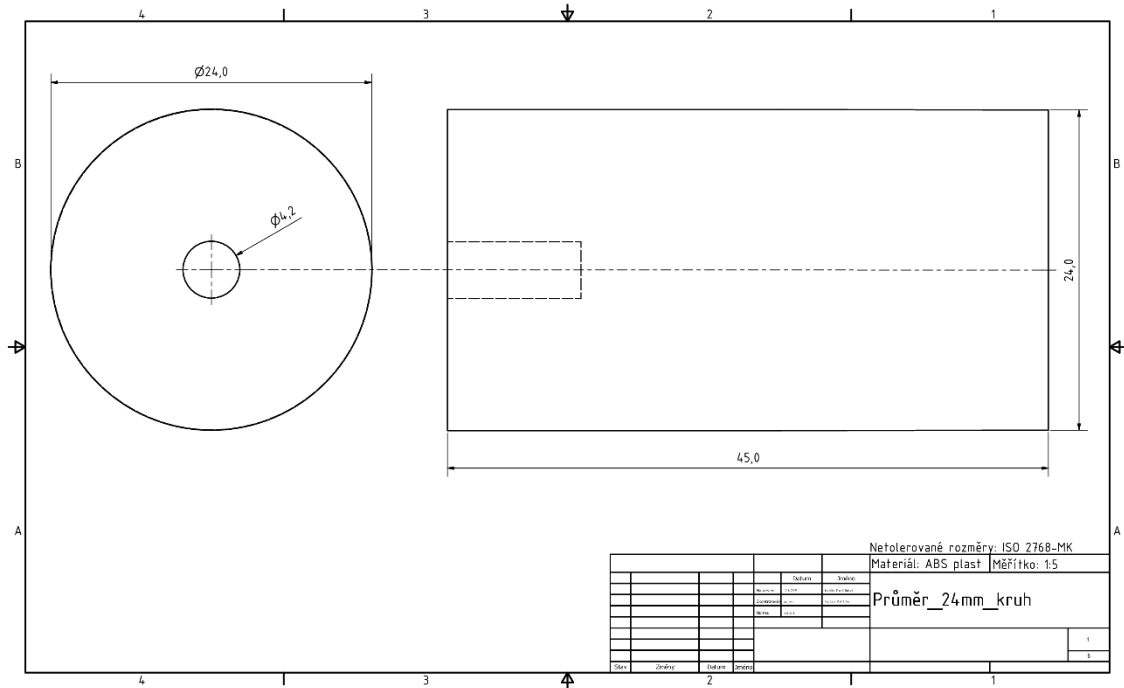
Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 10,5 mm – dotyková plocha kruh



