

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FARMACEUTICKÁ FAKULTA V HRADCI KRÁLOVÉ  
Katedra biofyziky a fyzikální chemie

FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ MĚŘENÍ MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ  
BIOLOGICKÝCH MATERIÁLŮ

Bakalářská práce

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Monika Kuchařová, PhD.

Hradec Králové 2012

Barbora Štohanslová

### PROHLÁŠENÍ:

Prohlašuji, že tato práce je mým původním autorským dílem. Veškerá literatura a další zdroje, z nichž jsem při zpracování čerpala, jsou uvedeny v seznamu použité literatury a v práci řádně citovány.

## Obsah

1. Úvod .....	4
2. Faktory ovlivňující biomechaniku jednotlivých tkání .....	5
2.1. Tkáň nervová .....	5
2.1.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností nervové tkáně	5
2.1.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností nervové tkáně	5
2.2. Tkáň epitelová.....	6
2.2.1. Kůže .....	7
2.2.1.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností kůže .....	7
2.2.1.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností kůže .....	8
2.3. Tkáně pojivové.....	9
2.3.1. Kostní tkáň a kost .....	9
2.3.1.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností kosti ...	10
2.3.1.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností kosti ...	12
2.3.2. Chrupavka.....	13
2.3.2.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností chrupavky .....	14
2.3.2.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností chrupavky .....	15
2.3.3. Vazivo .....	16
2.3.3.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností vaziva	16
2.3.3.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností vaziva.	17
2.4. Tkáň svalová.....	18
2.4.1. Kosterní svalovina a svaly.....	19
2.4.1.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností kosterního svalstva .....	19
2.4.1.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností kosterního svalstva .....	20
2.4.2. Srdeční svalovina a srdce .....	21
2.4.2.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností srdečního svalstva a srdce .....	21
2.4.2.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností srdečního svalstva .....	22
2.5. Cévy .....	23
2.5.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností cév .....	23
2.5.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností cév .....	25
3. Závěr.....	26

## 1. Úvod

Biomechanika je interdisciplinární obor zabývající se mechanickými vlastnostmi tkání. Své uplatnění v medicíně nachází především při studiu mechanických vlastností pohybového aparátu, reologie krve, vlastností kardiovaskulárního systému, mechaniky kloubů a mnohého dalšího. Zároveň se zabývá i mechanickými vlastnostmi biologických materiálů a studuje jejich kompatibilitu k orgánovým strukturám (Valenta, 1985).

Při měření biomechanických vlastností tkání dostáváme široké spektrum výsledků dané jednak podmínkami experimentu- vnějšími faktory- a jednak i fyziologickým stavem tkáně- faktory vnitřními. Cílem této práce je zmapování toho, jak obě skupiny faktorů korelují s různými výsledky biomechanického experimentu (Valenta, 1985).

Biomechanika se týká všech stavebních úrovní lidského těla – od molekulární struktury až po strukturu orgánových struktur.

Zadáním mé bakalářské práce bylo vypracovat rešerši týkající se vnitřních a vnějších faktorů ovlivňujících biomechanické vlastnosti tkání.

V této práci se tedy budu zabývat především biomechanikou tkání, případně orgánů, tedy makroskopickými strukturami, ale protože mechanické vlastnosti vychází přímo z jejich mikroskopické struktury (Valenta, 1985), bude na počátku každé kapitoly krátce pojednáno i o histologické stavbě dané tkáně.

## 2. Faktory ovlivňující biomechaniku jednotlivých tkání

### 2.1. Tkáň nervová

Tkáň nervová je, co se mechanických vlastností týče pravděpodobně nejméně prozkoumaná.

Histologicky je základem této tkáně buňka nervová- neuron. Je to buňka vysoce specializovaná, uzpůsobená k vedení elektrického signálu. Dala by se pomyslně rozdělit na tři části – tělo, *soma*, obsahující jádro a další organely; kratší výběžky dendrity, které vedou vzruch dostředivě, a zpravidla jeden delší neurit = axon, vedoucí vzruch odstředivě. U většiny neuronů, ne však u všech, je axon obalen myelinovou pochvou. Kromě neuronů tvoří nervovou tkáň i pomocné gliové buňky (Junqueira, 1992).

#### 2.1.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností nervové tkáně

- **Věk** – Okamoto (1955) se zabýval především tahovými vlastnostmi nervů. Z jeho práce vyplývá, že věk nemá na biomechaniku nervů viditelný význam.

- **Anatomická oblast** – Ve výše zmíněné studii testoval Okamoto tahové vlastnosti různých periferních nervů- hlavových, sympatických i spinálních. Jejich tahové vlastnosti se nijak výrazně neliší.

#### 2.1.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností nervové tkáně

- **Způsob zpracování** – V loňském roce vyšla studie čínských vědců, kteří zkoumali, jak způsob zpracování nebuněčných nervových segmentů ovlivní jejich biomechanické vlastnosti. Vzorky byly rozděleny do tří skupin; první kontrolní skupina nebyla výrazněji ošetřena- byla skladována ve fosfátovém pufru (pH= 7,4) při 4°C. Druhá skupina prošla fyzikálním ošetřením- byla opakovaně zmrazena tekutým dusíkem na -196°C a poté zahřáta na 37°C.

Ve skupině s chemickým ošetřením byly nervové segmenty postupně skladovány v neionizované vodě, detergentu sulfobetainu, ve fosfátovém pufru a nakonec ve směsi detergentů. Skladovány byly při 4°C ve fosfátovém pufru.

V tabulce můžeme vidět, že v testovaných mechanických vlastnostech nebyly pozorovány významné statistické rozdíly při zpracování tkáně (Ma, 2011).

Tab. 1: Biomechanické vlastnosti periferních nervů dle způsobu zpracování (Ma, 2011)

Skupiny	Maximální zatížení [N]	Pevnost [N/mm]	Maximální napětí [MPa]	Maximální protažení	Modul pružnosti [MPa]	Síla nutná ke zlomení [10 <sup>-3</sup> J]
Kontrolní	5,61 ±1,18	1,54 ±0,21	7,14 ±1,50	0,49 ±0,09	19,33 ±2,00	12,89 ±4,56
Fyzikálně ošetřená	6,44 ±0,98	2,29 ±0,41	8,20 ±1,25	0,44 ±0,10	26,70 ±5,22	13,01 ±4,14
Chemicky ošetřená	5,46 ±1,83	1,84 ±0,60	6,95 ±2,33	0,45 ±0,11	24,10 ±7,41	11,54 ±4,69

## 2.2. Tkáň epitelová

Epitely jsou charakteristické minimem mezibuněčné hmoty a velice těsně spojenými buňkami. Velmi častá je také polarizace buněk- u mnohých epitelových buněk rozlišujeme bazální a apikální část. Pod bazální membránou nacházíme strukturu bazální laminu. Ta je složena především z kolagenu a lamininu.

Epitely dělíme podle počtu vrstev a podle tvaru jednotlivých buněk.

Epitely vystylají vnitřní orgány. Po modifikaci může být jeho funkcí i sekrece či vnímavost (Junqueira, 1992).

Orgán, který je tvořen z velké části epitelem je kůže a její deriváty.

### 2.2.1. Kůže

Kůže se skládá z pokožky, vícevrstevného dlaždicového epitelu, a vazivové škáry tvořené především kolagenními a elastickými fibrilami. Škára určuje i tloušťku kůže, která je na různých částech těla různá (Junqueira, 1992).

#### 2.2.1.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností kůže

- **Pohlaví**- nebyly zjištěny žádné významné rozdíly v biomechanice kůže mezi pohlavími ve většině anatomických oblastí (Cua et al., 1989).

- **Věk** - věk je rozhodně jedním z faktorů ovlivňujících mechanické vlastnosti kůže. Velmi záleží i na anatomické oblasti odkud je kůže odebrána. Nejvyšší závislost na věku měla kůže odebraná z předloktí, krku a tváří. Nejnižší naopak ta odebraná ze sternální oblasti. (Krueger et al., 2011).

