

UNIVERZITA KARLOVA  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Vliv intenzity izometrické volní kontrakce na reologické  
vlastnosti kosterní svaloviny in vivo, in situ**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**Mgr. Václav Bittner**

Vypracovala:

**Bc. Barbora Kopecká**

Praha, duben 2018

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne .....

.....

podpis autora

## Evidenční list

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

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

### Poděkování

V první řadě chci poděkovat skvělému vedoucímu, Mgr. Václavu Bittnerovi, který mi s prací nejen neobyčejně pomáhal, ale zároveň snášel mou občasnou liknavost a hlavně mě při každé konzultaci naplňoval optimismem ke zdárnému konci.

Mé díky si zaslouží i dr. František Lopot, který mi nesmírně pomohl zejména v samotném počátku, kdy jsem si nevěděla rady s výběrem tématu, a ochotně přispěl i v hektickém závěru.

Do třetice děkuji i doc. Dagmar Pavlů, která si na mě našla čas vždy, když jsem potřebovala konzultovat téma z fyzioterapeutického hlediska.

A konečně patří dík i probandům, kteří si našli čas na účast v experimentu, a bez kterých by tato práce vzniknout nemohla, a také svým nejbližším, kteří mě podporovali a v případě potřeby ochotně vypomohli.

## **Abstrakt**

**Název:** Vliv intenzity izometrické volní kontrakce na reologické vlastnosti kosterní svaloviny in vivo, in situ

**Cíle:** Hlavním cílem této práce je stanovit, jaký vliv má intenzita izometrické volní kontrakce kosterní svaloviny na její viskoelastické vlastnosti. Práce má dále za cíl přispět k verifikaci myotonometru jakožto objektivního diagnostického nástroje a srovnává ho s dosavadními metodami posuzování svalového tonu, resp. jeho dílčích charakteristik.

**Metody:** U 20 zdravých jedinců jsme použili přístroj myotonometr – užitný vzor 29456 pro posouzení změn tuhosti a viskózního chování kosterní svaloviny in vivo, in situ. Hodnoty jsme srovnávali při 0%, 20%, 35% a 50% maximální síly volní izometrické kontrakce flexorů prstů ruky, kontrolované ručním dynamometrem.

**Výsledky:** Lze konstatovat, že tuhost i viskózní chování kosterního svalstva s rostoucí mírou volní izometrické kontrakce narůstá.

**Klíčová slova:** myotonometr, kosterní svalovina, viskózní chování, tuhost, svalový tonus

## **Abstract**

**Title:** The effect of intensity of voluntary isometric contraction on rheological characteristics of skeletal muscle tissue in vivo, in situ

**Objectives:** The main aim of this study is to determine the effect of intensity of isometric voluntary contraction of skeletal muscle on its viscoelastic characteristics. The work also aims to contribute to the verification of myotonometer as an objective diagnostic instrument and compares it to known methods for evaluation of muscle tone, or its partial characteristics.

**Methods:** We used myotonometer – utility model 29456 for evaluation of changes of stiffness and viscous behavior of skeletal muscle in vivo, in situ in 20 healthy volunteers. The values were compared during 0%, 20%, 35% and 50% of maximal strength of isometric contraction of finger flexors, controlled by hand-held dynamometer.

**Results:** We concluded that both stiffness and viscous behavior of skeletal muscle increases with higher intensity of isometric voluntary contraction.

**Keywords:** myotonometer, skeletal muscle, viscous behavior, stiffness, muscle tone

## Obsah

1	Úvod.....	11
2	Teoretická východiska .....	12
2.1	Stručný přehled stavby a vlastností kosterní svaloviny .....	12
2.1.1	Svalová kontrakce.....	14
2.1.2	Reologické a další mechanické vlastnosti kosterní svaloviny .....	15
2.1.3	Krycí vrstvy kosterního svalstva.....	18
2.1.4	Svalový tonus.....	19
2.2	Vybrané poznatky z funkční anatomie předloktí .....	22
2.3	Diagnostika mechanických vlastností měkkých tkání .....	25
2.3.1	Palpace .....	25
2.3.2	Dosavadní pokusy o objektivizaci svalového napětí .....	25
2.3.3	Myotonometrie.....	27
2.3.4	Myotonometr – užitný vzor 29456 .....	35
3	Cíle, výzkumné otázky a hypotézy .....	39
4	Metodika .....	40
4.1	Výzkumný soubor .....	40
4.2	Použité metody.....	41
4.2.1	Ruční dynamometr.....	41
4.2.2	Myotonometr .....	42
4.3	Sběr dat.....	43
4.4	Analýza dat.....	44
5	Výsledky .....	47
5.1	Antropometrické údaje.....	47
5.2	Ověření hypotéz .....	49

5.3	Reliabilita .....	52
6	Diskuze .....	53
7	Závěr .....	56
	Referenční seznam .....	57
	Přílohy.....	66



## Seznam použitých zkratk

2D	dvoudimenzionální	H0	statistická hypotéza
a	amplituda zrychlení	H1	alternativní hypotéza
A	anizotropní	HK	horní končetina
ABS	akrylonitrilbutadienstyren	I	izotropní
A/D	analogově digitální	IKR	interkvartilové rozpětí
ADP	adenosindifosfát	k	tuhost/počet položek testu
ATP	adenosintrifosfát	kg	kilogram
BMI	body mass index	kPa	kilopascal
C	creep	lig.	ligamentum
°C	stupeň Celsia	m	hmotnost/metr
CE	kontraktilní prvek	m.	musculus
cm	centimetr	MAX	maximální síla flexorů prstů ruky
CMT	computerized muscle tonometer	mm	milimetr
CNS	centrální nervová soustava	mN	milinewton
D	logaritmický dekrement vlastní frekvence oscilací	MPa	megapascal
DP	délka předloktí	MRE	magnetická rezonanční elastografie
e	deformace	ms	milisekunda
$\dot{e}$	rychlost deformace	n	počet
E	Youngův modul pružnosti	N	Newton
EBM	evidence based medicine	OP	obvod předloktí
$E_{dis}$	energie disipovaná během indentace	p	tlak
$F_i$	odporová síla tkáně	p value	probability value
EMG	elektromyografie	PE	paralelní elastický prvek
FG	fast-glycotic	PTM	pressure threshold meter
F	síla	proc.	processus
$f_{max}$	maximální vlastní frekvence oscilací	QLV	quasi-lineární viskoelastický model
$F_{max}$	síla naměřená indentorem v největší hloubce zanoření	r	průměrný korelační koeficient mezi položkami
FOG	fast-oxidative-glycotic	R	Pearsonův korelační koeficient
h	hloubka zanoření indentoru	$R_t$	relaxační čas

s	sekunda
S	plocha
$S_d$	dynamická tuhost
SD	směrodatná odchylka
SE	sériový elastický prvek
SO	slow-oxidative
STSM	soft tissue stiffness meter
t	čas
T	perioda
TCM	tissue compliance meter
TH	tělesná hmotnost
TV	tělesná výška
TUL	Technická univerzita v Liberci
UK FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy
UZ	ultrazvuk
Z	linie v izotropním úseku sarkomery
$\alpha$	Cronbachovo alfa
$\Delta l$	změna délky deformovaného tělesa
$\eta$	normálová viskozita
$\mu\text{m}$	mikrometr
$\tau$	napětí

# 1 ÚVOD

Jedním ze současných problémů, které propojují oblast fyzioterapie a biomechaniky, je kvantifikace a objektivizace měření takzvaného svalového tonu. Nedostatky dosavadních pokusů o navržení přístroje, který by měl takový úkol zvládnout, vychází ze samotné podstaty toho, co má být měřeno. Pojem svalový tonus nelze příliš jednoznačně definovat a jeho koncept se u různých autorů liší, přestože často jen v malých detailech. Jednoznačně nejužívanější metodou pro posouzení svalového tonu je v současné době palpace. Přestože mnozí autoři (1) (2) (3) uvádějí, že není možné sestrojít přístroj, který by tuto čistě subjektivní a těžce interpretovatelnou metodu nahradil, domníváme se, že objektivní určení tuhosti a viskózního chování, jakožto dílčích ukazatelů svalového tonu, může být užitečné nejen v klinické praxi fyzioterapeutů.

Práce se v první části zabývá teoretickými poznatky o kosterní svalovině, její struktuře a vlastnostech a objasňuje některé skutečnosti, které měly vliv na design experimentálního výzkumu. Dále shrnuje dosavadní pokusy o objektivizaci svalového tonu a reologických vlastností kosterní svaloviny, ať už založené na indentaci nebo jiných principech. Věnuje se také srovnání těchto metod s palpací.

V další části jsou vytyčeny cíle, výzkumné otázky a hypotézy. Dále je popsána samotná realizace experimentálního šetření a následně uvedeny jeho výsledky. Závěrem jsou tyto výsledky i přístroj samotný diskutován s poznatky jiných autorů a jsou navrženy další možnosti pro postup ve vývoji myotonometru jakožto přístroje nápomocného při objektivizaci svalového tonu.

Hlavním cílem této práce je na základě objektivního posouzení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu *in vivo*, *in situ* zjistit, jaký vliv má intenzita izometrické volní kontrakce kosterní svaloviny na její reologické vlastnosti. Práce přispěje k verifikaci myotonometrie jako objektivní diagnostické metody v medicínské praxi.

## 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

### 2.1 Stručný přehled stavby a vlastností kosterní svaloviny

Svalová tkáň je specializovaná na pohyb. Její buňky jsou charakteristické schopností smrštění. Rozlišujeme svalstvo hladké, příčně pruhované a příčně pruhované srdeční. Kosterní svaly jsou tvořeny svalovinou příčně pruhovanou (4).

Kosterní svaly podléhají volní kontrole. Jejich buňky jsou mnohояderné, protáhlé a válcovité s kónickými konci. Mají průměr asi 40-100  $\mu\text{m}$  a délku v řádu jednotek až desítek milimetrů. Vlákna běží buď od začátku svalu k úponu, nebo jsou zařazena v sérii (5) (6).

Rozlišujeme 3 typy vláken. Typ I nebo SO (slow-oxidative) – pomalé oxidativní, je schopné dlouhé kontrakce s pomalým nástupem, ale bez projevů únavy. Je červené díky vysokému obsahu myoglobinu a převažuje oxidativní metabolismus. U typu IIB nebo FG (fast-glycolytic) – rychlé glykotické, převažuje glykotický metabolismus a rychlá kontrakce s brzkou únavou. Je bílé s nízkým obsahem myoglobinu. Přechodným typem mezi uvedenými je typ IIX (příp. IIA) nebo FOG (fast-oxidative-glycolytic) – rychlé oxidativně-glykotické. Všechny tyto typy jsou ve svalu zastoupeny současně, v různém poměru (4) (7). Dále můžeme ještě rozlišit typ III, tedy vlákna intermediární, z nichž se mohou diferencovat uvedené typy (6).

Svalové vlákno je pokryto sarkolemmou a v sarkoplazmě se nachází svazky myofibril, tvořených bílkovinnými filamenty. Kolem nich jsou příčně a podélně uspořádány trubice sarkoplazmatického retikula s vysokou koncentrací vápenatých a hořečnatých iontů, nezbytných pro svalovou kontrakci. Kontraktilní jednotkou je sarkomera, skládající se z tmavých anizotropních (A), a světlých izotropních (I) úseků. Izotropní úseky jsou rozděleny telofragmou, nazývanou Z-linie, která tak odděluje jednotlivé sarkomery. Anizotropní úseky jsou rozděleny mezofragmou neboli H-linií. Kontrakci sarkomer zajišťují tenká aktinová a tlustá myozinová filamenta, její pružnosti přispívají ještě titin a nebulin. V sarkomeře se nacházejí ještě další proteiny, jejichž funkcí je však převážně vzájemné propojení molekul a jejichž podíl na mechanických vlastnostech je mizivý (6) (7).

Molekula myozinu má tyčinkovité tělo a na něm ohebný krk s kulovitou hlavou, dohromady označované jako příčný můstek. Ty tvoří H-linii. Hlavy molekul jsou orientované od středu myofilamenta a reagují s aktinem. Aktinová vlákna, stočená ze 2 makromolekul, jsou tenčí, ale početnější v poměru asi 4-6:1. Jsou zakotvená v Z-liniích a jejich konce zasahují mezi myozinová vlákna. Titin v relaxovaném stavu zajišťuje kontinuitu sarkomerem tím, že sahá od Z-linie až k myozinu a zároveň ho tak stabilizuje proti bočnímu posunu. Při protažení klade elastický odpor, ale při kontrakci nijak nebrání zasunutí aktinomyozinového komplexu a má významný podíl na viskoelastickém chování svalového vlákna (8). Nebulin zajišťuje polohu aktinových filament a je elasticky protažitelný, jeho význam v celkové pružnosti je ale malý (5) (6).

Skupiny svalových vláken tvoří snopečky, a ty se zase shlukují do snopců. Jako obaly těchto dílčích celků slouží vazivová tkáň s bohatým cévním řečištěm, zvaná epimysium. Celý sval (i svalová skupina) je pak obalen vazivovou fascií. Vazivo tedy slouží jako sjednocující prvek, vytvářející jednotku schopnou mechanické práce díky napojení na kost šlachou. Ta se skládá ze spirálovitě stočených svazků rovnoběžných kolagenních vláken a fibrocytů (4) (9).

Z funkčního hlediska se svalová vlákna sdružují do skupin, které jsou inervované společným  $\alpha$ -motoneuronem, tzv. motorických jednotek. Jejich množství ve svalu se pohybuje mezi desítkami a stovkami (9). Malé motorické jednotky, tedy takové, kdy jeden motoneuron aktivuje malé množství vláken, nalezneme například u svalů vykonávajících jemnou motoriku nebo ve smyslových orgánech (7).

Paralelně ke svalovým vláknům se ve svalu nacházejí ještě svalová vřeténka neboli intrafuzální vlákna, inervovaná  $\gamma$ -motoneurony. Jsou složena ze 4-6 menších svalových vláken, která skrze senzitivní nervy podávají do CNS proprioceptivní informaci o změně délky vláken (v porovnání s ostatními, extrafuzálními vlákny). Tím se podílejí společně s dalšími proprioceptory (Golgiho šlachová tělíska, kloubní receptory pouzdra) na zpětné regulaci délky, a tedy i tonu svalu, ať už při aktivní kontrakci nebo pasivním protažení (3) (4) (9). Tento mechanismus regulace svalového tonu nazývá Dylevský (10) proprioceptivními reflexy. Z retikulární formace mozku lze nastavit práh dráždivosti motoneuronů podrážděním vřetének i bez změny délky (3).

### 2.1.1 Svalová kontrakce

Svalová kontrakce je stav, kdy se sval projevil zkrácením či zvýšením svalového napětí. Průvodním mechanickým jevem je tedy vzrůst tahové síly. Izometrickou kontrakci nazýváme děj, kdy se vzdálenost začátku a úponu nemění a tahová síla odpovídá tíze břemena. Protipólem je kontrakce izotonická, přesněji anizometrická. Při té se pak může sval buď zkracovat, pokud je tahová síla větší než vnější zátěž – pak mluvíme o kontrakci koncentrické, nebo se prodlužuje vlivem zátěže převyšující sílu a pak jde o kontrakci excentrickou (5) (9).

Svalová kontrakce je výsledkem přeměny energie chemických vazeb na energii mechanickou a teplo. Produkce tepla je nižší při izometrické kontrakci, než při zkracování svalů. Impulz přichází z motorických neuronů přes nervosvalové ploténky, které vyplavením acetylcholinu změni propustnost sarkolemy pro vápník. Dle Huxleyovy a Hansenovy teorie dochází ke kontrakci svalového vlákna při relativním pohybu myofilament. Do sarkoplazmy začnou vstupovat vápenaté ionty, které se navážou na daná místa aktinových filament. Tím změni jejich konformaci a do uvolněných míst se zasouvají hlavy myozinu. Následně jsou ionty vápenatou pumpou odvedeny do sarkoplazmatického retikula. Energii tomuto procesu zajišťuje hydrolýza ATP na ADP. Během 50 ms roste stahové napětí do maxima, v následujících 100-150 ms klesá (5) (11). Zatímco při koncentrické kontrakci se myofibrily zkracují zúžením I úseků, při izometrické kontrakci se délka žádného úseku nemění, pouze uprostřed A úseku se objevuje tmavý úsek, který se přisuzuje zasunutí myozinových filament díky natažení sériových elastických prvků vrstviček Z.

V klidové délce svalů se aktinová a myozinová vlákna částečně překrývají tak, že je umožněna interakce všech příčných můstků. Při přílišném protažení nebo zkrácení je počet můstků, které se mohou zapojit, nižší, a proto může sval vyvinout největší sílu právě v klidové délce. Síla vyvinutá sarkomerou při konstantní délce je úměrná počtu aktivních příčných můstků (9).

Při kontrakci se aktivují současně všechny myofibrily jednoho svalového vlákna, a všechna vlákna jedné motorické jednotky, ale ne všechny motorické jednotky jednoho svalů (11). Výsledná síla svalů pak závisí na kooperaci funkce jednotlivých motorických jednotek, tzv. časové a prostorové sumaci (3) (9).

### 2.1.2 Reologické a další mechanické vlastnosti kosterní svaloviny

Reologie je obor mechaniky kontinua, který se zabývá deformací a tokem látek vlivem napětí, které na ně působí (11). Z pohledu reologie hledíme na biologické měkké tkáně, mezi které řadíme i svaly, jako na viskoelastické materiály. Kosterní svalovina patří mezi materiály odpevňující, tzn. že s rostoucím napětím se zpomaluje růst deformace (9).

V lineární teorii viskoelastivity bývá využíváno dvou základních jednorozměrných matematických modelů látek. První, tzv. Hookovo kontinuum, popisuje elastické materiály. Ty jsou charakterizovány svojí jednoznačnou závislostí mezi napětím  $\tau$  v tělese vyvolaným jeho deformací  $e$ . Příslušná reologická rovnice vypadá takto:

$$\tau = E \cdot e \quad [1]$$

Konstanta přímé úměrnosti  $E$  se nazývá modul pružnosti nebo také modul elasticity. Rovnici [1] lze zapsat i jako vztah mezi deformační silou  $F$  a změnou délky deformovaného tělesa  $\Delta l$ .

$$F = k \cdot \Delta l \quad [2]$$

Konstanta přímé úměrnosti  $k$  se obvykle nazývá tuhost. Proto ať už je  $k$  popisuje mechanických vlastností elastického materiálu použít modul pružnosti nebo tuhost, vždy platí, že čím je jejich hodnota vyšší, tím je těleso vůči deformaci odolnější.

Druhý model, tzv. Newtonovo kontinuum, popisuje látky viskózní. Pro taková tělesa platí, že napětí  $\tau$  v nich vyvolané závisí pouze na rychlosti jejich deformace  $\dot{e}$ .

$$\tau = \eta \cdot \dot{e} \quad [3]$$

Konstanta  $\eta$  zde představuje tzv. normálovou viskozitu (12). Viskozita je také příčinou disipované energie po odlehčení deformované látky. Kombinací dvou základních prvků popsaných rovnicemi [1] a [3] lze vytvořit různě složité reologické modely, viz níže. Důležité je taktéž zmínit, že v nelineární teorii mechaniky kontinua nelze veličiny  $E, k, \eta$  považovat za konstanty.

Vedle viskozity a tuhosti řadíme mezi reologické vlastnosti i pevnost a plasticitu. Pevnost je mezní napětí, při jehož překročení dojde k destrukci materiálu. U biologických materiálů se uvádí ještě biologická pevnost, tedy takové mezní napětí, jehož dlouhodobé nebo opakované působení má za následek snížení mechanických

vlastností a resorpci biologického materiálu. Plasticita popisuje schopnost materiálu zachovat deformaci po ukončení působení zátěže (13).

Mechanické vlastnosti se u živých tkání odlišují od běžných pevných nebo koloidních látek. Určujícím faktorem je stavba a uspořádání tkáně, a to od molekulární po makroskopickou úroveň. Jsou multifázické, nehomogenní a anizotropní. Tvoří otevřený termodynamický systém. Dochází u nich k neustálé výměně hmoty, energie a informací, kontinuálně se přizpůsobují vnějším i vnitřním podmínkám, reprodukují se, degradují atd. Krom toho jejich stavba bývá velmi složitá, nikdy nejde pouze o rovnoběžná kolagenní nebo elastinová vlákna. Zároveň jsou tkáně do jisté míry individuální, tedy jejich mechanická odezva bude stochastická. Navíc i vlastnosti jednotlivých svalů se liší podle jejich typu (9).