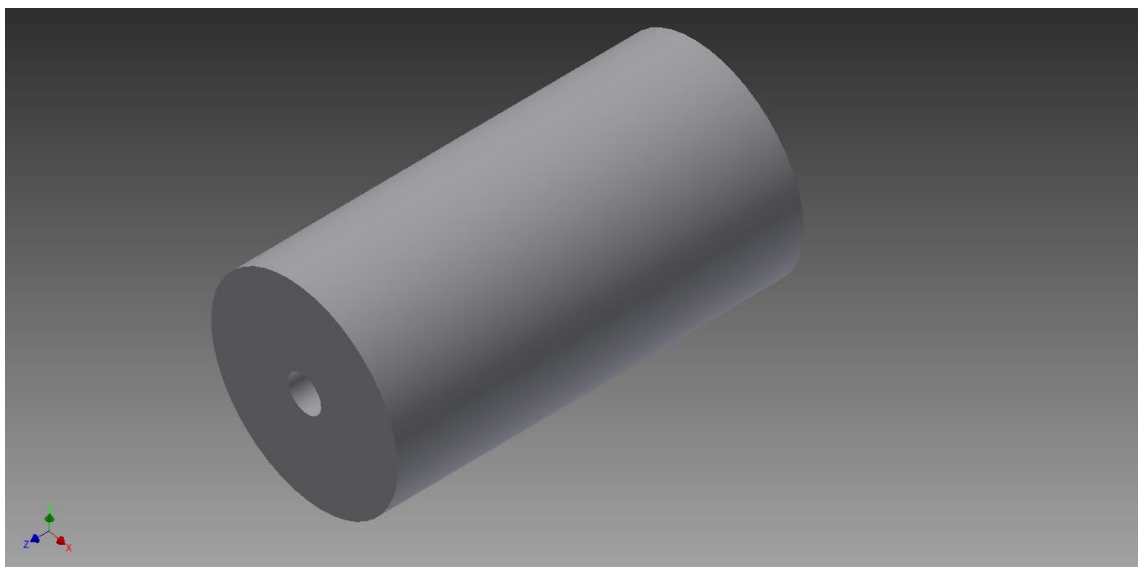
Zdroj: autor

Výkres indentoru s poloměrem 12 mm – dotyková plocha kruh



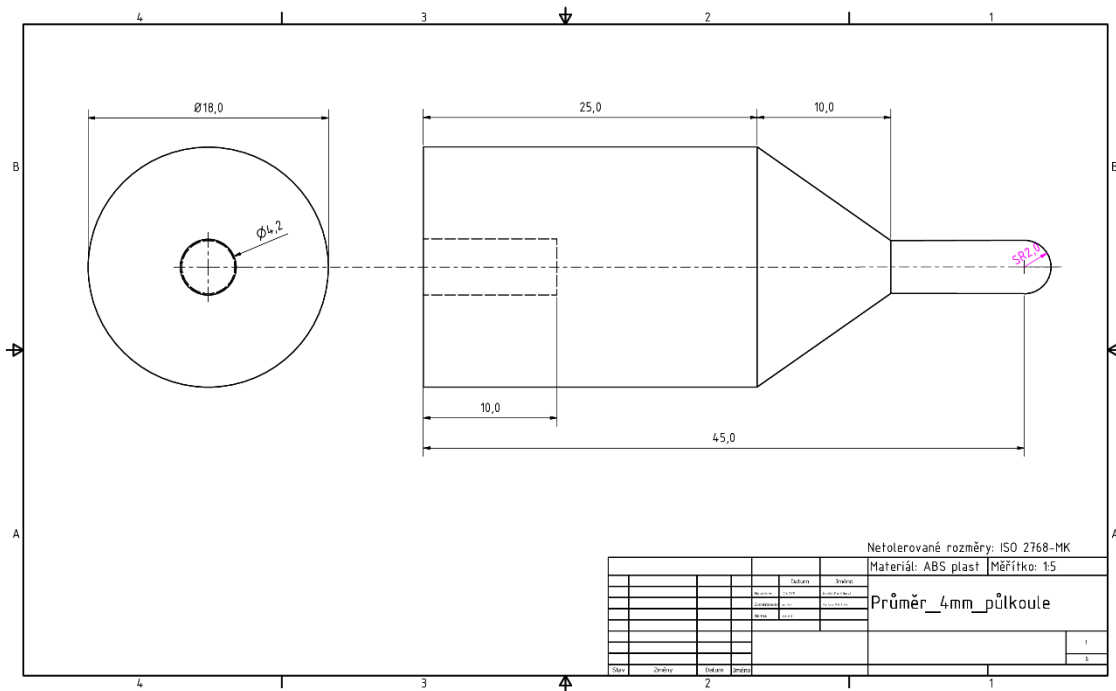
Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 12 mm – dotyková plocha kruh



