

**České vysoké učení technické v Praze**

Fakulta strojní

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky



Diplomová práce

**Určení delaminační pevnosti lidské aorty**

*Bc. Lucie Roubalová*

Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Horný Ph.D.

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Roubalová** Jméno: **Lucie** Osobní číslo: **465503**  
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**  
Zadávající katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**  
Studijní program: **Aplikované vědy ve strojním inženýrství**  
Specializace: **Biomechanika**

## II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

**Určení delaminační pevnosti lidské aorty**

Název diplomové práce anglicky:

**Determination of the delamination strength of the human aorta**

Pokyny pro vypracování:

Popište disekci aorty z pohledu biomechaniky.  
Proveďte delaminační experimenty se vzorky lidské aorty.  
Zjistěte, zda existuje korelace mezi stářím dárce, orientací vzorku, rychlostí zatěžování a delaminační pevností.  
Zjistěte, zda po délce aorty existují lokální rozdíly v delaminační pevnosti.

Seznam doporučené literatury:

Tong, J., Sommer, G., Regitnig, P., & Holzapfel, G. A. (2011). Dissection properties and mechanical strength of tissue components in human carotid bifurcations. *Annals of Biomedical Engineering*, 39(6), 1703-1719.  
Sommer, G., Gasser, T. C., Regitnig, P., Auer, M., & Holzapfel, G. A. (2008). Dissection properties of the human aortic media: An experimental study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130(2) doi:10.1115/1.2898733

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

**doc. Ing. Lukáš Horný, Ph.D., odbor biomechaniky FS**

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **31.03.2021** Termín odevzdání diplomové práce: **13.08.2021**

Platnost zadání diplomové práce: \_\_\_\_\_

doc. Ing. Lukáš Horný, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.  
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.  
podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomantka bere na vědomí, že je povinna vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací.  
Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

\_\_\_\_\_  
Datum převzetí zadání

\_\_\_\_\_  
Podpis studentky

# **Anotační list**

**Jméno autorky:** Lucie Roubalová

**Název diplomové práce:** Určení delaminační pevnosti lidské aorty

**English title:** Determination of the delamination strength of the human aorta

**Akademický rok:** 2020/2021

**Zastávající katedra/ústav:** Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

**Studijní program:** Aplikované vědy ve strojním inženýrství

**Specializace:** Biomechanika

**Vedoucí práce:** doc. Ing. Lukáš Horný Ph.D.

## **Bibliografické údaje:**

Počet stran: 90

Počet obrázků: 109

Počet tabulek: 25

Počet příloh: 0

Apendix: 1

**Klíčová slova:** disekce, delaminace, peelingový experiment, mechanické vlastnosti cév, lidská aorta, šíření trhliny

**Keywords:** dissection, delamination, peeling test, mechanical properties of arteries, human aorta, crack propagation

## **Anotace:**

Tato diplomová práce se zabývá delaminační pevností lidské aorty. V práci jsou nejdříve shrnuty znalosti o delaminaci tepenné stěny a její klinický význam. V práci jsou také shrnuty experimenty, které zkoumají delaminační vlastnosti. Pro náš případ jsme si zvolili peelingový experiment, který je následně více popsán a jehož výsledky jsou dále prezentovány a použity pro diskusi a porovnání s daty z literatury. Celkově bylo provedeno vyhodnocení pro 831 vzorků od 44 dárců ve věkovém rozmezí od 28 do 86 let. Ukazuje se, že delaminační pevnost závisí nejen na orientaci a lokaci vzorku, ale také na věku. Výsledky naznačují, že by mohla existovat závislost pro různé rychlosti zatěžování, ale pouze pro hrudní descendentní část. Statistická analýza prokázala, že do zkušebního souboru byly zahrnuty takové vzorky, u nichž není pozorován vliv délky posmrtného intervalu, a tedy naše pozorování není ovlivněné posmrtným rozkladem.

## **Abstrakt:**

This diploma thesis deals with the delamination strength of the human aorta. Firstly the thesis summarizes the knowledge of delamination of the arterial wall and the clinical significance. This thesis also summarizes experiments that deal with delamination properties. For our purpose, we chose a peeling test, which is described in more detail. Experimental results are presented and used for discussion and comparison with data from the literature. A total of 831 samples from 44 donors in the age range of 28 to 86 years were evaluated. It turns out that the delamination strength depends not only on the sample's orientation and location but also on age. Results suggest that there could be a dependence of different loading rates, but only for the thoracic descending part. Statistical analysis showed that samples that were included in the test set were selected as which the effect of the length of the postmortem interval is not observed and it means our observation is not affected by postmortem decomposition.

## Poděkování

Ráda bych poděkovala panu doc. Ing. Lukáši Hornému, Ph.D. za vstřícné a odborné vedení v celém průběhu vypracování mé diplomové práce. Také bych mu chtěla velice poděkovat za cenné rady, připomínky a především čas, který mi věnoval a také za příležitost být součástí celého projektu.

Dále bych chtěla poděkovat za možnost být součástí grantového projektu s názvem „*Mechanika tepenné delaminace a šíření trhliny*“ s číslem GA20-11186S, bez kterého by tato diplomová práce nevznikla. Dále bych chtěla moc poděkovat panu primáři MVDr. et MUDr. Tomášovi Adámkovi za ochotu pro dodání experimentálních vzorků a také kolegům Ing. Jakubovi Kronkovi, Ph.D. a Ing. Hynkovi Chlupovi, Ph.D. z laboratoře biomechaniky člověka, se kterými jsem realizovala měření.

Nakonec bych chtěla poděkovat své rodině, která mě po dobu mých studií celou dobu podporovala.

# Obsah

<b>Anotační list .....</b>	<b>2</b>
<b>Poděkování .....</b>	<b>4</b>
<b>Seznam použitého značení .....</b>	<b>7</b>
<b>1. Úvod.....</b>	<b>9</b>
<b>2. Cíle práce.....</b>	<b>12</b>
<b>3. Znalosti o delaminaci tepenné stěny a její klinický význam .....</b>	<b>13</b>
3.1. Přehled anatomických a mechanických vlastností cévní stěny .....	13
3.2. Vybraná onemocnění aorty, která jsou doprovázená šířením trhliny .....	17
Aneurysma aorty.....	17
Aortální disekce .....	19
3.3. Epidemiologické záznamy disekujících onemocnění aorty.....	21
3.4. Experimentální metody zkoumající proces porušování.....	22
Peelingový experiment .....	23
Experiment radiální pevnosti ( <i>Direct tension test</i> ) .....	24
Napětově-inflační experiment ( <i>Tension-inflation test</i> ) .....	24
3.5. Doposud známé experimentální výsledky zkušebních metod .....	26
Peelingový experiment .....	26
Experiment radiální pevnosti ( <i>Direct tension test</i> , <i>DT test</i> ) .....	28
3.6. Mechanika šíření trhliny.....	30
<b>4. Stanovené hypotézy.....</b>	<b>34</b>
<b>5. Metody.....</b>	<b>35</b>
5.1. Metodika výzkumu .....	35
5.2. Laboratorní zařízení – trhací stroj .....	41
5.3. Měřicí metoda – detekce hran .....	41
5.4. Vyhodnocení experimentálních dat .....	42
<b>6. Výsledky měření .....</b>	<b>45</b>
6.1. Souhrn experimentálních měření.....	45
6.2. Hypotézy a jejich ověření.....	46

6.2.1.	Závislost delaminační pevnosti na orientaci vzorku.....	47
6.2.2.	Závislost delaminační pevnosti na rychlosti zatěžování.....	48
6.2.3.	Závislost delaminační pevnosti na věku dárce .....	52
6.2.4.	Závislost delaminační pevnosti na délce posmrtného intervalu .....	55
6.2.5.	Lokální rozdíly v delaminační pevnosti po délce aorty.....	57
<b>7.</b>	<b>Diskuse a porovnání naměřených dat s literaturou.....</b>	<b>60</b>
<b>8.</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>68</b>
<b>9.</b>	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>69</b>
<b>10.</b>	<b>Seznam obrázků.....</b>	<b>73</b>
<b>11.</b>	<b>Seznam tabulek .....</b>	<b>77</b>
<b>12.</b>	<b>Apendix .....</b>	<b>78</b>

## Seznam použitého značení

$2a$	délka eliptické trhliny
$A$	práce vnějších sil
$AAb$	aorta abdominalis
$AA_s$	aorta ascendens
$AD_s$	aorta descendens
$AM-I$	rozhraní mezi intimou a médií
$A-MI$	rozhraní mezi adventitií a médií
$AN$	aneurysma
<i>longitudinální</i>	podélný
$B$	tloušťka tělesa
$C_i$	obvodový vzorek
<i>circumferenciální</i>	obvodový
$CT$	počítačová tomografie
$d$	efektivní průměr
$da$	přírůstek rozšíření trhliny
$DT\ test$	direct tension test (test radiální pevnosti)
$E$	Youngův modul pružnosti
$ECM$	extracelulární matrix
$EVAR$	endovascular aneurysm replacement
$F$	delaminační síla
$F/w$	delaminační pevnost
$F_{max}$	mezní síla
$G$	hnací síla trhliny
$H$	zdravá aorta (healthy)
$H_0$	nulová hypotéza
$H_A$	alternativní hypotéza
$ILT$	intraluminální trombus
$IQR$	mezikvartilové rozpětí
$K$	faktor intenzity napětí
$L_i$	podélný vzorek
$l$	vzdálenost značek na vzorku během delaminace
$M-M$	rozhraní mezi médií a médií
$MKP$	metoda konečných prvků
$n$	počet vzorků
$p$	statistická p-hodnota

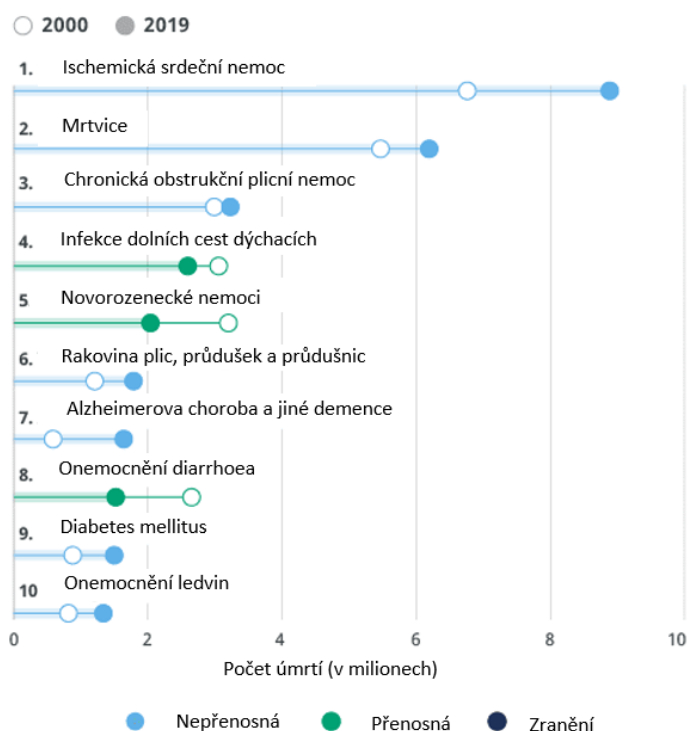


$PMI$	posmrtný interval
$R$	lomová houževnatost
$R$	Pearsonův korelační koeficient
$S$	velikost lomové plochy
$SD$	směrodatná odchylka
$\sigma_y$	tahová složka napětí
$t$	čas
$u$	posuv
$U$	část elastické deformační energie
$w$	šířka vzorku
$W_{diss}$	práce potřebná k disekci
$W_v$	celková energie tělesa
$W_\gamma$	disipační energie trhliny
$\alpha$	stanovená hladina významnosti
$\gamma$	specifická povrchová energie trhliny

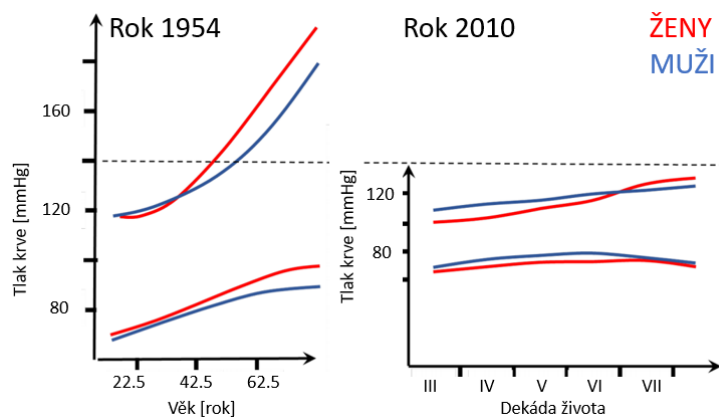
# 1. Úvod

Moderní medicína vyžaduje interdisciplinární přístup, což znamená, že je potřeba poznání ve více oborech, které nezkušují pouze biologické podstaty onemocnění. Mezi tyto obory patří např. technicky zaměřená odvětví, která se zabývají vlastnostmi materiálů. U konstrukcí, a nejen ve strojírenství, se zabývají inženýři otázkou mezních stavů a tím, jestli nenastanou události, které naruší provoz. Jedním z těchto mezních stavů je např. porušování. Porušování se vyznačuje šířením trhliny, která narušuje spojitost materiálu. V biologickém systému se jev porušování může vyskytovat ve více oborech např. v ortopedii, traumatologii. V cévní chirurgii se s tímto pojmem lze setkat u jevů, které se nazývají disekce a ruptura. Disekce a ruptura jsou v mnoha případech život ohrožující stavy.

Onemocnění oběhové soustavy ve vyspělých zemích tvoří nejčastější příčinu úmrtí, což lze vyčíst z epidemiologických údajů globální mortality lidstva (obr. 1), kde je zobrazeno signifikantní zastoupení kardiovaskulárních chorob. Je tedy důležité zabývat se nejen příčinou a následnou léčbou chorob kardiovaskulárního charakteru, ale také prevencí těchto onemocnění. Předcházet kardiovaskulárním onemocněním můžeme např. snížením hypertenze, která má zásadní vliv na kardiovaskulární choroby. Vliv snížení hypertenze a úspěšnou léčbu za poslední roky zobrazuje graf (obr. 2) (World health organization: WHO, 2020).