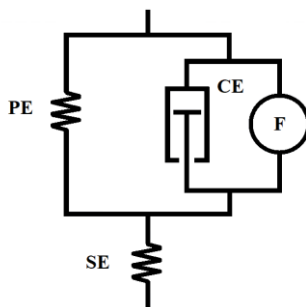
Z uvedeného vyplývá mj. to, že mechanické vlastnosti mohou být rozdílné, pokud půjde o chování ve směru svalových vláken, nebo pokud zvolíme směr kolmý. Autoři se bohužel často zabývají pouze prvním z nich a kolmý směr je zanedbáván. Anizotropie ve svalu se netýká pouze orientace vzhledem k ose vlákna – Papazoglou (14) například ukázal pomocí MRE (viz kapitola 2.3.2), že ve svalu se impulz šíří v charakteristických V-vlnách místo obvyklého tvaru šíření střížných vln v izotropních materiálech. To naznačuje, že i v různých úsecích rovnoběžných s podélnou osou svalu bude různá elasticita.

Svalovou tkáň můžeme z mechanického hlediska rozdělit na aktivní svalovou hmotu, která je efektem samotné svalové kontrakce, a pasivní tkáň, tedy šlachy, fasciální vrstvy, cévy a nervy. Pasivní složka je tvořena převážně kolagenními vlákny, takže se podílí na poddajnosti relaxovaného svalu. Nositelem elasticity jsou především příčné můstky (9).

Pro modelování viskoelastických vlastností ve směru podélném na svalová vlákna se běžný model pružina-tlumič ukazuje jako nedostatečný. Nejběžnější je Hillův tříprvkový model (Obrázek 1). Skládá se ze sériového elastického prvku (SE), reprezentujícího elasticitu šlach, připojujících sval ke kosti, paralelního elastického prvku (PE), představujícího vlastní elasticitu svalu, a kontraktálního prvku (CE), který představuje aktivní sílu generovanou svalem během kontrakce. Ten může být samostatně modelován jako paralelně zapojený generátor síly a tlumič (15). Často užívaný je i QLV (quasi-lineární viskoelastický) model (8) (16), respektující výraznou



nelinearitu vlastností biologických tkání a viskoelasticitu (17). I ten však Meyer (18) uvádí jako nedostatečný, a proto vytvořil pseudoplastický model jakožto modifikovaný Hillův tříprvkový model, který viskozitu uvádí jako funkci času, deformace i rychlosti deformace.



**Obrázek 1** Hillův tříprvkový model (15) – upraveno

V závislosti na mnoha faktorech, např. velikosti zatížení, rychlosti a stupni protažení, na deformační historii a mj. i na tom, zda byl mezi protaženími sval kontrahován, se projevuje jistá míra plasticity svalu. Po uvolnění kontrakce je sval oproti původní délce zkrácen a tento efekt se při dalších kontrakcích opakuje až do určité míry zkrácení.

Stejně tak po uvolnění protažení má sval větší rovnovážnou délku. Tento rozdíl ireverzibilního prodloužení je největší při prvním protažení, po několika desítkách opakování hysterezní efekt mizí. Protahovací křivka je tedy ovlivněna napěťovou deformační historií, odlehčovací křivky jsou však konstantní, jen rovnoběžně posunuté. Jejich strmost je úměrná napětí a mají exponenciální průběh. Stejně křivky lze prokázat i na jednotlivých svalových i myozinových vláknech.

Modul pružnosti měkkých tkání se pohybuje mezi 0,3-0,6 MPa, u svalů však různá měření přinesla velmi rozdílné výsledky. Z klidové délky lze dosáhnout poměrného protažení až 200%, ireverzibilní změny však nastávají už při 40%.

Kontrakce svalu má vliv na jeho elastické vlastnosti a tím je ovlivněna i jeho síla. Tuhost svalu se zvyšuje s rostoucí mírou izometrické kontrakce (5) (9). Závislost tuhosti na míře izometrické kontrakce prokázali někteří autoři i ve směru kolmém na svalová vlákna (19) (20) (21), někteří ji považují přímo za lineární (22) (23). Při různých úrovních excitace jsou křivky konstantní, jen rovnoběžně posunuté (9). Tuhost v kolmém směru na svalová vlákna je vyšší než ve směru podélném (24).

Pevnost v tahu je dána pevností sarkolemy a vaziva. Mez pevnosti je ovlivněna mnoha okolnostmi, například teplotou nebo trénovaností, svaly o menším průřezu mají větší pevnost v tahu než svaly o větším průřezu a zároveň jsou extenzory pevnější než flexory (5) (9). Hodnoty se pohybují okolo 0,4-1,2 MPa (25), u svalu v maximální kontrakci pak okolo 1,25 MPa (9).

Zdrojem viskozity ve svalu jsou kromě přirozeně viskoelastických kolagenních vláken pasivních struktur a titinu ještě příčné můstky – koeficient tlumení je úměrný počtu aktivních můstků. Moss a Halpern zároveň (26) prokázali, že tento koeficient klesá s rostoucí teplotou. Nicméně poukázali na to, že ve svalu může být změněna teplota i v závislosti na počtu aktivních příčných můstků, a tím může být tento vztah pozměněn. Kinetika aktomyozinu může být ovlivněna také viskozitou sarkoplazmy a vodní aktivitou (viskozita se zvyšuje s rostoucím osmotickým tlakem) (27) (28).

I nestimulovaný sval *in vivo* vykazuje určitou míru napětí. Napětí lze vyjádřit jako sílu na jednotku plochy kolmé na směr svalových vláken. Je závislé na aktuální délce svalu, ale je ovlivňováno i řadou dalších vlivů. Toto klidové napětí určitým způsobem koreluje s tím, co ve fyzioterapii nazýváme svalový tonus. Vyšší bývá u tzv. posturálních svalů, které se vyznačují převahou statické činnosti. Na klidovém napětí vzniká při impulzu ke kontrakci akční napětí. Lidský sval je schopen vyvinout napětí asi 0,4 MPa. Největší sílu je schopen vyvinout při izometrické kontrakci (5) (9).

### **2.1.3 Krycí vrstvy kosterního svalstva**

Vazivo tvoří neodmyslitelnou složku svalu, která spojuje a obaluje jednotlivá vlákna i celý sval nebo svalové skupiny. Svalové fascie jsou tvořené tuhým kolagenním (fibrózním) vazivem, jehož vlákna jsou velmi pevná. Jejich tloušťka je na končetinách až 1 mm (29). Na sval jsou přichyceny řídkým vazivem (4) (11) (30). Kolagenní vlákna fascie probíhají příčně na dlouhou osu svalu. Zesílené vazivové přepážky, odstupující z fascie a upínající se do kosti, se nazývají osteofasciální septa (31).

Fascie je uzpůsobená na přenášení napětí v tahu. Je popisována jako plastická, neboť se při zatížení deformuje a návrat do výchozího tvaru může trvat i několik hodin (32). Je náchylná k viskoelastickým jevům jako creep, relaxace a hystereze (33). Poslední poznatky naznačují přítomnost kontraktilních prvků (3) (32).

Krycí vrstvou těla je kůže. Její tloušťka je 0,5-4 mm (34). Na povrchu je tvořena vrstevnatým dlaždicovým epitelem – epidermis, o tloušťce asi 0,07-1,4 mm,

a pod ním je vazivová vrstva – škára, tvořená převážně kolagenními vlákny, méně i elastickými a retikulárními (9). Má tloušťku asi 0,5-2,5 mm (34). Většina vláken je orientována rovnoběžně s povrchem různými směry. Preferenci směru indikují Langerovy linie kožního napětí. Jejich orientace ovlivňuje mechanické vlastnosti kůže v tahu.

Po vysušení kůže obsahuje 75% kolagenu a 2-4% elastinu. Kolagen má za úkol chránit kůži před poškozením při výrazném namáhání, elastin navrácí původní tvar. Elastická vlákna nejvíce ovlivňují počátek křivky *napětí-deformace*, kdy se kolagenní vlákna teprve natačejí do směru silového působení. Po jejich zapojení křivka prudce stoupá (9).

Kůži a fascii (příp. periost) spojuje vrstva podkožního vaziva. Až na místa hustých vazivových pruhů, která se vyznačují vkleslinami povrchu, je prorostlá lalůčky tuku. Její tloušťka je individuální v závislosti např. na somatotypu, výživě nebo hormonálních vlivech (34). Stecco (29) předpokládá existenci tzv. povrchové fascie, která rozděluje podkoží na povrchovou a hlubokou tukovou tkáň. Povrchová část pak obsahuje větší tukové lalůčky mezi vazivovými septy, kolmými na povrch, pevně propojujícími kůži s hlubšími vrstvami, zatímco septa hlubší části jsou šikmá, tkáň je méně elastická a volnost tukových lalůček umožňuje posun podkoží vůči svalové fascii.

Indentační zkoušky na kůži a podkožní tkáni potvrdily jejich viskoelastické chování – při konstantní zátěži okamžitá téměř lineární odpověď následovaná creep fází, po odlehčení část deformace zůstává a původní stav se navrácí pozvolna (35). Při měření tuhosti svaloviny se ukázalo, že po přidání vrstvy kůže se snížila o 23% (36). Na dorsální straně zápěstí naměřil Iivarinen pro kůži a tukovou tkáň u zdravých jedinců ve věku  $31 \pm 7$  let moduly pružnosti v tlaku 130,2 kPa, resp. 2,5 kPa (37).

#### **2.1.4 Svalový tonus**

„Svalový tonus je pravděpodobně jeden z nejčastěji užívaných a nejméně definovaných pojmů ve studiích pohybu, postury a pohybových poruch.“ (38) Definovat pojem svalový tonus se jeví jako obtížný úkol, zvláště vzhledem k tomu, že mnoho autorů se spokojí jen s výkladem „svalové napětí“, který je však pouhý překlad a podstatu termínu zcela nepostihuje.

Velmi častým kritériem pro posouzení svalového tonu v klinické praxi je odpor proti pasivnímu natažení svalu (1) (39) (40) (41) (42). Zda jde o čistě mechanické

komponenty kosterního svalu, nebo se zde projevuje i vliv neurologický, bylo dlouho předmětem diskuzí a bádání.

Například Clemmensen (40) vycházel z výsledků Adriana a Bronka, kteří pomocí metody dnes známé jako jehlové EMG poprvé odlišili němé „pasivní napětí“ a měřitelnou „aktivní kontrakci“. Svalový tonus proto považoval pouze za „pasivní elastické napětí“, plynoucí z toho, že každý příčně pruhovaný sval je za normálních podmínek v těle natažený o něco málo více než do rovnovážné délky. Takové napětí je tedy nezávislé na volní nebo reflexní stimulaci z motorických nervů.

Tento předpoklad dále rozvedl Masi (41), který dává přednost pojmu „lidský klidový svalový (myofasciální) tonus“ (z anglického *human resting muscle tone*), popsanému jako „pasivní napětí nízké úrovně na živé tkáni a odpor proti protažení, významně přispívající k udržování posturální stability v rovnovážných polohách“. Vychází z konceptu biotensegrity, která pohlíží na udržování celkové polohy těla jako na výsledek tažných sil. Klidový tonus kosterního svalu je zde „vnitřní viskoelastické napětí projevené v rámci kinematických řetězců“ a pracuje neoddělitelně od fasciálních a ligamentózních struktur (odtud přívlastek *myofasciální*). Autor dále nevyvrací, že pasivní svalový tonus by mohl být částečně ovlivněn i z CNS. Zároveň však pro toto tvrzení nemá podklady.

Za čistě mechanicky popsateľný považovali tonus i další autoři. Podle Simonse (43) je nejlépe měřitelný pomocí tuhosti. Panjabi (41) uvádí, že svalový tonus je nutno charakterizovat více reologickými vlastnostmi, tedy i elasticitou a viskozitou. I podle Fenna (44) termín odkazuje na mnoho dílčích charakteristik, kromě zmíněných například i na kontraktilitu.

Jiní autoři vedle toho přisuzují tonu i reflexní složku. Podle nich jde pak tonus rozdělit na pasivní, tedy „komponentu vnitřního viskoelastického odporu relaxovaného svalu proti natažení“, a vedle toho aktivní, což je „pohotovost, se kterou nervový systém aktivuje sval v odpovědi na stimul“ (41). Obdobně i Kolář (1) rozděluje tonus kontraktálních struktur a vazivové složky. První z nich je ovlivňován z míchy, mozkového kmene, retikulární formace, mozečku, bazálních ganglií, thalamu i mozkové kůry přes  $\alpha$ - a  $\gamma$ -motoneurony. Informace k tomu poskytují proprioceptory, exteroceptory i interoceptory. U vaziva může dojít k retrakci (svalová tuhost, snížení

elasticity) nebo naopak ke zvýšení laxity, což ovlivňuje mechanické poměry v kloubu, a tak je opět reflexní cestou ovlivňován tonus.

Véle (3), který tonus definuje jako „proměnlivé napětí ve svalu, závislé na stavu CNS“, ho zase rozděluje na konzistenci svalů a turgor okolních tkání, které jsou palpací neoddělitelné. Jakou součástí tonu uvádí i elasticitu a reologické vlastnosti vazivové tkáně. Proměny svalového tonu spojuje mimo jiné s reakcí svalů na zevní podnět.

Někteří autoři dokonce tonus neodmyslitelně pojí s pohybem a posturou. Podle Dylevského (10) je například výchozím předpokladem pro provádění pohybů a udržování postury. Velmi obecně uvádí i Kolář (1), že svalový tonus je podmínkou veškeré motoriky. Čihák (4) popisuje tonus jako určité stálé napětí udržované ve svalu za účelem udržení správné polohy kloubů a částí těla.

I Ambler (39) označuje tonus za „reflexně udržované napětí“. Jeho regulaci přisuzuje všem regulačním okruhům pohybového systému, tedy extrapyramidovému a pyramidovému systému a spinálnímu motorickému okruhu. Dylevský (10) uvádí jako hlavní regulační činitel proprioceptivní míšní reflexy. Véle (3) považuje za nejdůležitější retikulární formaci, bazální ganglia, mozeček a limbický systém. Retikulární formace nastavuje na základě sensorických informací prostřednictvím gama-systému úroveň excitability neuronů, bazální ganglia jsou zodpovědná za aktivaci svalů podle uložených pohybových programů. Mozeček inhibuje nadměrnou aktivaci svalů a limbický systém ovlivňuje tonus na základě emočního ladění.

Klidový svalový tonus by měl být při palpaci volně průhmatný, nebolestivý a měkký (45). Odchylky od ideálního stavu nazýváme v případě zvýšení hypertonelem, u snížení hypotonelem. Oba extrémy mohou mít příčiny strukturálního původu, jako je spasticita po cévní mozkové příhodě nebo paréza při lézi periferního motoneuronu. Velmi často ale dochází k drobným změnám bez strukturálního podkladu, a to jak fyziologicky, například když tonus poklesne ve spánku (vzhledem k poklesu aktivity  $\gamma$ -systému), tak i u tzv. funkčních poruch hybného systému (4). Poměrně časté jevy jsou třeba svalové dysbalance, kdy je v daném pohybovém segmentu agonista zkrácený a hypertonický a antagonist naproti tomu ochablý, hypotonický (3). Zvýšené klidové napětí v důsledku reflexního mechanismu nazýváme spasmus. Projevuje se zvětšením svalového břicha jako při kontrakci, tužší konzistencí a palpační bolestivostí (45). Vedle toho rozlišujeme ještě kontrakturu, kde se nemusí objevit bolestivost, ale zhoršuje se

elasticita vazivového stromatu (46). Zvláštním případem lokální svalové hypertonie je tzv. trigger point neboli spoušťový bod. Je to ohraničené bolestivé místo ve svalu, které při palpaci nebo i spontánně vyvolává záškub svalu a bolest šířící se po svalu nebo i přeneseně do dalších regionů (45).

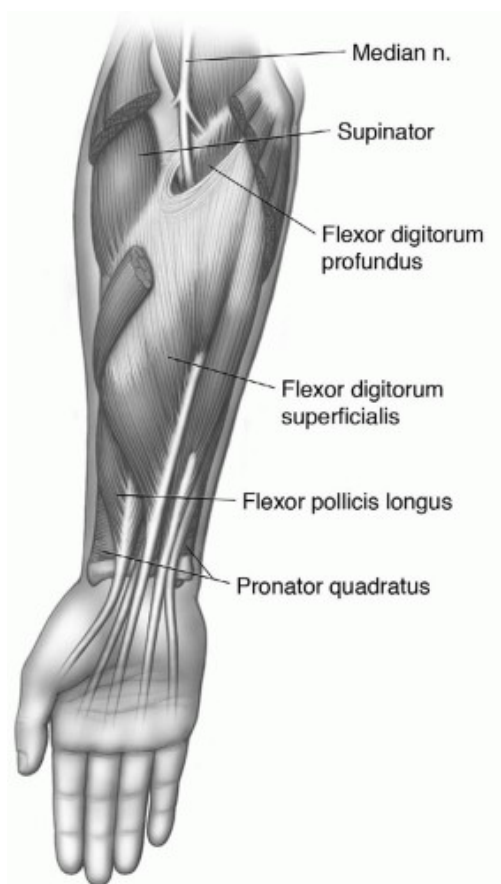
Tato práce si neklade za úkol definovat svalový tonus. Tvrdí-li však lékař či terapeut, že palpací zjišťuje mimo jiné právě svalový tonus, troufáme si tvrdit, že informace získaná z myotonometru může být interpretována obdobně, ovšem v objektivních hodnotách.

## 2.2 Vybrané poznatky z funkční anatomie předloktí

Na předloktí rozlišujeme 3 svalové skupiny, navzájem oddělené osteofasciálními septy. Dorsální skupina obsahuje zejména extenzory zápěstí a prstů, laterální skupina svaly též pro extenzi zápěstí a dále supinaci a konečně ventrální skupinu představují flexory prstů a zápěstí a pronátory. Všechny svalové skupiny jsou obaleny fascií antebrachii, která je odděluje od podkoží a je po celé délce připojena k periostu dorsálního okraje ulny (4) (31). Tloušťku této fascie se nepodařilo dohledat, u brachiální fascie bylo naměřeno asi 700  $\mu\text{m}$  (29).

Na ventrální straně předloktí se nachází 4 vrstvy svalů, a to flexorů a pronátorů. Aspekčně a palpačně je můžeme najít jako mediální val vedle laterálního valu tvořeného svaly laterální skupiny (30). 2. a 3. skupina svalů je oddělena intermediálním septem (31). Na flexi prstů při stisku dynamometru se podílí zejména m. flexor digitorum superficialis a m. flexor digitorum profundus. (Dále pak mm. lumbricales, ale ty nebyly při našem měření zaznamenávány.) Jako stabilizační svaly se podílejí extenzory prstů (3).

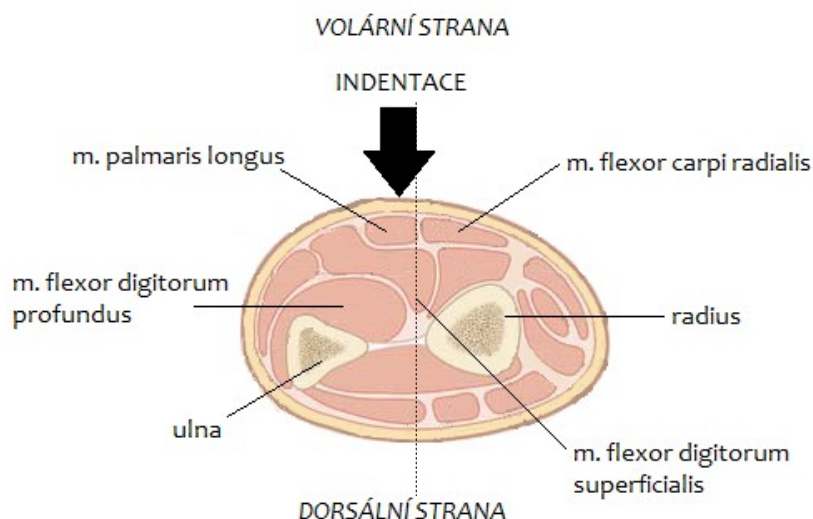
M. flexor digitorum superficialis se nachází ve 2. vrstvě a začíná jednak hlavou humeroulnární z mediálního epikotyly humeru, lig. collaterale ulnare a proximální části ulny a jednak hlavou radiální z radia podél úponu m. supinator. Jeho 4 šlachy se štěpí do chiasma tendinum a upínají na střední článek 2.-5. prstu. Sval tak pokrývá většinu horní poloviny ventrální plochy předloktí, vyjma radiální proximální části, kde se nalézá m. supinator (Obrázek 2).