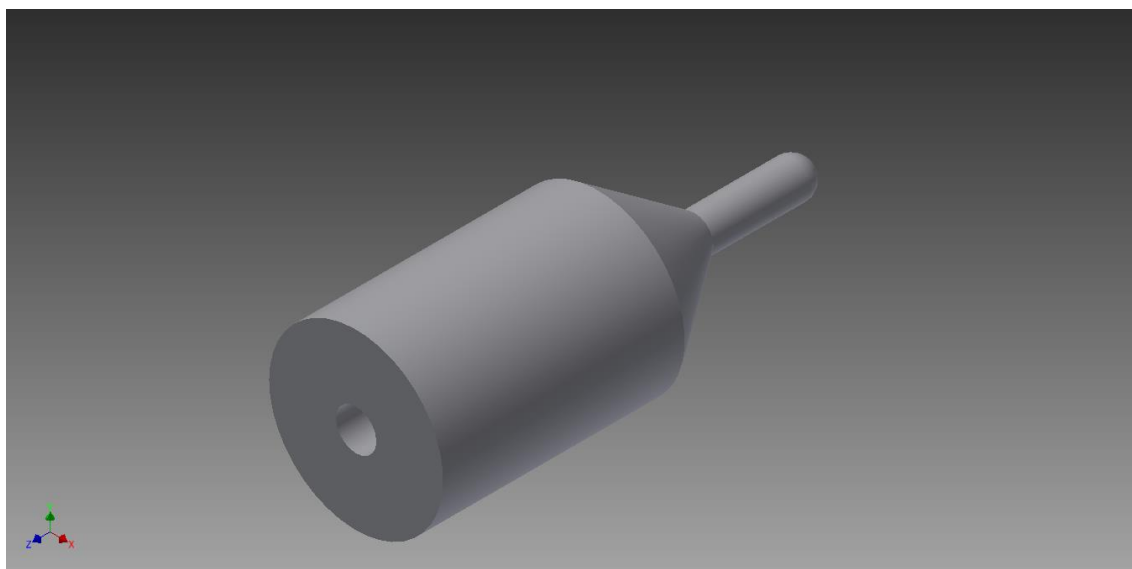
Zdroj: autor

Výkres indentoru s poloměrem 2 mm – dotyková plocha půlkoule



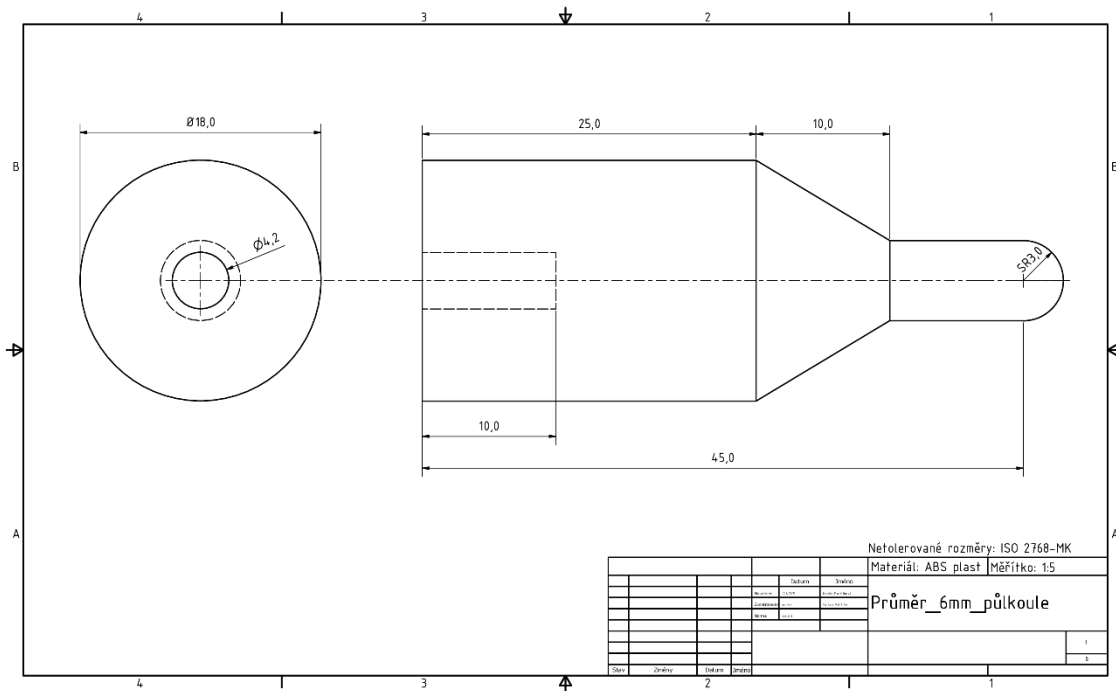
Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 2 mm – dotyková plocha půlkoule