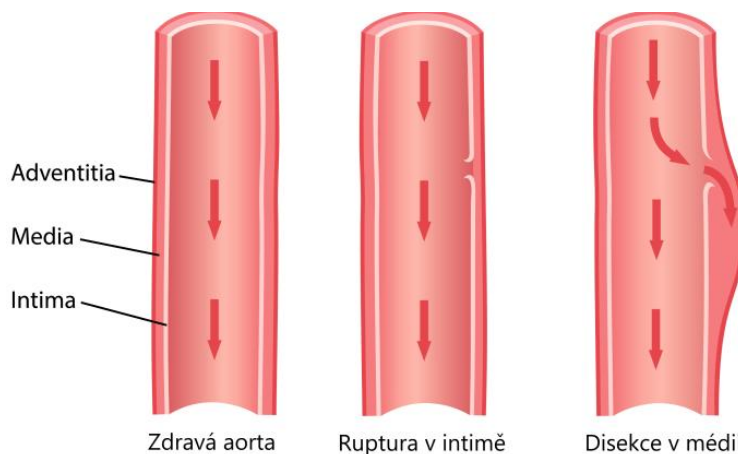


Obr. 1 Hlavní příčiny úmrtí ve světě – převzato z World health organization: WHO (2020)



Obr. 2 Porovnání vývoje krevního tlaku – převzato z Horný (2015)

Disekce je onemocnění projevující se delaminací vrstev. Vzniká tak, že se od sebe vrstvy oddělí. Dále se může stát, že se do takto vzniklého prostoru dostane krev, která postupuje mezi vrstvami a vznikne tak nepravý lumen (obr. 3). Trhlina dále postupuje průřezem a může dosáhnout vnějšího okraje. Dojde tak k oslabení vrstvy aortální stěny, která poté nemusí odolat vlivu vnitřních sil a materiál nevydrží stav napjatosti. Vznikne zde ruptura, která může vést k náhlému úmrtí.



Obr. 3 Disekující se aorta – převzato z Aortic dissection (2020)

K tomu, abychom lépe pochopili a porozuměli patofyziologii onemocnění, která jsou charakterizována právě delaminací vrstev, a uměli nejen pojmenovat, ale také modelovat inženýrsky porušování, potřebujeme znát delaminační vlastnosti aortální stěny. Z tohoto důvodu vznikl grantový projekt GA20-11186S na Ústavu struktury a mechaniky hornin AV ČR, v.v.i., který nese název „Mechanika tepenné delaminace a šíření trhliny“, a díky kterému vznikla tato diplomová práce. Grant bude obsahovat experimentální, teoretickou část a také část histologického zkoumání stěn aort, které nám může přiblížit vnitřní strukturu materiálů.

Tato diplomová práce se bude zabývat delaminační pevností lidské tepenné stěny, kde se kromě této problematiky bude dále pozorovat korelace delaminační pevnosti s věkem, vliv délky

post-mortemového intervalu (doba posmrtného intervalu, dále jako PMI), vliv rychlosti šíření trhliny (pro rychlost delaminace 0.1 mm/s, 1 mm/s, 10 mm/s a 50 mm/s), umístění daného vzorku (ascendentní, hrudní descendentní, abdominální) a vliv orientace vzorku (longitudinální, cirkumferenciální). Všechny tyto hypotézy se v diplomové práci potvrdí, anebo vyvrátí, pozorováním na skutečných vzorcích.

## **2. Cíle práce**

- 1) Popsat disekci aorty z pohledu biomechaniky
- 2) Provést delaminační experimenty se vzorky lidské aorty
- 3) Zjistit existenci korelace mezi stářím dárce, orientací vzorku, rychlostí zatěžování a delaminační pevností
- 4) Zjistit existenci lokálních rozdílů v delaminační pevnosti

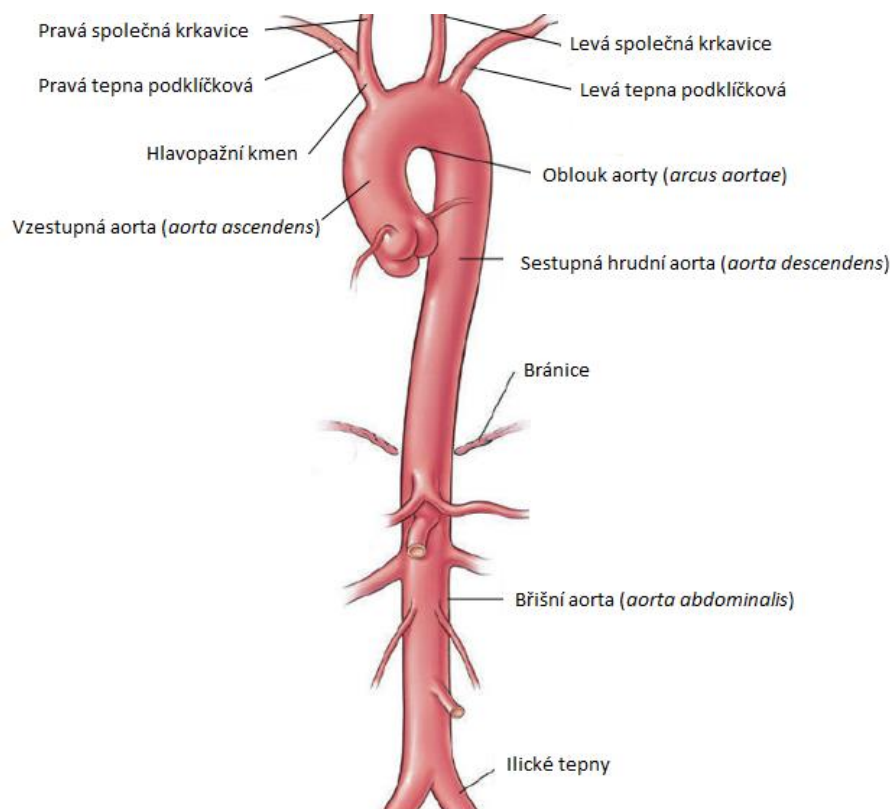
### 3. Znalosti o delaminaci tepenné stěny a její klinický význam

Dříve, než se budeme dále věnovat detailněji popisu samotné disekce, je třeba základní seznámení s anomií, mechanickými vlastnostmi aorty a s experimentálními metodami těchto vlastností.

#### 3.1. Přehled anatomických a mechanických vlastností cévní stěny

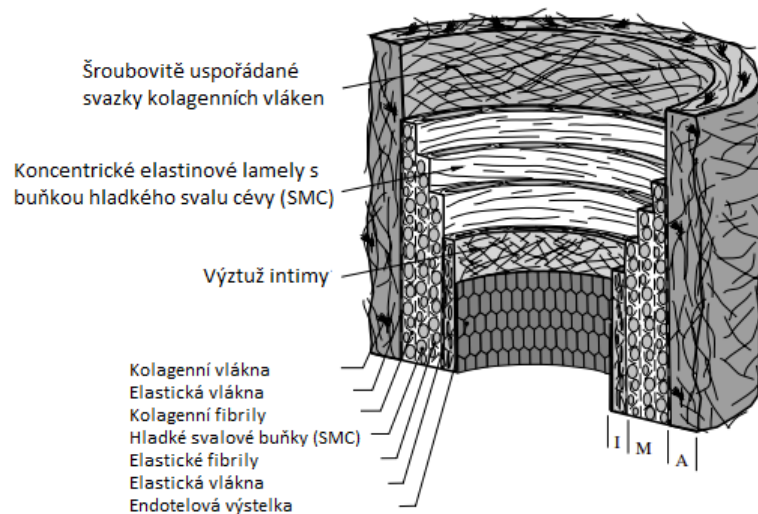
Aorta, neboli také srdečnice, je největší tepnou v lidském těle, do které je pumpována okysličená krev ze srdce. Krev proudící z aorty slouží k prokrvení všech tkání a orgánů (výjimku tvoří plíce) v lidském těle. Kořen aorty lze definovat od aortální chlopně (valva aortae), která se nachází na rozhraní levé komory srdeční a aorty. Reguluje výtok z komory srdeční do aorty, a tím brání zpětnému toku krve, která je vypuzena ze srdce. Onemocnění této tepny může závažně ovlivnit život pacienta (Onemocnění aorty, ikem.cz; Čihák, 2016).

Aortu dělíme na hrudní a břišní část. Na hrudní části rozlišujeme části aorta ascendens (AAs), arcus aortae, aorta descendens (ADs) a na břišní části rozlišujeme části aorta thoracica (ATh) a aorta abdominalis (AAb) (obr. 4) (Cleveland clinic medical professional, 2019). Hranici ATh a AAb tvoří bránice, kterou lze vidět na obr. 4. Aorta má kromě těchto částí také další přímé větve (odstupy), které vedou krev přímo k orgánům.



Obr. 4 Stavba aorty – převzato z Cleveland clinic medical professional (2019)

Aortální stěna je složena ze tří odlišných vrstev (*tunica*) (obr. 5), které mají různou stavbou a různé mechanické vlastnosti. Jedná se o vrstvy tunica intima, tunica media a tunica adventitia.



Obr. 5 Schéma stavby aortální stěny – převzato z Gasser a kol. (2006)

### *Tunica intima*

Vnitřní část, tunica intima, slouží jako krycí a komunikační vrstva, která obsahuje dlaždicový epitel. Dlaždicový epitel naléhá na bazální membránu, která naléhá na interní elastickou membránu. Tato membrána je složená z kolagenních a elastických vláken (Čapek a kol., 2018).

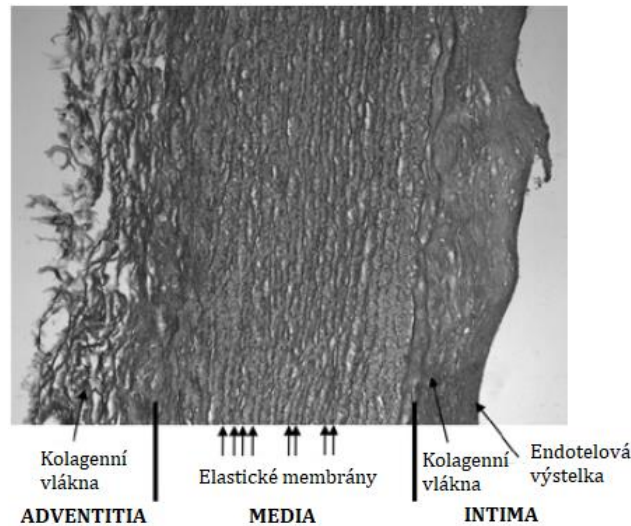
### *Tunica media*

Prostřední vrstva, u cév na první pohled největší, se nazývá tunica media. Tato vrstva obsahuje muskuloelastické fascikly, které jsou koncentricky uspořádány ve vrstvách (obr. 5). Dle způsobu projevu kontrakce hladkého svalstva dělíme cévy na 2 typy. Cévy, kde kontrakcí dochází ke ztuhnutí (př. aorta, podklíčková tepna, karotidy), nazýváme elastické. A cévy, kde kontrakcí dochází k reduci průsvitu a tím se způsobí zaškrcení průtoku (př. prekapiláry, tepénky), nazýváme svalové (muskulární). Díky složení této vrstvy je její význam především v zajištění rovnoměrnějšího proudu krve směrem k perifériím (Čapek a kol., 2018).

### *Tunica adventitia*

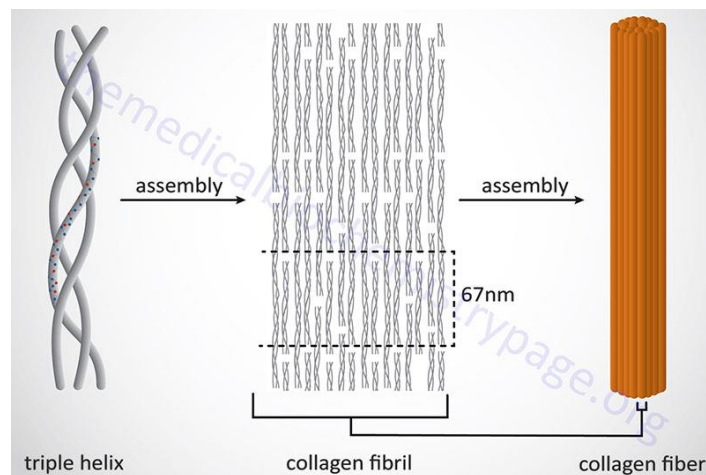
Vnější vrstva cévy se nazývá tunica adventitia a slouží především jako vazivové krytí. Kromě krycí funkce také zastává prostorově-konstrukční funkci a zajišťuje mechanickou ochranu před porušením, které může nastat při přetížení tepny. V této vrstvě jsou šroubovitě uspořádány svazky kolagenních vláken a buňky, které vlákna syntetizují. Tyto buňky se nazývají fibroblasty (Čapek a kol., 2018).

Mezi nejdůležitější mechanickou vlastnost tepen je jejich elastická funkce. Elasticitu zajišťují nebuněčné složky kolagen a elastin, což jsou nejdůležitější stavební bílkoviny ECM (extracelulární matrix – mezibuněčné hmoty). Kolagenní a elastická vlákna jsou obsažena ve všech vrstvách tepenných stěn, liší se pouze v obsahu a jejich poměru, což zaručí odlišnost mechanických vlastností jednotlivých vrstev (Čapek a kol., 2018).



Obr. 6 Histologický řez stěnou lidské krční tepny – převzato z Čapek a kol. (2018)

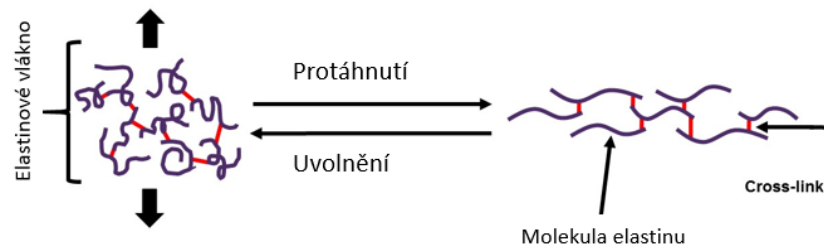
Kolagen je makromolekulární sloučenina tvořící základní stavební hmotu pojivových tkání. Kolagen tvoří kolagenní fibrily, kolagenní fibrily vytváří vlákna a vlákna tvoří svazky (obr. 7). Funkce kolagenu je tedy pevnost a integrita stěny. Mechanické vlastnosti jsou dány strukturou bílkoviny, jejíž stavební složkou je makromolekula tropokolagenu, která je složena ze tří příčně vyztužených šroubovitě stočených polypeptidových řetězců. Vliv na mechanické vlastnosti má také aminokyselina hydroxyprolin, která tvoří příčné vazby mezi molekulami. Tyto vazby vytvoří síť a můžeme tedy mluvit o zesíťování materiálu („cross – link“), které zvýší tuhost a pevnost kolagenních vláken (Horný, 2015; Čihák, 2016).