**Obrázek 2** Flexory prstů (47)

M. flexor digitorum profundus leží ve 3. vrstvě pod svým povrchovým jmenovcem. Začíná na velké části ventrální plochy ulny a přilehlé membrana interossea od úponu m. brachialis na tuberositas ulnae až po hranici m. pronator quadratus, který se nachází v distální čtvrtině předloktí. Jeho šlachy procházejí skrz chiasma tendinum a upínají se na poslední článek 2.-5. prstu. Pokrývá tedy obdobnou plochu jako předchozí sval bez části na radiu (Obrázek 2) (4).

Podíváme-li se tedy na transverzální řez předloktím (Obrázek 3), vrstvu obou svalů na sobě ležících nalezneme přibližně od střední čáry mírně ulnárně. V tomto místě je bude překrývat ještě m. flexor carpi radialis, případně m. flexor palmaris longus z 1. vrstvy (48). Druhý jmenovaný však u části populace chybí (49).



**Obrázek 3** Řez předloktím v proximální třetině délky (50) – upraveno

Kůže na ventrální ploše předloktí je tenká a posunlivá. Měření její tloušťky přináší rozdílné výsledky v závislosti na stáří (s rostoucím věkem klesá), pohlaví (u mužů větší) a dalších faktorech, ale výsledky se vždy pohybují okolo 1-2 mm. Pod kůží je vrstva řídkého podkožního vaziva, umožňujícího dobrou posunlivost kůže. Leží v něm několik nervů a cév. Tloušťka této vrstvy je velmi individuální v závislosti na životosprávě, věku a pohlaví, aj. Přehled hodnot uváděných různými autory je v Tabulce 1.

**Tabulka 1** Přehled tloušťky kůže a podkoží na ventrální ploše předloktí dle různých autorů

	SKUPINA	TLOUŠŤKA (mm)
<b>KŮŽE</b>		
<b>Suehiro (51)</b>	Ženy	0,6-1
<b>Millington (52)</b>	Muži 24-37 let	1,1
	Ženy 28-37 let	0,83-0,87
<b>Van Mulder (53)</b>	18-65 let	0,65-1,55
<b>PODKOŽÍ</b>		
<b>Bolinder (54)</b>	24-40 let, normální BMI	1-4
<b>Ishida (55)</b>	Ženy 18-29 let	3,78-6



## **2.3 Diagnostika mechanických vlastností měkkých tkání**

Metod pro posouzení mechanických vlastností měkkých tkání existuje obrovské množství. V této práci se však zaměřujeme pouze na ty, které lze využít in vivo, in situ.

### **2.3.1 Palpace**

Palpace, tedy vyšetření pohmatem, je nejstarší vyšetřovací technika a má zásadní roli při diagnostice měkkých struktur, zejména v pohybové soustavě, pro fyzioterapeuta je jednou ze základních dovedností (56). Její obsah je velmi široký, můžeme pomocí ní zjistit například vlhkost, teplotu, konzistenci, hladkost, dále pružnost, odpor proti deformaci, posunlivost nebo protažitelnost, podle reakce vyšetřovaného také odhaluje bolest. Kolář (1) i Lewit (2) se domnívají, že palpaci nelze nahradit žádným přístrojem, jelikož při ní diagnostik nepůsobí pouze statický tlak, nýbrž jemné a účelné pohyby a registruje tak kombinaci několika informací pomocí receptorů pro dotek, tlak, pohyb i polohu. Zároveň přístroje nejsou schopny zaznamenat zpětnou vazbu, reakci pacienta, kterou konkrétní cílený pohyb vyvolá. Význam této dynamické reakce na fyzický kontakt jakožto ukazatel činnosti nervového řízení vyzdvihuje Véle (3). Nevýhodou propriocepce a celé palpace ovšem je, že její obsah nelze slovy příliš přesně vyjádřit – není reprodukovatelná, a její interpretace je čistě subjektivní. Kromě toho jsou pro kvalitní provedení palpačního vyšetření nezbytné zkušenosti terapeuta.

Palpace svalového tonu se provádí pomalou hloubkovou vrstvou palpací při úplné relaxaci pacienta. Provádí se bříšky posledních článků prstů a kombinací posunu a zvyšujícího se tlaku (46). Ten ale nesmí být příliš silný, jinak cítíme vlastní prsty a ne zkoumanou tkáň (1). Véle (3) doporučuje palpat pod úhlem 60-90°. Tonus lze hodnotit i tzv. tapotementem neboli poťukáváním kolmo na sval a pozorovat šíření vlny ve svalu (56). Pro vyšetření trigger pointů se využívá „přebnknutí“, které vyvolá charakteristickou odpověď v podobě svalového záškubu a přenesené bolesti (2).

### **2.3.2 Dosavadní pokusy o objektivizaci svalového napětí**

Latash (38) uvádí, že přístupy k měření svalového tonu jsou tři. Základem prvního z nich je definice tonu jako odporu proti pohybu. S takovým přístupem se setkáváme často například u spastiků. McPherson (42) používal zařízení, které mělo „měřit tendenci svalů ke zkrácení“. Terapeut uvedl segment do fyziologické pozice a následně byla měřena pomocí připevněné pružinové váhy síla, kterou segment vyvíjel

k uchýlení se do patologické (flexní) pozice. Podobně Brennan (57) odvozoval míru hypertonu pomocí rozsahu pohybu, ve kterém lze pohybovat segmentem bez odporu. Na obdobném principu je založená i dnes nejvyužívanější Ashworthova škála (58). Je však zřejmé, že tyto metody jsou pro zaměření na jediný sval a pro rozlišení malých změn ve svalovém tonu nedostatečné a konkrétní mechanické vlastnosti svalu se z nich nedozvíme.

O to už se pokusili například Fenn (44) nebo Tognella (59). Podobným principem získávali křivky délka-napětí a z nich mohli určit viskoelastické vlastnosti. Častým nešvarem nástrojů tohoto typu však je, že na úkor splnění podmínky in vivo měří nejen sval, ale celou pohybovou jednotku včetně kloubu.

Druhou skupinou je měření pomocí EMG, kdy svalový tonus je pokládán za výchozí klidovou úroveň bez aktivace svalu. Takto měřil například Jacobson (60), ale s proměnami názorů na svalový tonus se i tato metoda ukázala jako nedostatečná.

Třetí skupinou podle Latashe jsou zkoušky indentační, které vznikly původně jako zkoušky tvrdosti. Principem je vtlačování hrotu – indentoru do povrchu materiálu a sledování jeho odezvy. Tímto způsobem pak můžeme získat mj. informace o závislosti síly působící na indentor na hloubce jeho zanoření (61). Nespornou výhodou tohoto způsobu je, že stejně jako při palpaci hodnotíme vlastnosti ve směru kolmém na průběh svalových vláken. O přístrojích založených na tomto principu je pojednáno dále v kapitole 2.3.3.

Vedle indentace se objevily pokusy o určení těchto vlastností pomocí techniky volných vibrací. Fukashiro (62) u sedící osoby poklepem na koleno vyvolával oscilace v lýtkovém svalu. Pod přednožím byla umístěna destička pro odečítání reakční síly při oscilacích. Pomocí tlumených oscilací ve spojení s rovnicí pohybu pro model tlumeného tělesa na pružině dopočítal viskozitu a elasticitu celého systému, přes rameno kroutivého momentu pak hodnotu přímo pro svalošlachovou jednotku.

Jednou z neinvazivních a lokalizačně přesných možností jsou zobrazovací techniky. Jejich principem je obecně snímání odpovědi tkání na různé podněty (obvykle kvazistatická komprese nebo dynamické vibrace) a následná analýza vyvolaného pohybu (např. výchylka, zrychlení). Jejich původním účelem byla detekce změn tkání za účelem včasného odhalení patologických procesů, jako jsou tumory, tvrdnutí jater při cirhóze a podobně (63).

Poměrně dlouhou historii a široké využití má ultrazvuková elastografie. Pohyb je vyvoláván ultrazvukovým vlněním z vnějšího zdroje a ke snímání pohybu je využito Dopplerových ultrazvukových technik. U tužších tkání je pak nižší výchylka amplitud střížných vln. Ještě přesnější výsledky poskytuje využití „plíživých vln“, kdy se pomalé vlny aplikují ze dvou míst a sledujeme jejich interferenční obraz (64). Levinson (65) aplikoval vibrační sonoelastografii na m. quadriceps femoris při různých izometrických zátěžích a dokázal z něj určit koeficienty jak pro elasticitu, tak viskozitu. Měření však přineslo výsledky pouze pro vlnění šířené ve směru svalových vláken, kolmý směr neprokázal statisticky významná data. Sikdar (66) pomocí metody vibrační sonoelastografie a 2D metody odstupňované šedi vyhledával ve svalech trigger pointy.

Další zobrazovací technikou je magnetická rezonanční elastografie (MRE). Při té je snímáno šíření akustických střížných vln pomocí magnetické rezonance a podle jejich vlnových délek lze popsat některé mechanické vlastnosti svalu. Tužší materiály, tedy ty s vyšším modulem pružnosti ve smyku, mají větší vlnovou délku i rychlost vlnění. Tuto metodu na lidský sval in vivo uvedl Dresner (67). I zde se však kvůli příliš krátkému úseku propagace vln nedařilo určovat hodnoty pro směr kolmý na vlákna. Proto Papazoglou (14) (24) začal elasticitu určovat z tvaru vlny a podle rychlosti skupin vln ve stejném směru, které lze určit i na krátkém úseku. Nevýhodou MRE je kromě finanční náročnosti i dlouhá pořizovací doba, výhodou naopak trojrozměrnost magnetické rezonance a vyšší přesnost.

Jako nepřímou metodu pro posouzení svalového tonu nabídla Maršáková (68) infračervenou termografii. Měřila teplotu v oblasti svalů šíje a výsledky porovnávala s palpačním nálezem. Svaly, které byly palpačně hypertonické, vykazovaly o 0,5-1 °C vyšší teplotu než okolí nebo sval druhé strany. Metodu je však ještě potřeba více rozpracovat a zároveň je velmi nespecifická.

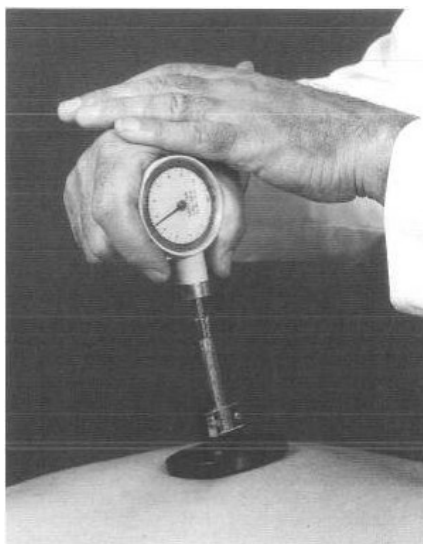
### **2.3.3 Myotonometrie**

Pod pojmem myotonometr nebo myotonometrie se zařazuje hned několik přístrojů a diagnostických metod. Mají společný základ v měření „svalového tonu“, většinou pomocí indentace, ale konkrétnější principy už se více či méně liší.

Už v roce 1949 mluvil Steinbroker o „měření palpáce“, tehdy šlo však teprve o kvantifikaci bolesti (69). O myotonometrii můžeme poprvé slyšet v 70. letech.

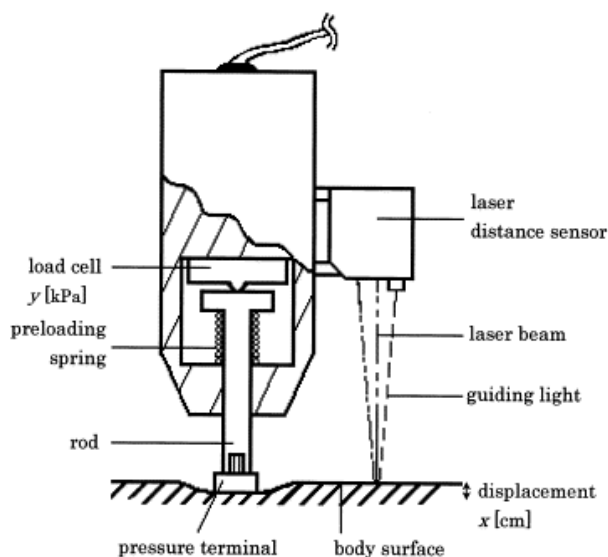
Smirnov (70) například uvádí použití své techniky, „dynamické myotonometrie“, při posuzování efektu elektrické stimulace mozkových center řídicích svalový tonus.

Fischer (69) v 80. letech sestrojil na základě Steinbrokerovy myšlenky měřič prahu tlaku (PTM – pressure threshold meter). Jako práh tlaku označil minimální tlak způsobující bolest nebo dyskomfort. Přístroj se skládal ze siloměru spojeného s gumovým diskem. Síla naměřená na siloměru, kterou bylo potřeba zatlačit na tkáň přes disk, měla posloužit jako kvantifikace svalové bolestivosti a tím usnadnit diagnostiku trigger pointů, hyperalgických zón apod. Přístroj dále rozšířil na měřič tkáňové poddajnosti (TCM – tissue compliance meter; Obrázek 4). Poddajnost byla určena z posunu tkáně a síly stlačení (71). Metoda se však ukázala jako nespolehlivá a nepřesná (23).

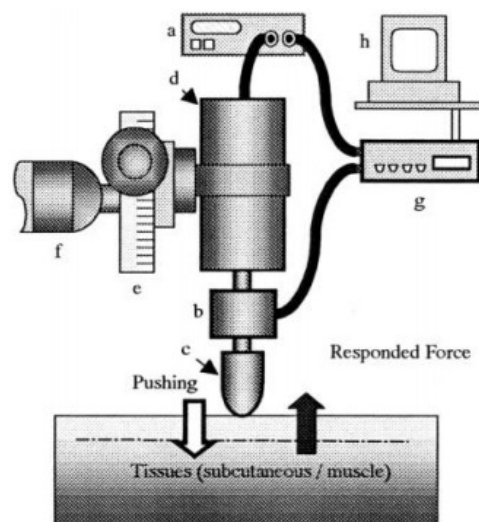


**Obrázek 4** Tissue compliance meter (71)

Horikawa (72) vytvořil přístroj, ve kterém byla indentační tyčinka stabilizována pružinou a pro zabránění vibrací byla předepjata (Obrázek 5). Velikost zanoření byla měřena laserem. Ze vztahu hloubky zanoření a reakční síly pak určoval „svalovou tvrdost“. Zásadním nedostatkem byla nutnost aplikovat tlak přístrojem do tkáně ručně. Posloužil však jako inspirace pro Murayamu (73), který sestrojil obdobný přístroj na pevném rameni, který měl navíc upravitelný směr, resp. orientaci indentace (Obrázek 6).



Obrázek 5 Horikawův přístroj (72)



Obrázek 6 Murayamův přístroj (73)

V současnosti je pravděpodobně nejrozšířenějším myotonometrem Myoton (Obrázek 7). Byl vyvinut na počátku 90. let minulého století Vainem (74) (75) v návaznosti na dlouhodobé bádání v oblasti svalové tuhosti a jejího vlivu na funkční stav organismu. Podstatou jeho měření je předpoklad, že sval nemůže být natažen nebo zkrácen do maximálního rozsahu během velmi krátké doby, což je způsobené tuhostí svalu a tlumením, které jsou ekvivalentem svalového tonu. Aplikujeme-li na sval krátký, přesně dávkovaný náraz, můžeme pomocí oscilací, které na tkáni díky elasticitě vznikly, kvantifikovat některé jeho reologické vlastnosti. Myoton tedy není indentační přístroj v pravém slova smyslu, neboť testovací hrot se do tkáně nevtačuje, nýbrž do ní jen krátce narazí, a nesledujeme závislost síly a hloubky, ale oscilační odezvu.



Obrázek 7 MyotonPRO (76)

Je to ruční přístroj, jehož testovací konec se přikládá a lehce tlačí kolmo do měřené tkáně. Připojený elektromagnet pak vysílá impulz v řádu několika milisekund, který způsobí přesně dávkované krátké zatlačení hrotu hlouběji do tkáně. Ten je následně uvolněn a elasticita tkáně způsobí, že začne společně s ním oscilovat. Kmitání postupně ustává a je registrováno snímačem.

Křivka oscilací (Obrázek 8) připomíná model tlumené oscilace, z něj tedy lze vypočítat maximální vlastní frekvenci oscilací  $f_{max}$ , podle

$$f = \frac{1}{T}, \quad [4]$$

jakožto nepřímý ukazatel napětí (dle autorů přímo tonu – „vnitřního napětí na buněčné úrovni“), dále dynamickou tuhost  $S_d$  jakožto nepřímý ukazatel tuhosti tkáně podle vzorce

$$S_d = m_{sondy} \cdot \frac{a_{max}}{\Delta l}, \quad [5]$$

kde  $\Delta l$  je posun tkáně při maximálním zrychlení, a útlumový koeficient („logaritmický dekrement vlastní frekvence oscilací“  $D$ , podle

$$D = \ln\left(\frac{a_1}{a_3}\right), \quad [6]$$

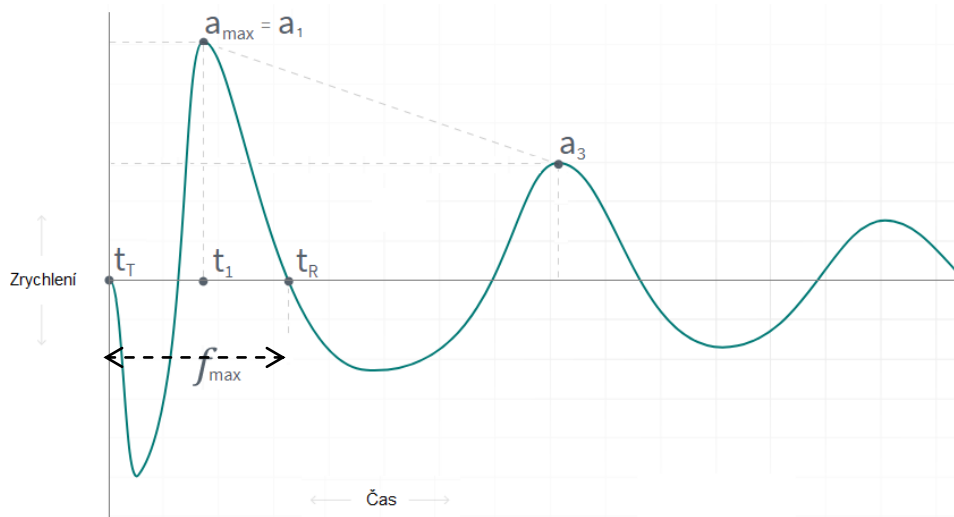
jakožto nepřímý ukazatel viskozity. Podle autorů charakterizuje  $D$  i elasticitu a zároveň disipaci mechanické energie během 1 cyklu (76).

Od roku 2012 je k dispozici nejnovější model, MyotonPRO (77) (78). Oproti předchůdcům disponuje trojosým akcelerometrem, je ho možno používat v jakékoli pozici nezávisle na směru gravitace a navíc zavádí pro popis viskoelastických vlastností ještě relaxační charakteristiky. Relaxační čas  $R$  lze vypočítat jako

$$R_t = t_R - t_1 \quad [7]$$

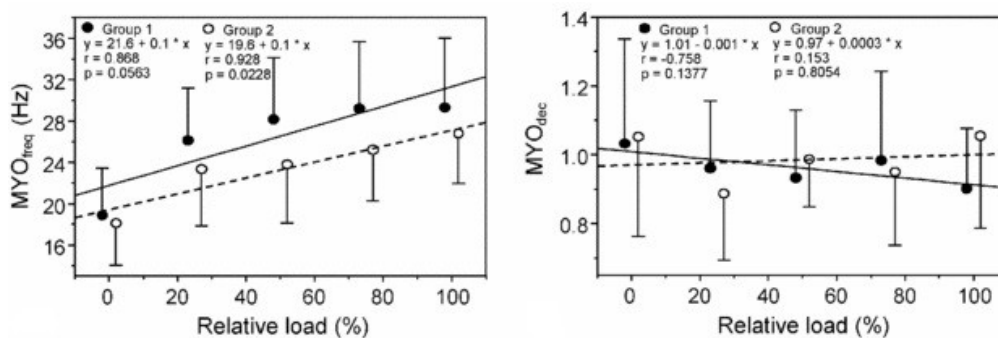
a creep  $C$ , resp. poměr deformace a relaxačního času, jako

$$C = \frac{R_t}{t_1 - t_T}. \quad [8]$$



Obrázek 8 Křivka oscilací u Myotonu (76) – upraveno

Korhonen (20) a Bizzini (22) použili předchozí verze Myotonu k posuzování změn ve svalu při různém izometrickém zatížení. V Korhonenově studii se  $f_{max}$  s rostoucím zatížením zvyšovala, pro  $D$  se neprokázala zřejmá korelace (Obrázek 9). Bizzini popsal vztah tuhosti a zatížení jako téměř lineární a zjistil také zvýšení tuhosti při protažení svalu.