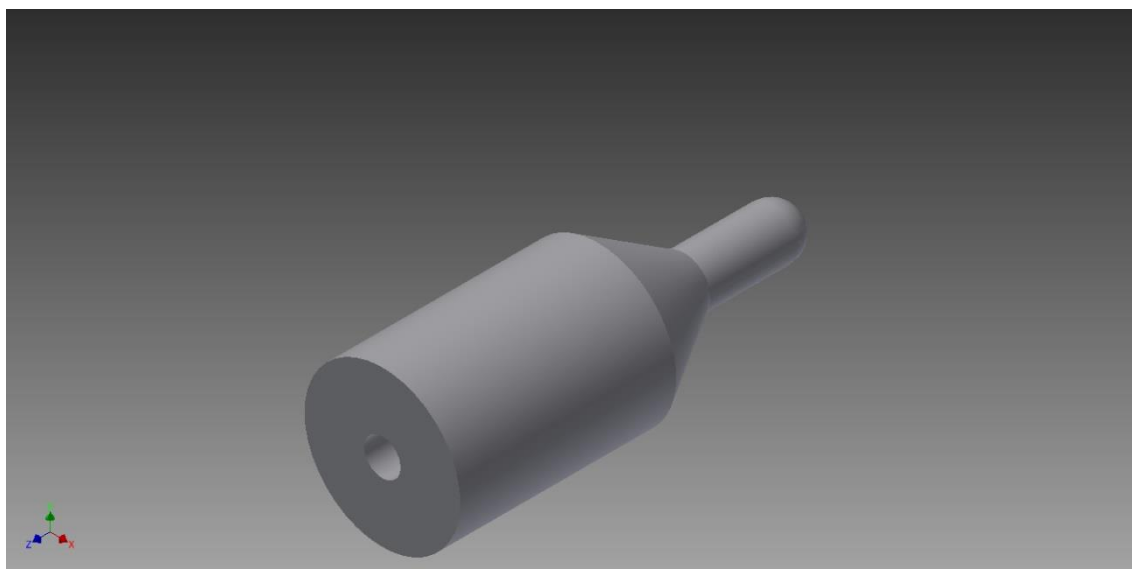
Zdroj: autor

Výkres indentoru s poloměrem 3 mm – dotyková plocha půlkoule



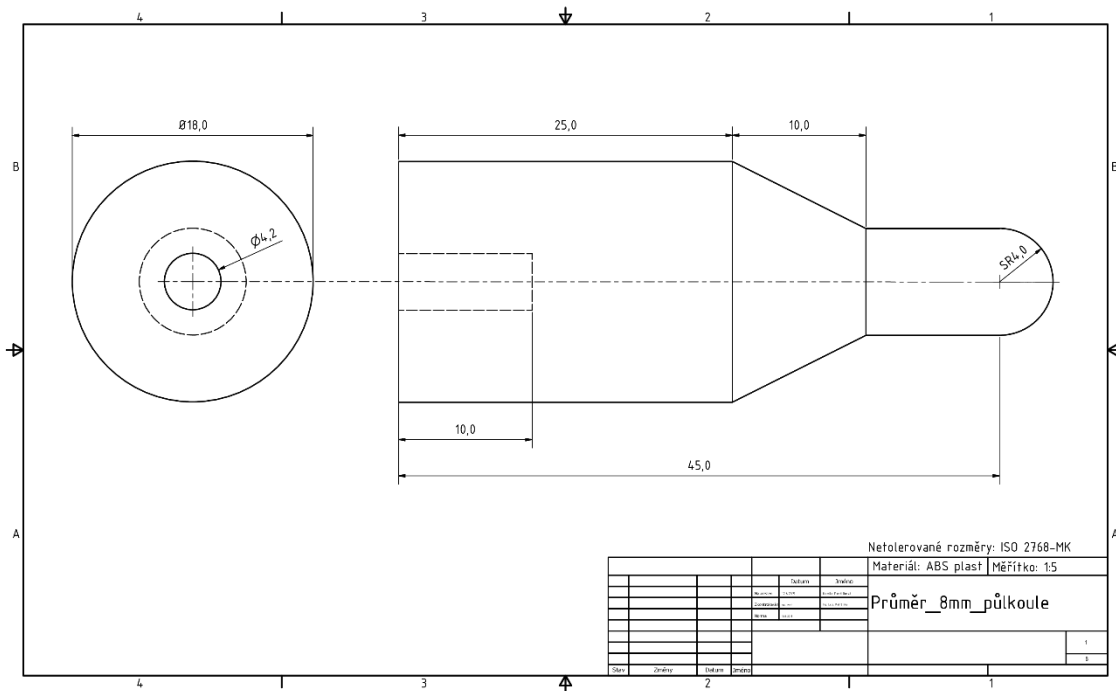
Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 3 mm – dotyková plocha půlkoule