Obr. 7 Tvorba kolagenních vláken - převzato z [themedicalbiochemistrypage.org](http://themedicalbiochemistrypage.org) (2020)

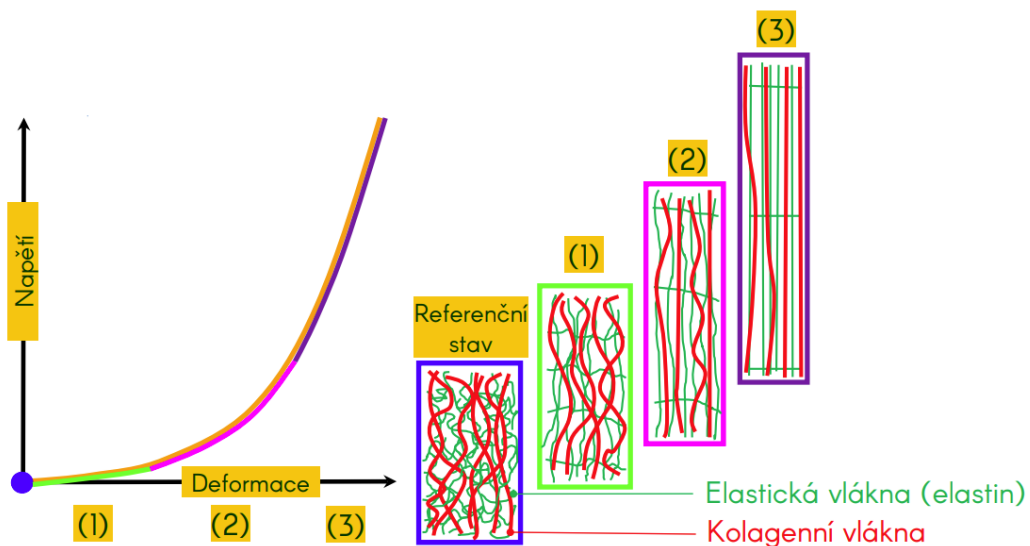


Elastin obsažený v elastických vláknech, na rozdíl od kolagenu, tvoří pružnou složku stěny. Stejně jako tomu bylo u kolagenu, tak elastická vlákna také mohou mezi sebou tvořit vazby, které následně vytvoří cross-link a tím způsobí vyšší tuhost materiálu. Mechanickými vlastnostmi se podobá elastomerním makromolekulám a z tohoto důvodu lze vlastnosti elastinu přirovnat k vlastnostem pryže (Horný, 2015; Čihák, 2016).



Obr. 8 Elastin - převzato z Dominguez (2019)

Mechanická odezva jednotlivých složek (kolagenu a elastinu), lze pozorovat u jednoosé tahové zkoušky (obr. 9).



Obr. 9 Mechanická odezva tepenné stěny - převzato z Horný (2021)

Na obr. 9 je v počáteční fázi (1) téměř lineární chování materiálu, které je způsobené elastickými vlákny, která v tuto chvíli přenášejí zatížení. Následným navýšením zatížení (2) dochází k zapojení kolagenních vláken a nastane tedy postupné tuhnutí materiálu. Navýšení zatížení způsobí přechod z lineárního chování k nelineárnímu, které je způsobeno nerovnoměrným rozložením různě zvlněných vláken kolagenu. V poslední části (3) dojde prakticky k úplnému narovnání kolagenních vláken, které má za následek, že kolagenní vlákna převezmou z velké části zatížení. Tímto se stane materiál velice tuhý (Horný, 2021).

### 3.2. Vybraná onemocnění aorty, která jsou doprovázená šířením trhliny

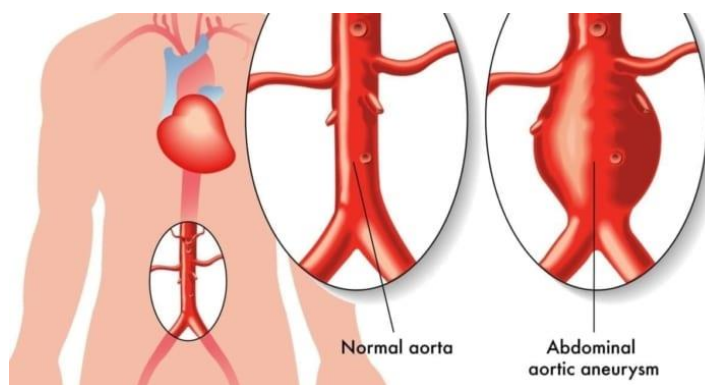
Aorta může být postížena různými onemocněními, které mohou být důsledkem šíření trhliny (aneurysma), anebo onemocněními, které spočívají v porušování (disekce). Tyto jevy mohou nastat díky vrozenému onemocnění, nebo mohou být způsobena úrazem (Rizikové faktory kardiovaskulárních onemocnění, 2020).

#### Aneurysma aorty

Aneurysma, neboli výduť, aorty je jev abnormálního rozšíření průměru aorty v určitém úseku, který se může změnit až o 50 % původní hodnoty. Závažnost tohoto onemocnění spočívá v nebezpečí ruptur, které mohou od určitého okamžiku přetížení nastat. Riziko ruptury se zvyšuje s velikostí výdutě. Tuto závislost lze pozorovat na příkladu břišní aorty, kde pro průměr <4,5 cm je roční riziko ruptury 1 % a pro průměr >6 cm je roční riziko ruptury až 25 % (Onemocnění tepen: Onemocnění aorty, 2018).

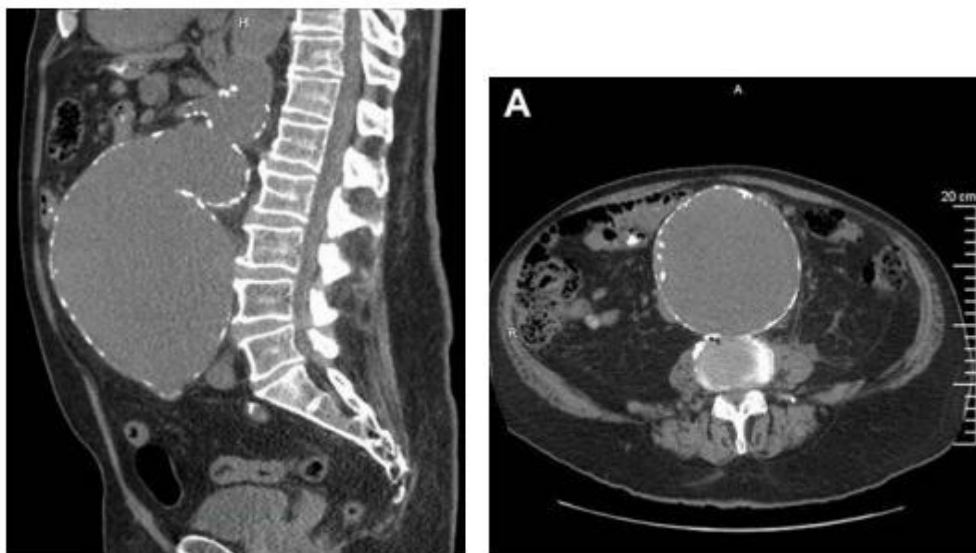
Aneurysma lze rozdělit na několik typů, které lze specifikovat různě. Mezi základní dělení patří především dle místa vzniku (aneurysma hrudní a břišní aorty), dle druhu (pravé a nepravé) a dle tvaru (vakovité a člunkovité). Pravé aneurysma lze definovat jako lokální rozšíření průměru cévy a nepravé lze definovat jako jev, který vznikne následkem krvácení po ruptuře cévní stěny (Onemocnění tepen: Onemocnění aorty, 2018).

Schéma zobrazující abdominální aneurysma zobrazuje obr. 10.



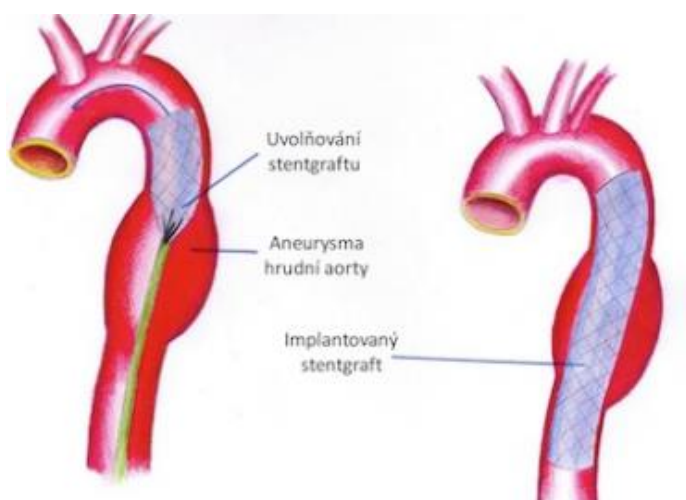
Obr. 10 Porovnání zdravé a aorty postihnuté onemocněním – převzato z Familydoctor.org (2020)

Mezi hlavní faktory vzniku aneurysmatu řadíme vysoký krevní tlak (hypertenze) a poškození aortální stěny z důvodu degenerativních změn struktury (ateroskleróza).



Obr. 11 Nekontrastní CT ukazující aneurysma břišní aorty (vlevo – sagitálně, vpravo – axiálně) – převzato z Horný (2016)

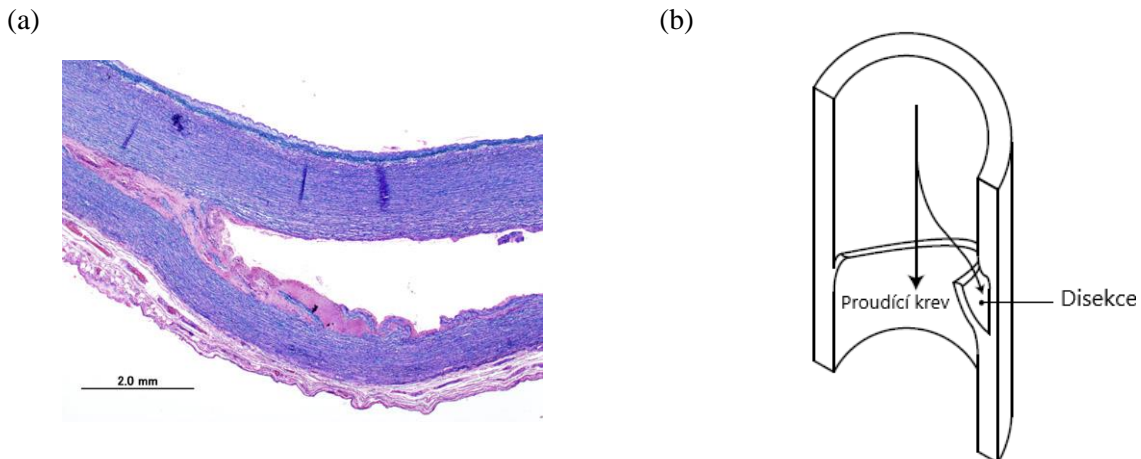
Onemocnění často, kromě možné občasné bolesti na hrudi, nezpůsobuje žádné viditelné příznaky. Z tohoto důvodu je velice těžké, onemocnění odhalit včas. Onemocnění lze rozpoznat pomocí snímku srdce a plic při echokardiografickém vyšetření, CT vyšetření, či magnetickou rezonancí. K zamezení dalšímu šíření a následné ruptuře tkáně je potřeba vyřazení postiženého úseku z krevního oběhu. Tuto možnost lze provést pomocí kardiouchirurgické operace, při které je postižený úsek tkáně nahrazen cévní protézou. Některé druhy výdutí, anebo v případech starších pacientů, pro které je kardiouchirurgická operace riziková, lze řešit pomocí katetrizační léčby. Léčba spočívá v zavedení stentgraftu (EVAR – endovascular aneurysm replacement), která je ve svinuté formě zavedena přes iliackou tepnu do místa rozšířené aorty (Onemocnění aorty, ikem.cz; Onemocnění hrudní aorty, ikem.cz).



Obr. 12 Katetrizační léčba (zavedení EVAR) – převzato z Onemocnění hrudní aorty (Nemocnice České Budějovice)

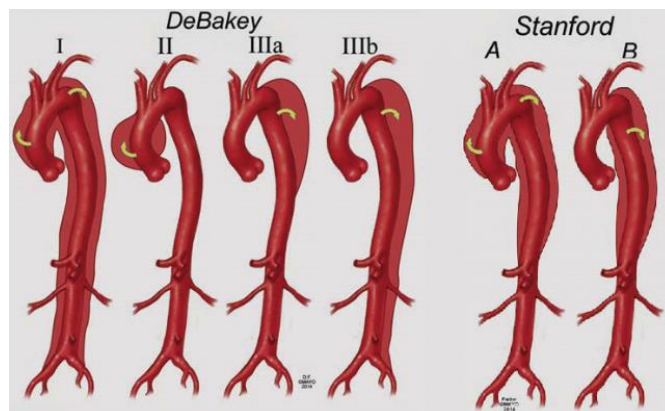
## Aortální disekce

Disekce aorty je onemocnění, při kterém dochází k poškození stěny cévy a následně zde dojde ke krvácení v důsledku porušení vnitřní výstelky. Porušení se nachází nejčastěji v aneurysmatu, nebo jiným způsobem oslabené aorty. Krev proniká do cévní stěny, kde se vytvoří falešný lumen a porušení se díky proudu krve zvětšuje v radiálním směru (obr. 13). Poškození vede k dilataci aorty a následnému oslabení vrstvy, které může vést k ruptuře (Marek a kol., 2001).



Obr. 13 (a) Disekce hrudní aorty – převzato z *Disekce hrudní aorty* (2020); (b) Schéma disekující aorty – převzato z *Sherifova a Holzapfel* (2019)

Aortální disekci lze dělit dle dvou klasifikací (obr. 14). Klasifikace dle DeBakeyho dělí disekci aorty na tři typy. Typ I je charakterizován začátkem disekce nacházejícím se v ascendentní části aorty a pokračuje dále do abdominální části. Typ II postihuje pouze oblast ascendentní části, nebo v oblasti oblouku. Typ III charakterizujeme jako disekci, která začíná v aortálním istmu a postihuje descendentní část. Dále lze toto onemocnění charakterizovat dle Stanfordské klasifikace na typ A, kde jsou zahrnuty všechny disekce postihující ascendentní část, a typ B, kde je výskyt disekce pouze v descendentní části (Disekce hrudní aorty, 2020).