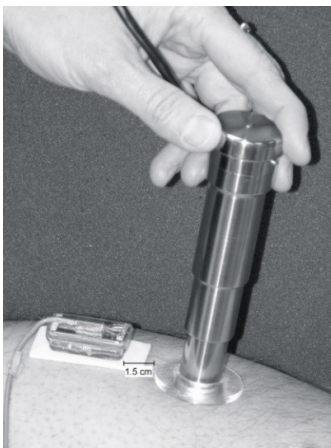


Obrázek 9 Závislost  $f_{max}$  (vlevo) a  $D$  (vpravo) na izometrickém zatížení (20)

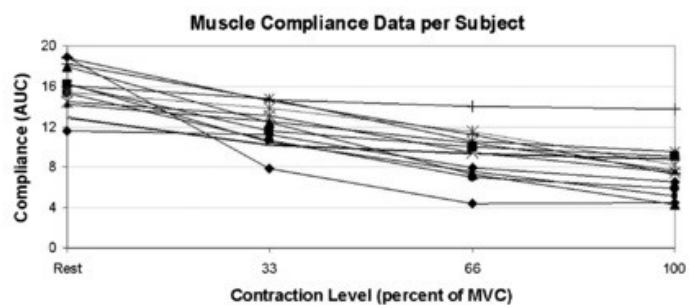
Využití Myotonu je prozatím limitováno jen na povrchové svaly a jiné měkké tkáně, nelze s ním vyšetřovat hluboké, nepalpovatelné svaly a nezávládně měřit ani tenké nebo drobné svaly. Zásadním nedostatkem přístroje je, že využívá poklepu, což je impuls odlišný od běžné palpce, který může v tkáni vyvolat nežádoucí reflexní odpověď zkreslující výsledek. Stejně, jako u jiných ručních zařízení zároveň vyšetřující

nemůže zajistit stejnou výchozí polohu a směr indentace po celou dobu měření a při opakování.

Další přístroje se příliš neliší. Primárně pro využití u spasticity vyvinul Leonard přístroj, který přímo nazval Myotonometer (Obrázek 10). Je to kovová sonda ze dvou válců. Vnější je nepohyblivý a vnitřní obsahuje silový převodník a může být vytlačen ven, kolmo na měřenou tkáň. Vzájemný posun válců je zaznamenán při několika předdefinovaných hodnotách aplikované síly a jejich vztah je pak indikátorem poddajnosti – čím větší posun na jednotku síly, tím vyšší poddajnost (79). Zde opět musíme vytknout potřebu stabilní manuální kontroly, navíc musí být vnější válec zatlačen proti tkáni ještě před samotným měřením, čímž již vytváří předpětí, které půjde opět jen náročně udržet pouhou rukou na konstantní hladině.



Obrázek 10 Myotonometer (21)



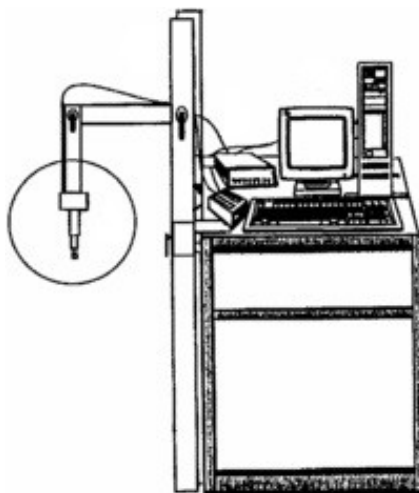
Obrázek 11 Závislost poddajnosti na míře kontrakce u Myotonometru (21)

Závislost poddajnosti na míře izometrické kontrakce touto metodou posuzovala Gublerová (21). Opět prokázala, že s rostoucí silou svalu poddajnost klesá (Obrázek 11).

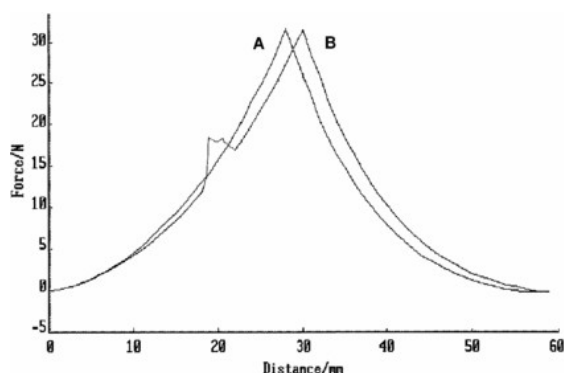
Počítačový svalový tonometr (CMT – computerized muscle tonometer) opět využívá měření dráhy indentoru na jednotku síly (Obrázek 12). Během zanořování je s předdefinovanou frekvencí snímáno zanoření a síla, až indentor dosáhne předdefinované konečné síly, pak se vrací do výchozí pozice, přičemž měření stále pokračuje. Jako nepřímý ukazatel svalového tonu (tuhosti) pak slouží jednak hloubka zanoření, jednak mechanická práce, jakožto plocha pod křivkou *síla-dráha indentoru* (Obrázek 13) (80).



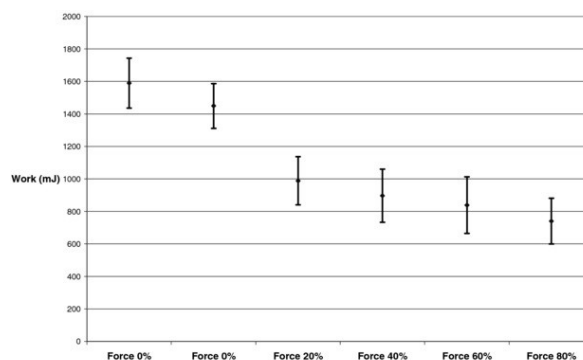
Alamäki (19) pak opět zkoumal závislost těchto parametrů na míře izometrické kontrakce. Obě hodnoty s rostoucím procentem kontrakce klesaly, ale mechanická práce se ukázala jako přesnější ukazatel (Obrázek 14).



Obrázek 12 Computerized muscle tonometer (80)



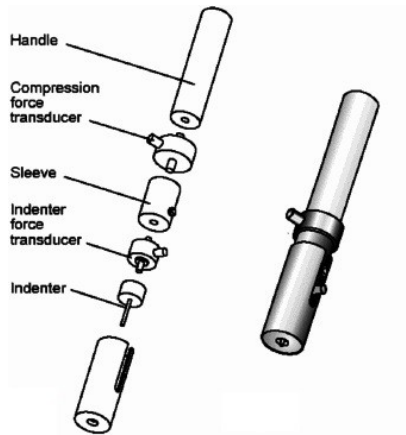
Obrázek 13 Křivka síla-dráha indentoru (80)



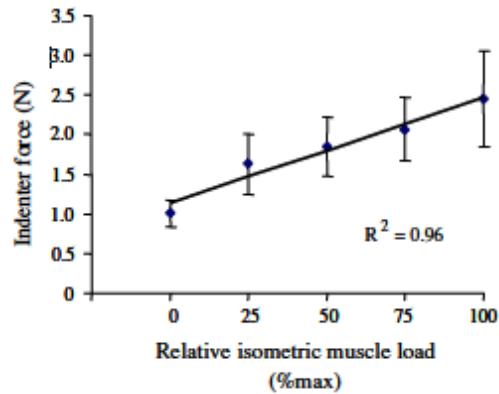
Obrázek 14 Závislost mechanické práce indentoru na míře izometrické kontrakce (19)

Arokoski (23) se rozhodl jako indikátor tuhosti místo vztahu proměnlivé deformace a použité síly využít vztah konstantní deformace a síly reakční, a proto sestrojil přístroj na měření tuhosti měkkých tkání (STSM – soft tissue stiffness meter). Představuje ho měřicí tyč, uvnitř které je indentor a tenzometry (Obrázek 15). Indentor je předdefinovanou silou tlačěn do tkáně do konstantní hloubky po dobu 1-2 s. Síla, jakou tkáň vyvíjí na indentor, tedy odpovídá délce indentoru. Pro ověření, že přístroj kontaktuje i sval a ne jen kůži a podkoží, prováděl Arokoski měření opět při různých mírách izometrické kontrakce, kterých docílil pomocí tahového dynamometru. Podle očekávání byla snímaná síla, a tedy i tuhost, úměrná zátěži (Obrázek 16). I tento přístroj

lze využít pouze na povrchové svaly. Jeho výhodou je skladnost a snadná manipulace, nicméně s sebou opět nese rizika ručního měření a velmi krátkodobé zatížení tkáně navíc zvyšuje riziko reflexní reakce.

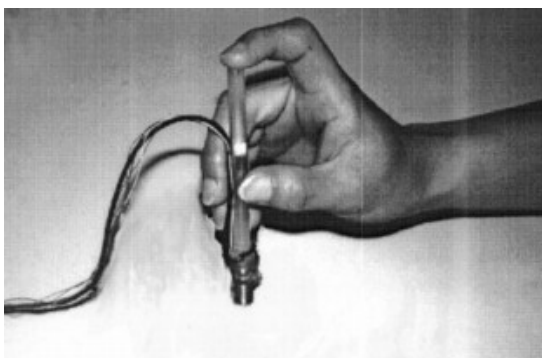


Obrázek 15 Schéma STSM (23)

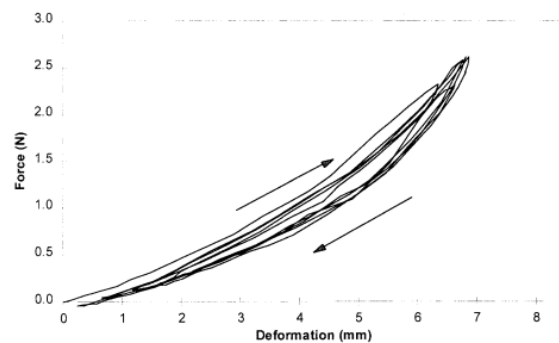


Obrázek 16 Závislost snímané síly na míře izometrické kontrakce (23)

Podobný přístroj o velikosti pera již dříve vyvinul Zheng, který jako konec sondy použil ultrazvukový převodník (Obrázek 17). Pomocí něj pak byla měřena tloušťka měřené tkáně a hloubka zanoření a připojeným tenzometrem tkání vyvolaná síla. Indentor je manuálně vlačován do tkáně rychlostí 0,5-1 mm/s, celý průběh je nahráván a je možné si ho přehrát v počítači. Vzniká tedy indentační křivka (Obrázek 18), popisující závislost reakční síly na hloubce zanoření. Zlinearizováním funkce pak lze určit Youngův modul (81).



Obrázek 17 Zhengův ultrazvukový přístroj (81)

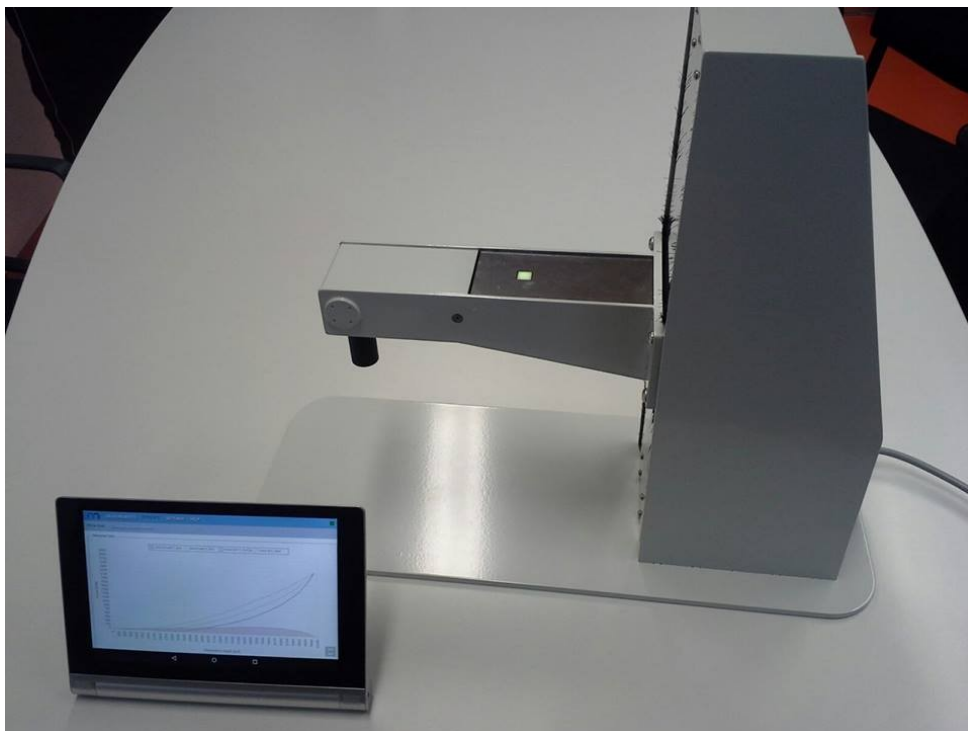


Obrázek 18 Indentační křivka z UZ přístroje (81)

Shrneme-li nedostatky uvedených přístrojů, je to jednak nevhodný způsob zanoření měřicího hrotu – příliš rychlá indentace, resp. poklep, který může vyvolat reakci svalu a znehodnotit tak měření. Dále je to ve většině případů nutnost zařízení držet po celou dobu měření na stejném místě, ve stejném výchozím bodě zanořování, kolmo na tkáň a při opakování vektor měření zcela kopírovat, což je pro lidskou ruku dle našeho názoru nesplnitelný úkol. Kromě Myotonu se navíc většina autorů omezila pouze na měření tuhosti, resp. elasticity, a viskozitu opomínají, případně její měření přístroj vůbec neumožňuje.

#### 2.3.4 Myotonometr – užitný vzor 29456

V České republice je k dispozici myotonometr, který vznikl nejdříve na FTVS UK a dále byl vyvíjen na TUL (82) (83). Je to neinvazivní mechanický a elektronický přístroj pro hodnocení viskoelastických vlastností svalu. Jeho smyslem je v podstatě simulace palpace svalu, kdy místo rukou vyšetřujícího poslouží mechanické zařízení, které měří odporovou sílu tkáně v závislosti na hloubce zanoření indentoru.



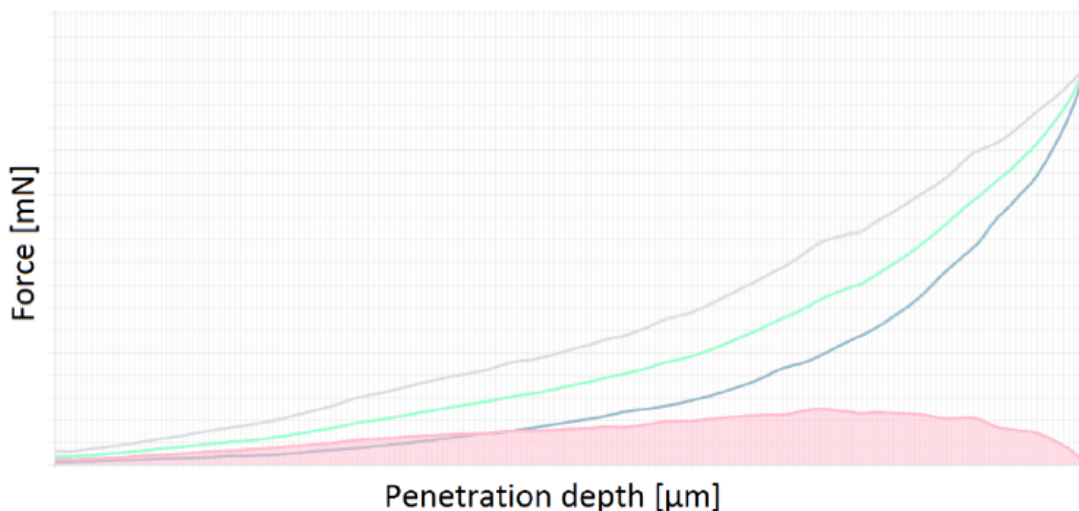
Obrázek 19 Myotonometr

Myotonometr se skládá z pevné konstrukce a měřicího bloku, který se může pohybovat pouze v ose kolmé na podstavec, potažmo na měřenou tkáň. Při přípravě je měřicí blok s indentorem volně nastavitelný do požadované výšky nad testovaný objekt. Vertikální rozsah pohybu indentoru je 280 mm. Při vyšetření je indentor konstantní rychlostí tlačěn proti svalu a následně opět oddalován. Konstrukteři navrhli několik typů indentorů, a to s kontaktní plochou válcovitého nebo polokulovitého tvaru o různých poloměrech. Jsou vyrobeny z ABS plastu, jehož přednostmi jsou zejména vysoká pevnost a nízká tepelná vodivost. Pomocí připojeného tenzometrického snímače je zaznamenáván odpor tkáně a v závislosti na hloubce zanoření hrotu pak vzniká indentační křivka.

V současné době existuje již druhá verze přístroje (Obrázek 19). Hmotnost se oproti předchozí verzi snížila ze 14 kg na pouhé 4 kg. Elektrotechnická část byla zakryta, což přináší kromě estetičtějšího designu i vhodnější použití ve zdravotnickém prostředí. Bezpečnost zvýšila i mechanická pojistka, která způsobí, že při překročení indentační síly 50 N se část ramene s indentorem vychýlí nahoru a zablokuje tím jeho další svislý pohyb. Softwarová pojistka, která byla už ve starší verzi, limituje indentační sílu na 30 N.

Indentační křivku i hodnoty si můžeme prohlédnout díky napojenému A/D převodníku v počítači. Pro tento účel byla vytvořena webová stránka, na kterou se lze dostat ve webovém prohlížeči z jakéhokoli počítače bez přístupu k internetu, pokud se připojíme na Wi-Fi síť, kterou přístroj vysílá. V tomto webovém rozhraní můžeme také definovat rychlost a hloubku indentace včetně velikosti kroku pro snímání a ukládat jednotlivá měření (83) (84) (85) (86).

Na Obrázku 20 je zobrazena podoba výsledných indentačních křivek. Šedá, vzestupná křivka reprezentuje první, zanořovací část měření. Modrá, sestupná část znázorňuje vynořování indentoru. Ve vrcholu křivky v přednastavené hloubce zanoření odečítáme maximální sílu  $F_{max}$ , která je nepřímým ukazatelem tuhosti – při měření na stejném místě těla, za stejných podmínek při stejné rychlosti a do stejné hloubky můžeme porovnávat změnu  $F_{max}$ . Rostoucí  $F_{max}$  znamená vyšší tuhost indentované tkáně. Dolní, růžová křivka zobrazuje plochu mezi zatěžovací a odlehčovací křivkou, tedy disipovanou energii  $E_{dis}$ . Ta představuje nepřímou reprezentaci viskózního chování, které opět můžeme porovnávat při jednotlivých měřeních. Obě dvě hodnoty jsou v programu automaticky vypočítány (86) (87).



Obrázek 20 Indentační křivka (84)

Reliabilitou myotonometru se zabývala Petrlíková (86). Pro maximální sílu jakožto ukazatel tuhosti zjistila interval spolehlivosti 0,66-0,88, pro disipovanou energii jakožto ukazatel viskózního chování 0,69-0,89. Lindauer (88) provedl měření na elastickém a na plastickém tělese a ověřil, že v prvním případě získaná data odpovídají chování podle Hookova zákona, zatímco v druhém případě byla naměřená síla působící na indentor během odlehčování podle předpokladů nulová. Při měření na viskoelastickém vzorku, molitanu, měla výsledná indentační křivka tvar podobný křivkám měření na živé tkáni. Zároveň se ukázalo, že s rostoucí rychlostí indentace roste i  $F_{max}$  a  $E_{dis}$ . Tyto závěry přispívají k verifikaci metody.

Vzhledem ke konstrukci je přístroj zatím využitelný spíše k výzkumným účelům a jen na určité povrchové, resp. ne příliš hluboko uložené svaly, které dokážeme do konstrukce myotonometru správně umístit. Pevnost konstrukce však zajišťuje, že se výchozí bod ani směr indentace v jejím průběhu nezmění, což u jiných, ručních přístrojů spolehlivě zajistit nelze.