Young a Kupfer (1965) se zabývali vlastnostmi lidské kůže v tahu. Nejvyšší maximální tahové zatížení na jednotku tloušťky a poměrná pevnost v tahu byla nejvyšší u věkové skupiny od 30-49 let. Maximální procentuální protažení bylo nejvyšší u skupiny od 10-29 let a s věkem se postupně snižovalo.

- **Anatomická oblast** – jak je zmíněno výše, na různých částech těla je kůže jinak silná a to samozřejmě ovlivňuje výsledek měření. Proto se mnohé výsledky vztahují na jednotku tloušťky. I přesto se hodnoty výsledků liší v závislosti na oblasti, odkud byl vzorek odebírán. Yamaguchi (1960) ve svém výzkumu porovnával vlastnosti v tahu kůže odebrané z různých míst těla. Ukázalo se, že například tahové zatížení na jednotku tloušťky u kůže s nejvyššími hodnotami (odebrané ze zad, hrudi a zátylku) je až desetkrát vyšší než u kůže očního víčka či zevních pohlavních orgánů, což jsou anatomické oblasti s hodnotami nejnižšími (porovnání některých hodnot z tohoto výzkumu je v tabulce 2, měření probíhalo in vitro). Nutno podotknout, že Yamaguchi počítal tyto veličiny jako průměr naměřených hodnot v příčném a podélném směru, nebral v potaz Langerovy linie. (Valenta, 1985)

• **Langerovy linie**- vlákna ve škáře prochází různými směry, většinou rovnoběžně s pokožkou (Junqueira, 1992). Langerovy linie jsou pomyslné linie, které nám udávají preference těchto vláken v určité anatomické oblasti a je nutno brát je v potaz při biomechanických pozorováních (Valenta, 1985).

Tab. 2: Průměrné hodnoty dospělého člověka mechanických vlastností v tahu lidské kůže vybraných regionů (Valenta, 1985).

Oblast odebrání vzorku	Max. tahové zatížení na jednotku tloušťky [N /mm]	Mez pevnosti v tahu [MPa]	Maximální procentuální protažení
Čelo	9	0,46	54
Oční víčko	3	0,34	76
Krk	16	1,19	93
Hrud'	27	1,32	87
Šourek	2	0,26	70
Stydké pysky	3	0,34	67
Podpažní jamka	12	0,78	111
Ruka – dlaň	17	0,78	43

2.2.1.2.

### 2.2.1.3. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností kůže

• **Způsob zpracování** – zmražení tkáně potkana na -70°C a uchování této tkáně 3-4 týdny se projeví zvýšenou silou nutnou k ruptuře tkáně. Ostatní zkoumané tahové vlastnosti, mez pevnosti či mez kluzu, statisticky významně ovlivněny nebyly (Foutz et al., 1992).



## **2.3. Tkáně pojivové**

Pojivové tkáně jsou charakteristické svou extracelulární matrix, která právě zde tvoří jejich hlavní složku. Buňky pojiva se dají rozdělit do několika skupin- buňky tvořící mezibuněčnou hmotu a buňky zajišťující odpověď tkáně, jak na imunitní tak i na nervové a hormonální podněty.

Extracelulární matrix má z hlediska biomechaniky v pojivové tkáni největší význam. Je tvořena strukturami vláknitými a základní amorfni hmotou.

Podle rozdílných vlastností extracelulární matrix rozeznáváme tři základní typy pojiv- vazivo, chrupavku a kost (Junqueira, 1992).

### **2.3.1. Kostní tkáň a kost**

Na povrchu kosti se nachází periost, silně vaskularizovaná a inervovaná tkáň. Směrem dovnitř kosti nacházíme paralelně řazené lamely, pod nimi je systém osteonů- koncentricky řazených lamel kolem cévního kanálku, které obsahují buňky kostní tkáně- osteocyty uzavřené v lakunách. Mezi osteony se nachází vmezeřené lamely. Dále následuje vrstva vnitřních obvodových lamel a kostní dřev. Výše popsaná stavba se týká kosti kompaktní, kost spongiózní je tvořena různě orientovanými kostními trámci - trabekuly (Junqueira, 1992).

Kromě organických složek extracelulární matrix, která je tvořena kolagenem typu I, glykosaminoglykany a glykoproteiny, tvoří zhruba polovinu suché hmotnosti kosti složka anorganická. Největší zastoupení zde má fosfor a vápník- jednak jako hydroxyapatit ve formě krystalků, i jako amorfni fosforečnan vápenatý (Junqueira, 1992).

Biomechanické vlastnosti kostní tkáně jsou v první řadě dány kolagenovou matrixí a minerály. Kolagenní vlákna odolávají tahu, ale pro jiné způsoby zatížení jsou poddajná. Minerální látky dodávají kosti tvrdost a křehkost. Proto je demineralizovaná kost měkká a poddajná. Deproteinizovaná kost je naopak tvrdá, křehká a snese jen nízké zatížení v tahu.

### 2.3.1.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností kosti

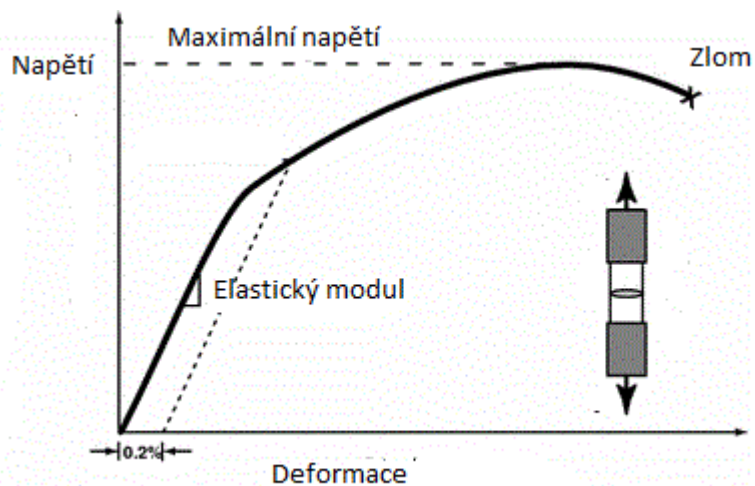
• **Pohlaví** – japonští vědci nezjistili zásadní vliv pohlaví na mechanické vlastnosti kostí (Valenta, 1985). Přesto byly zjištěny rozdíly v úbytku kostní hmoty během stárnutí v závislosti na pohlaví, jak je popsáno níže (Cole, van der Meulen, 2011).

• **Věk**- mnohé studie dokazují, že věk je významným faktorem ovlivňujícím mechanické vlastnosti kosti. V dětství není kostra plně osifikována (Junqueira, 1992) a dochází také k postupné mineralizaci. Díky tomu mají kosti dětí například sníženou pevnost v ohybu či modul pružnosti v ohybu, ale některé vlastnosti jsou díky vyšší elasticitě zvýšeny - ohyb nebo síla nutná k fraktuře kosti (Currey, 1975).

Naopak v průběhu stárnutí dochází k demineralizaci kostí, snižuje se hustota, a to následně vede ke snížení mechanické odolnosti. Ke změnám dochází i v závislosti na pohlaví. Ve spongiózní kosti se snižuje hustota kostní tkáně u mužů zeslabením trabekul, u žen jejich degradací. Různé způsoby snížení kostní hustoty ovlivňují pohlavní hormony, především pak úbytkem estrogenů po menopauze. Při snížení hustoty kostní tkáně o 10% proto dochází k různým dopadům u jednotlivých pohlaví. Zatímco u mužů se sníží pevnost o 20%, u žen je to o celých 70%. I po obnovení hustoty kostní tkáně ztluštěním trabekul zůstane u žen snížena pevnost o 63% (Cole, van der Meulen 2011).

U kompaktní tkáně kostí dochází u obou pohlaví k úbytku kostní hmoty, přesto je u mužů méně patrná, díky vyšší kompenzační apozici periostu (Cole, van der Meulen, 2011).