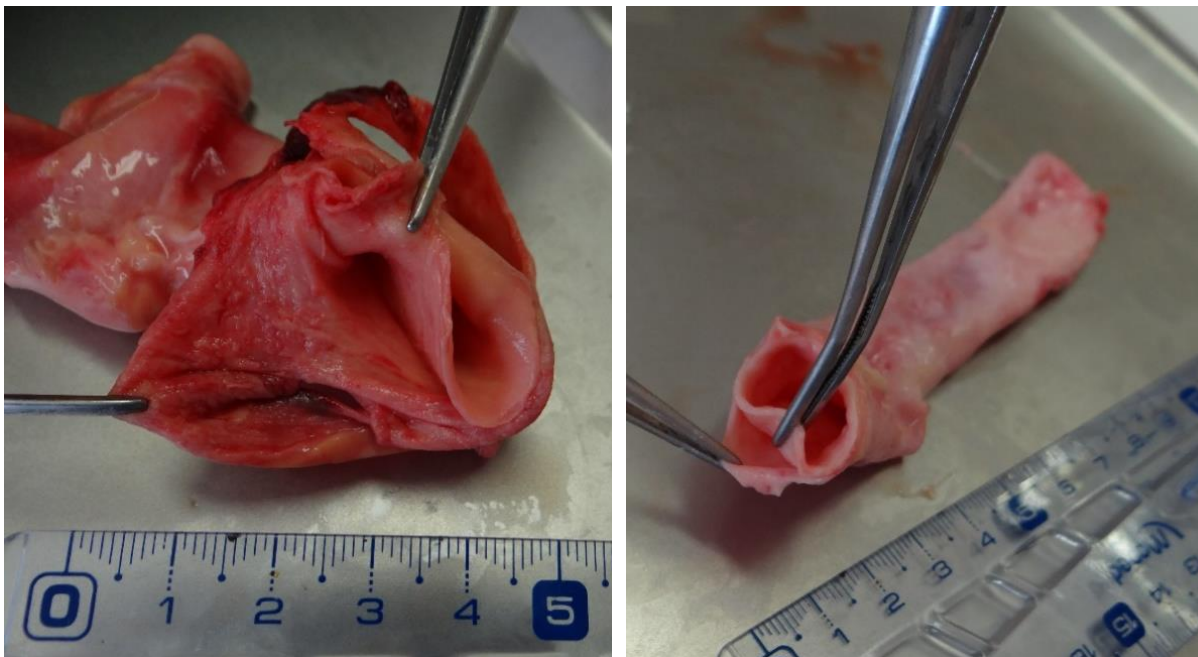


Obr. 14 Klasifikace disekce aorty – převzato z *Sen a kol.* (2021)

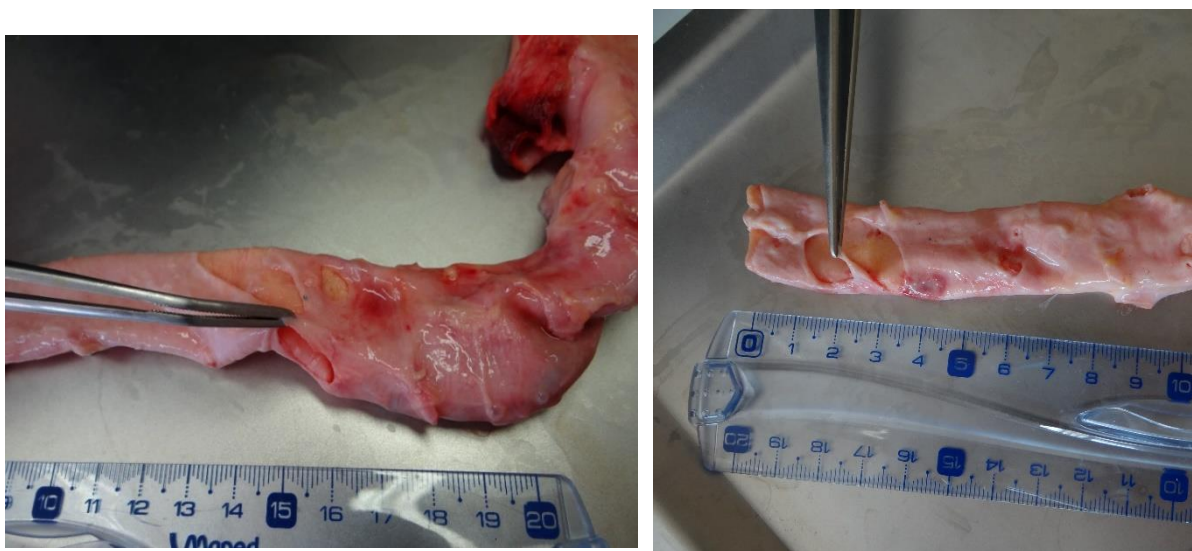


Onemocnění je akutní a život ohrožující, postihující především starší osoby, které neléčili komplikace s hypertenzí, nebo problémy s aterosklerózou. Hypertenzi definujeme jako zvýšený krevní tlak, který se projeví vyšší mechanickou zátěží cévní stěny a který také urychluje průběh aterosklerotické degenerace aorty. Disekci aorty také lze předpokládat u jiných kardiovaskulárních nemocí např. Marfanova syndromu, Turnerova syndromu a u arteritidy (Marek a kol., 2001).

Na obr. 15 je aorta z archivu autorky, ve které nastala disekce aorty po celé její délce, tzv. dle klasifikace se jedná o disekci typu 1 (typu A). V tomto případě smrt nastala z důvodu vzniku ruptur na více částech (obr. 16).



Obr. 15 Disekce aorty v aortálním oblouku a ve vzestupné části (vlevo) a v sestupné části (vpravo) – archiv autorky



Obr. 16 Ruptury vzniklé v důsledku disekce v sestupné části (vlevo) a v sestupné části (vpravo) – archiv autorky

Nemoc se projevuje ostrou a náhlou bolestí na hrudi, která může dále vystřelovat do krku, mezi lopatky a do břicha. Při poškození, které postihne odstupy srdečních tepen z aorty, může dojít k projevům srdečního infarktu a při postižení tepen zásobující mozek, k projevům mozkové mrtvice. Léčba disekce, stejně jako u aneurysmatu, je chirurgická – nahrazuje se daný postižený úsek cévní, nebo katetrizační náhradou (Onemocnění aorty, ikem.cz; Onemocnění hrudní aorty, ikem.cz).

### 3.3. Epidemiologické záznamy disekujících onemocnění aorty

I přes moderní technologie nedokážeme určit přesné příčiny disekce. Neznáme prozatím přesný mechanismus iniciace trhliny, můžeme se ale inspirovat z epidemiologických údajů, které nám mohou přiblížit chování trhliny. Registr, do kterého se zaznamenávají epidemiologické údaje, vznikl již v roce 1995 pomocí Mezinárodního registru akutní aortální disekce (*International Registry of Acute Aortic Dissection*), kde v roce 2013 činil celkový počet zaznamenaných pacientů 4 428 viz. tab. 1 (Pape a kol., 2015).

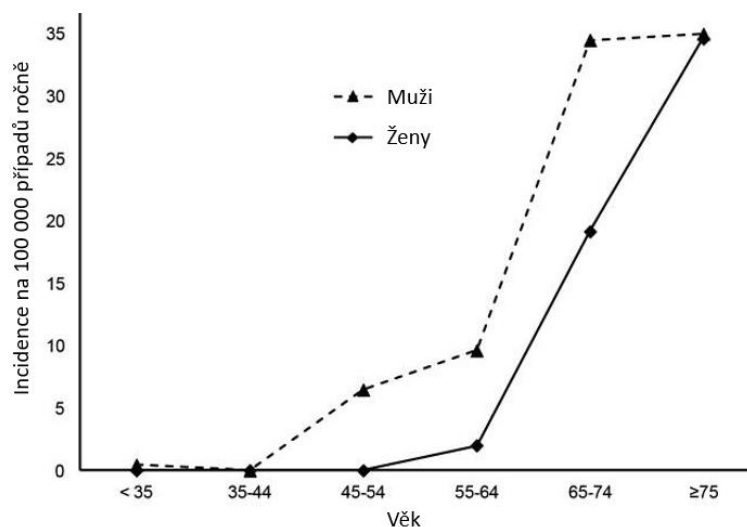
Tab. 1 Charakteristika pacientů s akutní aortální disekcí – převzato z Pape a kol. (2015)

	<b>Celkem</b> (n = 4428)	<b>Typ A</b> (n = 2952)	<b>Typ B</b> (n = 1476)
<b>Demografie</b>			
Věk		61.5	63.6
Muži	2964 (66.9 %)	1992 (67.5 %)	972 (65.8 %)
Ženy	1464 (33.1 %)	960 (32.5 %)	504 (34.2 %)

Přibližně u 67 % pacientů (2 952 případů) byl zaznamenán vznik spontánní trhliny v ascendentní části (disekce typu A), která je dle mortality pacientů mnohem nebezpečnější. Pouze 33 % pacientů (1 476 případů) trpělo na disekci typu B, která zasáhla pouze hrudní descendentní, či abdominální část aorty (Pape a kol., 2015). V případě akutní formy aortální disekce typu A je indikována okamžitá chirurgická léčba jako prevence náhlého úmrtí. Mortalita u neléčené akutní aortální disekce může dosahovat až 50 % do 1 týdne a 75 % do 1 měsíce. U aortální disekce typu B lze volit konzervativní přístup s optimalizovanou medikamentózní terapií, kde naděje na přežití v nekomplikovaném případě může dosahovat až 92 % (Vejvoda a kol., 2005).

Incidencí tohoto onemocnění se zabýval tým z Velké Británie (Howard a kol., 2014), který pozoroval tento jev na datech ze sčítání lidu, které proběhlo v roce 2010 ve Velké Británii. Výsledky z této publikace jsou zobrazeny v grafu (obr. 17), který nejlépe popisuje shrnutí studie. Celková incidence onemocnění je 2.6-3.5 případů na 100 000 obyvatel za rok. Vyššího počtu případů studie registruje u mužů a tato iniciace stoupá s věkem, kde 75 % případů disekce nastane ve věkovém rozmezí 40-70 let. Nejvyšší četnost se nachází mezi 50-65 rokem pacienta, kde je patrná velice strmá přímka.

Jedním z faktorů může být stárnutí cév a s tím spojené změny mechanických vlastností tepenných stěn (Howard a kol., 2014).



Věk (roky)	<35	35-44	45-54	55-64	65-74	≥75	Celkem
Muži Případy	1	0	4	5	12	9	31
Hodnota / 100 000	0 [0,2]	-	6 [2,17]	10 [3,22]	35 [18,60]	35 [16,66]	7 [4,9]
Ženy Případy	0	0	0	1	7	13	21
Hodnota / 100 000	-	-	-	2 [0,11]	19 [8,39]	35 [18,59]	5 [3,7]
Celkem Případy	1	0	4	6	19	22	52
Hodnota / 100 000	0 [0,1]	-	3 [1,9]	6 [2,13]	27 [16,42]	35 [22,53]	6 [4,7]

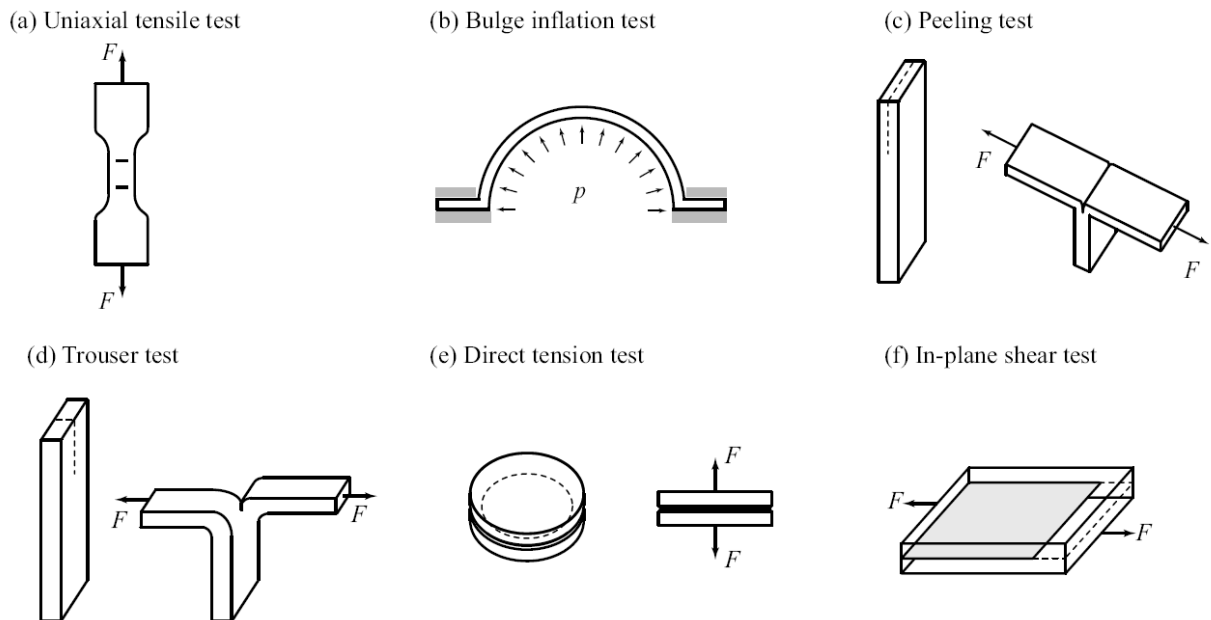
Obr. 17 Korelace mezi incidencí disekce s věkem – převzato z Howard a kol. (2014)

### 3.4. Experimentální metody zkoumající proces porušování

Aortální disekce a aneurysma aorty jsou charakterizovány strukturální změnou stěny aorty. Pro odhad rizika ruptury aneurysmatu se používá kritérium maximálního průměru, kterého může daná aorta dosáhnout (Sherifova a Holzapfel., 2019). Ne u všech aneurysmat může nastat ruptura, z tohoto důvodu není kritérium maximálního průměru spolehlivé. Kritérium se tedy změnilo na sofistikovanější biomechanické modely, které ale neumí dostatečně přesně předpovědět, zda u daného pacienta dojde k disekci během života. Můžeme však pomocí statistických údajů z experimentů sledovat, jaké materiálové vlastnosti daná aorta vykazuje (Sherifova a Holzapfel., 2019).