Myotonometr si neklade za cíl nahradit palpaci přístrojem, ale pouze objektivizovat jednu z modalit, kterou jsme schopni z palpačního vyšetření zjistit, a to tu, kdy terapeut vnořuje prst proti svalu a měkkým tkáním a registruje odpor. Tuto palpační techniku popisuje například Kolář (1) jako „působení pouhým tlakem“. Domníváme se, že určení těchto viskoelastických vlastností jakožto složek svalového

tonu může být cenným informačním nástrojem při diagnostice i volbě terapie podle zásad EBM. Zároveň předpokládáme, že lidská ruka při palpaci na krátkém úseku průřezu svalu není schopná registrovat viskózní chování svaloviny a v tomto ohledu může být právě myotonometr terapeutovi nápomocen. Je zřejmé, že myotonometr prozatím není schopen odlišit jednotlivé stlačované tkáně a určit tak hodnoty pro samotný sval, ale stejně jako při palpaci měří vlastnosti celého kompozitu tkáně. Vycházíme ovšem z předpokladu, že vlastnosti pasivních členů (kůže, podkoží) se při kontrakci nemění, nebo jen zanedbatelně.

Oproti některým jiným myotonometrickým přístrojům simuluje tento myotonometr palpaci věrněji, neboť indentor svalovou tkáň pomalu stlačuje, místo aby na ni krátce poklepával. Zároveň také k diagnostice využívá nejen zatěžovací část indentační zkoušky, ale i průběh vynořování indentoru. Lze tedy určit i disipovanou energii jakožto nepřímý ukazatel viskózního materiálu, kterou většinou jiní autoři opomíjejí.

Výtkou Latashe (38) proti indentačním metodám je, že nepracují s Bernsteinovou definicí svalového tonu, jenž mu přisuzuje i účast na aktivním pohybu a postuře, neboť vyšetřovaný je vždy instruován, aby se uvolnil. Musíme však namítnout, že Haladová (46) uvádí, že i podmínkou správné palpce je úplné uvolnění pacienta.

Další obavou může být, že vzhledem k vlivu CNS na svalový tonus může kontakt a indentace hrotu myotonometru vyvolat reakci tkáně a zkreslit tak měření. I zde musíme oponovat, že pokud takové reakci dokážeme předejít dle Haladové pomalou palpací, tak je to možné i pomalou indentací.

Problémem je taktéž fakt, že zatím nebylo ověřeno, zda myotonometr – užitný vzor 29456 dokáže účinně detekovat změnu svalového napětí v podélném směru svalových vláken. Tím se zabývá následující, experimentální část práce.

### **3 CÍLE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY**

Hlavním cílem diplomové práce je na základě objektivního posouzení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu in vivo, in situ zjistit, jaký vliv má intenzita izometrické volní kontrakce kosterní svaloviny na její reologické vlastnosti.

V souvislosti s hlavním cílem byly stanoveny následující dílčí úkoly, výzkumná otázka a předpoklady:

#### **Dílčí úkoly:**

1. Shrnout teoretické poznatky o objektivní diagnostice mechanických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu in vivo, in situ.
2. Analyzovat současné metody diagnostiky reologických vlastností kosterní svaloviny založené na indentačních zátěžových zkouškách in vivo, in situ.
3. Zrealizovat vlastní empirické šetření, zaměřené na detekci změn ve viskoelastických vlastnostech kosterní svaloviny při různých intenzitách izometrické volní kontrakce.
4. Zjistit, jak intenzita izometrické volní kontrakce kosterní svaloviny ovlivňuje její elastické a viskózní vlastnosti.

#### **Výzkumná otázka:**

Jak se mění elastické a viskózní vlastnosti kosterní svaloviny při různých intenzitách izometrické volní kontrakce?

#### **Hypotézy:**

- A) Očekáváme, že s rostoucí intenzitou izometrické volní kontrakce kosterní svaloviny flexorů prstů ruky dojde k nárůstu jejího odporu vůči indentaci.
- B) Očekáváme, že s rostoucí intenzitou izometrické volní kontrakce kosterní svaloviny flexorů prstů ruky dojde v místě indentace k poklesu disipované energie.

## 4 METODIKA

### 4.1 Výzkumný soubor

Experimentu se zúčastnilo 20 zdravých dobrovolníků z řad studentů UK FTVS, z toho 10 žen a 10 mužů. U 16 z nich proběhlo měření na pravé horní končetině, u 4 na levé, podle toho, na které jsme dynamometrem naměřili vyšší maximální sílu. Podrobněji je výzkumný soubor popsán v Tabulkách 2 a 3. Mediány a průměry se významně neliší, což nasvědčuje o parametricitě antropometrických dat.

Všichni účastníci byli předem seznámeni s průběhem měření a možnými riziky a podepsali informovaný souhlas (Příloha 2). U všech byla odebrána anamnéza s důrazem na vyloučení neurologických a svalových onemocnění a úrazů v oblasti horních končetin. Den předem měli zakázánu výraznější fyzickou zátěž a na měření měli přijít dostatečně hydratováni. Před začátkem měření bylo ověřeno, že na měřicím místě nejsou žádné známky odchylky od normy – hematomy, jizvy atd., ani trigger pointy, které by mohly ovlivnit vlastnosti tkáně.

Tabulka 2 Výzkumný soubor – průměr

n=10+10		VĚK	TH	TV	BMI	MAX	DP	OP	OP/DP
			(kg)	(cm)	(kg/m <sup>2</sup> )	(kg)	(cm)	(cm)	
<b>ŽENY</b>	Průměr	24,34	63,50	170,40	21,85	28,10	25,65	24,65	0,96
	SD	1,16	5,26	4,30	1,30	5,90	1,20	1,03	0,06
<b>MUŽI</b>	Průměr	23,84	82,05	184,55	24,07	48,45	28,40	27,70	0,98
	SD	1,52	9,18	5,96	2,17	8,31	2,35	1,70	0,08
<b>Celkem</b>	Průměr	<b>24,09</b>	<b>72,78</b>	<b>177,48</b>	<b>22,99</b>	<b>28,28</b>	<b>27,03</b>	<b>26,18</b>	<b>0,97</b>
	SD	<b>1,34</b>	<b>11,98</b>	<b>8,85</b>	<b>2,08</b>	<b>12,58</b>	<b>2,30</b>	<b>2,08</b>	<b>0,07</b>

TH – tělesná hmotnost, TV – tělesná výška, BMI – body mass index, MAX – maximální síla naměřená dynamometrem na silnější HK, DP – délka předloktí (olecranon - proc. styloideus ulnae), OP – obvod předloktí (v proximální třetině délky), SD – směrodatná odchylka



Tabulka 3 Výzkumný soubor - medián

n=10+10		VĚK	TH (kg)	TV (cm)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	MAX (kg)	DP (cm)	OP (cm)	OP/DP
ŽENY	Medián	23,90	64,00	172,00	21,68	29,00	25,50	24,50	0,98
	IKR	1,23	7,13	6,50	1,90	4,75	1,88	1,00	0,07
MUŽI	Medián	23,70	80,50	183,50	23,47	50,00	28,50	27,50	0,99
	IKR	1,33	13,63	8,25	3,47	10,00	2,50	1,75	0,12
Celkem	Medián	<b>23,75</b>	<b>72,00</b>	<b>176,25</b>	<b>22,69</b>	<b>34,50</b>	<b>26,75</b>	<b>26,00</b>	<b>0,98</b>
	IKR	<b>1,35</b>	<b>14,75</b>	<b>11,25</b>	<b>2,43</b>	<b>20,00</b>	<b>3,50</b>	<b>2,75</b>	<b>0,10</b>

TH – tělesná hmotnost, TV – tělesná výška, BMI – body mass index, MAX – maximální síla naměřená dynamometrem na silnější HK, DP – délka předloktí (olecranon - proc. styloideus ulnae), OP – obvod předloktí (v proximální třetině délky), IKR – interkvartilové rozpětí

## 4.2 Použité metody

### 4.2.1 Ruční dynamometr

V této studii byl použit digitální ruční dynamometr Takei 5401 (Obrázek 21). Byl navržen k vyšetření statické síly flexorů prstů. Přístroj váží 0,63 kg a má nastavitelnou polohu měřicího pístu tak, aby vzdálenost mezi ním a pevnou základnou odpovídala vzdálenosti mezi kořenem dlaně a klouby prstů. Síla flexorů je na displeji zobrazována v kg, rozsah měření je 5-100 kg s minimálním dílem 0,1 kg. Přístroj je samokalibrační, přesnost je stanovena na  $\pm 2$  kg.



Obrázek 21 Ruční dynamometr Takei 5401 (89)

Při stisku pístu při flexi prstů se na displeji okamžitě ukazuje maximální vyvinutá síla. Chceme-li znát aktuální sílu v každém okamžiku měření, je nutné neustále resetovat hodnotu (89).

#### 4.2.2 Myotonometr

Pro měření jsme použili myotonometr – užitný vzor 29456. Jeho podrobnější technická specifikace je popsána v kapitole 2.3.4.

Zvolili jsme indentory s kruhovou kontaktní plochou o průměrech 10,5 mm a 9 mm (Obrázek 22). První z nich, označovaný pracovníě jako *indenter 1* má tedy plochu 346,4 mm<sup>2</sup>. Plocha druhého, označovaného jako *indenter 2*, je 254,5 mm<sup>2</sup>, čímž odpovídá přibližně odhadované ploše palce, 250 mm<sup>2</sup> (86). Výška obou je 45 mm.

Rychlost indentace (rychlost posunu indentoru) jsme stanovili na 3 mm/s. Jedná se o rychlost, která pokud možno odpovídá běžné palpaci, ale zároveň je brán zřetel na fakt, že rychlost nad 4 mm/s může vyvolat negativní reakci v podobě stahu svalu (86). Velikost kroku pro zápis do datového souboru byl stanoven posunem indentoru o 100 μm.

Hloubku indentace jsme určili na 1,5 cm, a to z toho důvodu, aby na jedné straně bylo zanoření co nejhlubší, a tedy byly spolehlivě překonány krycí vrstvy včetně povrchové skupiny svalů a zároveň aby indentace v žádném případě nezpůsobovala vyšetřovanému bolest nebo jiné nepříjemné pocity, které by reflexně mohly vyvolat obrannou reakci.



**Obrázek 22** Použité indentory (1 vlevo, 2 vpravo) (86) – upraveno

### 4.3 Sběr dat

Experiment probíhal ve 3 dnech, a to 21. 11. 2016, 28. 11. 2016 a 12. 1. 2017, vždy v dopoledních hodinách, v prostorách UK FTVS, vždy ve stejné místnosti. Byl schválen Etickou komisí UK FTVS (Příloha 1).

Pro měření byly zvoleny flexory prstů ze dvou důvodů. Jednak lze jednoduše dávkovat míru jejich kontrakce pomocí ručního dynamometru. Zároveň, jak bylo uvedeno výše, tvoří zde kůže a zejména podkožní tuk velmi tenkou vrstvu a bude ji tedy snadné překonat pro dosažení indentace svalů.

Jako konkrétní místo indentace jsme určili bod v jedné třetině délky předloktí (olecranon - proc. styloideus ulnae) na ventrální ploše poněkud mediálně od střední osy předloktí, tedy na mediálním valu tvořeném flexorovou skupinou, a to tak, že se okraj kontaktní plochy indentoru střední čáry právě dotýkal. Palpačně jsme ověřili, že v tomto místě lze registrovat při izometrické kontrakci flexorů prstů zvýšení tuhosti.

Nejprve účastníci podstoupili zkoušku maximální síly izometrické kontrakce flexorů prstů dynamometrem, individuálně nastaveným na délku dlaně, a to na obou horních končetinách. Pro měření byla vybrána ta, která dosáhla větší síly. Na té pak bylo s pomocí krejčovského metru dermatografem vyznačeno místo pro indentor.

Při dlouhodobé izometrické kontrakci dochází k městnání krve, což může způsobit až bolest a vede k povolení stahu (3). Naše jednotlivé měření trvalo 10 s a k tomu byla nutná příprava pozice indentoru, nebylo tedy možné chtít po probandech udržet po celou dobu maximální kontrakci. Proto jsme nejvyšší měřenou hodnotu síly volní izometrické kontrakce flexe prstů ruky stanovili na 50% individuálního maxima. Další hodnoty jsme určili vhodně pro statistické zpracování – 0, 20% a 35%. Při měření dvěma indentory a jedním opakování pro každou intenzitu kontrakce každý účastník podstoupil včetně zkušebního měření celkem 9 indentací.

Účastníci byli pohodlně usazeni na židli v souladu se zásadami správného sedu (1) s paží podél těla a předloktím položeným uvolněně hřbetní stranou na stole. Ruka byla vypodložena do základního funkčního postavení – mírné extenze a ulnární dukce zápěstí s palcem ve střední opozici (3). Pro měření bez izometrické kontrakce byly prsty v uvolněné semiflexi.

Pro splnění hygienických norem byly pro každého účastníka všechny pomůcky, povrch stolu a kontaktní plocha indentorů očištěny dezinfekčním prostředkem. Každý pak nejprve podstoupil zkušební indentaci, aby počáteční zkoušky nebyly ovlivněny stresem z průběhu a jedinec se mohl uvolnit a aby potvrdil, že mu měření není nepříjemné.

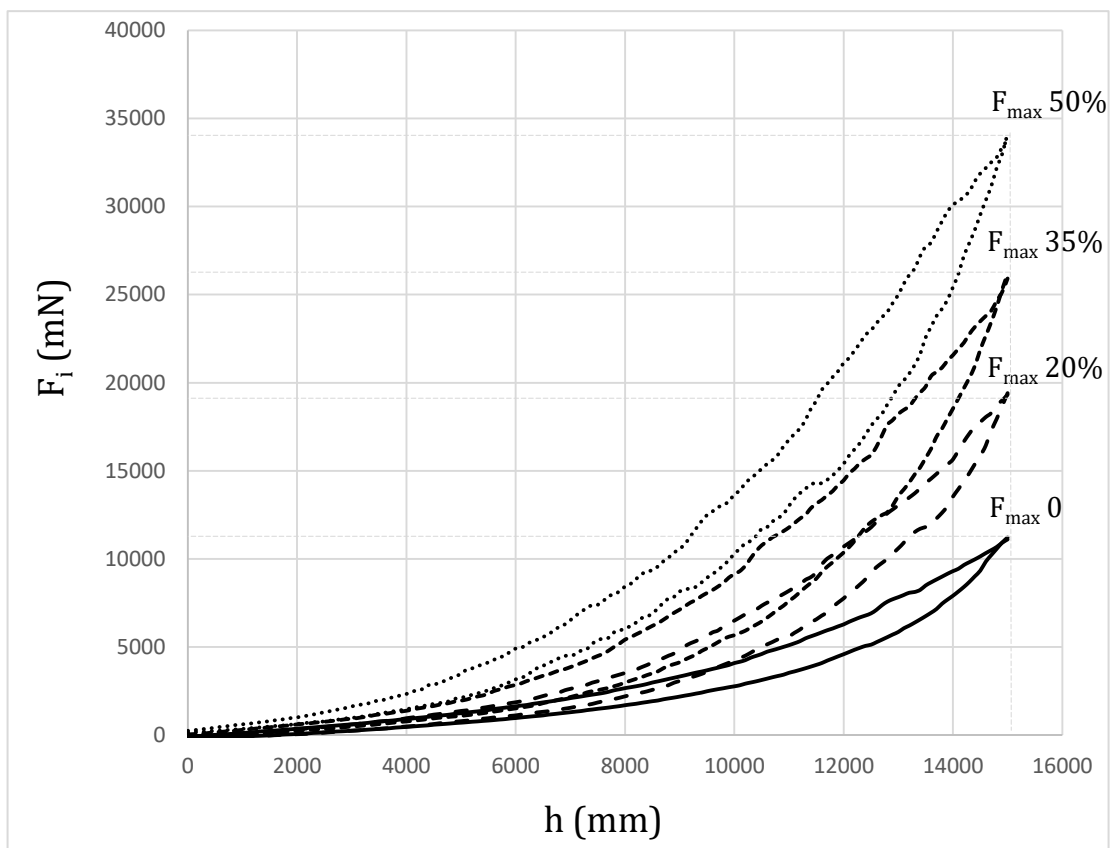
Před každým jednotlivým měřením nejprve zaujal vyšetřovaný požadovanou míru izometrické kontrakce a pomocí dynamometru byl po celou dobu indentace kontrolován. Myotonometr byl před každým měřením umístěn tak, aby se indentor právě dotýkal, nikoliv tlačil na kůži předloktí, a to přesně v místě, které bylo vyznačeno dermatografem. Po návratu indentoru do výchozí pozice následovalo uvolnění flexe, pauza alespoň 120 s a následně další měření. Během výměny indentoru měl účastník možnost opustit měřicí pozici horní končetiny a uvolnit si ji např. pomocí vytřepání.

#### 4.4 Analýza dat

Data získaná myotonometrem byla převedena do tabulky v programu Microsoft Excel, kde byla kromě údajů o probandovi a parametrů měření uvedena ve třech sloupcích hloubka zanoření indentoru, příslušná síla naměřená tenzometrem při zatěžování a při odlehčování. Tyto tabulky pak byly sloučeny do 1 souboru pro vzájemné porovnání. Pro každé měření byla numericky stanovena hodnota  $F_{max}$  – maximální odporová síla tkáně a  $E_{dis}$  – disipovaná energie při indentaci 1,5 cm. Zároveň byly pro každého probanda vygenerovány grafy se všemi indentačními křivkami pro jednotlivé indentory. Reprezentativní grafy jsou na Obrázcích 23 a 24.

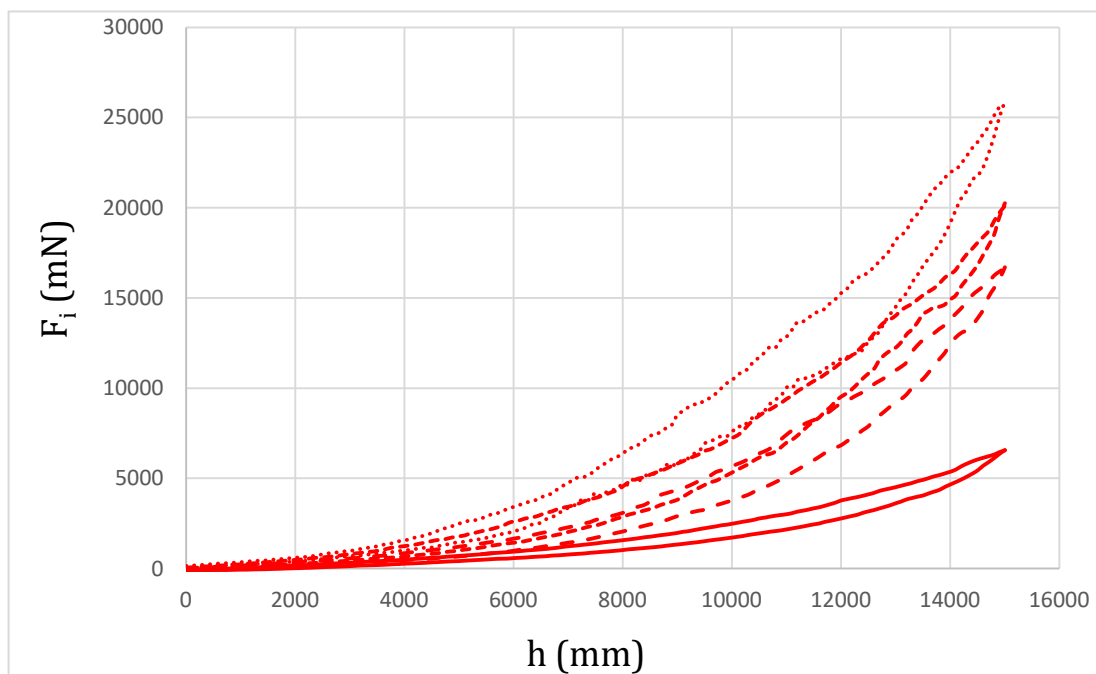
Další výpočty byly provedeny v softwaru Statistica 13. Při statistickém zpracování dat jsme použili následující postupy. V rámci popisných statistik jsme pro vyhodnocení antropometrických údajů využili jak parametrických (průměr, směrodatná odchylka), tak neparametrických (medián, mezikvartilové rozpětí) ukazatelů.

K ověření platnosti našich hypotéz jsme vzhledem k designu studie použili v prvním kroku Friedmanovu ANOVU. V Tabulkách 6 a 7 jsou uvedeny v hodnotách tzv. p-value. Pro určení trendových závislostí jsme využili box-plot grafů (medián, mezikvartilové rozpětí, minimum, maximum).