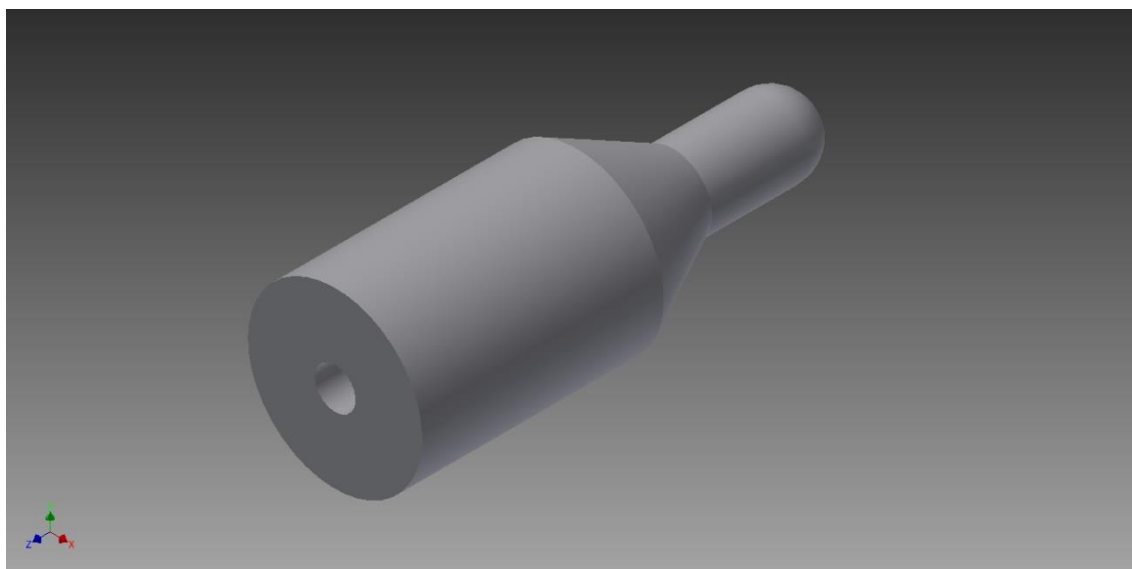
Zdroj: autor

Výkres indentoru s poloměrem 4 mm – dotyková plocha půlkoule



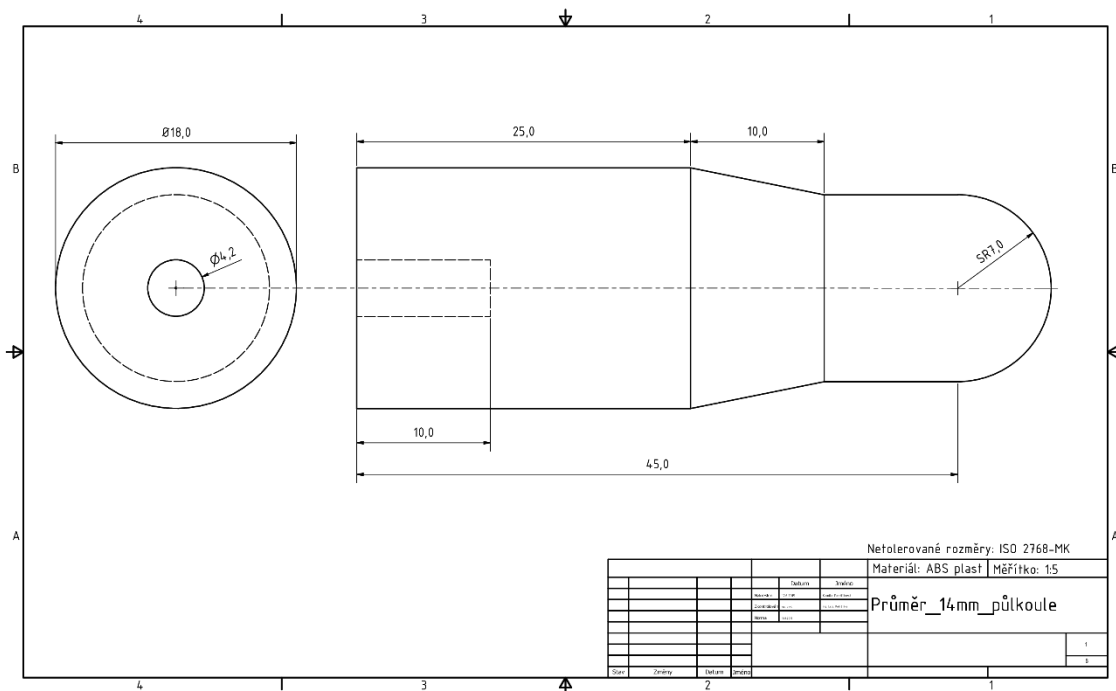
Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 4 mm – dotyková plocha půlkoule