Experimentálně dokážeme stanovit a napodobit, za jakých podmínek nastane tento mezní stav. Napodobení dokážeme pomocí jednoosé (nebo dvouosé) tahové zkoušky, které jsou poněkud vzdálené skutečnosti, jak se porušení rozvíjí a šíří v těle. I přes to, že experimentální metody nesimulují věrně skutečnost chování porušování a omezují se na navození obdobného stavu napjatosti, dokážou nám přinést užitečný pohled do problematiky mezních stavů cév (Sherifova a Holzapfel., 2019).

Existuje celá řada metod, které byly k tomuto účelu vyvinuty a použity. Mezi metody, které jsou typické pro zkoumání mechanických vlastností cév, patří např. „*tensile test*“, „*inflation test*“, „*tearing test*“, „*direct tension test*“ a peelingový experiment viz. obr. 18 (Sherifova a Holzapfel., 2019). Pro popis pozorování disekce aorty lze ale použít pouze některé z těchto testů. Takové testy jsou popsány dále v této kapitole.



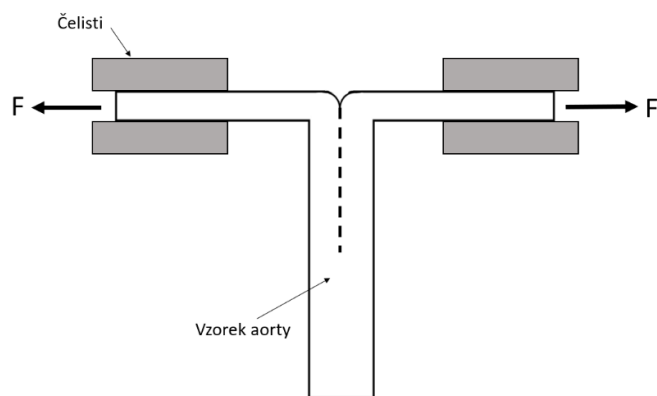
Obr. 18 Experimentální metody k určení mechanických vlastností aorty – převzato z Sherifova a Holzapfel (2016)

## Peelingový experiment

Mezi nejpoužívanější a nejvhodnější experiment pro určení delaminační pevnosti aorty patří tzv. peelingový experiment, který použili v souvislosti se zkoumáním delaminačních vlastností v roce 2008 Sommer a kol. (Sommer a kol., 2008).

Experiment je realizován na vzorcích obdélníkového tvaru. Vzorek se nařízne v místě dle zkoumané oblasti a vytvoří se iniciální trhlinka. Takto připravený vzorek je upnut do čelistí trhačského stroje, které se od sebe začnou vzápětí oddalovat (obr. 19). Vzorek se nejdříve napíná, na kořeni trhlinky se koncentruje napětí, vznikne víceosá napjatost a nastane zde mezní stav a následné šíření trhlinky. Z experimentu lze pozorovat sílu, která je potřebná k delaminaci tepenné stěny. Síla určí mezní stav, při kterém vznikne šíření disekce. Problematikou peelingového experimentu se budeme zabývat dále v diplomové práci.

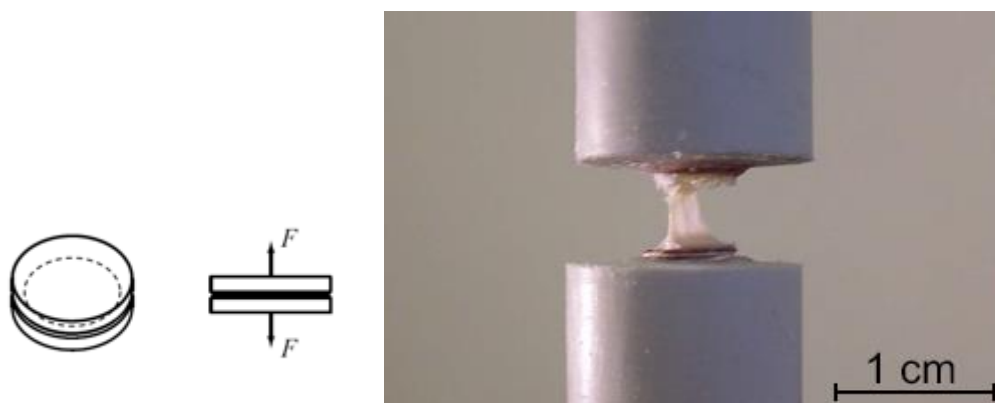




Obr. 19 Schéma peelingového experimentu

### Experiment radiální pevnosti (*Direct tension test*)

Stejní autoři, kteří v roce 2008 (Sommer a kol., 2008) aplikovali peelingový experiment, zavedli také experimentální metodu, která zkoumá radiální pevnost materiálu. Kromě pevnosti aortální vrstvy v radiálním směru v mediální vrstvě se také autoři zajímali o rozdíly v radiální pevnosti mezi různým rozhraním. Konkrétně mezi intimou a médií (AM-I) a mezi adventitií a médií (A-MI). Vzorky kruhového tvaru jsou upevněny a následně zatěžovány přímým tahem jako je tomu na obr. 20.



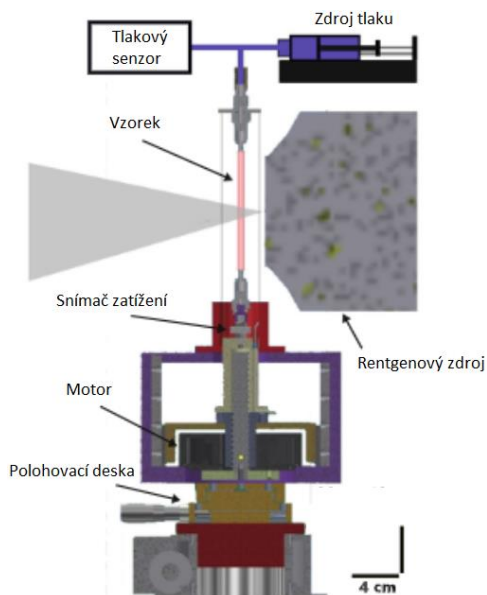
Obr. 20 *Direct tension test*: vlevo schéma experimentu – převzato z Sherifova a Holzapfel (2019), vpravo experiment – převzato z Sommer a kol. (2008)

### Napětově-inflační experiment (*Tension-inflation test*)

Jednoosé tahové zkoušky, peelingový experiment a experiment radiální pevnosti nám dokážou dobře nastínit mechanické vlastnosti aorty, ale pouze v případě *ex vivo*. Nedokážeme dle nich odhadnout chování materiálu *in vivo* a právě k tomu nám poslouží „*tension-inflation test*“, který nám dokáže přiblížit podmínky v těle. V tepenné stěně se pomocí zařízení dle obr. 21 uměle vytvoří zářez. Takto upravený vzorek se upevní do zařízení (obr. 22), kde proběhne následně natlakování.

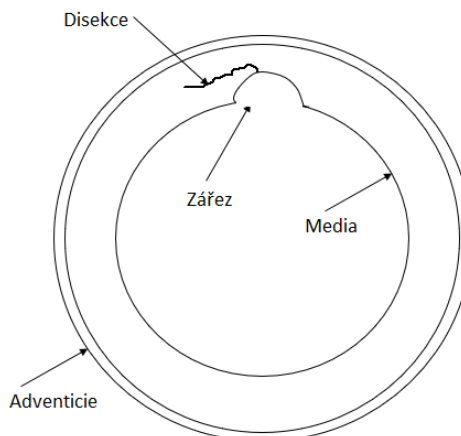


Obr. 21 Zařízení k umělému vytvoření trhliny – převzato z Brunet a kol. (2021)



Obr. 22 Schéma zařízení pro "tension-inflation experiment" – převzato z Brunet a kol. (2021)

Porušení se šíří dále v určitém směru a rychlostí, jako je tomu na obr. 23, což lze pozorovat pomocí rentgenové mikrotomografie (Brunet a kol., 2021).



Obr. 23 Schéma zobrazující šíření trhliny z uměle vytvořeného zářezu

### 3.5. Doposud známé experimentální výsledky zkušebních metod

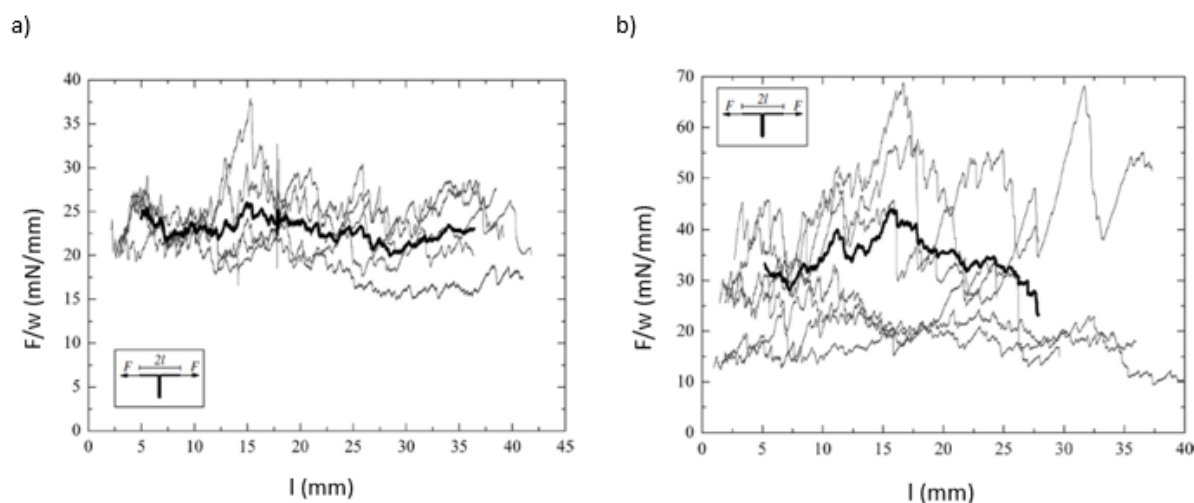
#### Peelingový experiment

Pro peelingový experiment existuje mnoho studií, které se touto problematikou zabývaly. Souhrnem výsledků se zabývalo více autorů, kteří zkoumali různé vlivy na mechanické vlastnosti tepenné stěny. Mezi vlivy můžeme zahrnout např. věk dárce, orientaci vzorku, onemocnění oběhové soustavy, rychlosti zatěžování atd..

Mezi první vliv, který zkoumal v roce 2008 Sommer a kol. (Sommer a kol., 2008), byl vliv orientace experimentálních vzorků odebrané z abdominální části. Výsledky jsou zobrazeny v tab. 2 a také jsou zobrazeny z experimentálních dat na obr. 24, kde je patrný rozdíl v hodnotách delaminující síly dělené šířkou vzorku  $F/w$  [mN/mm] mezi axiálním a obvodovým směrem. Delaminační pevnost tedy závisí na orientaci vzorku, která je ovlivněna strukturou materiálu (Sommer a kol., 2008).

Tab. 2 Data z abdominální části pro podélný a obvodový směr vzorku – převzato z Sommer a kol. (2008)

Circumferential peeling		Axial peeling	
Specimen	Force/Width (mN/mm)	Specimen	Force/Width (mN/mm)
PC I	$25.2 \pm 2.2$	PA I	$37.9 \pm 8.2$
PC II	$22.6 \pm 1.8$	PA II	$38.0 \pm 5.6$
PC III	$21.0 \pm 1.6$	PA III	$47.6 \pm 9.0$
PC IV	$26.2 \pm 2.9$	PA IV	$17.0 \pm 3.0$
PC V	$19.3 \pm 2.9$	PA V	$22.8 \pm 4.3$
—	—	PA VI	$20.8 \pm 5.3$
—	—	PA VII	$59.3 \pm 10.9$
—	$F_{pc} = 22.9 \pm 2.9$	—	$F_{pa} = 34.8 \pm 15.5$



Obr. 24 Peelingový experiment a) obvodový směr b) podélný směr – převzato z Sommer a kol. (2008)

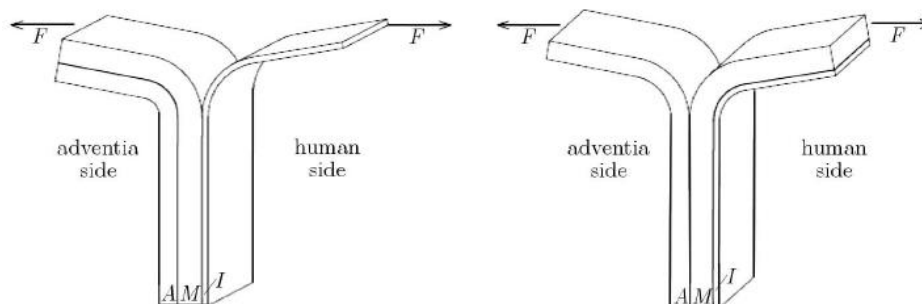
Vliv onemocnění oběhové soustavy na průběh delaminace zkoumal např. Pasta a kol. (Pasta a kol., 2012), Kozuň a kol. (Kozuň, 2016) a Tong a kol. (Tong a kol., 2014) (viz. tab. 3).

Tab. 3 Přehled experimentálních výsledků z peelingového experimentu – převzato z Sommer a kol. (2008)

Study	Species	Location	Healthy/ Diseased	Additional information	Direction	n	F/w (mN/mm)	$W_{diss}$ (mJ/cm <sup>2</sup> )	
Pasta et al.	Human	ASA	H	Control	Circ	7	126 ± 6.6	-	
					Long	7	149 ± 7.6	-	
			AN	TAV	Circ	8	109.1 ± 5.2	-	
					Long	8	116.8 ± 6.1	-	
					BAV	Circ	16	88.4 ± 4.1	-
						Long	16	100 ± 4.1	-
Tong et al.	Human	ABA	AN	Age* II, A	Circ	11	-	10.1 ± 1.7	
					Long	9	-	9.3 ± 0.9	
				Age* III, A	Circ	8	-	9.2 ± 2.0	
					Long	7	-	8.3 ± 1.3	
				Age* IV, A	Circ	6	-	8.6 ± 1.4	
					Long	7	-	7.8 ± 1.0	
				Age* II, MI	Circ	12	-	6.7 ± 1.2	
					Long	12	-	8.4 ± 1.9	
				Age* III, MI	Circ	8	-	5.5 ± 1.1	
					Long	8	-	6.8 ± 1.7	
				Age* IV, MI	Circ	7	-	4.2 ± 1.1	
					Long	6	-	5.1 ± 1.4	

Z průměrné hodnoty  $F/w$  ze studie Pasta a kol. (Pasta a kol., 2012) je patrné, že  $F/w$  u aorty s aneurysmatem (AN) je signifikantně menší, než je tomu u zdravé (H) aorty. Hodnoty vykazovaly také významný rozdíl u anizotropie vzorku, kde longitudinální směr byl významně pevnější. Z hodnoty od Tong a kol. (Tong a kol., 2014) je patrné, že je potřeba s přibývajícím stářím intraluminárního trombu (Age\*) méně práce potřebné k disekci ( $W_{diss}$ ).