**Obrázek 23** Graf měření indentorem 1;  $h$  – hloubka zanoření indentoru,  $F_i$  – odporová síla tkáně,  $F_{\max}$  – maximální odporová síla tkáně při příslušné intenzitě izometrické kontrakce

— zátěž 0    - - - zátěž 20%    - · - · zátěž 35%    ····· zátěž 50%



**Obrázek 24** Graf měření indentorem 2;  $h$  – hloubka zanoření indentoru,  $F_i$  – odporová síla tkáně

— zátěž 0    - - - zátěž 20%    - · - · zátěž 35%    ····· zátěž 50%

V rámci korelační analýzy byl využit Pearsonův korelační koeficient  $R$ . K vypočtení reliability našich testů jsme použili standardizované Cronbachovo alfa. To nabývá hodnot v rozmezí 0-1, hodnota 1 značí absolutní spolehlivost (vnitřní konzistenci). Počítáno je podle rovnice:

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

kde  $k = 4$  je počet položek testu a  $r$  je průměrný korelační koeficient mezi položkami. Položkami se zde rozumí související měření na prvním a druhém indentoru při čtyřech intenzitách izometrické volní kontrakce.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Antropometrické údaje

Jako dílčí úkol jsme se rozhodli v rámci práce posoudit i vzájemnou závislost odebraných antropometrických dat. Z korelačních tabulek (Tabulka 4 a 5) vyplývá, že mezi sebou korelují maximální síla flexorů prstů ruky a obvod předloktí u mužů. Tento vztah je znázorněn v grafu na Obrázku 25. U žen se tato souvislost neprokázala (Obrázek 26). Zajímavostí je, že u obou skupin se zdají delší předloktí proporčně štíhlejší.

Tabulka 4 Korelační tabulka - ženy

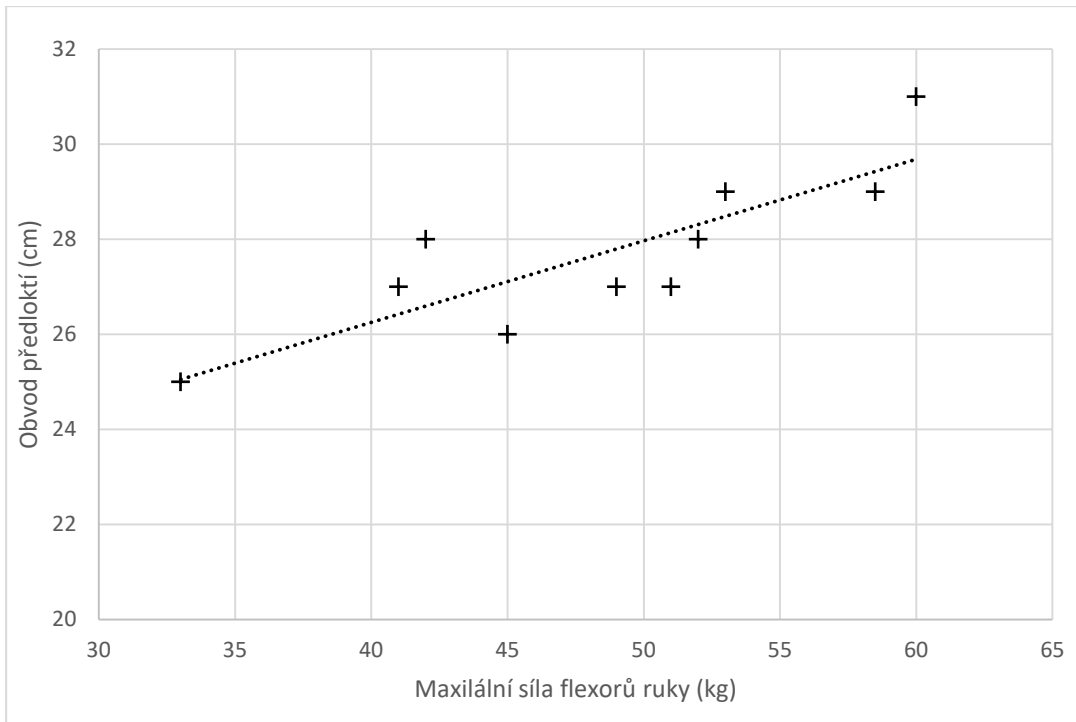
	MAX (kg)	DP (cm)	OP (cm)	OP/DP
MAX (kg)	1			
DP (cm)	0,48	1		
OP (cm)	-0,10	0,11	1	
OP/DP	-0,47	<b>-0,72</b>	0,60	1

MAX – maximální síla flexorů prstů ruky, DP – délka předloktí, OP – obvod předloktí

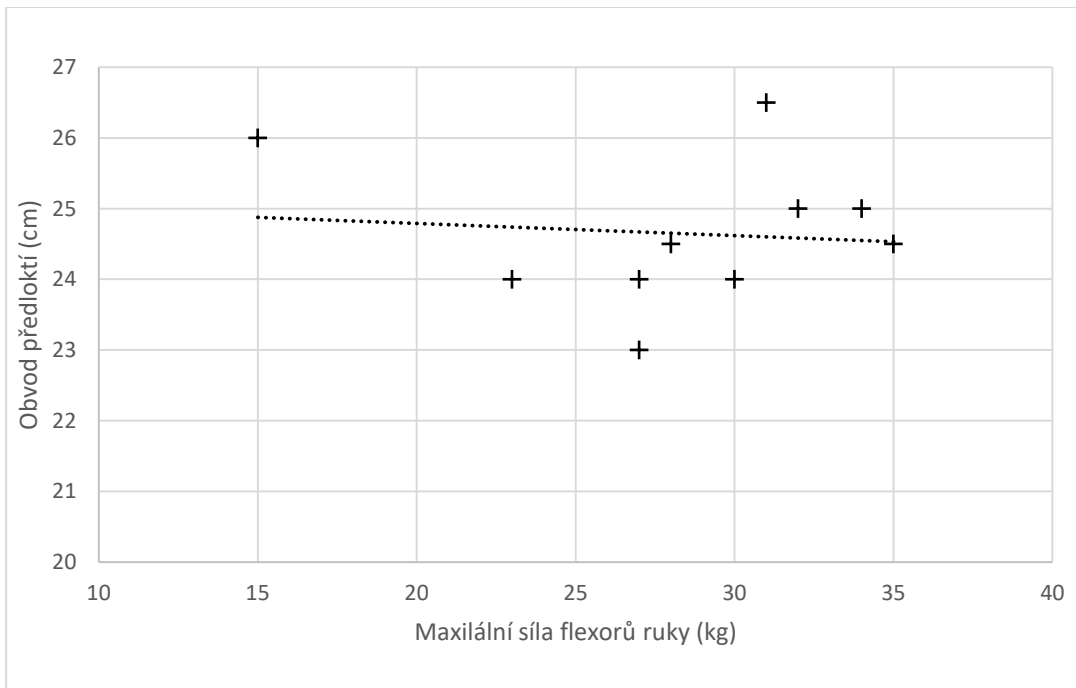
Tabulka 5 Korelační tabulka - muži

	MAX (kg)	DP (cm)	OP (cm)	OP/DP
MAX (kg)	1			
DP (cm)	0,32	1		
OP (cm)	<b>0,84</b>	0,37	1	
OP/DP	0,30	<b>-0,73</b>	0,36	1

MAX – maximální síla flexorů prstů ruky, DP – délka předloktí, OP – obvod předloktí



**Obrázek 25** Závislost maximální síly flexorů prstů na obvodu předloktí u mužů



**Obrázek 26** Závislost maximální síly flexorů prstů na obvodu předloktí u žen



## 5.2 Ověření hypotéz

V kap. 3 jsme stanovili základní hypotézy, a to že s rostoucí intenzitou izometrické volní kontrakce kosterní svaloviny flexorů prstů ruky dojde:

- A) k nárůstu jejího odporu (resp. maximální odporové síly  $F_{max}$ ) vůči indentaci
- B) v místě indentace k poklesu disipované energie ( $E_{dis}$ ).

V rámci statistického zpracování je nutné jejich znění poupravit do následujících nulových a alternativních hypotéz:

$H_{0AB}$ : Výsledky indentačních zkoušek (střední hodnoty  $F_{max}$ ,  $E_{dis}$ ) prováděných na flexorech prstů ruky jsou nezávislé na intenzitě volní izometrické kontrakce.

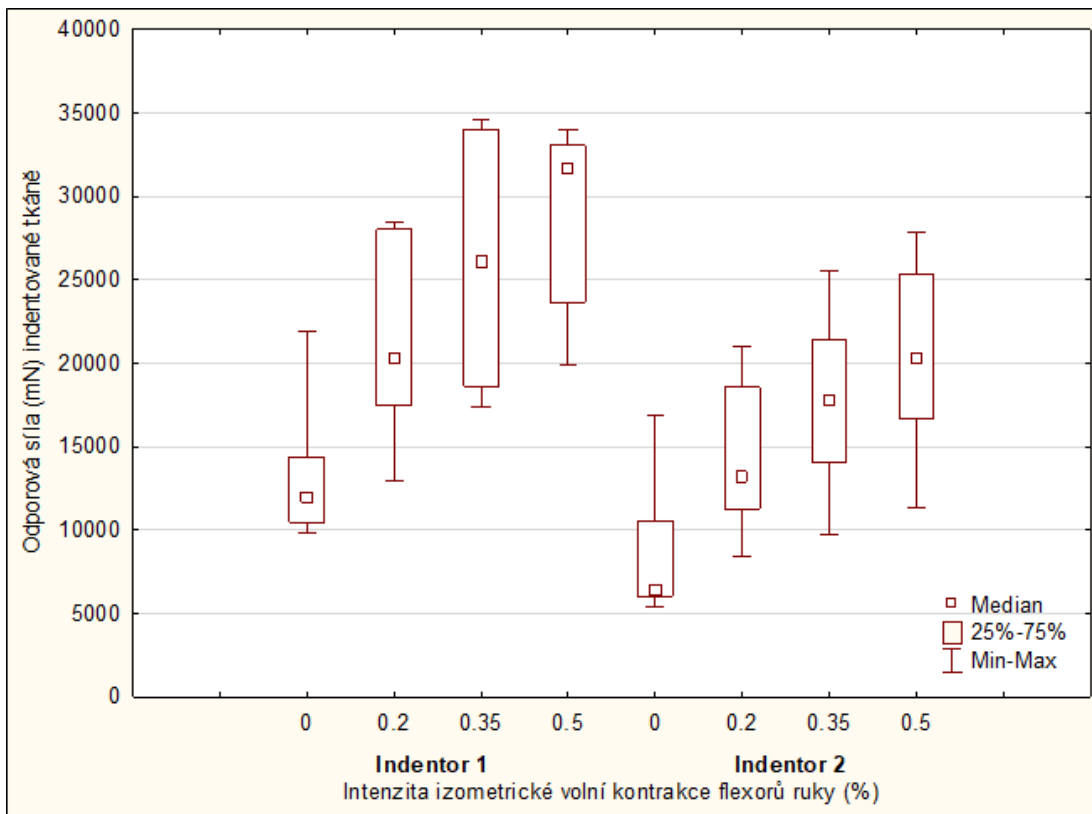
$H_{1AB}$ : Výsledky indentačních zkoušek (střední hodnoty  $F_{max}$ ,  $E_{dis}$ ) prováděných na flexorech prstů ruky jsou závislé na intenzitě volní izometrické kontrakce.

Výsledky ověření platnosti hypotéz jsou uvedeny v následujících Tabulkách 6 a 7.

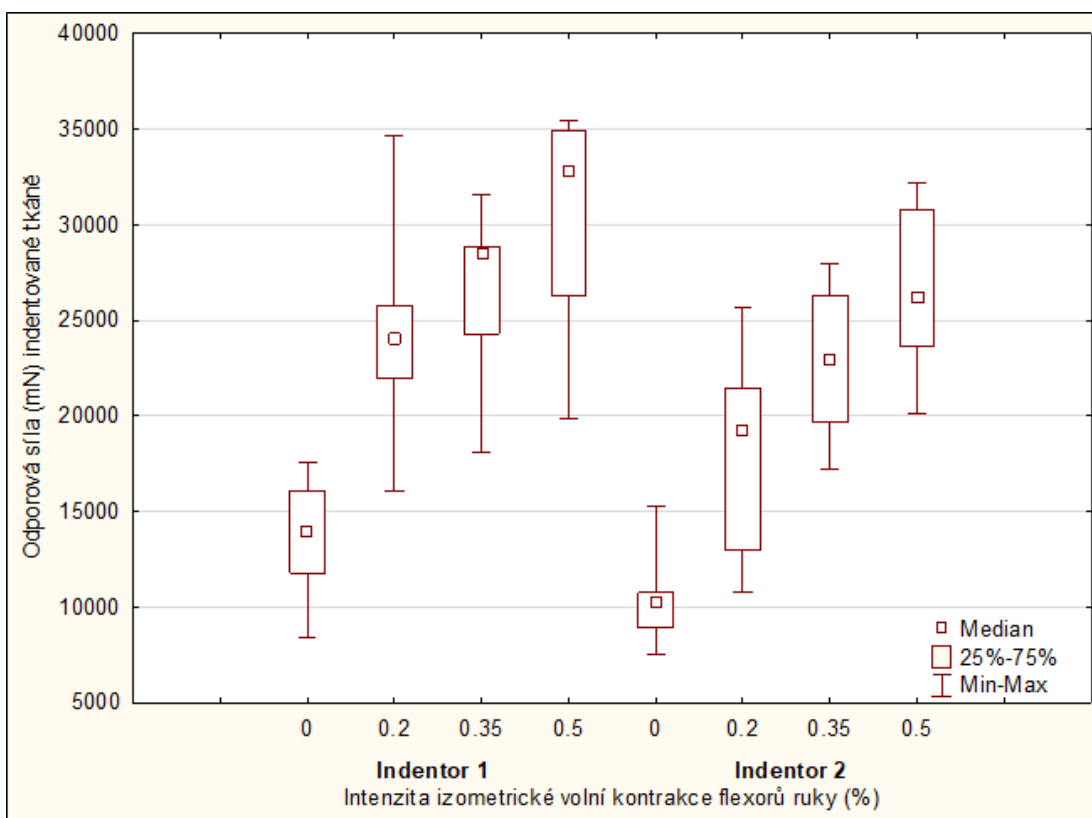
Tabulky 6 a 7 Friedmanova anova – ženy vlevo, muži vpravo

<b>H0 x H1</b>	<b>F<sub>max</sub></b>	<b>E<sub>dis</sub></b>	<b>H0 x H1</b>	<b>F<sub>max</sub></b>	<b>E<sub>dis</sub></b>
	<b>(p value)</b>	<b>(p value)</b>		<b>(p value)</b>	<b>(p value)</b>
<b>Indentor 1</b>	<0.001	<0.001	<b>Indentor 1</b>	<0.001	<0.001
<b>Indentor 2</b>	<0.001	<0.001	<b>Indentor 2</b>	<0.001	<0.001

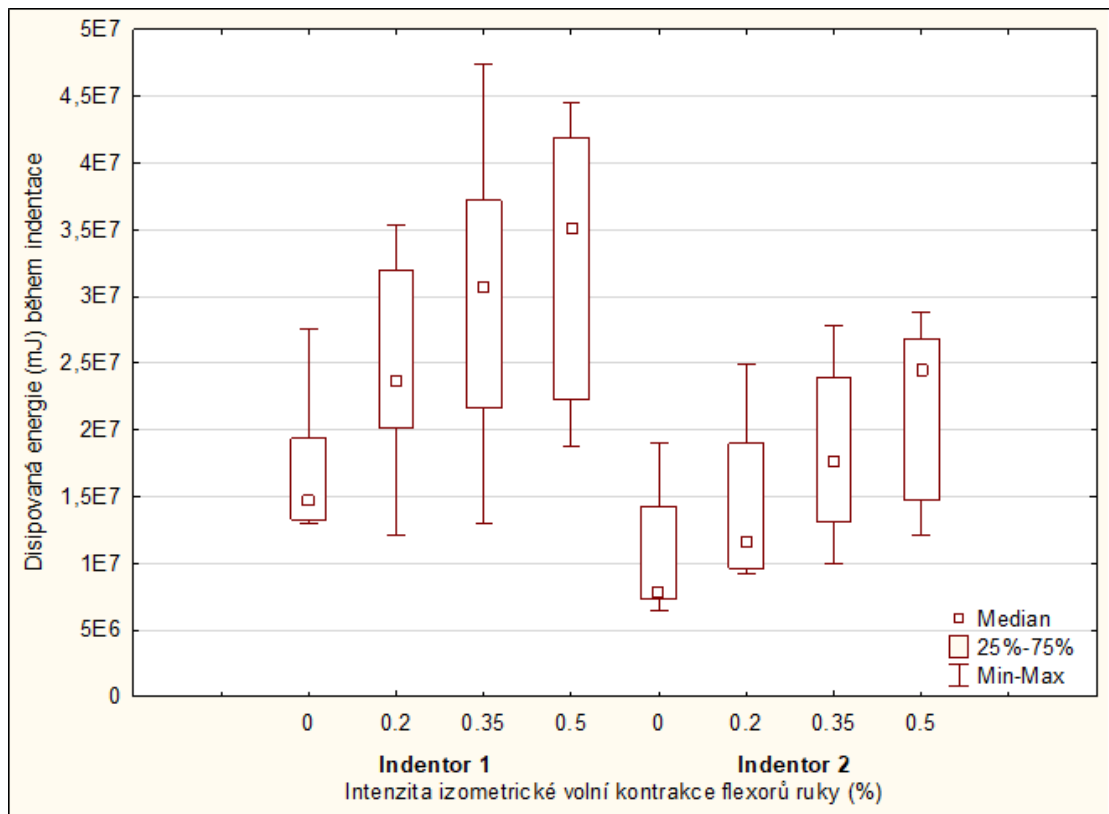
Z nich vyplývá, že ve všech případech a u obou pohlaví zamítáme  $H_{0AB}$  a to na hladinách statistické významnosti menších než 0,001. Výsledky indentace flexorů prstů ruky tedy jsou závislé na intenzitě jejich izometrické kontrakce. Při pohledu na grafy na Obrázcích 27 a 28 dále můžeme konstatovat, že tuhost (odporová síla tkáně) se podle našich předpokladů s rostoucí mírou intenzity volní izometrické kontrakce zvyšovala, jak bylo patrné již z grafů na Obrázcích 23 a 24, a to u obou pohlaví. Oproti očekávání se pozitivní závislost prokázala i pro disipaci energie (viskózní chování), jak lze pozorovat v grafech na Obrázcích 29 a 30.