Nejvyšší mez pevnosti v tahu vykazují kosti odebrané lidem mezi 20-39 lety věku. Poté dochází k postupnému zhoršování – od třicátého roku věku ubývá ročně 0,5% kostní hmoty mužům, ženám dokonce celé 1% (Valenta, 1985).



Obr. 1 - Křivka napětí - deformace pro kost v podélném tahu (Cole, van der Meulen, 2011)

- **Anatomická oblast**- na různé kosti a dokonce i na různé části kostí jsou kladeny různé nároky z hlediska funkce i námahy. Proto na poloze odebraného vzorku velmi záleží. V tabulce 3 jsou zobrazeny některé mechanické vlastnosti dlouhých kostí (Valenta, 1985).

Tab. 3: Mechanické vlastnosti kosti v závislosti na poloze (Valenta, 1985)

	Mez pevnosti v tahu [MPa]	Maximální deformace [%]	Elastický modul [104 MPa]
Femur	124±1	1,41	1,76
Tibia	143±1	1,50	1,18
Fibula	149±2	1,59	1,89
Humerus	125±1	1,43	1,75
Radius	152±1	1,50	1,89
Ulna	151±2	1,49	1,88

### 2.3.1.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností kosti

• **Způsob zpracování** – zmrazování je jednou z metod používaných k uchování tkání. Sedlin (1965) zveřejnil studii, která mimo jiné uvádí, že neexistují významné statistické rozdíly v mechanických vlastnostech kosti mezi čerstvě odebraným vzorkem a zmrazeným vzorkem. Byly použity vzorky z femuru, kdy zmrazení bylo provedeno na  $-20^{\circ}\text{C}$  na 3-4 týdny.

Tomuto nálezu odpovídají i další studie. Goh et al. (1989) potvrdili výsledky experimentu s kočičími humery a femury. Výzkumem myších kostí, konkrétně femuru a lumbálních obratlů, byly jednak tyto závěry potvrzeny a jednak bylo prokázáno, že zmrazení nemá efekt ani na kost spongiózní (Nazarian, 2009).

Další možností uchování tkání je chemická fixace. Zde poskytují různí autoři různé výsledky.

Například Kummer (1972) uvádí, že mezi balzamovanými a nebalzamovanými vzorky není v biomechanice rozdíl. Saha a Hayes (1976) dosáhli při balzamování snížení meze pevnosti i absorbované energie.

Kikugawa et al. (2002) vydal studii, kde byly použity kočičí stehenní a pažní kosti. Zjistili, že při fixaci formalínem se nemění maximální zatížení a pevnost kosti, snižuje se ovšem absorbovaná energie. O tři roky později vyšla studie autorů Kikugawy a Asaky (2005), kdy byly použity hovězí kosti, a fixací formalínem byla zvýšena pevnost v tahu.

Podobných případů částečně si odporujících či souhlasících studií je celá řada, je tedy zřejmé, že výsledky vlivu chemické fixace na mechanickou kvalitu kosti nelze jednoduše generalizovat. Rozdílnost ve výsledku experimentů je dána jednak použitím vzorků z odlišných živočišných druhů (byly zkoumány tkáně lidské, hovězí, ovčí, kočičí, myší atd.), dále různou délkou fixace, odlišnými fixačními prostředky a jiným průběhem experimentu (Nazarian, 2009).

• **Obsah vody** – je-li kost uchovávána na vzduchu, dojde k postupnému snižování obsahu vody. Krátkodobému vlivu vysušení se věnovali Sedlin, Hirsch (1966), který porovnával vzorky skladované v Ringerově roztoku (izotonický roztok podobný fyziologickému, kromě sodných a chloridových iontů obsahuje i kationty draselné a vápenaté) a vzorky ponechané na vzduchu od

pěti minut až po hodinu. Po jedné hodině se významně zvýšilo maximální zatížení, statisticky nevýznamně stoupla pevnost a elastický modul se nezměnil vůbec. Díky nesrovnalostem s dalšími studii bylo vysušování vzorku prodlouženo na týden. V tomto pokusu se významně zvýšil elastický modul, nevýznamně pak maximální zatížení (Sedlin, Hirsch, 1966). Toto zjištění je konzistentní s Evansovou studií (1957).

Vysušení zvyšuje tvrdost, pevnost v tlaku a tahu a elastický modul (Valenta, 1985). Naproti tomu například absorbovaná energie klesá (Sedlin, Hirsch, 1966).

Pokud necháme kost vysušit a poté ji smáčíme, sníží se pevnost v ohybu o více než pět procent. Na křivce zatížení – deformace se snížení a opětovné zvýšení obsahu vody neprojeví (Currey, 1988).

• **Teplota** – podle Sedlina, Hirsche (1966) nemají vzorky testované při 21°C a při 37°C rozdílné mechanické vlastnosti. S tímto tvrzením se rozchází zjištění Yana et al. (2007), který testoval sílu nutnou ke zlomení u hovězího femuru při 0, 10, 23, 37 a 50°C a zjistil, že se zvyšující se teplotou tato síla významně klesá.

• **Rychlost zatěžování** – touto problematikou se zabýval například Kulin et al. (2011). Byly testovány vzorky koňských kostí a bylo zjištěno, že při stejných laboratorních podmínkách ale jiné rychlosti zatížení mají kosti odlišné mechanické vlastnosti. S vyšší rychlostí zatížení stoupá pevnost v tlaku, naopak se snižuje absorbovaná energie.

### 2.3.2. Chrupavka

Chrupavka je dalším základním typem pojiva.

Skládá se z buněk- chondrocytů, umístěných v lakunách, a extracelulární matrix. Ta obsahuje kolagen, kyselinu hyaluronovou, proteoglykany a glykoproteiny, v případě elastické chrupavky ještě množství elastinu.

Existují tři typy chrupavek- hyalinní chrupavka tvoří kostru zárodku, růstové chrupavky, pokrývá artikulační plochy kloubu a tvoří spojení hrudní kosti se žebry. Elastická chrupavka obsahuje kromě kolagenních vláken i elastin. Vyskytuje se například v Eustachově trubici nebo příklapce hrtanové. Vazivová

chrupavka vytváří sponu stydkou, meziobratlové ploténky a podílí se na úponu některých svalů ke kosti (Junqueira, 1992).

### **2.3.2.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností chrupavky**

- **Pohlaví** – nebyly zjištěny žádné významné rozdíly v mechanických vlastnostech mezi mužem a ženou ani pro žeburní- hyalinní chrupavku ani pro meziobratlové ploténky - vazivové chrupavky (Valenta, 1985).

- **Věk** – věk je významným faktorem ovlivňujícím biomechaniku chrupavky. Mechanickým vlastnostem vazivové chrupavky se ve své práci věnoval Sonoda (1962). Vzorky rozdělil do skupin podle věku: 20-39 let a 40-79 let. První skupina dosahovala jak v mezi pevnosti v tahu, tak v maximálním protažení vyšších hodnot. Stejně tak spolu s věkem klesá podle Sonody i mez pevnosti v krutu a maximální úhel zkroucení.

Japonští vědci se zabývali mechanickými vlastnostmi žeburní chrupavky a jejím ovlivněním věkem. Zjistili, že jak mez pevnosti v tlaku, tak maximální kontrakce se se zvyšujícím věkem snižuje (Valenta, 1985).

Dalším příkladem hyalinní chrupavky je chrupavka kloubní. Příkladem může být studie na králíčích koleních kloubech. Při dospívání, u králíků do 3 měsíců věku, se mění i kloubní chrupavka – přestože dochází k jejímu ztenčení, zastoupení kolagenních fibril se výrazně zvyšuje a jejich orientace se také mění z vláken rovnoběžných na vlákna s povrchem spíše kolmá. To má za následek výraznou změnu mechanických vlastností – rovnovážný i okamžitý modul ve třetím měsíci klesne na minimum a poté se postupně zvyšuje (Julkunen et al., 2009) .

U lidí se problematice kloubních chrupavek věnoval Weightman (1976), který zkoumal opotřebenost chrupavek. Zjistil, že tato nesouvisí se složením mezibuněčné hmoty, ale našel přímou korelaci s věkem.