Porovnáním zdravé aorty a aorty postihnuté aterosklerózou se zabývala studie Kozuň (Kozuň, 2016), která také dokázala, že směr sledovaného vzorku je významný. Dalším výsledkem studie je, že energie potřebná k disekci pro rozhraní adventicia + media / intima (A-MI (Kozuň, 2016), v jiné literatuře značeno A+M (Tong a kol., 2014)) a pro rozhraní adventicia / media + intima (AM-I (Kozuň, 2016) v jiné literatuře I+M (Tong a kol., 2014)) v obvodovém i podélném směru klesá s pozdějším stádiem aterosklerózy. Počáteční fáze aterosklerózy nemá pozorovatelný vliv, zatímco pokročilý stupeň tohoto onemocnění již vliv má, a delaminanční rezistenci poměrně významně snižují. Studie také zkoumala rozdíly u rozhraní, které v daném experimentu byly použity. Nižších hodnot se dosáhlo u rozhraní AM-I, než u A-MI. Z toho vyplývá, že rozhraní AM-I je více náchylné k šíření delaminace.



Obr. 25 Schéma peelingového experimentu pro různá rozhraní (A - adventicia, M - media, I - intima) – převzato z Kozuň (2016)

Tuto hypotézu potvrdila studie Tong a kol. (Tong a kol., 2014), jejíž výsledky jsou v tab. 4 a v tab. 5.

Tab. 4 Experimentální výsledky peelingového experimentu ( $F/w$ ) – převzato z Tong a kol. (2014)

Peeling test	<i>Force/Width (axial)</i>	<i>Force/Width (circumferential)</i>
	$F_{pa}$ in mN/mm	$F_{pc}$ in mN/mm
A+M Interface	29.1 ± 12.2	22.7 ± 4.5
I+M Interface	23.3 ± 13.8	16.4 ± 3.3
Media	M 1: 26.9 ± 7.1	21.5 ± 4.2
	M 2: 33.7 ± 10.9	

Tab. 5 Experimentální výsledky peelingového experimentu ( $W_{diss}$  práce potřebná k disekci) – převzato z Tong a kol. (2014)

Dissection energy	<i>Axial peeling</i>	<i>Circumferential peeling</i>
	$W_{pa}^{dissect}$ in mJ/cm <sup>2</sup>	$W_{pc}^{dissect}$ in mJ/cm <sup>2</sup>
A+M Interface	6.5 ± 2.7	5.0 ± 1.0
I+M Interface	5.2 ± 3.1	3.6 ± 0.72
Media	M 1: 6.0 ± 1.6	4.8 ± 1.0
	M 2: 7.5 ± 2.4	

Poslední vliv, který u tohoto experimentu zmíníme, je vliv věku dárce. Kolega Ing. Zdeněk Petřivý se ve své diplomové práci z roku 2018 (*Delaminační vlastnosti tepenné stěny* (Petřivý, 2018)) zabýval nejen vlivem orientace experimentálních vzorků, ale také korelací věku a delaminační pevností aortální stěny. Na experimentálních datech ze 7 dárců dokázal, že nejen závislost orientace vzorku, ale také i závislost věku dárce je skutečně pozorovatelná. Závěrem jeho práce je, že s rostoucím věkem může být predikována větší indispozice k iniciaci disekujícího onemocnění (Petřivý, 2018).

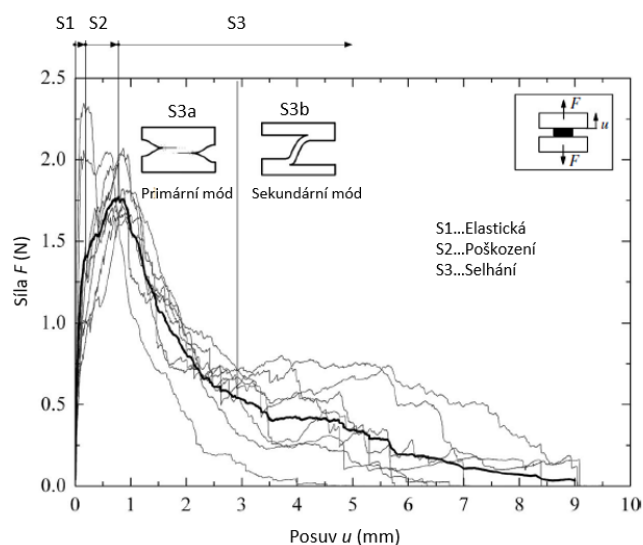
### Experiment radiální pevnosti (Direct tension test, DT test)

Porovnáním hodnot z experimentu radiální pevnosti se zabývali Sommer a kol. (Sommer a kol., 2008), kteří výsledky porovnávali s peelingovým experimentem. „*Direct tension test*“ (zkráceně DT test) vyšetřuje pevnost tepenné stěny v radiálním směru. Nejen, že tito autoři porovnávali výsledky, ale také se zabývali různými módy smykového zatížení. Publikace porovnává disekci média z abdominální části aorty od 15 dárců. Pro experiment radiální pevnosti bylo použito 8 měření a pro peelingový experiment bylo použito 12 měření. Pro DT test ( $n = 8$ ) lze vidět graf závislosti síly  $F$  [N] na posuvu  $u$  [mm] (obr. 26), kde světlé čáry značí měření a tmavá křivka značí průměrnou odezvu. Graf můžeme rozdělit na 3 sekce (S1, S2, S3). Oblast S1 je charakterizována pro elastickou část, S2 pro oblast poškození a S3 pro oblast celkového porušení (selhání). Počáteční fáze zobrazuje pružnost tkáně, která končí přibližně v hodnotě 1.25 N, kde se dosáhne „meze pružnosti“. Zde začne další fáze, ve které nastanou mikrodefekty, které pokračují až do prodloužení  $u = 0.85$  mm s mezní silou  $F_{max} = 1.76 \pm 0.2$  N.

Průměrné radiální napětí do selhání, ke kterému dojde během zkoušky DT, lze vypočítat pomocí vztahu:

$$\sigma_{\max} = \frac{F_{\max}}{\left(\frac{\pi d^2}{4}\right)} \quad (3.1)$$

kde  $F_{\max}$  je maximální síla a  $d$  je efektivní průměr. Mikrodefekty splynou, média začne disekovat a síla začne klesat (oblast S3). Nejdříve je zde primární mód, který vzápětí přejde do sekundárního módu, který je velice podobný mechanismu peelingového experimentu. Metoda pokračuje do té doby, dokud hodnota síly nedosáhne hodnoty 0 N.



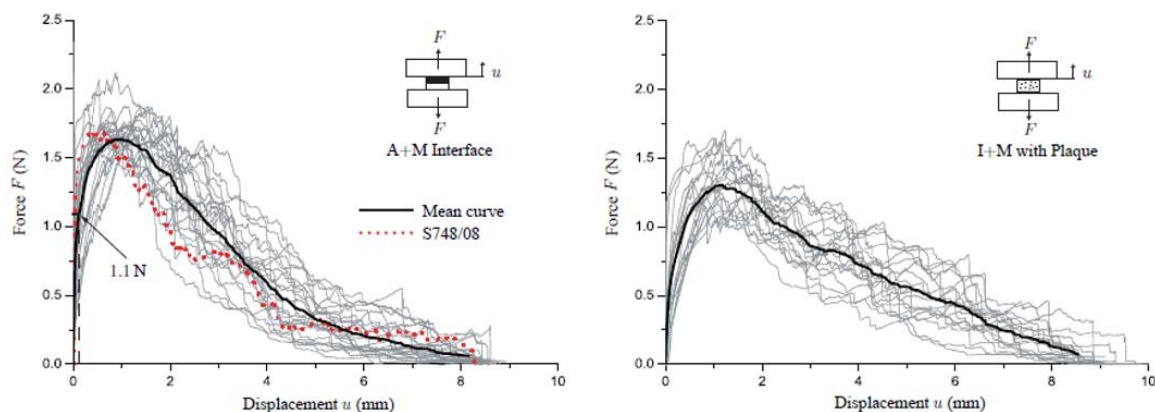
Obr. 26 Výsledky pro "direct tension test" – převzato z Sherifova a Holzapfel (2019)

Kromě Sommer a kol. (Sommer a kol., 2008) se této problematice testování věnovali také Tong a kol. (Tong a kol., 2014), kteří porovnávali výsledky experimentů radiální pevnosti pro různá rozhraní aortální stěny. Kromě pevnosti aortální vrstvy v radiálním směru v mediální vrstvě se také autoři zajímali o rozdíly v radiální pevnosti mezi různými rozhraními. Jednalo se konkrétně o rozhraní mezi intimou a medií (AM-I) a mezi adventicií a medií (A-MI). Výsledky ze studie lze vidět v tab. 6, kde lze vidět nepatrné rozdíly v maximálních silách. Větších rozdílů si lze všimnout u posuvu, který nabývá nejvyšších hodnot u rozhraní AM-I a nejmenších naopak u rozhraní média. Co se týče radiálního napětí pro selhání, nabývá tato hodnota nejvyšších hodnot u rozhraní A-MI a nejnižších hodnot u AM-I s aterosklerotickými pláty (Tong a kol., 2014).

Tab. 6 Experimentální výsledky pro DT test – převzato z Tong a kol. (2014)

DT test	Maximum force $F_{\max}$ in N	Displacement $u$ in mm	Radial failure stress $F_{\max}/(d^2\pi/4)$ in kPa
A+M Interface	$1.7 \pm 0.3$	$1.0 \pm 0.4$	$132 \pm 20$
Media	$1.6 \pm 0.3$	$0.4 \pm 0.2$	$124 \pm 25$
I+M Interface	$1.4 \pm 0.2$	$0.6 \pm 0.3$	$110 \pm 12$
I+M with Plaque	$1.3 \pm 0.3$	$1.1 \pm 0.4$	$104 \pm 24$

Pro grafické zobrazení výsledků jsme vybrali pouze hodnoty pro rozhraní A-MI a AM-I (obr. 27), kde tlustá černá křivka značí průměrnou odezvu všech tkání a červená křivka značí jeden konkrétní případ mechanického chování vzorku S748/08.

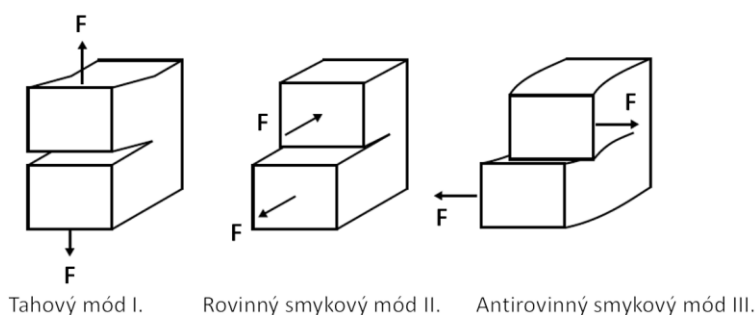


Obr. 27 Experimentální křivky DT testu – převzato z Tong a kol. (2014)

### 3.6. Mechanika šíření trhliny

Před tím, než vytvoříme arteficiální trhlinu v médiu, jedná se o celistvý materiál, ve kterém vzniknou nové volné povrchy. Výjimku můžou tvořit dárce, u kterých z různých důvodů (nemoci, úrazu..) již delaminace započala. Samotné šíření trhliny lze definovat jako lom, který se skládá ze 2 základních etap. Etapy se nazývají iniciační, ve které se vytvoří trhlina, a fáze šíření samotné trhliny (Brunet a kol., 2020).

V elementárním přístupu ke studiu porušování se zavádí tři základní módy zatěžování, které nám pomohou vyhodnotit vlastnosti konstrukcí. Tyto způsoby namáhání se od sebe liší orientací působícím vnějším zatížením vzhledem k čelu trhliny a k rovině lomu (viz. obr. 28) (Nesládek, 2020).

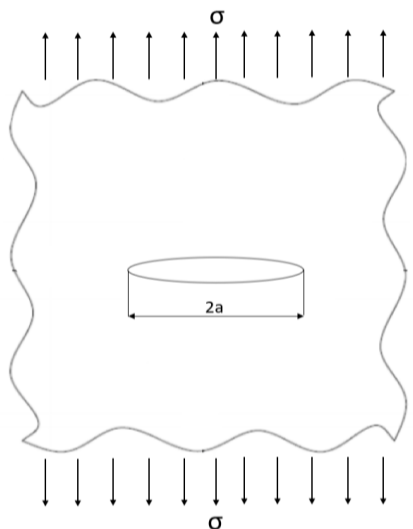


Obr. 28 Módy zatěžování – převzato z Brunet a kol. (2020)

Metodika peelingového experimentu je definována zatěžovacím tahovým módem I., ve kterém je zatěžující síla kolmá k rovině trhliny a růst trhliny je řízen tahovou složkou  $\sigma_y$ .

K určení okamžiku porušení, který je dán aktuální energetickou bilancí v tělese, lze použít Griffithovo energetické řešení (Griffithovo kritérium křehkého lomu). Kritérium je odvozeno

pro rovinnou nekonečnou stěnu z izotropního homogenního elastického materiálu, ve které se nachází eliptická trhlina o délce  $2a$  (viz. obr. 29) (Nesládek, 2020).