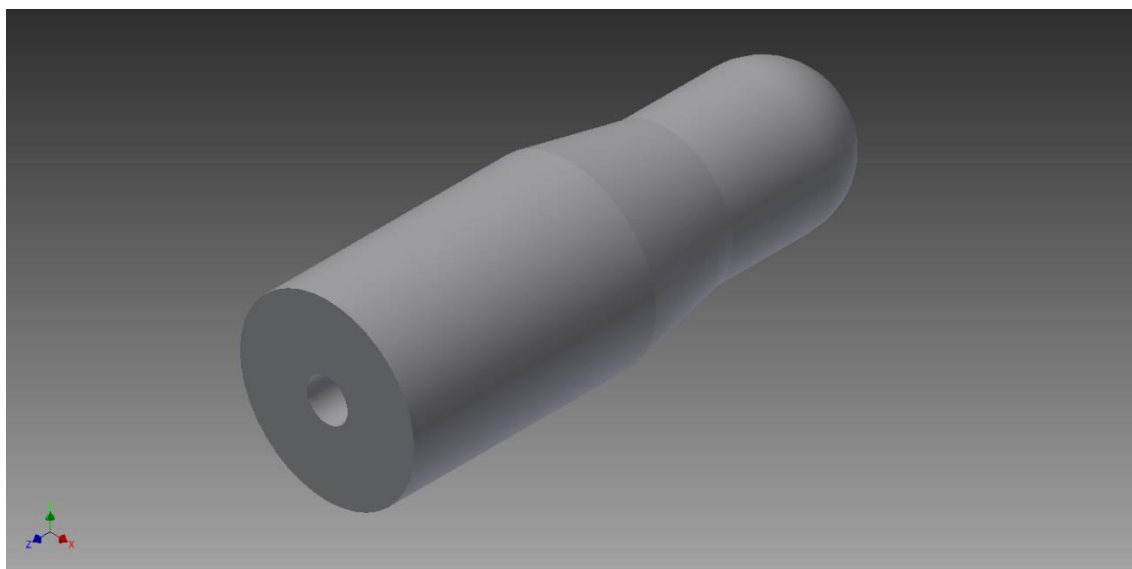
Zdroj: autor

Výkres indentoru s poloměrem 7 mm – dotyková plocha půlkoule



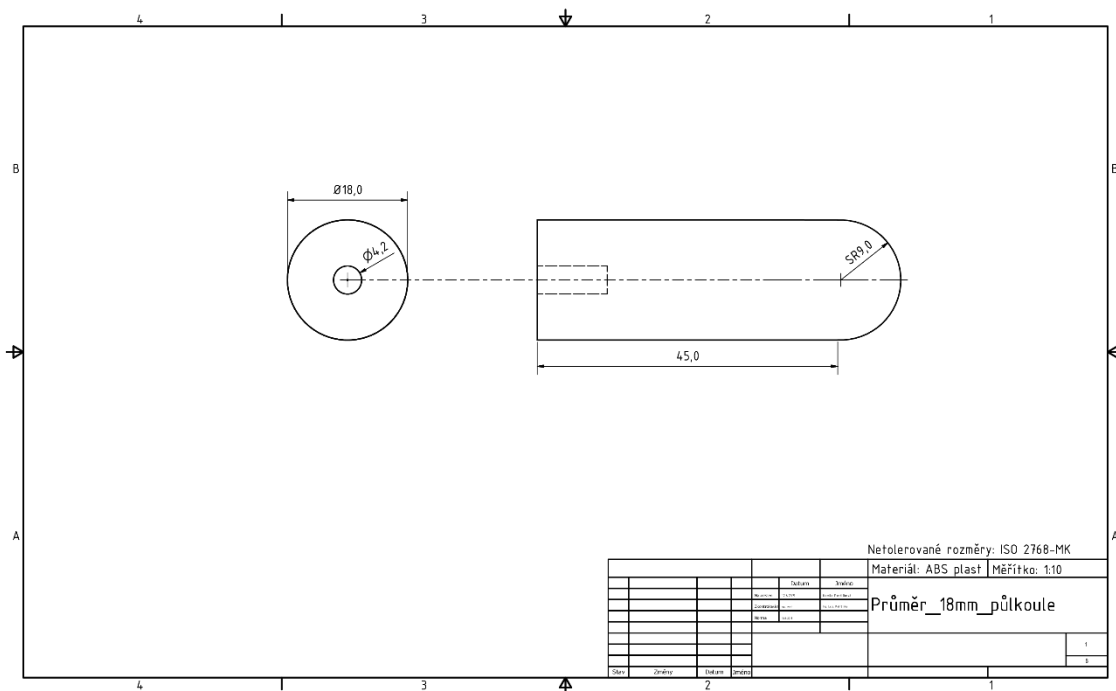
Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 7 mm – dotyková plocha půlkoule