Zároveň se s vyšším věkem snižuje pevnost v tahu a to přibližně o 0,1MPa za rok (Valenta, 1985).

- **Anatomická oblast** – jak je již řečeno v úvodu této kapitoly, jsou známy tři druhy chrupavek, v různých anatomických oblastech se tedy vyskytují odlišné

druhy chrupavky. Porovnáváme-li jednotlivé typy chrupavek mezi sebou, i zde se vyskytuje rozdíl v závislosti na anatomické oblasti.

Vlastnosti meziobratlových disků zjišťoval Sonoda (1962). Výsledky jeho měření shrnuje tabulka 4. Vzorky pocházely z věkové skupiny 20 – 39 let. Od krčních k bederním obratlům klesá úhel zkroucení, naopak mez pevnosti v tlaku mají bederní obratle nejvyšší, což odpovídá přizpůsobení chrupavek mechanické funkci dané anatomické oblasti.

Tab. 4: Některé mechanické vlastnosti meziobratlových plotének v závislosti na poloze (Sonoda, 1962)

	Intervertebrální disk			
	Krčních obratlů	Hrudních obratlů		Bederních obratlů
		horních	Dolních	
Mez pevnosti v tahu [MPa]	3,3±0,2	2,4±0,1	2,6±0,2	3,0±0,1
Maximální prodloužení [%]	89±4	55±4	57±6	68±7
Mez pevnosti v krutu [MPa]	5,2±0,7	4,6±0,3	4,8±0,2	5,1±0,3
Maximální úhel zkroucení [°]	38±5	29±2	18±1	15±1

### 2.3.2.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností chrupavky

- **Způsob zpracování** – chrupavka může být skladována ve vlhké komůrce při 4°C po 6 dní aniž by se změnil její mechanické vlastnosti. Po dvanácti dnech však již dochází ke snížení modulu vláken i hmoty a také k některým změnám elektromechanických vlastností. Po cyklu zmražení – roztátí se tyto vlastnosti výrazně nemění, velmi ovšem záleží na postupu. Aby došlo k co nejmenším změnám je třeba proces zahřátí a tání časově zkrátit na minimum použitím vysokých teplot (Changoor et al., 2010).

Při dlouhodobém skladování tkání se často používá technika hlubokého zamrazování. Rozen et al. (2009) ve své studii prokázali, že při dlouhodobém zmražení dochází k významnému zhoršení biomechaniky osteochondrálního vzorku. Nicméně neexistuje korelace mezi snížením mechanických vlastností a délkou zmrazení; byly testovány vzorky zmražené po dobu jednoho až čtyř let a nebyly mezi nimi zaznamenány statisticky významné rozdíly.

### **2.3.3. Vazivo**

Vazivo je třetím základním typem pojivové tkáně. Kromě buněk – fibroblastů - tvoří jeho hlavní složku opět mezibuněčná hmota. Ta se skládá z vláken a základní amorfni hmoty. Dalo by se říci, že podle poměru vláknité a amorfni části rozdělujeme vazivo na řídké a husté. V řídkém vazivu převažuje amorfni složka tvořena glykosaminoglykany a strukturálními glykoproteiny. Mezi zástupce tohoto typu vaziva patří například tukové nebo retikulární vazivo.

Mezibuněčná hmota hustého vaziva je tvořena především vlákny tří typů – kolagenní, retikulární a elastická vlákna. Podle uspořádání vláken můžeme dále toto vazivo rozdělit na husté uspořádané a neuspořádané. Nejvýznamnějšími zástupci hustého vaziva jsou vazy – ligamenta, jejichž biomechanické vlastnosti jsou důležité z hlediska pohybového aparátu a rozsahu kloubů. Dále do této skupiny patří i šlachy (Junqueira, 1992).

#### **2.3.3.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností vaziva**

• **Pohlaví** – studie Chandrashekara et al. (2006) se zabývá mimo jiné rozdílnými vlastnostmi předního křížového vaziva u pohlaví. Testovány byly vzorky odebrané deseti mužům a deseti ženám. Ukázalo se, že zkoumané tahové vlastnosti (napětí v tahu, modul elasticity, maximální prodloužení,...) nejsou statisticky významně odlišné. Autoři ovšem nevylučují závislost mechanických vlastností na pohlaví úplně, byly totiž zjištěny strukturální rozdíly nejen makroskopické (mužský vaz má větší průměr průřezu), ale i mikroskopické.



Ačkoliv byla u zvířat prokázána spojitost mezi ženskými hormony a mechanickými vlastnostmi pojivových tkání, u lidí nic podobného prokázáno nebylo. Patelární šlacha vykazuje stejné mechanické vlastnosti u mužů i u žen (Hashemi et al., 2005).

- **Věk** – u vazů se mechanické vlastnosti – maximální zatížení, pevnost v tahu, spolu s věkem zhoršují (Woo et al., 1991).

Couppé et al. (2009) studoval závislost mechanických vlastností patelární šlachy v závislosti na věku. Porovnával dvě skupiny mužů, jedna okolo 27 let věku, druhá okolo 67 let, obě skupiny byly podobné tělesné stavby a vedly fyzicky stejně náročný život. Ukázalo se, že ačkoliv struktura nezůstává stejná, efekt na biomechanické vlastnosti je statisticky nevýznamný. Toto zjištění je v souladu s prací Charlene et al. (1995), kdy byly testováni dárce ve věku 18 – 55 let a ačkoliv došlo s vyšším věkem ke zhoršení mechanických vlastností (testován byl například tlak v tahu, modul elasticity či maximální procentuální prodloužení), nebyla změna nijak významná a nebyla prokázána korelace s věkem.

### **2.3.3.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností vaziva**

- **Způsob zpracování** – Efekt zmražení- byly testovány králičí přední zkřížené kolenní vazy a to jednak čerstvé vzorky a také vzorky skladované 6 týdnů a 3 měsíce při  $-20^{\circ}\text{C}$ . Testovány byly některé mechanické vlastnosti- pevnost v tahu a mez pevnosti. Nebyly zjištěny žádné rozdíly, při šetrném zacházení má zmražení minimální či žádný efekt (Woo et al., 1986).

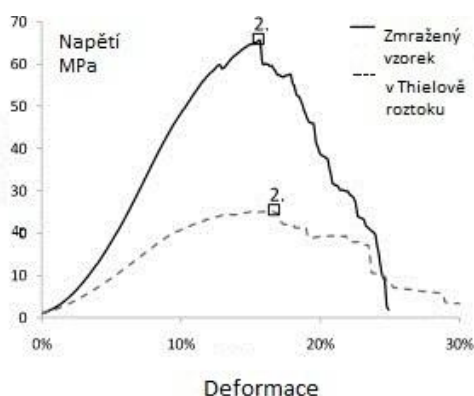
Ani na biomechaniku šlachy, jak se zdá, nemá zmražení významný vliv. Byly testovány kuřecí šlachy, které byly uchovávány při  $0^{\circ}\text{C}$ ,  $-20^{\circ}\text{C}$  a  $-40^{\circ}\text{C}$  po dobu 0 až 90 dní. Každých pět dní byly skupiny vzorků testovány na některé tahové vlastnosti – maximální síla a napětí v tahu, modul pružnosti atd. a nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly. (Ho, Meng, 2002)

Jedna z možností chemického uchování je například Thielův roztok. Jedná se o vodný roztok alkoholů a solí, který stabilizuje buněčné membrány a nevysušuje tkáň. Názory na efekt Thielovy techniky na zachování tkáně se

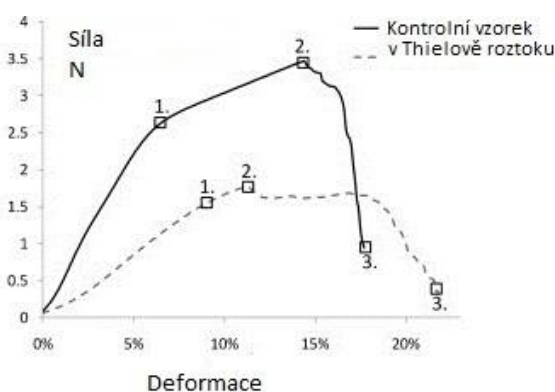
různí. Jedni autoři tvrdí, že nepozorovali jakoukoli změnu tahových vlastností ani histologické struktury (Boryor et al., 2010; Benkhadra et. al, 2009).