Obr. 29 Schéma desky s eliptickou trhlinou o délce  $2a$

Dle tohoto kritéria může nestabilní šíření trhliny nastat v případě dodání energie potřebné k rozšíření trhliny o přírůstek  $da$ , kterou lze získat pomocí práce vnějších sil  $A$  nebo částí elastické deformační energie  $U$ , která je uvolňována při procesu šíření trhliny (Nesládek, 2020). Energetickou bilanci tělesa s definovanými parametry, obsahující trhlinu, zatíženou vnějšími silami, lze zapsat pomocí vztahu:

$$W_v = U - A + W_\gamma \quad (3.2)$$

kde  $W_v$  je celková energie tělesa,  $U$  je deformační energie tělesa,  $A$  je práce vnějších sil a  $W_\gamma$  je disipační energie trhliny (energie, která je potřebná pro vznik trhliny). Jelikož se jedná o energie, jsou uvažovány v [J/m] (Nesládek, 2020). Dále lze disipační energii  $W_\gamma$  vyjádřit pomocí následujícího vztahu:

$$W_\gamma = \frac{\gamma \cdot S}{B} \quad (3.3)$$

kde  $\gamma$  je specifická povrchová energie trhliny, kterou chápat jako materiálový parametr materiálu o rozměru [J/m<sup>2</sup>].  $S$  je velikost lomové plochy [m<sup>2</sup>] a  $B$  je tloušťka daného tělesa [m] (Nesládek, 2020).

Mějme desku, jejíž tloušťka  $B$  bude jednotková, a pro kterou lze napsat podmínku stability trhliny:

$$\frac{dW_v}{da} = \frac{d}{da} (U - A + W_\gamma) = 0 \quad (3.4)$$



Pokud tento vztah upravíme, získáme pro nás lépe do budoucna využitelný tvar:

$$\frac{d}{da}(A-U) = \frac{dW_\gamma}{da} \quad (3.5)$$

Z tohoto tvaru získáme dvě důležité veličiny. Z levé strany rovnice získáme veličinu  $G$ , která se nazývá hnací síla trhliny a představuje rychlost uvolňování deformační energie. Z pravé strany rovnice získáme veličinu  $R$ , která se nazývá lomová houževnatost. Veličina  $R$  představuje odpor materiálu proti šíření trhliny. Obě hodnoty vyjadřují určitý druh energie, budou tedy uvažovány v  $[J/m^2]$  (Nesládek, 2020).

$$G = \frac{d}{da}(A-U) \quad (3.6)$$

$$R = \frac{dW_\gamma}{da}. \quad (3.7)$$

Podmínka stability systému s trhlinou poté následně bude vypadat:

$$G < R \quad (3.8)$$

Pro náš konkrétní případ s rovinnou nekonečnou stěnou z izotropního homogenního elastického materiálu, ve které se nachází trhlina, bude hnací síla trhliny vypadat následovně:

$$G = \frac{1}{E} \sigma^2 \cdot \pi \cdot a \quad (3.9)$$

kde  $E$  je Youngův modul pružnosti materiálu v tahu  $[N/m^2]$ .

Zobecněné kritérium stability dle Griffitha lze vyjádřit nejen pomocí hnací síly trhliny  $G$ , ale také často pomocí faktoru intenzity napětí  $K$ , který můžeme zapsat ve tvaru pro nekonečné těleso:

$$K = \sigma \sqrt{\pi \cdot a} \quad (3.10)$$

Po zavedení veličiny faktoru intenzity napětí  $K [Nm^{-3/2}]$  zapíšeme konečný tvar hnací síly trhliny  $G$  ve tvaru:

$$G = \frac{1}{E} \sigma^2 \cdot \pi \cdot a = \frac{1}{E} K^2 \quad (3.11)$$

Napětí, které je potřeba k šíření trhliny, nazveme kritické a jeho hodnota je dána:

$$\sigma_c = \sqrt{\frac{2 \cdot E \cdot \gamma}{\pi \cdot a}} \quad (3.12)$$

Všechny tyto vztahy můžeme použít v případě lineární lomové mechaniky. Dojde-li v materiálu k plastické deformaci většího rozsahu, nelze tyto kritéria použít z důvodu významného ovlivnění stavu napětí v okolí čela trhliny. Zavádí se tedy  $J$ -integrál, který je zobecněním hnací síly trhliny  $G$ , a představuje hnací sílu ve směru osy  $X$  působící na nehomogenity. Definice  $J$ -integrálu vychází z uvažování nelineárního elastického modelu materiálu (Nesládek, 2020). V diplomové práci se spokojíme se vztahy uvedenými výše, a proto se přesnou definicí  $J$ -integrálu nebudeme v této práci dále zabývat.

V moderní mechanice u nelineárních materiálů (jako jsou např. biologické tkáně), kde se snažíme najít podmínky, kdy se trhlina bude šířit, se používají pro výpočty MKP modely. MKP modely se definují pro kohezivní zónu. Kohezivní zóna je místo, kde dochází k nespojitosti a zde se zavádí tzv. „*traction-separation law*“. Konečný prvek je vybaven extra posuvy, které znamenají nespojitost. Tyto MKP modely se značí XFEM (Extended finite element method).

## 4. Stanovené hypotézy

K vyhodnocení výsledků nám poslouží námi stanovené hypotézy. Hypotéza nulová ( $H_0$ ) představuje hypotézu, která se testuje a hypotéza alternativní ( $H_A$ ) představuje hypotézu, která popírá platnost nulové hypotézy.

V této diplomové práci jsme si stanovili nulové hypotézy, které vyplývají ze stanovených cílů, a které přijímáme, anebo zamítáme. Jedná se o hypotézy:

- 1) Delaminační pevnost závisí na orientaci vzorku
- 2) Delaminační pevnosti závisí na rychlosti zatěžování
- 3) Delaminační pevnost závisí na věku dárce
- 4) Delaminační pevnost závisí na délce posmrtném intervalu (PMI)
- 5) Delaminační pevnost závisí na lokaci vzorku

Z průzkumu z různých studií je zjevné, že některé závislosti delaminační pevnosti nejsou ověřené, obsahují prázdná místa, anebo existuje malé množství dostupných dat k potvrzení, anebo zamítnutí různých hypotéz. Tyto hypotézy, které přijímáme, anebo zamítáme, stanovíme pomocí experimentálních výsledků z peelingového experimentu, který je popsán v následující kapitole.

## 5. Metody

Cílem experimentu bylo vyhodnocení sil potřebných k delaminaci aortální stěny v oblasti médiu, z těchto hodnot posoudit delaminační pevnost a dále porovnat výsledky s odbornou literaturou. Kromě měření sil jsme dále zkoumali další aspekty, které by mohly mít vliv na delaminační pevnost. Lze pozorovat např. existenci korelace mezi delaminační pevností a těmito jevy: stářím dárce, orientací vzorku, rychlostí zatěžování, délkou PMI.

### 5.1. Metodika výzkumu

Během měření jsme otestovali a vyhodnotili vzorky ze 44 dárců ve věkovém rozmezí od 28 do 86 let. Vzorky určené k experimentu pocházely z oddělení soudního lékařství Krajské nemocnice Liberec, a.s. Použití pitevnického materiálu od lidských dárců pro účely výzkumu bylo schváleno etickou komisí Krajské nemocnice Liberec, a.s.

Vzorky se uchovávaly v chladničce po dobu maximálně 5 dnů (PMI 120 hodin) od úmrtí dárce až po samotné měření. Délka PMI by neměla mít zásadní vliv na mechanické vlastnosti lidské aorty, což dokázaly výzkumy na myších a lidských aortách (Horný a kol., 2014; Amin a kol., 2011). Z důvodu obsáhlých měření budeme tento vliv také pozorovat a budeme se snažit dokázat, že různé a někdy vyšší hodnoty délky PMI, nemají zásadní vliv na výsledky měření.

V první části experimentu jsme pozorovali pouze vliv dvou zatěžovacích rychlostí. Pomalejší rychlost byla stanovena na 0.1 mm/s a rychlejší byla 1 mm/s. Později jsme metodiku obohatili o další rychlosti, které nabývaly hodnot 10 mm/s a 50 mm/s.

Měření obsahovalo v ideálním případě 24 vzorků, které byly rozděleny dle lokace: ascendentní část (AAs – aorta ascendens), hrudní descendentní část (ADs – aorta thoracica descendens) a část abdominální (AAb – aorta abdominalis) viz. obr. 30. Z každé této lokace bylo odebráno celkem 8 vzorků, které byly ve směru obvodovém (C - circumferentálním) a ve směru podélném (L - longitudinálním).



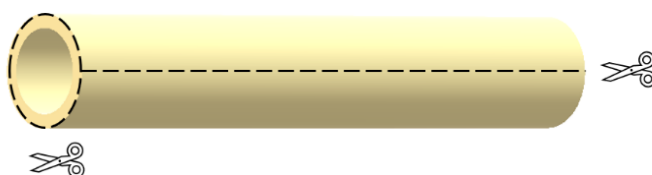
Obr. 30 Ukázka rozdělení celé aorty

Název aorty obsahuje datum experimentu (YYYYMMDD), pohlaví dárce (Ž/M), věk, délka PMI a číslo pitevního protokolu (př. viz. tab. 7) pro pozdější dohledání informací o pacientovi.

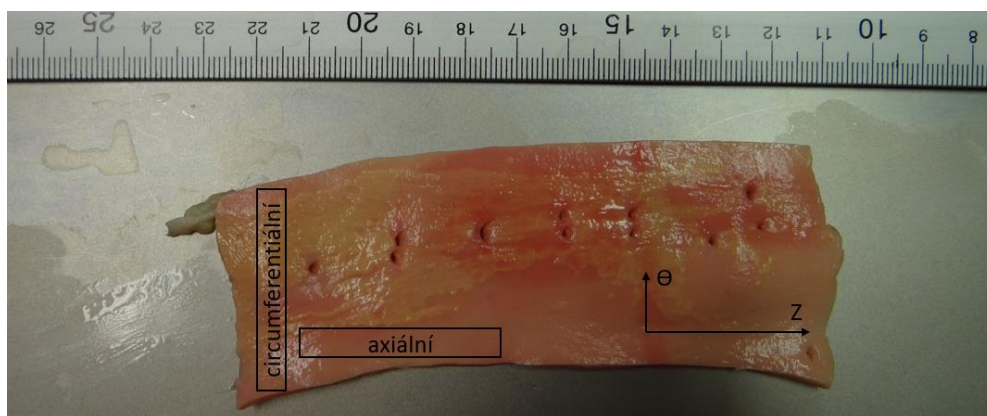
Tab. 7 Příklad názvu experimentu

Název experimentu	Datum experimentu	Pohlaví	PMI (hod.)	Číslo pitevního protokolu
20210407M51PMI106N296	07.04.2021	M	106	N296
20201125M64PMI30PA116	25.11.2020	M	30	PA116

Dále jsou jednotlivé úseky rozříznuty (př. ADs viz. obr. 31) a rozevřeny do roviny (viz. obr. 32). Pomocí skalpelu je vyříznut vzorek obdélníkového tvaru.



Obr. 31 Schéma přípravy vzorku hrudní descendentní části aorty



Obr. 32 Ukázka orientace vzorku na hrudní descendentní části aorty

Vzorky byly uloženy do petriho misek, které obsahují vodu (obr. 33). Voda zamezí vlivu okolního prostředí po dobu konání experimentu, kdy vzorky nejsou testovány. Vzorky jsou velice citlivé na okolní prostředí, které by mělo zásadní vliv na dané měření. Dále byly odebrány stejným způsobem vzorky, které budou sloužit pro další zkoumání aortální stěny, které se využije v GA20-11186S. Jedná se o histologické vyšetření vzorků a o infračervenou spektroskopii. Tato pozorování nám mohou v budoucnu přiblížit chování biologického materiálu a vliv složení materiálu na výsledky delaminační pevnosti.



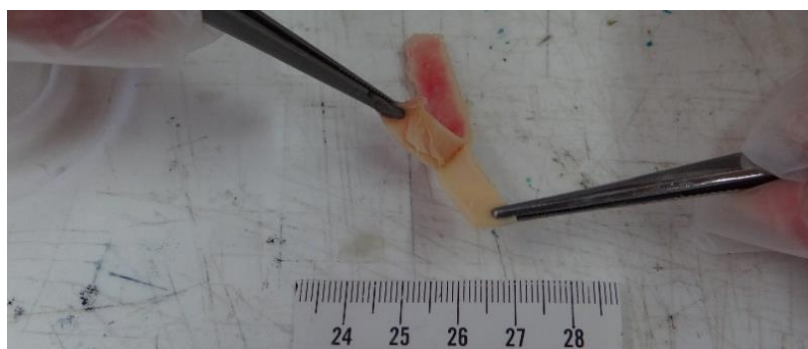
Obr. 33 Označení jednotlivých vzorků

Rozdělení a následné označení vzorků ke každé metodice jsou zobrazeny pro lepší přehlednost v tabulce (tab. 8). Jedná se o ideální případ, kdy měření obsahuje 24 vzorků.

Tab. 8 Metodika označení vzorků během experimentálního měření

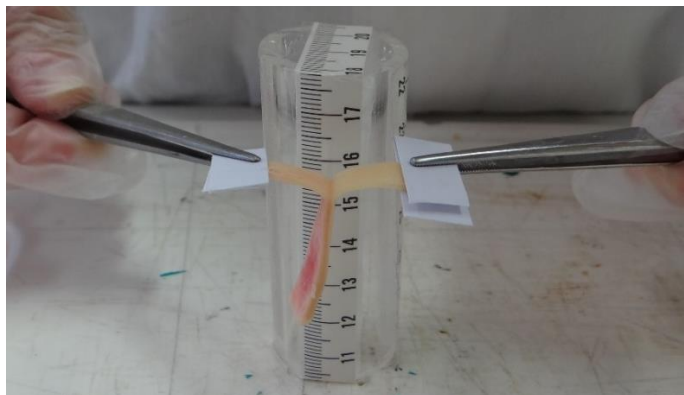
	PRVNÍ METODIKA ZATĚŽOVÁNÍ		DRUHÁ METODIKA ZATĚŽOVÁNÍ			
	Rychlost zatěžování [mm/s]		Rychlost zatěžování [mm/s]			
	0.1	1	0.1	1	10	50
1	AAsL1	AAsL3	AAsL1	AAsL2	AAsL3	AAsL4
2	AAsL2	AAsL4	AAsC1	AAsC2	AAsC3	AAsC4
3	AAsC1	AAsC3	ADsL1	ADsL2	ADsL3	ADsL4
4	AAsC2	AAsC4	ADsC1	ADsC2	ADsC3	ADsC4
5	ADsL1	ADsL3	AAbL1	AAbL2	AAbL3	AAbL4
6	ADsL2	ADsL4	AAbC1	AAbC2	AAbC3	AAbC4
7	ADsC1	ADsC3				
8	ADsC2	ADsC4				
9	AAbL1	AAbL3				
10	AAbL2	AAbL4				
11	AAbC1	AAbC3				
12	AAbC2	AAbC4				

Před upnutím do trhačického stroje je potřeba naříznout vzorky skalpelem v oblasti médie a tímto způsobem vytvořit iniciační rozhraní pro šíření trhliny (viz. obr. 34).