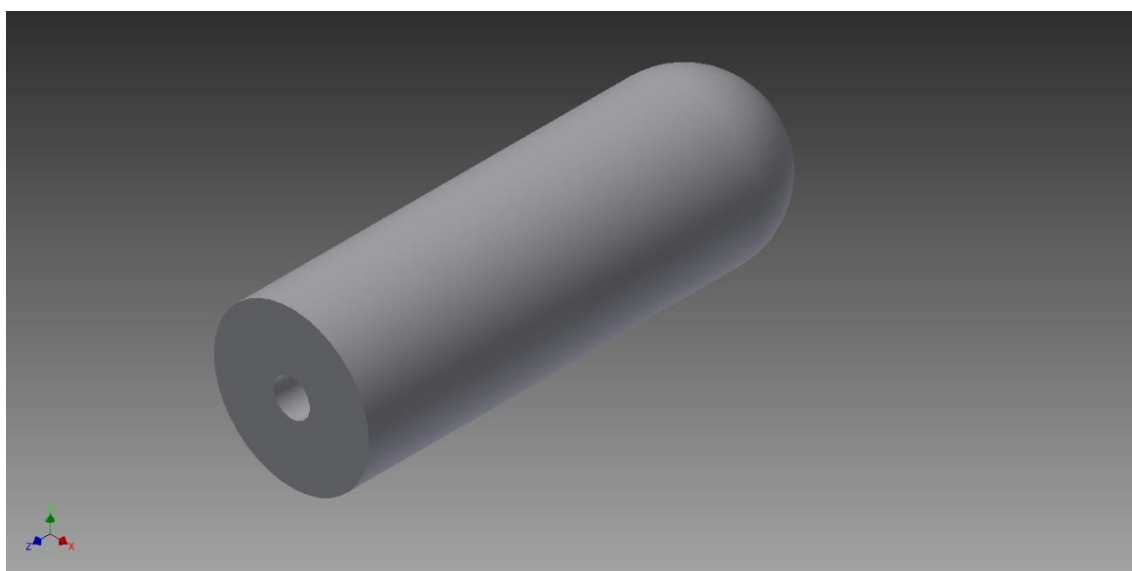
Zdroj: autor

Výkres indentoru s poloměrem 9 mm – dotyková plocha půlkoule



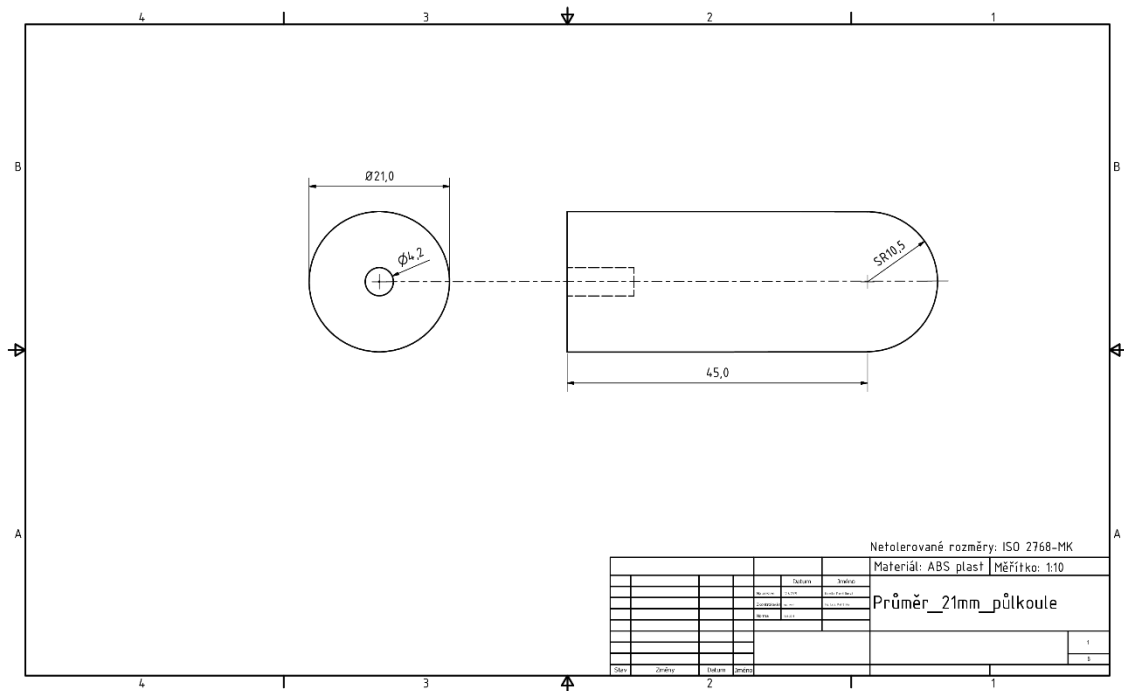
Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 9 mm – dotyková plocha půlkoule