Jiné studie ukazují významné snížení tahových vlastností – například maximální napětí po jednoleté prezervaci v Thielově roztoku klesla z 60 MPa na 38 MPa.

Výrazně se změnila i křivka závislosti deformace na napětí i deformace na použité síle – obr. 2 a 3 (Fessel, 2009).



Obr. 2 Závislost napětí- deformace při konzervaci šlachy mrazem a v Thielově roztoku (Fessel, 2009)



Obr. 3 Závislost použité síly na deformaci při konzervaci šlachy v Thielově roztoku oproti kontrolnímu vzorku (Fessel, 2009)

Při uchování v roztoku glutaraldehydu je situace opačná. Díky změně mikroskopické struktury (glutaraldehyd indukuje vznik spojů mezi kolagenovými vlákny – „cross-links“) se zvyšuje napětí a zatížení v tahu i ostatní zkoumané tahové vlastnosti (Hansen et al., 2009).

## 2.4. Tkáň svalová

Čtvrtým a posledním základním typem tkáně je tkáň svalová. Přestože existují tři typy svalové tkáně, svalovina hladká, kosterní a srdeční, některé rysy jsou společné. Jedná se o specializované buňky, které se vyznačují schopností stažitelnosti – kontraktibilitou. Ta je dána přítomností kontraktilních proteinů aktinu a myozinu v buňce (Junqueira, 1992).

Buňky hladké svaloviny jsou obsaženy ve stěnách orgánů – např. v gastrointestinálním traktu či ve stěnách cév (Junqueira, 1992).

Z biomechanického hlediska bývají zkoumány společně s ostatními tkáněmi jako část daného orgánu. Proto se pozornost v příštích oddílech zaměří především na kosterní svaly a svalovinu myokardu.

### **2.4.1. Kosterní svalovina a svaly**

Kosterní sval, neboli také sval příčně pruhovaný, je složen ze svazků svalových vláken a ty jsou složeny ze svalových vláken. Svalové vlákno vzniká splynutím několika buněk – soubuní. Obsahuje myofibrily tvořené výše zmíněnými aktinem a myosinem.

Svalová kontrakce je proces, při kterém dochází k přeměně chemické energie na mechanickou. Na popud nervového podráždění je signál přenesen do svalu a tam jsou spuštěny procesy, které v konečném výsledku vedou k zasouvání sítě vláken aktinu a myosinu navzájem do sebe – sval se zkracuje, kontrahuje (Junqueira, 1992).

#### **2.4.1.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností kosterního svalstva**

- **Pohlaví** – Yamadův výzkum (1970) probíhal na svalech uložených ve fyziologickém roztoku – in vitro. Nebyly zjištěny žádné rozdíly v pevnosti mezi pohlavími. Je však třeba mít na paměti, že sval in vivo podléhá dalším pochodům, elektrickým a chemickým, které mají dopad na biomechaniku svalu. Proto se mohou výsledky experimentů in vivo lišit.

Jednou ze studií zabývajících se mechanikou svalové tkáně in vivo je práce Blackburna et al.(2006). Tato studie zkoumala pevnost trojhlavého svalu lýtkového u mužů a u žen. Ukazuje se, že muži mají vyšší strukturální pevnost svalu než ženy.

- **Věk** – Katake (1961) zveřejnil, že s přibývajícím věkem se mez pevnosti v tahu a maximální protažení zhoršují. V tabulce 5 jsou zobrazeny jeho výsledky. Měření bylo prováděno na přímém svalu břišním.

Zhoršení mechanických vlastností svalu není dáno jen úbytkem svalové hmoty s věkem, je dáno i kvalitativními změnami. Ve svalových vláknech ubývá

myozinu a tím pádem dochází i ke snížení maximální rychlosti kontrakce a síla vláknem vyvíjená je také nižší (D'Antona, 2003).

Tab. 5: Tahové vlastnosti přímého břišního svalu v závislosti na věku (Katake, 1961)

Věk	10 - 19	20 - 29	30 - 39	40 - 49	50 - 59	60 - 69	70 - 79
Mez pevnosti v tahu [MPa]	0,19 ±0,01	0,15 ±0,01	0,13 ±0,01	0,11 ±0,01	0,10 ±0,01	0,09 ±0,003	0,09 ±0,003
Maximální protažení [%]	65 ± 1	64 ± 1	62 ± 1	61 ± 1	61 ± 2	58 ± 2	58 ± 2

• **Fyzická námaha** - byly zkoumány skupiny mladších a starších dospělých, kdy každá tato skupina byla dále rozdělena na neaktivní a aktivní běžce. Při in vivo studii se zjistilo, že běžci mají lepší mechanickou adaptaci na běh, nicméně při měření biomechanických vlastností systému sval – šlacha nebyl mezi běžci a neběžci zjištěn žádný rozdíl. Pravidelné běhání také nezabrání zhoršení vlastností svalů, které doprovází vyšší věk (Karamanidis, Arampatzis, 2005).

U imobilních pacientů se výrazně snižuje množství myozinu a zhoršení mechanických vlastností je hlubší než u starších dospělých (D'Antona, 2003).

• **Anatomická oblast** - rozdílem jednotlivých svalů v pevnosti se věnoval Yamada (1970). Zjistil, že menší svaly jsou pevnější než svaly s větším průřezem a že pevnost je nižší u flexorů a u extenzorů vyšší.

#### 2.4.1.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností kosterního svalstva

• **Způsob zpracování** – pochody odehrávající se ve svalu in vivo ovlivňují biomechaniku svalu, proto se mohou výsledky získané na živých lidech nebo post mortem výrazně lišit (Valenta, 1985).

Jednou z metod skladování tkání je opakované zmražení a roztátí. Toto ovšem není vhodný proces pro skladování svalů – jednak se během cyklu

zmražení/roztátí snižuje o necelou desetinu délka a dochází také ke změně kontraktilního aparátu, což významně snižuje tahové vlastnosti svalu (Gottsauer et al., 1995).

## **2.4.2. Srdeční svalovina a srdce**

Srdeční svalovina se skládá z buněk – kardiomyocytů. Ty ve svém nitru obsahují velmi podobnou síť kontraktilních bílkovin aktinu a myozinu jako soubuní v kosterním svalu. Svalová kontrakce tudíž probíhá velice podobně jako u příčně pruhovaného svalstva.

Kardiomyocyty se často větví ve dva a více výběžků a připojují se tak k sousedním buňkám. Toto těsné spojení buněk, které se děje pomocí interkalárních disků obsahujících iontové kanály – nexy, umožňuje vzájemnou komunikaci buněk a jejich dokonalou synchronizaci při systole (Junqueira, 1992).

Kromě srdeční svaloviny je srdce vystláno endokardem a pokryto epikardem, obsahuje i tuhé vazivo, které tvoří jednak srdeční skelet a dále také srdeční chlopně.

Část kardiomyocytů je modifikována pro kontrolu srdeční činnosti – převodní systém srdeční (Junqueira, 1992).

### **2.4.2.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností srdečního svalstva a srdce**

• **Pohlaví** - v závislosti na pohlaví a věku se mění vlastnosti levé komory. U obou pohlaví dochází se zvyšujícím se věkem ke sníženému objemu a zvýšené hmotě levé srdeční komory. Parametry během systoly špatně korelují s věkem a pohlavím, ale u diastoly je situace jiná. Během diastoly byla ve věkových skupinách pod padesát let naměřena nižší rychlost průtoku mitrální chlopní a menší relaxace levé komory u mužů. Ženy vykázaly lepší hodnoty díky vyšší hladině estrogenu. Mezi 50 – 70 rokem jsou oba parametry stejné pro obě pohlaví. Nad sedmdesát let dochází u žen ke snížení rychlosti průtoku a zmenšení relaxace svalu více než u mužů. Pravá komora srdeční se

v závislosti na věku a pohlaví výrazně nemění (Diamon et al. 2011, Okura et al., 2008).