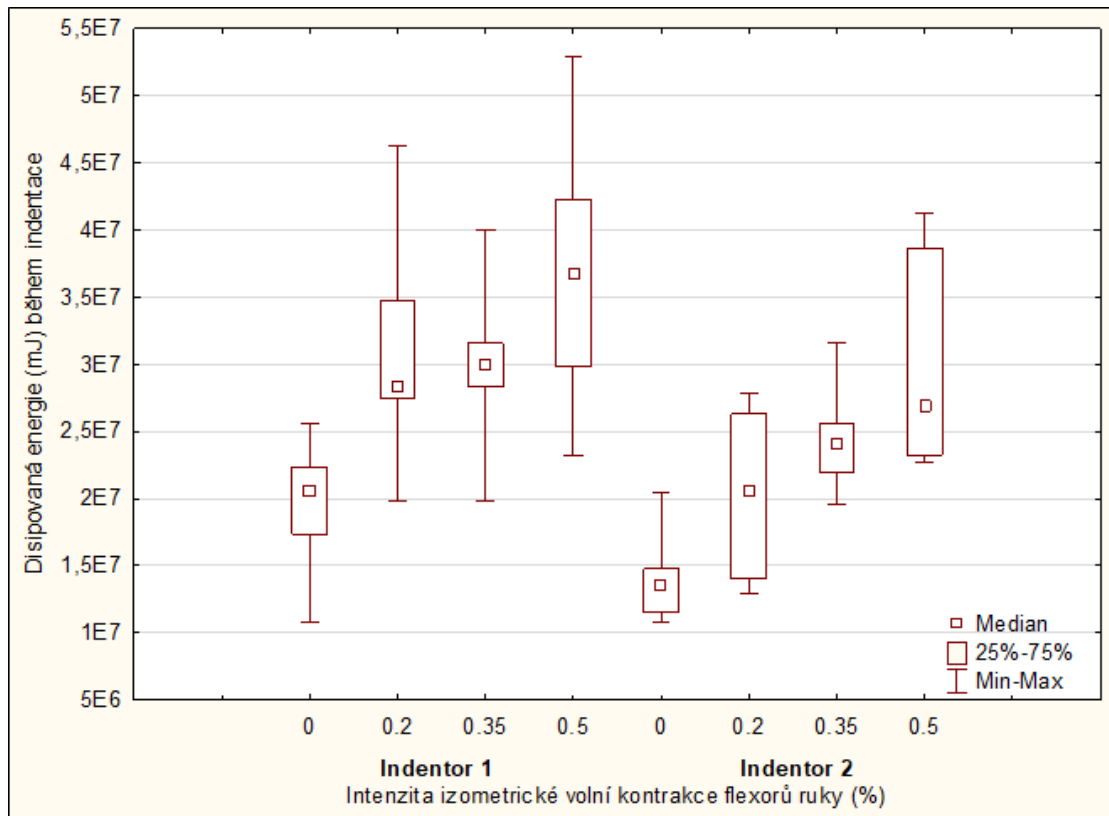
**Obrázek 27** Závislost odporové síly indentované tkáně na intenzitě izometrické volní kontrakce flexorů ruky u žen



**Obrázek 28** Závislost odporové síly indentované tkáně na intenzitě izometrické volní kontrakce flexorů ruky u mužů



**Obrázek 29** Závislost disipace energie během indentace tkáně na intenzitě izometrické volní kontrakce flexorů ruky u žen



**Obrázek 30** Závislost disipace energie během indentace tkáně na intenzitě izometrické volní kontrakce flexorů ruky u mužů

Ze srovnání výsledků dosažených s pomocí indentorů 1 a 2 (Obrázky 23 a 24, resp. 27 a 28) bylo dále patrné, že strmost indentační křivky, a tedy i odporová síla tkáně jakožto ukazatel tuhosti, byla vyšší u indentoru 1, tedy toho s větším poloměrem. Tento trend se prokázal i v grafech na Obrázcích 27 a 28. Nález je v souladu s fyzikálním předpokladem, že podle vzorce

$$p = \frac{F}{S} \quad [10]$$

pokud zvýšíme plochu kontaktu  $S$ , působilíme při použití stejné síly  $F$  nižší tlak  $p$ , a tedy menší deformaci. Aby indentor dosáhl požadované hloubky, musí tedy vyvinout větší sílu, a proto bude i reakční síla vyšší.

### 5.3 Reliabilita

Pro maximální odporovou sílu vyšla hodnota reliability 0,90, pro disipovanou energii 0,91. Výsledky jsou znázorněny v Tabulce 8.

**Tabulka 8** Korelační koeficienty indentoru 1 a 2 vyjádřené pomocí Pearsonových korelačních koeficientů  $R$  a Cronbachova alfa

	Zátěž				Cronbachovo alfa
	0%	20%	35%	50%	
$F_{\max}$	0,67	0,69	0,68	0,74	<b>0,90</b>
$E_{\text{dis}}$	0,68	0,65	0,60	0,95	<b>0,91</b>

$F_{\max}$  - síla naměřená indentorem v největší hloubce zanoření,  $E_{\text{dis}}$  - energie disipovaná během zanoření

Výsledky jsou vypočteny společně pro muže a ženy. Konzistence metody totiž nemůže být závislá na pohlaví probandů.

## 6 DISKUZE

Vycházeli jsme z hypotézy A, že s rostoucí intenzitou izometrické volní kontrakce kosterní svaloviny flexorů prstů ruky dojde k nárůstu jejího odporu vůči indentaci, a dále z hypotézy B, že s rostoucí intenzitou izometrické volní kontrakce kosterní svaloviny flexorů prstů ruky dojde v místě indentace k poklesu disipované energie. Hypotéza A se potvrdila, lze tedy tvrdit, že tuhost kosterní svaloviny se s rostoucí mírou izometrické kontrakce zvyšuje. Testování proběhlo pouze na flexorech prstů ruky, avšak naše výsledky popisující tuhost se shodují s nálezy jiných autorů (19) (20) (21), kteří podobné studie prováděli jinými přístroji a na jiných svalech. Domníváme se proto, že pozitivní vztah tuhosti a míry kontrakce je platný pro kosterní svalstvo obecně. Nicméně na rozdíl od Bizziniho (22) a Arokoskiho (23), jsme neprokázali, že by tato závislost byla lineární. Konstatujeme tedy, že tuhost kosterního svalstva v příčném směru se při rostoucí intenzitě izometrické kontrakce zvyšuje, ale míra tohoto zvýšení může být u různých svalů různá.

Hypotéza B se nepotvrdila, disipovaná energie (a tedy viskózní chování) s rostoucí mírou izometrické kontrakce naopak roste. Z jiných přístrojů se viskóznímu chování ovšem dosud věnuje pouze Myoton. Korhonen (20) s ním prováděl obdobnou studii na extenzorech ruky a nohy. Pro ukazatel reprezentující viskozitu se neprokázala korelace s mírou izometrické kontrakce, avšak měření neprobíhalo na zdravých jedincích, nýbrž na osobách trpících bolestmi v příslušných regionech, což dle našeho názoru mohlo výsledky ovlivnit.

Výsledky pro viskózní chování i tuhost dále souhlasí s nálezy Hoyta (64), který pomocí sonoelastografie porovnával viskoelastické vlastnosti relaxovaných a maximálně volně kontrahovaných *m. rectus femoris* a *m. biceps brachii*. Toto měření však popisovalo vlastnosti ve směru paralelním s průběhem svalových vláken a není tedy pro nás příliš vypovídající. Platnost tvrzení, že viskózní chování se v příčném směru zvyšuje s rostoucí mírou izometrické kontrakce, je tedy pro další svaly nutné ověřit. Nicméně nemáme důvod se domnívat, že by závěry byly jiné.

Reliabilita metody 0,90 pro maximální sílu a 0,91 pro disipaci energie je vysoká, a to zejména v porovnání s výsledky Petrlíkové (86), která určila intervaly spolehlivosti 0,66-0,88, resp. 0,69-0,89. To připisujeme pečlivějšímu postupu při přípravě a průběhu měření a také přístupnější lokalizaci měření. Petrlíková zvolila *m. brachioradialis*, který

leží sice zcela povrchově, ale díky svému uložení v oblé laterální „hraně“ předloktí při jeho kompresi hrozí jeho vychýlení a tím zkreslení měření. U flexorů prstů ruky, měřených z relativně plochého povrchu ventrální strany předloktí, je toto riziko menší.

Tato studie neměla za cíl nahradit palpaci jakožto základní klinické vyšetření přístrojem. Nicméně je jednou z mnoha prací, které se snaží najít k palpaci, významně zatížené subjektivitou, objektivně hodnotitelnou alternativu. Výsledky, které přináší myotonometr, jsou ze široké škály informací zjistitelných dotykem terapeuta omezené pouze na viskózní chování a tuhost kosterních svalů v tlaku kolmo na svalová vlákna. Jsme si vědomi, že při běžném vyšetření svalů provádí terapeut komplexnější pohyb, než jen tlak kolmo do svalu. Obvykle jde o prostorové prohmatávání a „přebírnkávání“ pod různými úhly. Je totiž důležité zjistit nejen tuhost svalu, ale i protažitelnost a posunlivost povrchových tkání, vyhledat trigger pointy a v neposlední řadě odhalovat místa a podněty vyvolávající bolest, spojenou právě s trigger pointy nebo svalové spasmy. Předmětem dalšího vývoje by tedy mohlo být sestavení přístroje, který by dokázal provést indentaci pod jiným než kolmým úhlem a tím sval jakoby „prohmatat“, dále snímat i dynamickou a nečekanou odezvu svalu, po vzoru Steinbrokera (69) kvantifikovat bolest, případně ve své konečné fázi i snímat další modality, jako je vlhkost, teplota tkáně atd. Podařilo-li by se takový úkol splnit, pak bychom se výrazně přiblížili kýmžené „objektivizaci palpance“. Přesto však musíme s Lewitem (2) souhlasit, že palpance, tedy kombinace pohybů terapeutovy ruky a jejich interpretace v lidské CNS, je nástroj natolik komplexní, že veškerá technika bude prozatím „přínejlepším ubohou kopií mozku a citlivých rukou“.

Na druhou stranu je třeba uvést, že ani palpance není nástroj dokonalý, a to i pomineme-li subjektivitu. Přijmeme-li definici svalového tonu v kontextu motoriky, nemá pokaždé patřičnou výpovědní hodnotu a proto Kolář (1) doporučuje vyšetřit i posturální a lokomoční funkce a reflexy. Pokud je palpance pouze dílčím vyšetřením svalového tonu, pak jí může být i myotonometrie.

Ferguson-Pell (90) vytyčil podmínky kvalitního indentačního přístroje. Vzhledem k viskoelastickému chování tkání by měla být snímána především zpětná vazba. Indentace by měla být umožněna na jakémkoli místě povrchu těla z jakéhokoliv úhlu při přirozené postuře vyšetřovaného. Systém by měl být schopen udržet osu indentace vzhledem k segmentu i během případného pohybu těla. Celá procedura by měla být bezpečná, nenákladná a uživatelsky přívětivá. Myotonometr prozatím zaostává

ve druhém a třetím kritériu. Dalším úkolem ve vývoji myotonometru by tedy mohl být pohyblivý systém ramen v jeho konstrukci, který by umožnil jiné směry indentace než kolmo k zemi, a to při současné nehybnosti během samotného měření. Pro splnění třetího kritéria by pak se pak musel sestrojít tak, aby se případně dokázal pohybovat společně s testovaným segmentem.

Možnost měřit na jakémkoli místě těla pod různými úhly podstatně lépe splňují ruční indentační přístroje, nicméně zásadně zaostávají v možnosti udržení osy indentace. Ačkoliv oproti těmto přístrojům vyžaduje myotonometr minimum manuální kontroly, je nicméně nutné ručně nastavit alespoň plochu indentoru nad zkoumanou tkáň. Pro opakovatelnost měření je samozřejmě nejvhodnější nastavit hrot tak, že se právě dotýká povrchu tkáně, ale nevytváří v něm předpětí. To se však nemusí vždy povést zcela přesně. Proto by dalším zlepšením metody mohl být princip používaný Ylinenem (80), kdy je měření spuštěno právě při kontaktu s tkání. Pokud by se do kontaktní plochy indentoru podařilo zabudovat dotykový senzor, mohl by se hrot před měřením nastavit několik milimetrů nad tkáň a v softwaru by se zadávala hloubka zanoření s počátečním bodem právě na hranici tkáně.

Vesměs všechny indentační přístroje zaostávají v možnosti měření hlubších tkání. S myotonometrem se nám podařilo měřit na flexorech prstů ruky, které jsou překryty jednou vrstvou svalů, což naznačuje, že by mohl být schopný registrovat změny viskoelastických vlastností na větší množině svalů, než jeho konkurenti.

## 7 ZÁVĚR

Práce potvrdila v souladu s dosavadními výzkumy, že tuhost kosterního svalstva se s rostoucí mírou izometrické kontrakce zvyšuje. To potvrzuje, že pomocí myotonometru je možné detekovat změny svalového napětí v podélném směru svalových vláken, a to v podobě změn tuhosti ve směru kolmém na svalová vlákna. Novým zjištěním je, že pozitivní závislost platí i pro viskózní chování. Toto přináší nové možnosti do oblasti diagnostiky svalových změn a patologií s ohledem na svalový tonus.

Dosavadní přístroje se zabývaly pouze tuhostí, případně viskózní chování dle našeho názoru nebyly schopny posuzovat věrohodně. Navíc nejčastěji užívaná metoda k posuzování svalového tonu, palpáce, v tomto ohledu také zaostává. Myotonometr představuje reliabilní přístroj, který lze na velkou část svalů použít pro posouzení změn jak v tuhosti, tak ve viskózním chování, a otevírá tak dveře důkladnějšímu zkoumání viskoelastických vlastností svalů při různých neurologických poruchách, jako jsou stavy spojené se spasticitou, rigiditou, plegií aj., dále u různých myopatií, u funkčních poruch spojených se změnami svalového tonu atd.

Navrhují také zkoumat využití myotonometru na jiných tkáních, než jen na kosterním svalstvu, resp. kompozitu svalstva a povrchových tkáních. Vzhledem ke schopnosti posuzování viskózního a plastického chování by mohl být užitečný například pro diagnostiku různých typů otoků.

Ve fyzioterapii může být myotonometr obzvlášť přínosný jakožto objektivní metoda schopná porovnat po různých intervencích změny tuhosti a viskózního chování, jakožto dílčích charakteristik svalového tonu. Má tedy potenciál přispět k ověření různých fyzioterapeutických metod podle zásad EBM. V minulosti již k tomuto účelu byl využit v rámci několika kvalifikačních prací. Nicméně se domníváme, že až naše studie významně přispěla k verifikaci metody jako takové.



## Referenční seznam

1. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha : Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
2. LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. vyd. Praha : Sdělovací technika, 2015. ISBN 80-86645-04-5.
3. VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha : Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
4. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 3. vyd. Praha : Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
5. BENEŠ, J., JIRÁK, D. a VÍTEK, F. *Základy lékařské fyziky*. Praha : Nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.
6. DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Praha : Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
7. BALKO, J., TONAR, Z. a VARGA, I. *Memorix histologie*. Praha : Triton, 2016. ISBN 978-80-7553-009-7.
8. REHORN, M. R., SCHROEROVÁ, A. K. a BLEMKER, S.S. The passive properties of muscle fibers are velocity dependent. *Journal of Biomechanics* [online]. 2014, **47**(3), 687-693 [cit. 31.1.2018]. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2013.11.044
9. VALENTA, J. et al. *Biomechanika*. Praha : Academia, 1985.
10. DYLEVSKÝ, I. *Kineziologie*. Praha : Triton, 2009. ISBN 978-80-7387-324-0.
11. OTÁHAL, S. a TLAPÁKOVÁ, E. Patobiomechanika a Patokinesiologie. In: *Kompendium* [online]. Katedra anatomie a biomechaniky UK FTVS, 1999 [cit. 31.1.2018]. Dostupné z: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane\\_svalove\\_kosterni.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane_svalove_kosterni.php).
12. Katedra fyziky povrchů a plazmatu. Kontinuum. In: *Matematicko-fyzikální fakulta* [online]. Univerzita Karlova [cit. 21. 03 2018]. Dostupné z: [http://physics.mff.cuni.cz/kfpp/skripta/kurz\\_fyziky\\_pro\\_DS/display.php/kontinuum/all](http://physics.mff.cuni.cz/kfpp/skripta/kurz_fyziky_pro_DS/display.php/kontinuum/all).
13. ŽIVČÁK, J. et al. *Biomechanika člověka I*. Praha : Elfa, 2007. ISBN 978-80-89040-30-8.
14. PAPAZOGLU, S. et al. Shear wave group velocity inversion in MR elastography of human skeletal muscle. *Magnetic Resonance in Medicine* [online]. 2006, **56**(3), 489-497 [cit. 31.1.2018]. Dostupné z: doi:10.1002/mrm.20993

15. GERAZOV, B. a GARNER, P. N. An Investigation of Muscle Models for Physiologically Based Intonation Modelling. In: *23rd Telecommunications Forum Telfor* [online]. Bělehrad : Telfor, 2015, s. 468-471 [cit. 1.3.2018]. Dostupné z: doi:10.1109/TELFOR.2015.7377508
16. TIAN, M. et al. Viscous elements have little impact on measured passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle-tendon units in vivo. *Journal of Biomechanics* [online]. 2011, **44**, 1334-1339 [cit. 26.11.2017]. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2011.01.005
17. FUNG, I. C. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. 2. vyd. New York : Springer-Verlag, 1993. ISBN 978-03-879-7947-2.
18. MEYER, G. A., McCULLOCH, A. D. a LIEBER, R. L. A Nonlinear Model of Passive Muscle Viscosity. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2011, **133**(9) [cit. 26.11.2017]. Dostupné z: doi: 10.1115/1.4004993
19. ALAMÄKI, A., et al. Muscle tone in different joint positions and at submaximal isometric torque levels. *Physiological Measurement* [online]. 2007, **28**(8), 793-802 [cit. 26.3.2018]. Dostupné z: doi:10.1088/0967-3334/28/8/003
20. KORHONEN, R. K. et al. Can mechanical myotonometry or electromyography be used for the prediction of intramuscular pressure? *Physiological Measurement* [online]. 2005, **26**(6), 951-963 [cit. 26.3.2018]. Dostupné z: doi:10.1088/0967-3334/26/6/006
21. GUBLER, H. C. et al. Construct validity of myotonometric measurements of muscle compliance as a measure of strength. *Physiological Measurement* [online]. 2007, **28**(8), 913-924 [cit. 29.3.2018]. Dostupné z: doi:10.1088/0967-3334/28/8/013
22. BIZZINI, M. a MANNION, A. F. Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clinical Biomechanics* [online]. 2003, **18**(5), 459-461 [cit. 29.3.2018]. Dostupné z: doi:10.1016/S0268-0033(03)00042-1
23. AROKOSKI, J. P. et al. Feasibility of the use of novel soft tissue stiffness meter. *Physiological Measurement* [online]. 2005, **26**, 215-228 [cit. 31.1.2018]. Dostupné z: doi:10.1088/0967-3334/26/3/007
24. PAPAZOGLU, S. et al. Two-dimensional waveform analysis in MR elastography of skeletal muscles. *Physics in Medicine & Biology* [online]. 2005, **50**(6), 1313-1325 [cit. 15.1.2018]. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/50/6/018

25. ŽIVČÁK, J. et al. *Základy bioniky a biomechaniky*. Prešov : ManaCon, 2004. ISBN 80-89040-25-X.
26. MOSS, R. L. a HALPERN, W. Elastic and viscous properties of resting frog skeletal muscle. *Biophysical Journal* [online]. 1977, **17**, 213-228 [cit. 15.1.2018]. Dostupné z: doi:10.1016/s0006-3495(77)85651-8
27. CHASE, P. B., DENKINGER, T. M. a KUSHMERICK, M. J. Effect of Viscosity on Mechanics of Single, Skinned Fibers from Rabbit Psoas Muscle. *Biophysical Journal* [online]. 1998, **74**, 1428-1438 [cit. 15.1.2018]. Dostupné z: doi:10.1016/S0006-3495(77)85651-8
28. GRAZI, E. a DI BONA, C. Viscosity as an inseparable partner of muscle contraction. *Journal of Theoretical Biology* [online]. 2006, **242**, 853-861 [cit. 15.1.2018]. Dostupné z: doi:10.1016/j.jtbi.2006.05.021
29. STECCO, C. et al. The fascia: the forgotten structure. *Italian Journal of Anatomy and Embryology* [online]. 2011, **116**(3), 127-138 [cit. 8.2.2018]. Dostupné z: doi:10.13128/IJAE-10683
30. NAŇKA, O. a ELIŠKOVÁ, M. *Přehled anatomie*. 2. vyd. Praha : Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-612-0.
31. PETROVICKÝ, P. et al. *Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi - I. svazek*. Martin : Osveta, 2001. ISBN 80-8063-046-1.
32. O'SULLIVAN, D a BIRD, S. P. Utilization of Kinesio Taping for Fascia Unloading. *International Journal of Athletic Therapy and Training* [online]. 2011, **16**(4), 21-27 [cit. 24.2.2018]. Dostupné z: doi:10.1123/ijatt.16.4.21
33. SCHLEIP, R., ZORN, A. a KLINGLER, W. Biomechanical Properties of Fascial Tissues and Their Role as Pain Generators. *Journal of Musculoskeletal Pain* [online]. 2010, **18**(4), 393-395 [cit. 24.2.2018]. Dostupné z: doi:10.3109/10582452.2010.502628
34. ČIHÁK, R. *Anatomie 3*. 3. vyd. Praha : Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.