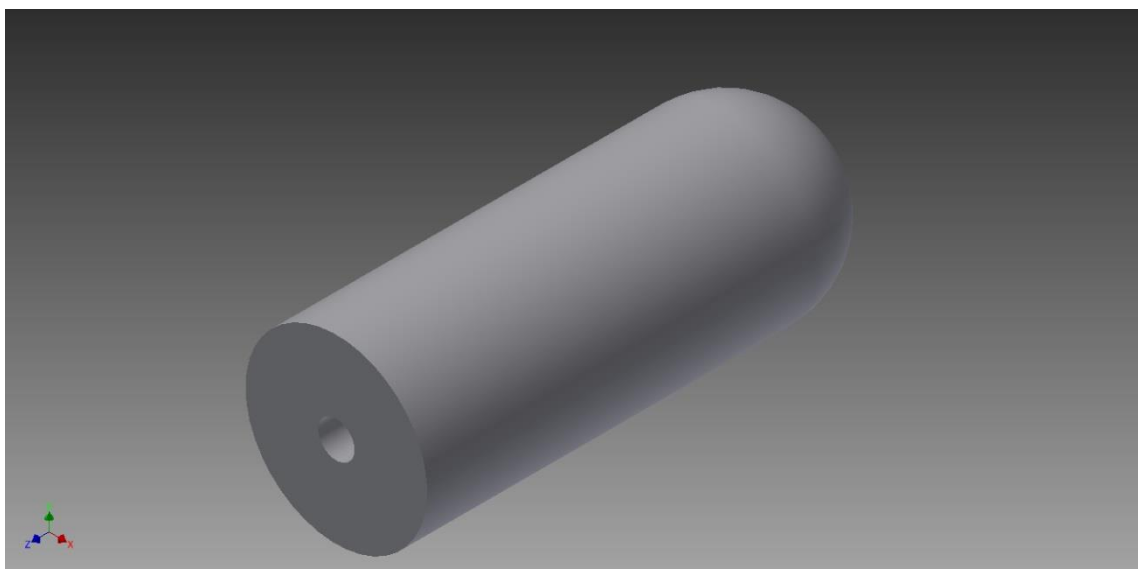
Zdroj: autor

Výkres indentoru s poloměrem 10,5 mm – dotyková plocha půlkoule



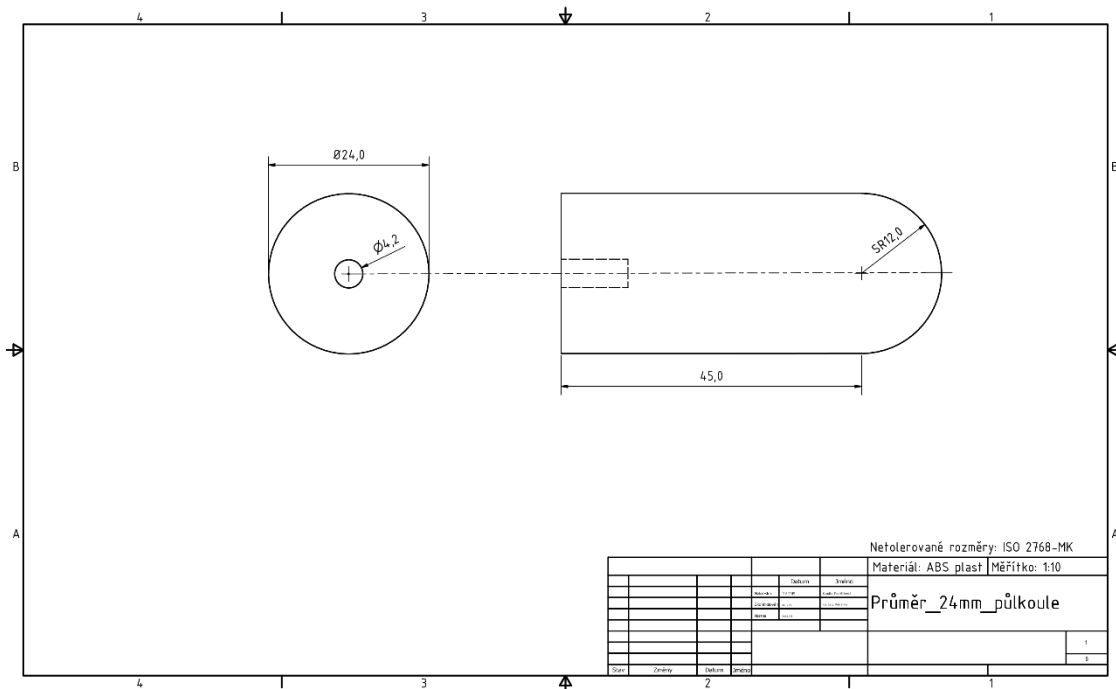
Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 10,5 mm – dotyková plocha půlkoule



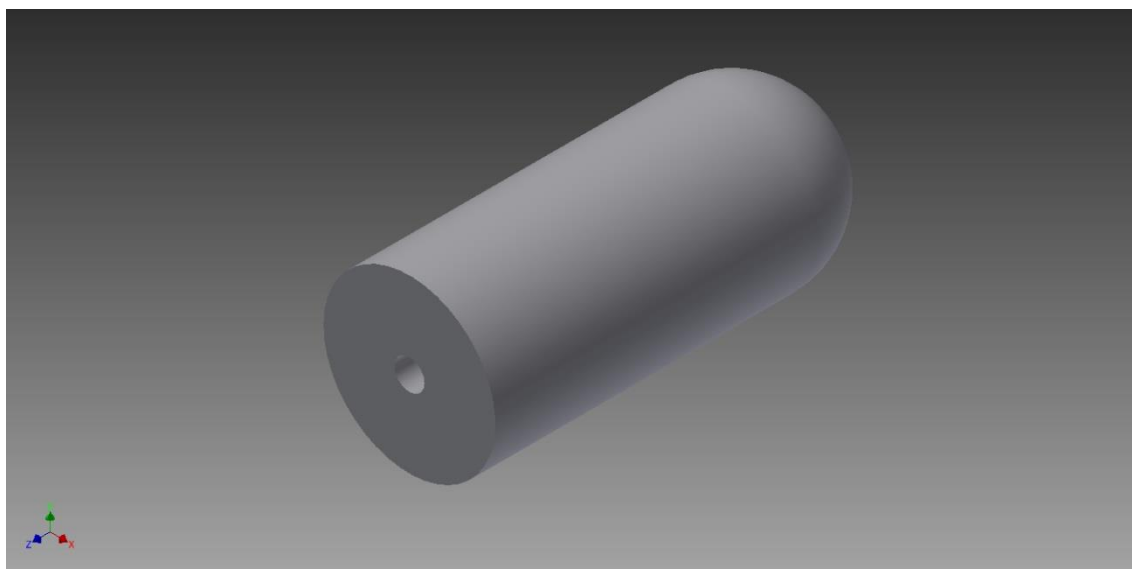
Zdroj: autor

Výkres indentoru s poloměrem 12 mm – dotyková plocha půlkoule



Zdroj: autor

Indentor s poloměrem 12 mm – dotyková plocha půlkoule



Zdroj: autor

Příloha C

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Možnosti klinického využití stanovení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka, in vivo, in situ

Období realizace: březen 2015

Řešitelé projektu: PhDr. Petr Šifta, Ph.D., Bc. Kamila Pertlíková

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je naměřit viskoelastické vlastnosti měkkých tkání na experimentálním zařízení myotonometru a zaznamenaná data zpracovat. Měřit se bude na holé končetině, délka testování je cca. 5 minut na osobu. Z účasti na projektu pro Vás nevyplývají žádné výhody ani rizika. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením. Výzkumný projekt je v souladu s nejvyššími standardy, bezpečností a etikou, s ohledem na Helsinskou deklaraci a vnitrostátními právními předpisy.

Prohlášení

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

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu. Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

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

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

Příloha D

Meření s indentorem o poloměru 2 mm, kruhová kontaktní plocha



Zdroj: autor

Meření s indentorem o poloměru 2 mm, pŕlkulová kontaktní plocha



Zdroj: autor

Meření s indentorem o poloměru 2 mm, kruhová kontaktní plocha



Zdroj: autor