- **Věk** – Yoshimatu (1958) zkoumal některé tahové vlastnosti myokardu. Nejvyšší mez pevnosti v tahu a maximální protažení vykazovala skupina 20 – 29 let, poté dochází k postupnému poklesu. Srdce malých dětí (0-9 let) vykazovalo zhruba stejné tahové vlastnosti jako nejstarší testovaná skupina (60-79 let).

Změnám srdeční svaloviny během dospívání u psů se věnoval Urthaler et al. (1978). Testoval psi staré 3 a 9 měsíců. Ve třech měsících vyvíjelo komorové i síňové svalstvo stejnou sílu, po půl roce vytvářely komory oproti síním sílu dvojnásobnou.

V závislosti na pohlaví a věku se mění i vlastnosti in vivo, jak je uvedeno výše.

Velká pozornost se věnuje také mechanickým vlastnostem srdečních chlopní. V závislosti na věku se snižují mechanické vlastnosti chlopní, nejlepších hodnot opět dosahuje věková skupina 20-29 let (Yamada, 1970).

S vyšším věkem se mění i vlastnosti šlašinek, jak dokázal Millard et al. (2011). Testovány byly šlašinky mladých- kolem 20. týdne věku a starších prasat (2 roky). Tuhost všech šlašinek statisticky významně stoupla.

#### **2.4.2.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností srdečního svalstva**

- **Způsob zpracování** – navození hypotermie je nejčastější metoda krátkodobého uchování srdečních vlastností při transplantaci. Po šesti hodinách skladování byla testována srdce uchována při 4°C a -1°C. Bylo zjištěno, že uchovávání při teplotách těsně nad nulou při krátkodobém skladování zlepšuje vlastnosti srdce (Sakaguchi et al., 1996).

## 2.5. Cévy

Cévy vedoucí krev od srdce – arterie, tepny jsou vystavovány vyššímu tlaku a proto se jejich stavba částečně liší od žil – vén, které přivádějí krev do srdce.

Obecně mají cévy tři vrstvy. *Tunica intima* se sestává z endotelových buněk a řídkého vaziva - subendotelu. *Tunica media* obsahuje vrstvu hladkých svalových buněk a elastická a kolagenní vlákna. *Vnější tunica adventitia* je složena z kolagenních a elastických vláken. V tepnách bývají vrstvy odděleny elastickou blankou – *lamina elastica interna a externa*.

Velké tepny – aorta a její větve mají ve střední vrstvě velké množství elastických vláken, které jim umožňují přizpůsobovat se tlakovým změnám při systole a diastole. Směrem k periférii ubývá elastických vláken a přibývá buněk hladké svaloviny a zužují se všechny vrstvy. Kapiláry jsou poté tvořeny jen endotelovými buňkami.

Žíly mají vyvinutou *adventitii* a úzkou *medii*. *Tunica intima* zde může tvořit chlopně zabraňující zpětnému toku krve. Ve velkých vénách obsahuje *adventitie* svalové svazky (Junqueira, 1992).

### 2.5.1. Vnitřní faktory ovlivňující měření mechanických vlastností cév

• **Pohlaví** – pohlaví nelze brát jako samostatný faktor, u cév je nutné dát si jej do souvislosti s věkem. Tuhost cév, jeden z rizikových faktorů aterosklerózy, byla zkoumána v závislosti na věku a pohlaví. Bylo zjištěno, že před pubertou je tuhost cév mnohem vyšší u dívek, u mužů po pubertě dochází k postupnému nárůstu tuhosti, zatímco u žen se zvýší skokově po menopauze. Tato skutečnost je dána antiaterosklerotickými účinky estrogenů, jejichž hladina se během menopauzy výrazně snižuje (Rossi et al., 2011).

Mechanismus účinku estrogenů v organismu je velice různorodý. Působí přes receptory ER $\alpha$  a ER $\beta$ . Jednak je aktivátorem genové exprese, snižuje hladiny kaspáz, čímž působí proti apoptóze, přes vápník aktivuje tvorbu oxidu dusnatého, působí protizánětlivě a bylo zjištěno, že se podílí na snižování

oxidativního stresu. Veškeré tyto procesy vedou k vazodilataci a pomáhají ochraně kardiovaskulárního systému (Yang, Reckelhoff, 2011).

• **Věk** – Yoshimatsu (1958) se věnoval tahovým vlastnostem koronárních arterií. Studoval sílu nutnou k porušení arterie, mez pevnosti v tahu a maximální protažení ve čtyřech věkových skupinách – tabulka 6. Z měřených hodnot jasně vyplývá, že k největšímu poklesu, a to o celou polovinu, dochází u maximálního protažení. Yamada (1970) zkoumal stejné tahové vlastnosti u velkých arterií nejen v podélném, ale i v obvodovém směru. Nejvyšší hodnoty vykazovala opět skupina 10 – 19 let, přičemž zhoršení mechanických vlastností je až na výjimky (krční tepna) výraznější v podélném směru.

Tab. 6: Vztah věku k tahovým vlastnostem koronární arterie (Yoshiatsu, 1958)

Věk	10 - 19	20 - 39	40 - 59	60 – 79
Síla v tahu nutná k porušení arterie [N/mm]	0,85 ± 0,03	0,82 ± 0,02	0,82 ± 0,03	0,79 ± 0,03
Mez pevnosti v tahu [MPa]	1,40 ± 0,03	1,14 ± 0,09	1,04 ± 0,05	1,04 ± 0,05
Maximální protažení [%]	99 ± 2	78 ± 2	68 ± 4	45 ± 4

S vyšším věkem roste i riziko vzniku aterosklerózy, která významně ovlivňuje mechanické vlastnosti tkání. Pevnost v tahu a modul pružnosti je u aterosklerotických tepen vyšší, snižuje se elasticita. Zároveň společně s věkem roste tloušťka aortální stěny u zdravých jedinců i u lidí trpících aterosklerózou (Loščilov, Savrasov, 1977).

Tahové vlastnosti žil (síla nutnou k porušení arterie, mez pevnosti v tahu a maximální protažení) se také ve většině případů snižují s rostoucím věkem. Nicméně zhoršení není tak výrazné jako u arterií (Mochizukim, 1952).

Změny cév při stárnutí se liší i v závislosti na pohlaví, jak je uvedeno výše (Rossi et al. 2011).



## 2.5.2. Vnější faktory ovlivňující měření mechanických vlastností cév

• **Způsob zpracování** – nejčastějším způsobem uskladnění arterií je zmražení. Stemper et al. (2007) testoval vzorky vepřové hrudní aorty skladované v Ringrově roztoku. Podle teploty a délky skladování byly tyto vzorky rozděleny do pěti skupin; v první skupině byly testovány čerstvé vzorky do 24 hodin po odebrání. Druhá a třetí skupina byla uložena do lednice při 4°C a tam skladována 24 respektive 48 hodin. Čtvrtá a pátá skupina byla zamražena na -20°C a -80°C a takto skladována tři měsíce. Všechny skupiny krom první byly poté rozmrazeny ve vodní lázni na 37°C a do hodiny změřeny. Tloušťka stěny nebyla významně změněná. Maximální napětí v chladničce skladovaných vzorků bylo nižší než u dalších skupin, došlo ke snížení v prvních 24 hodinách, mezi druhou a třetí skupinou pak nebyly zjištěny přílišné rozdíly. Maximální deformace se výrazně nezměnila ani u jedné skupiny testovaných aort. Síla nutná k porušení arterie, mez pevnosti v tahu a maximální protažení byly při skladování v chladničce také sníženy (síla nutná k porušení arterie byla snížena o 28%) a u zmražených vzorků nedošlo ke změně těchto vlastností. Poslední zjištění je v rozporu s podobnou studií (Adham et al., 1996), kde se tvrdí že při zmražení dojde ke snížení tahových vlastností. Zde byly vzorky ovšem několik hodin ponechány při 4°C a pak teprve zmraženy, je možné, že ke zhoršení tahových vlastností tedy došlo ještě před zamražením.