35. BADER, D. L. a BOWKER, P. Mechanical characteristics of skin and underlying tissues in vivo. *Biomaterials* [online]. 1983, **4**(4), 305-308 [cit. 24.2.2018]. Dostupné z: doi:10.1016/0142-9612(83)90033-9
36. VANNAH, W. M. a CHILDRESS, D. S. Indentor tests and finite element modeling of bulk muscular tissue in vivo. *Journal of Rehabilitation Research* [online]. 1996, **33**(3), 239-252 [cit. 8.2.2018]. Dostupné z: doi:10.1.1.470.4045
37. IIVARINEN, J. T., KORHONEN, R. K. a JURVELIN, J. S. Experimental and numerical analysis of soft tissue stiffness measurement using manual indentation device – significance of indentation geometry and soft tissue thickness. *Skin Research and Technology* [online]. 2014, **20**(3), 347-354 [cit. 24.2.2018]. Dostupné z: doi:10.1111/srt.12125
38. LATASH, M. L. a ZATSIORSKY, V. M. *Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts*. Cambridge : Academic Press, 2016. ISBN 978-0-12-800384-8.
39. AMBLER, Z. *Základy neurologie*. 6. vyd. Praha : Galén, 2006. ISBN 80-7262-433-4.
40. CLEMMENSEN, S. Some Studies on Muscle Tone. *Proceedings of the Royal Society of Medicine* [online]. 1951, **44**(8), 637-646 [cit. 11.11.2017]. Dostupné z: doi:10.1177/003591575104400801
41. MASI, A. T. a HANNON, J. C. Human Resting Muscle Tone (HRMT): Narrative Introduction and Modern Concepts. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2008, **12**(4), 320-332 [cit. 11.11.2017]. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2008.05.007
42. McPHERSON, J. J. et al. A Comparison of Dorsal and Volar Resting Hand Splints in the Reduction of Hypertonus. *American Journal of Occupational Therapy* [online]. 1982, **36**(10), 664-670 [cit. 11.11.2017]. Dostupné z: doi:10.5014/ajot.36.10.664
43. SIMONS, D. G. a MENSE, S. Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain. *Pain* [online]. 1998, **75**(1), 1-17 [cit. 11.11.2017]. Dostupné z: doi:10.1016/S0304-3959(97)00102-4
44. FENN, O. W. a GARVEY, P. H. The Measurement of the Elasticity and Viscosity of Skeletal Muscle in Normal and Pathological Cases; a Study so-called "Muscle Tonus".

- The Journal of Clinical Investigation* [online]. 1934, **13**(3), 383-397 [cit. 11.11.2017].  
Dostupné z: doi:10.1172/JCI100592
45. RYCHLÍKOVÁ, E. *Manuální medicína*. 2. vyd. Praha : Maxdorf, 1997. ISBN 80-85800-46-2.
46. HALADOVÁ, E. a NECHVÁTALOVÁ, L. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Brno : Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2003. ISBN 80-7013-393-7.
47. BERQUIST, T. H. a BANCROFTOVÁ, L. W. Elbow and Forearm. *Muskuloskeletal key* [online]. 25. May 2016 [cit. 20.2.2018]. Dostupné z: <https://musculoskeletalkey.com/elbow-and-forearm/>.
48. HUDÁK, R. a KACHLÍK, D. et al. *Memorix anatomie*. 3. vyd. Praha : Triton, 2015. ISBN 978-80-7387-959-4.
49. CETIN, A. et al. Prevalence of the palmaris longus muscle and its relationship with grip and pinch strength: a study in a Turkish pediatric population. *Hand* [online]. 2013, **8**(2), 215-220 [cit. 20.2.2018]. Dostupné z: doi:10.1007/s11552-013-9509-6
50. Forearm. *Basicmedical Key* [online]. 13. 06 2016 [cit. 21.3.2018]. Dostupné z: <https://basicmedicalkey.com/forearm/>.
51. SUEHIRO, K. Skin and Subcutaneous Tissue Ultrasonography Features in Breast Cancer-Related Lymphedema. *Annals of Vascular Diseases* [online]. 2016, **9**(4), 312-316 [cit. 21.3.2018]. Dostupné z: doi:10.3400/avd.oa.16-00086
52. MILLINGTON, P. F. a WILKINSON, R. *Skin*. Cambridge : Cambridge University Press, 1983. ISBN 0-521-24122-7.
53. VAN MULDER, T. J. et al. High Frequency Ultrasound to Assess Skin Thickness. In: *The Life Sciences European Summit* [online]. Genk : Biomedica, 2015 [cit. 22.3.2018]. Dostupné z: doi:10.1016/j.vaccine.2016.07.039
54. BOLINDER, J. Ultrasonic Measurement of Forearm Subcutaneous Adipose Tissue Thickness Suitable for Monitoring of Subcutaneous Glucose Concentration? *Diabetes Care* [online]. 1989, **12**(4), 305-306 [cit. 22.3.2018]. Dostupné z: doi:10.2337/diacare.12.4.305

55. ISHIDA, Y. et al. Distribution of Subcutaneous Fat and Muscle Thicknesses in Young and Middle-Aged Women. *American Journal of Human Biology* [online]. 1997, **9**(2), 247-255 [cit. 22.3.2018]. Dostupné z: doi:10.1002/(SICI)1520-6300(1997)9:2<247::AID-AJHB11>3.0.CO;2-M
56. VÉLE, F. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie*. Praha : Triton, 2012. ISBN 978-80-7387-608-1.
57. BRENNAN, J. B. Response to stretch of hypertonic muscle groups in hemiplegia. *British Medical Journal* [online]. 1959, **1**(5136), 1504-1507 [cit. 12.2.2018]. Dostupné z: doi:10.1136/bmj.1.5136.1504
58. EHLER, E. Spasticita - klinické škály. *Neurologie pro praxi* [online]. 2015, **16**(1), 20-23 [cit. 12.2.2018]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2015/01/05.pdf>
59. TOGNELLA, F. et al. A mechanical device for studying mechanical properties of human muscles in vivo. *Journal Biomechanics* [online]. 1997, **30**(10), 1077-1080 [cit. 14.10.2017]. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(97)00067-5
60. JACOBSON, E. Innervation and "Tonus" of Striated Muscle in Man. *The Journal of Nervous and Mental Disease* [online]. 1943, **97**(2), 197-203 [cit. 14.10.2017]. Dostupné z: [https://journals.lww.com/jonmd/Citation/1943/02000/Innervation\\_and\\_\\_Tonus\\_\\_of\\_Striated\\_Muscle\\_in\\_Man.7.aspx](https://journals.lww.com/jonmd/Citation/1943/02000/Innervation_and__Tonus__of_Striated_Muscle_in_Man.7.aspx)
61. VANLANDINGHAM, M. R. Review of Instrumented Indentation. *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology* [online]. 2003, **108**, 249-265 [cit. 3.3.2017]. Dostupné z: doi:10.6028/jres.108.024
62. FUKASHIRO, S., NODA, M. a SHIBAYAMA, A. In vivo determination of muscle viscoelasticity in the human leg. *Acta Physiologica Scandinavica* [online]. 2001, **172**, 241-248 [cit. 31.1.2018]. Dostupné z: doi:10.1046/j.1365-201x.2001.00866.x
63. PARKER, K. J., DOYLEY, M. M. a RUBENS, D. J. Imaging the elastic properties of tissue: the 20 years perspective. *Physics in Medicine & Biology* [online]. 2010, **56**(1) [cit. 24.2.2018]. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/56/1/R01

64. HOYT, K. et al. Quantitative sonoelastography for the in vivo assessment of skeletal muscle viscoelasticity. *Physics in Medicine & Biology* [online]. 2008, **53**(15), 4063-4080 [cit. 31.1.2018]. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/53/15/004
65. LEVINSON, S. F., SHINAGAWA, M. a SATO, T. Sonoelastic determination of human skeletal muscle elasticity. *Journal of Biomechanics* [online]. 1995, **28**(10), 1145-1154 [cit. 31.1.2018]. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(94)00173-2
66. SIKDAR, S. et al. Assessment of myofascial trigger points (MTrPs): A new application of ultrasound imaging and vibration sonoelastography. In: *30th Annual International Conference of the IEEE* [online]. Vancouver : Engineering in Medicine and Biology Society, 2008 [cit. 31.1.2018]. ISBN 978-1-4244-1814-5. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.2008.4650480
67. DRESNER, M. A. et al. Magnetic Resonance Elastography of Skeletal Muscle. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. 2001, **13**(2), 269-276 [cit. 31.1.2018]. Dostupné z: doi:10.1002/1522-2586(200102)13:2<269::AID-JMRI1039>3.0.CO;2-1
68. MARŠÁKOVÁ, K. a NOVÁKOVÁ, T. Objektivizace výskytu svalového hypertonu metodou termografie u dětí a dospívajících s bolestmi hlavy cervikogenního původu. *Pohybové aktivity jako prostředek ovlivňování člověka*. Praha : UK FTVS, 2003.
69. FISCHER, A. A. Pressure Threshold Meter: Its Use for Quantification of Tender Spots. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1986, **67**, 836-838 [cit. 8.2.2018]. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/0003-9993\(86\)90180-2/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/0003-9993(86)90180-2/pdf)
70. SMIRNOV, V. M. The Problems of Stereotaxic Neurology and Neuropsychology. In: N.P. BECHTEREVOVÁ. *Psychophysiology: Today and Tomorrow*. Oxford : Pergamon Press, 1981.
71. FISCHER, A. A. Tissue compliance meter for objective, quantitative documentation of soft tissue consistency and pathology. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1987, **68**(2), 122-125 [cit. 8.2.2018]. Dostupné z: <https://eurekamag.com/research/006/809/006809592.php>
72. HORIKAWA, M. et al. Non-invasive measurement method for hardness in muscular stiffness. *Medical and Biological Engineering and Computing* [online]. 1993, **31**, 623-627 [cit. 8.2.2018]. Dostupné z: doi:10.1007/BF02441811

73. MURAYAMA, M. et al. Changes in hardness of the human elbow flexor muscles after eccentric exercise. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2000, **82**(5-6), 361-367 [cit. 8.2.2018]. Dostupné z: doi:10.1007/s004210000242
74. VAIN, A. Influence of Stiffness and Damping on Muscular Performance. In: PERREN, S. M. et al. *Biomechanics: Current Interdisciplinary Research*. Dordrecht : Martinus Nijhoff Publishers, 1985.
75. VAIN, A. *Estimation of the Functional State of Skeletal Muscle*. Tartu : University of Tartu, 1995.
76. Technology. *Myoton* [online]. Myoton AS, 2016 [cit. 26.3.2018]. Dostupné z: <http://www.myoton.com/technology/>.
77. MULLIX, J., WARNER, M. a STOKESOVÁ, M. Testing muscle tone and mechanical properties of rectus femoris and biceps femoris using a novel hand held MyotonPRO device: relative ratios and reliability. *Working Papers in Health Sciences* [online]. 2012, **36**(10), 664-670 [cit. 26.11.2017]. Dostupné z: [http://www.academia.edu/2332975/Testing\\_muscle\\_tone\\_and\\_mechanical\\_properties\\_of\\_rectus\\_femoris\\_and\\_biceps\\_femoris\\_using\\_a\\_novel\\_hand\\_held\\_MyotonPRO\\_device\\_relative\\_ratios\\_and\\_reliability](http://www.academia.edu/2332975/Testing_muscle_tone_and_mechanical_properties_of_rectus_femoris_and_biceps_femoris_using_a_novel_hand_held_MyotonPRO_device_relative_ratios_and_reliability)
78. PEIPSI, A., et al. Myoton Pro: A Novel Tool for the Assessment of Mechanical Properties of Fascial Tissues. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2012, **16**(4) [cit. 26.3.2018]. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2012.01.015
79. KERINSOVÁ, C. M. et al. Reliability of the Myotonometer for Assessment of Posterior Shoulder Tightness. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 2013, **8**(3), 248-255 [cit. 26.3.2018]. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2012.01.015
80. YLINEN, J. et al. Repeatability of a computerized muscle tonometer and the effect of tissue thickness on the estimation of muscle tone. *Physiological Measurement* [online]. 2006, **27**(9) [cit. 26.3.2018]. Dostupné z: doi:10.1088/0967-3334/27/9/003
81. ZHENG, Y. a MAK, A. F. Effective Elastic Properties for Lower Limb Soft Tissues from Manual Indentation Experiment. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* [online]. 1999, **7**(3), 257-267 [cit. 8.2.2018]. Dostupné z: doi:10.1109/86.788463



82. ŠIFTA, P., OTÁHAL, S. a SÜSSOVÁ, J. Měření viskoelastických vlastností měkkých tkání při spastickém syndromu. *Kontakt* [online]. 2005, 7(1-2), 153-156 [cit. 26.10.2017]. Dostupné z: <http://casopis-zsfju.zsf.jcu.cz/kontakt/administrace/clankyfile/20120321153243636199.pdf>
83. ŠIFTA, P., KYSELA, M., KOLÁŘ, M. a BITTNER, V. Zařízení pro detekci viskózních a elastických složek měkkých tkání in vivo, in situ pomocí myotonometrie [užitný vzor]. Česká republika. ev. č. 29456. 23. 5. 2016.
84. KYSELA, M. a KOLÁŘ, M. Myotonometer - Device for measurements of viscoelastic characteristics of soft tissues. In: *ELEKTRO 2016* [online]. Štrbské Pleso : IEEE, 2016 [cit. 27.2.2018]. ISBN 978-1-4673-8698-2. Dostupné z: doi:10.1109/ELEKTRO.2016.7512138
85. ŠIFTA, P. a SÜSSOVÁ, J. A New Method for Measuring Stiffness of Soft Tissue. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. 2009, 32, 35-36, [cit. 26.10.2017].
86. PETRLÍKOVÁ, K. *Možnosti klinického využití stanovení viskoelastických vlastností měkkých tkání pohybového aparátu člověka in vivo, in situ*. Liberec, 2016. Diplomová práce. Technická univerzita Liberec. Ústav zdravotnických studií. Vedoucí práce P. ŠIFTA.
87. ŠIFTA, P. a BITTNER, V. Measurement of reologic properties of soft tissue (muscle tissue) by device called myotonometer. *IFBME Proceedings* [online]. 2010, 31, 1020-1023 [cit. 26.10.2017]. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-642-14515-5\_260
88. LINDAUER, V. *Zpracování a analýza výstupu z myotonometru a jeho možné využití v praxi*. Liberec, 2017. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci. Fakulta zdravotnických studií. Vedoucí práce P. ŠIFTA.
89. T.K.K.5401 GRIP D [DIGITAL GRIP DYNAMOMETER]. *Takei Scientific Instruments Co., Ltd.* [online]. 2008 [cit. 9.3.2018]. Dostupné z: <http://www.takei-si.co.jp/en/productinfo/detail/49.html>.
90. FERGUSON-PELL, M., HAGISAWA, S. a MASIELLO, R. D. A skin indentation system using a pneumatic bellows. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 1994, 31(1), 15-19 [cit. 27.3.2018]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/25dd/d51e4bd3a3cc368a90aafbddf67944a29a74.pdf>

## **Přílohy**

Příloha 1: Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

Příloha 2: Informovaný souhlas

Příloha 3: Seznam obrázků

Příloha 4: Seznam tabulek

## Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce, zahrnující lidské účastníky

**Název projektu:** Vliv intenzity izometrické volní kontrakce na reologické vlastnosti kosterní svaloviny in vivo, in situ

**Forma projektu:** výzkumná práce - diplomová práce

**Období realizace:** listopad 2016

**Předkladatel:** Bc. Barbora Kopecká

**Hlavní řešitel:** Bc. Barbora Kopecká

**Vedoucí práce:** Mgr. Václav Bittner

**Popis projektu:** Pomocí myotonometru budou na svalech předloktí naměřeny hodnoty reologických veličin při různých mírách izometrické kontrakce. Během jednoho měření bude válcový indentor o různých průměrech zanořován do předem definované bezpečné a nebolestivé hloubky flexorové svalové skupiny předloktí. Měření se bude opakovat cca 45krát při různých mírách izometrické kontrakce, určených pomocí ručního dynamometru. Výsledkem bude hysterézní křivka, která poslouží jednak k popisu reologických vlastností kosterní svaloviny, jednak k ověření validity a reliability myotonometru.

**Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:** Jedná se o neinvazivní metodu, při měření dojde pouze k lehké indentaci, která by neměla vyvolávat bolest. Po celou dobu bude přísně dodržována hygiena (gumová rukavice na částech přístrojů, které přijdou do kontaktu s pokožkou).

**Etické aspekty výzkumu:** Měření bude probíhat na zdravých a zletilých jedincích. Veškerá data budou zpracována a publikována v anonymní podobě.

**Informovaný souhlas:** přiložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 25.10.2016

Podpis předkladatele: *Kopecká*

## Vyjádření Etické komise UK FTVS

**Složení komise: Předsedkyně:** doc. PhDr. Irena Parry Martinková, Ph.D.

**Členové:** prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: *165/2016*

dne: *25. 10. 2016*

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

*IPa*

podpis předsedkyně EK UK FTVS

## Příloha 2

UNIVERZITA KARLOVA

FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

José Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

### INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*),

Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce s názvem Vliv intenzity izometrické volní kontrakce na reologické vlastnosti kosterní svaloviny in vivo, in situ, prováděné na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, a o svolení s pořizováním a případným využitím fotografií. K měření bude využit pouze ruční dynamometr a myotonometr, jedná se o neinvazivní metody, které mohou být lehce nepříjemné až bolestivé. Měření proběhne v jediném dni, opakovaně, v celkovém rozsahu asi 3 hodin. Po celou dobu budou přísně dodržovány hygienické zásady. Rizika prováděného testování nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u tohoto typu testování. Výzkum rozšíří poznatky z oblasti bioreologie a zároveň přispěje k ověření validity a reliability myotonometru, jakožto nástroje pro objektivizaci reologických vlastností kosterních svalů. Získaná data budou zpracovávána a uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci a v odborných časopisech, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

S výsledky výzkumu bude možné se seznámit po obhájení diplomové práce v Repozitáři závěrečných prací Univerzity Karlovy. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu:.....Podpis: .....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení:.....Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum .....

Jméno a příjmení účastníka .....

Podpis: .....

### **Příloha 3: Seznam obrázků**

Obrázek 1: Hillův tříprvkový model.....	17
Obrázek 2: Flexory prstů .....	23
Obrázek 3: Řez předloktím v proximální třetině délky .....	24
Obrázek 4: Tissue compliance meter.....	28
Obrázek 5: Horikawův přístroj .....	29
Obrázek 6: Murayamův přístroj.....	29
Obrázek 7: MyotonPRO .....	29
Obrázek 8: Křivka oscilací u Myotonu.....	31
Obrázek 9: Závislost $f_{\max}$ a D na izometrickém zatížení .....	31
Obrázek 10: Myotonometer .....	32
Obrázek 11: Závislost poddajnosti na míře kontrakce u Myotonometeru.....	32
Obrázek 12: Computerized muscle tonometer.....	33
Obrázek 13: Křivka <i>síla-dráha indentoru</i> .....	33
Obrázek 14: Závislost mechanické práce indentoru na míře izometrické kontrakce .....	33
Obrázek 15: Schéma STSM.....	34
Obrázek 16: Závislost snímané síly na míře izometrické kontrakce .....	34
Obrázek 17: Zhengův ultrazvukový přístroj.....	34
Obrázek 18: Indentační křivka z UZ přístroje .....	34
Obrázek 19: Myotonometr.....	35
Obrázek 20: Indentační křivka.....	37
Obrázek 21: Ruční dynamometr Takei 5401 .....	41
Obrázek 22: Použité indentory .....	42
Obrázek 23: Graf měření indentorem 1 .....	45
Obrázek 24: Graf měření indentorem 2 .....	45
Obrázek 25: Závislost maximální síly flexorů prstů na obvodu předloktí u mužů.....	48

Obrázek 26: Závislost maximální síly flexorů prstů na obvodu předloktí u žen .....	48
Obrázek 27: Závislost odporové síly indentované tkáně na intenzitě izometrické volní kontrakce flexorů ruky u žen .....	50
Obrázek 28: Závislost odporové síly indentované tkáně na intenzitě izometrické volní kontrakce flexorů ruky u mužů .....	50
Obrázek 29: Závislost disipace energie během indentce tkáně na intenzitě izometrické volní kontrakce flexorů ruky u žen .....	51
Obrázek 30: Závislost disipace energie během indentce tkáně na intenzitě izometrické volní kontrakce flexorů ruky u mužů.....	51

#### **Příloha 4: Seznam tabulek**

Tabulka 1: Přehled tloušťky kůže a podkoží na ventrální ploše předloktí dle různých autorů .....	24
Tabulka 2: Výzkumný soubor - průměr.....	40
Tabulka 3: Výzkumný soubor - medián .....	41
Tabulka 4: Korelační tabulka - ženy.....	47
Tabulka 5: Korelační tabulka - muži .....	47
Tabulka 6: Friedmanova anova - ženy.....	49
Tabulka 7: Friedmanova anova - muži .....	49
Tabulka 8: Korelační koeficienty indentoru 1 a 2 vyjádřené pomocí Pearsonových korelačních koeficientů R a Cronbachova alfa .....	52