### 3. Závěr

Cílem této práce bylo zmapovat faktory ovlivňující měření biomechanických vlastností tkání, a to jednak parametry samotného vzorku i vnější faktory, které mohou měření ovlivnit. Je samozřejmé, že správnost měření bude vždy různými způsoby ovlivněna a výsledná chyba měření bude dána součtem všech dílčích chyb. Neznalost toho, jak dané faktory ovlivňují výsledek měření, může vést k výsledkům, které neodpovídají skutečnosti, jsou zavádějící či špatně reprodukovatelné.

Je třeba mít na paměti, že není- li uvedeno jinak, jsou hodnoty získané in vitro a ze zdravých jedinců. Některé nemoci mohou opět výrazně změnit mechanické vlastnosti – například ateroskleróza u cév či amyloidóza u myokardu.

Tato bakalářská práce nechce a díky svému rozsahu ani snad nemůže pokrýt celou škálu tkání a orgánů, stejně jako veškeré faktory měření ovlivňující. Zaměřila jsem se tedy především na pohlaví, věk a anatomické umístění z kategorie vnitřních faktorů (ačkoli některé faktory přímo vnitřními nejsou, hodí se sem však více než do kategorie druhé), a interakci způsobu uskladnění z kategorie faktorů vnějších.

Tato práce se nám snaží poskytnout vodítko, kdy jsou tyto faktory natolik interferující, že je třeba je buď eliminovat z pokusu či je zahrnout do jeho hodnocení.

## Seznam literatury

ADHAM M., GOURNIER J.P., FAVRE J.P. ET AL.: Mechanical characteristics of fresh and frozen human descending thoracic aorta, *Journal of Surgical Research*, 1996, vol. 64, s. 32 (převzato z Stemper et al. 2007)

BENKHADRA M., FAUST A., LADOIRE S., TROST O., TROUILLOUD P., GIRARD C., ANDERHUBER F., FEIGL G.: Comparison of fresh and Thiel's embalmed cadavers according to the suitability for ultrasound-guided regional anesthesia of the cervical region, *Surgical and Radiologic Anatomy*, August 2009, vol. 31, no. 7, s. 531-535 (převzato z Fessel et al, 2009)

BLACKBURN J.T., PADUA D.A., WEI HOLD P.S., GUSKIEWITZ K.M.: Comparison of triceps surae structural stiffness and material modulus across sex, *Clinical biomechanics*, February 2006, vol. 21, no. 2, s. 159-167

BORYOR A., HOHMANN A., WUNDERLICH A., GEIGER M., KILIC F., SANDER M., SANDER C., BÖCKERS T., GÜNTER SANDER F.: In-vitro results of rapid maxillary expansion on adults compared with finite element simulations, *Journal of Biomechanics*, May 2010, vol. 43, s. 1237-1242 (převzato z Fessel et al., 2009)

COLE J.H., VAN DER MEULEN M.C.H.: Whole Bone Mechanics and Bone Quality, *Clinical Orthopaedics and related research*, January 2011, vol. 469, no. 9, s. 2139-2149

COUPPÉ C., HANSEN P., KONGSGAARD M., KOVANEN V., SUETTA C., AAGAARD P., KJÆR M., MAGNUSSON S.P.: Mechanical properties and collagen cross-linking of the patellar tendon in old and young men, *The American Journal of sport medicine*, September 2009, vol. 107, s. 880-886  
Abstract

CUA A.B., WILHELM P., MAIBACH H.I.: Elastic properties of human skin: kation to age, sex, and anatomical region, *Archives of dermatological Research*, 1990, vol. 282, No 5, s. 283-288

CURREY J.D., BUTLER G.: The mechanical properties of bone tissue in children, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1975, vol. 57, s. 810-814

CURREY J.D.: The effects of drying and re-wetting on some mechanical properties of cortical bone, *Journal of Biomechanics*, 1988, vol. 21, no. 5, s. 439-441, Abstract

D'ANTONA G., PELLEGRINO M.A., ADAMI R., ROSSI R., CARLIZZI C.N., CANEPARI M., SALTIN B., BOTTINELLI R.: The effect of ageing and immobilization on structure and function of human skeletal muscle fibres, *The Journal of Physiology*, October 2003, vol. 522, s. 499-511

DAIMON M., WATANABE H., ABE Y., HIRATA K., HOZUMI T., ISHII K., IWAKURA K., IZUMI C., MATSUZAKI M., MINAGOE S., ABE H., MARATA K., NAKATANI S., NEGISHI K., YOSHIDA K., TANABE K., TANAKA N., TOKAI K., YOSHIKAWA J.: Gender Differences in age-related changes in left and right ventricular geometries and functions - echocardiography of a healthy subject group, December 2011, *Circulation Journal*, vol. 75, no. 12, s. 2840-2846

EVANS F.G.: Stress and strain in bones. The relation to fractures and osteogenesis. C.C. Thomas Publisher, Springfield 1957 (převzato z Valenta a kol., 1985)

FESSEL G., FREY K., SCHWEIZER A., CALCAGNI M., ULLRICH O., SNEDEKER J.G.: Suitability of Thiel embalmed tendons for biomechanical investigation, *Annals of Anatomy*, May 2009, vol. 193, no. 3, s. 237-241

FOUTZ T.L., STONE E.A., ABRAMS C.F.: Effects of freezing on mechanical properties of rat skin, *American Journal of Veterinary Research*, May 1992, vol. 53, no. 5, s. 788-792

GOH J.C., ANG E.J., BOSE K.: Effect of preservation medium on the mechanical properties of cat bones, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1989, vol. 60, s. 465-467 (převzato Nazarian et al., 2009)

GOTTSÄUNER-WOLF F., GRABOWSKI J.J., CHAO E.Y., AN K.N.: Effects of freeze/thaw conditioning on the tensile properties and failure mode of bone-muscle-bone units: a biomechanical and histological study in dogs, *Journal of Orthopaedic research*, January 1995, vol. 13, no. 1, s. 90-95 Abstract

HANSEN P., HASSENKAM T., SVENSSON R.B., AAGAARD P., TRAPPE T., HARALDSSON B.T., KJÆR M., MAGNUSSON P.: Glutaraldehyde cross-linking of tendon mechanical effects at the level of tendon fascicle and fibril, *Connective Tissue research*, 2009, vol. 50, no. 4, s. 211-222

HASHEMI J., CHANDRASHEKAR N., SLAUTERBECK J.: The mechanical properties of human patellar tendon are correlated to its mass density and are independent of sex, *Clinical Biomechanics*, July 2005, vol. 20, no. 6, s. 645-652

HO N.B., MENG C.S.: The effect of postmortem freezing storage on the tensile properties of tendon, *Proceeding of the IEEE 28<sup>th</sup> annual northeast bioengineering conference*, 2002, s. 53-54

CHANGOOR A., FEREYDOONZAD L., YAROSHINSKY A., BUSCHMANN M.D.: Effects of Refrigeration and Freezing on the Electromechanical and Biomechanical Properties of Articular Cartilage, *Journal of Biomechanical Engineering*, April 2010, vol. 132, no. 6, Abstract

CHANDRASHEKAR N., MANSOURI H., SLAUTERBECK J., HASHEMI J.: Sex-based differences in the tensile properties of the human anterior cruciate ligament, *Journal of Biomechanics*, 2006, vol. 39, no. 16, s. 2943-2950

CHARLENE M., FLAHIFF C.M., BROOKS A.T., HOLLIS J.M., VANDER SCHILDEN J.L., NICHOLAS R.W.: Biomechanical Analysis of Patellar Tendon Allografts as a Function of Donor Age, *The American Journal of sport medicine*, June 1995, vol. 23, s. 354-358, Abstract

JULKUNEN P., HARJULA T., IIVARINEN J., MARJANEN J., SEPPANEN K., NARHI T., AROKOSKI J., LAMMI M.J., BRAMA P.A., JURVELIN J.S. and HELMINEN H.J.: Biomechanical, biochemical and structural correlations in immature and mature rabbit articular cartilage, *Osteoarthritis and cartilage*, December 2009 , vol. 17, no. 12, s. 1628-1638

JUNQUEIRA L.C., CARNEIRO J., KELLEY R.O.: Základy histologie, H&H Jinočany, 1992

KATAKE K.: Studies on the strength of human skeletal muscles, , J. Kyoto Pref. Med. Univ. 69, 1961, s. 463 (převzato z Valenta a kol., 1985)

KARAMANIDIS K., ARAMPATZIS A.: Mechanical and morphological properties of different muscle–tendon units in the lower extremity and running mechanics: effect of aging and physical activity, *The Journal of experimental biology*, October 2005, vol. 208, no. 20, s. 3907-3923

KIKUGAWA H., ASAKA T., YASUI Y., 2002. The effect of formalin preservation on bending properties of bovine compact bone. In: Proceedings of the School of Engineering of Tokai University, 2002 (převzato z Nazarian, 2009)

KIKUGAWA H., ASAKA T.: Effect of long-term formalin preservation on bending properties and fracture toughness of bovine compact bone, *Journal of the Japan Institute of Metals*, 2005, vol. 69, s. 267–271 (převzato z Nazarian, 2009)

KRUEGER N., LUEBBERDING S., OLTMER M., STREKER M., KERSCHER M.: Age-related changes in skin mechanical properties: a quantitative evaluation of 120 female subjects, *Skin research and technology*, May 2011, vol 17, no. 2, s. 141-148

KULIN R.M., JIANG F.C., VECCHIO K.S.: Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, January 2011, vol. 4, no. 1, s. 57-75

KUMMER B.: Biomechanics of bone: Mechanical properties, functional structure, functional adaptation. In: Biomechanics. Its foundation and objectives. Ed. By Fung Y.C., Perrone N., Anliker M., Prentice Hall, Englewood Cliffs 1972 (převzato z Valenta a kol., 1985)

LOŠČILOV V.I., SARVASOV G.V.: Technologičeskije aspekty izučeniya mehaničeskij svojstvbrjušnoj aorty čeloveka, *Mechanika polymerov*, 1977, vol. 4, s. 693 (převzato z Valenta a kol., 1985)

MA X., SUN X., YANG Z., LI X., MA J., ZHANG Y. and YUAN Z.: Biomechanical properties of peripheral nerve after acellular treatment, *Chinese Medical Journal*, December 2011; vol. 124, no. 23, s. 3925-3929.

MILLARD L., ESPINO D.M., SHEPHERD D.E.T., HUKINS D.W.L., BUCHAN K.G.: Mechanical properties of chordae tendineae of the mitral heart valve: Young's modulus, structural stiffness, and effects of ageing, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, March 2011, vol. 11, no. 1, s. 221-230

MOCHIZUKI T.: On the mechanical strength of human blood vessels, , J. Kyoto Pref. Med. Univ. 52, 1952, s. 1 (převzato z Valenta a kol., 1985)

NAZARIAN A., HERMANNSSON B.J., MULLER J., ZURAKOWSKI D., SNYDER B.D.: Effects of tissue preservation on murine bone mechanical properties, *Journal of Biomechanics* , 2009, vol. 42, s. 82-86

OKAMOTO T.: Study on strength of peripheral nerve of human being and various animals, , J. Kyoto Pref. Med. Univ. 58, 1955, s. 1007 (převzato z Valenta a kol., 1985)

OKURA H., TAKADA Y., YAMABE A., KUBO T., ASAWA K., OZAKI T., YAMAGISHI H., TODA I., YOSHIYAMA M., YOSHIKAWA J., YOSHIDA K.: Age and Gender specific changes in left ventricular relaxation- A Doppler echocardiographic study in healthy individuals, *Circulation: Cardiovascular imaging*, January 2009, vol. 2, no. 1, s. 41-46

ROSSI P., FRANCES Y., KINGWELL B.A., AHIMASTOS A.A.: Gender differences in artery wall biomechanical properties throughout life, *Journal of Hypertension*, June 2011, vol. 29, no. 6, s. 1023-1033

ROZEN B., BROSH T., SALAI M., HERMAN A., DUDKIEWUCZ I.: The effects of prolonged deep freezing on the biomechanical properties of osteochondral allografts, *Cell and Tissue Banking*, February 2009, vol. 10, no. 1, s. 27-31, Abstract

SAHA S., HAYES W.C.: Tensile impact properties of human compact bone, *Journal of Biomechanics*, 1976, vol. 9, no.4, s. 243 (převzato z Valenta a kol., 1985)

SAKAGUCHI H., KIMATURA S., KAWACHI K., KOBAYASHI S., YOSHIDA Y., NIWAYA K., GOJO S.: Preservation of myocardial function and metabolism at subzero nonfreezing temperature storage of the heart, *Journal of Heart and Lung Transplantation*, November 1996, vol. 15, no. 11, s. 1101-1107

SEDLIN E.D.: A rheologic model for cortical bone, *Acta Orthopaedica Scandinavia*, 1965, vol. 83, s. 5

SEDLIN E.D., HIRSCH C.: Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone, *Acta Orthopaedica Scandinavia*, 1966, vol. 37, s. 29-48

SONODA T.: Studies on the strength for compression, tension and torsion of human vertebral column, *J. Kyoto Pref. Med. Univ.* 71, 1962, s. 659 (převzato z Valenta a kol., 1985)

STEMPER B.D., YOGANANDAN N., STINEMAN M.R. ET AL.: Mechanics of fresh, refrigerated and frozen arterial tissue, *Journal of Surgical Research*, May 2007, vol. 139, no. 2, s. 236-242

URTHALER F., WALKER A.A., KAWAMURA K., HEFNER L.L., JAMES T.N.: Canine atrial and ventricular muscle mechanics studied as a function of age, *Circulation Research*, May 1978, vol. 42, no. 5, 703-713

VALENTA A KOL.: *Biomechanika*, Academia Praha, 1985

WEIGHTMAN B.: Tensile properties of human cartilage, *Journal of Biomechanics*, 1976, vol. 6, s. 193 (převzato z Valenta a kol., 1985)

WEIGHTMAN B.: Tensile fatigue of human articular cartilage, *Journal of Biomechanics*, 1976, vol. 9, no. 4, s. 193-200, Abstrakt

WOO S.L-Y., ORLANDO C.A., CAMP J.F., AKESON W.H.: Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior, *Journal of Biomechanics*, 1986, vol. 19, no. 5, s. 399-404

WOO S.L-Y., HOLLIS J.M., ADAMS D.J., LYON R.M., TAKAI S.: Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex- the effects of specimen age and orientation, *American Journal of Sports Medicine*, June 1991, vol. 19, no. 3, s. 217-225

YAMADA H.: Strength of biological materials, The Williams & Wilkins Company, Baltimore 1970 (převzato z Valenta a kol., 1985)

YAMAGUCHI T.: Study on the strength of human skin , J. Kyoto Pref. Med. Univ. 67, 1960, s. 347 (převzato z Valenta a kol., 1985)

YAN, J.H., CLIFTON K.B., MECHOLSKY J.J., GOWER L.A.: Effect of temperature on the fracture toughness of compact bone, *Journal of Biomechanics*, 2007, vol. 40, no. 7, s. 1641-1645

YANG X-P., RECKELHOFF J.F.: Estrogen, hormonal replacement therapy and cardiovascular disease, *Current Opinion in Nephrology and Hypertension*, March 2011, vol. 20, no. 2, s. 133-138

YOSHIMATSU N.: Study on the strength of the parts of human heart, , J. Kyoto Pref. Med. Univ. 641, 1958, s. 553 (převzato z Valenta a kol., 1985)

YOUNG I.R., KUPFER C.: System analysis view of intraocular pressure regulation, 6<sup>th</sup> international conference electronic biology engineering, Japan Soc. Med. Electron, Bio. Eng. Tokyo 1965 (převzato z Valenta a kol. 1985)