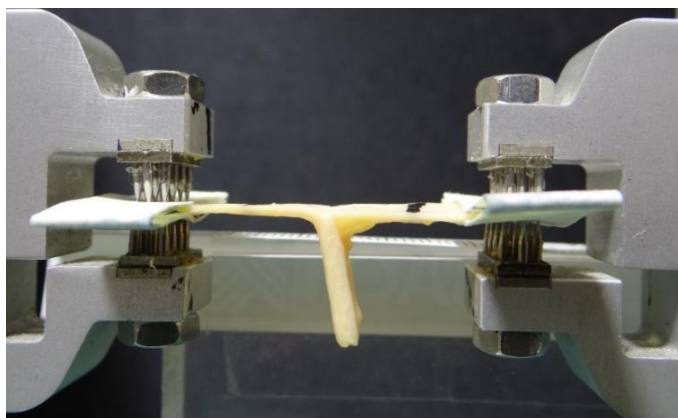
Obr. 34 Ukázka naříznutí vzorku v oblasti médie

Upnutí vzorku do čelistí nám usnadní přilepení papírků vteřinovým kyanoakrylátovým lepidlem na obě námi oddelaminované části, které také zamezí štěpení vzorku v místě uchycení a následnému zkreslení experimentálních dat (viz. obr. 35).



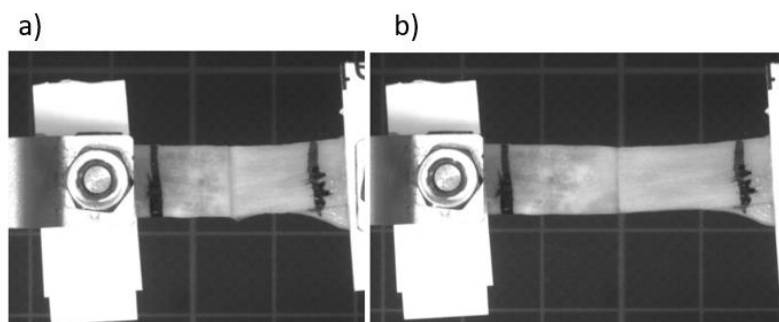
*Obr. 35 Ukázka připraveného vzorku k experimentu*

Z důvodu lepšího přichycení vzorku použijeme čelisti s jehličkovým zakončením viz. obr. 36.



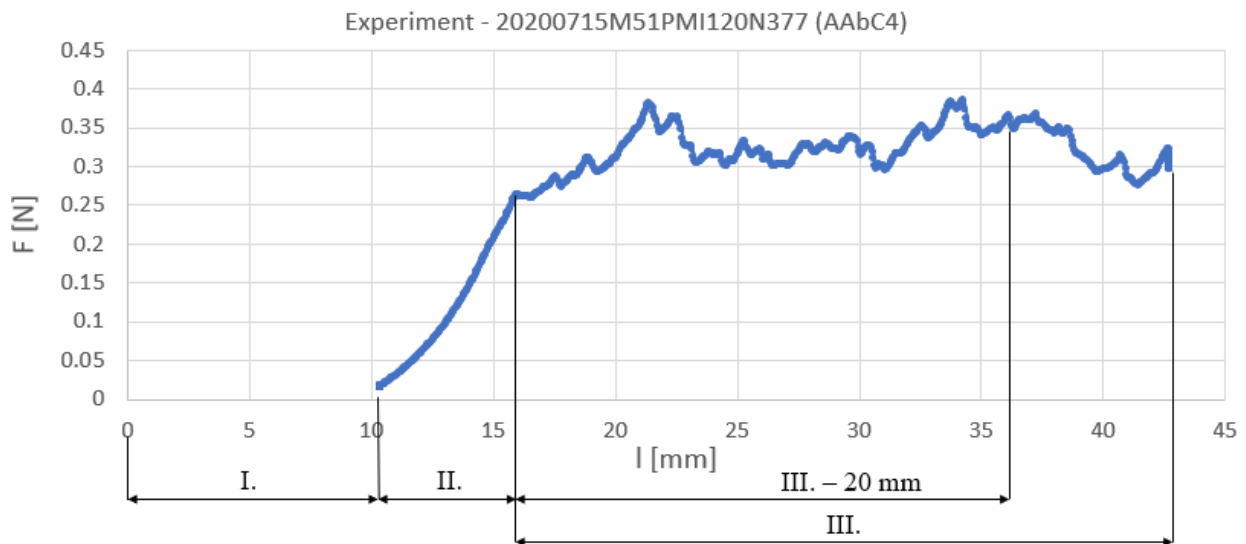
*Obr. 36 Upnutí vzorku pro měření do jehličkových čelistí*

Po upnutí do čelistí se nakreslí na pozorovanou stranu média tenkým aplikátorem tekutých inkoustových očních linek značka, kterou bude snímat videoextenzometr. Tato oční linka se již v minulosti osvědčila na biologických tkáních, a proto jsme ji využili i v tomto případě. Videoextenzometr snímá vzdálenost mezi těmito značkami, které se díky pohybu čelistí vzdalují od sebe. Obraz z extenzometru tedy následně vypadá viz. obr. 37.



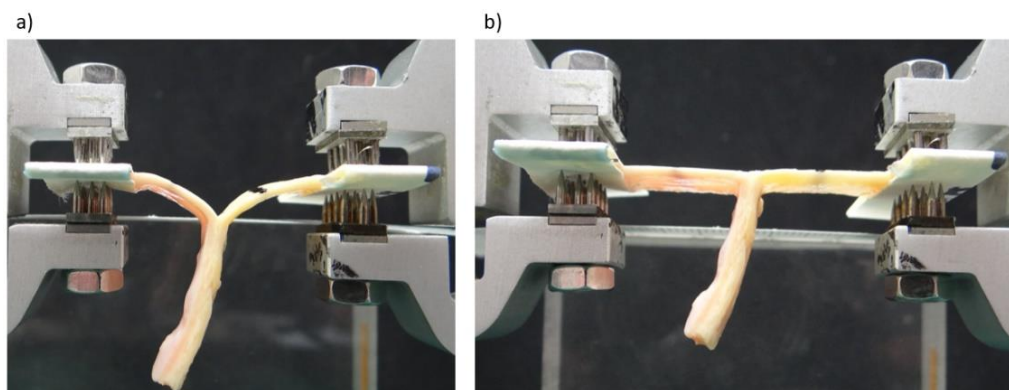
*Obr. 37 Vzorek se značkami a) před zatížením b) po zatížení*

Pomocí připojeného počítače zaznamenáváme pohyb čelistí a sílu, která na daný vzorek působí. Po postupném natahování vzorku nastane šíření námi vytvořené trhliny. Pozorujeme minimálně 20 mm oddelaminované délky, poté experiment ukončíme. Výsledný graf, který získáme přímo z měření, může vypadat viz. obr. 38.



Obr. 38 Ukázka výsledného grafu z měření

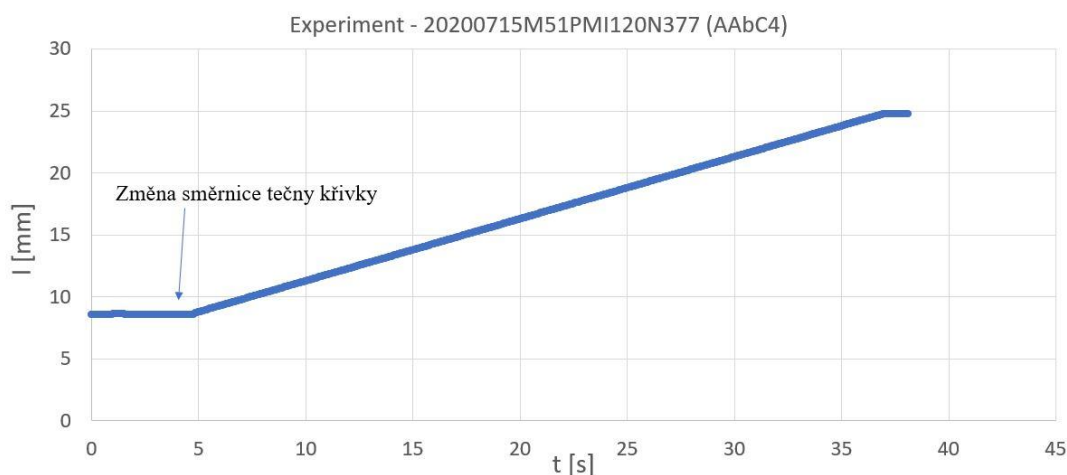
Jsou zde 4 fáze experimentu, kde fáze I. značí počáteční vzdálenost čelistí, fáze II. značí narovnávání vzorku, který v počátku není v napnutém stavu. Tento jev je patrný z bočního pohledu na experiment na obr. 39.



Obr. 39 Boční pohled průběhu experimentu – přechod mezi II. a III. fází: a) Provislá fáze; b) Napnutá fáze

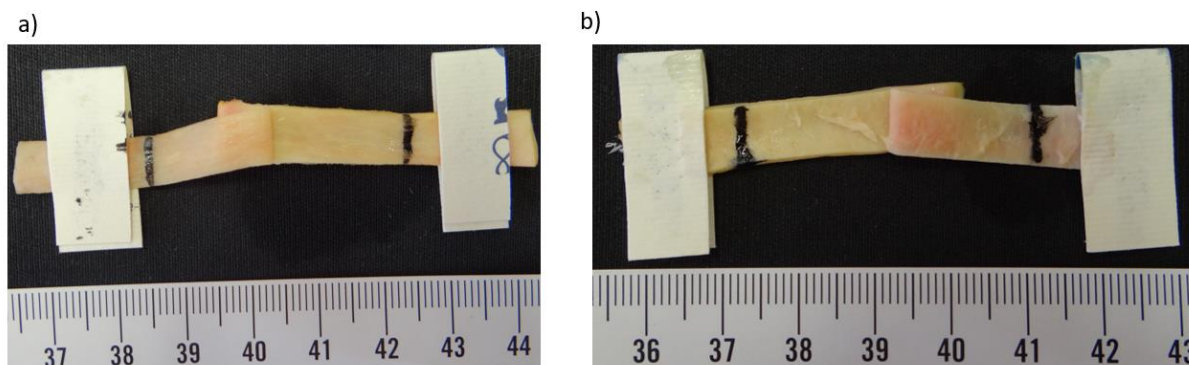
Zde probíhá elastická fáze, která končí s počátkem fáze III. a poté začíná delaminační fáze. Ta způsobí přetrhávání jednotlivých vláken elastinu a kolagenu v médii. Začátek fáze III. lze získat z grafu závislosti délky  $l$  na čase  $t$ , kde je zřejmá změna směrnice tečny křivky, která definuje začátek šíření trhliny (viz. obr. 40).





Obr. 40 Změna směrnice křivky (vzorek AAbC4)

Rozhraní materiálu se zdá být mechanicky nehomogenní a lokálně se tedy mění pevnost. Nehomogenita materiálu způsobí kolísající sílu viz. obr. 38. Tento rozkmit byl během experimentů odlišný u obvodových a podélných vzorků, což je způsobené anizotropií materiálu, kterou pozorujeme na struktuře viz. obr. 41. Vidíme zde rozdíl mezi strukturou obvodově orientovaného vzorku (AAbC4) a podélně orientovaného vzorku (AAbL4). U obvodově orientovaného vzorku je patrná hladká textura povrchu média, kterou u podélného rozhraní postrádáme.

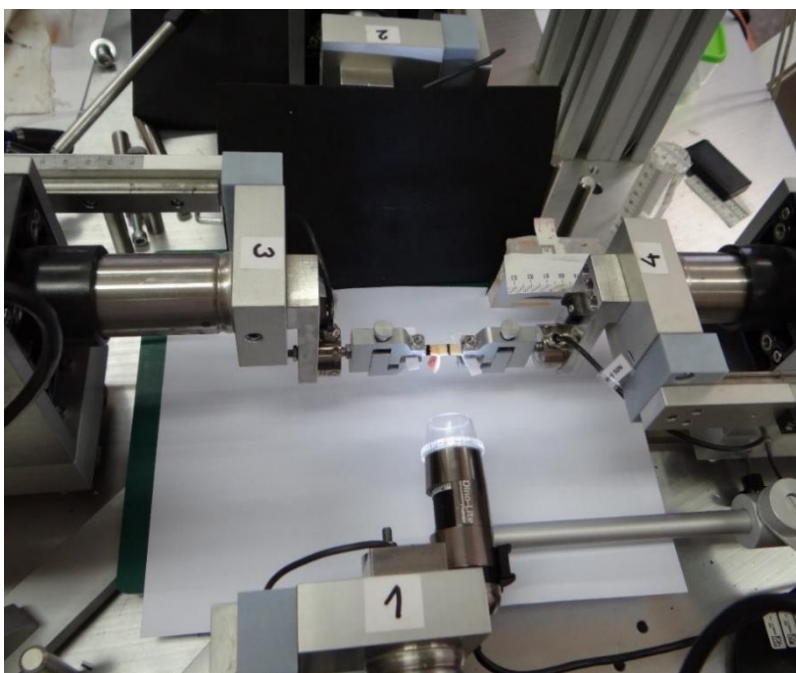


Obr. 41 Porovnání struktury vzorku pro: a) obvodový směr (AAbC4); b) podélný směr (AAbL4)

V průběhu přípravy vzorků, anebo v průběhu měření, mohou nastat některé nežádoucí jevy, které mohou negativně ovlivnit dané měření, a tím způsobit nedokončení celé sady 24 vzorků. Nejčastěji jsme se při přípravě vzorků setkali s nedostatečným množstvím materiálu, anebo s materiálem, který obsahoval pokročilou fázi aterosklerózy. Během měření jsme se setkali s jevy jako je např. přetržení vzorku během měření, který může způsobit předčasné ukončení experimentu. Může se také stát, že extenzometr přesně nezaostří vytvořené značky z důvodu rozptížení očních linek a tím pádem mohou následně data kolísat mnohem více okolo své střední hodnoty.

## 5.2. Laboratorní zařízení – trhací stroj

Experiment delaminační pevnosti aortální stěny byl realizován v laboratořích kardiovaskulární biomechaniky na Fakultě strojní ČVUT v Praze. K tomuto měření jsme využili zkušební víceúčelový zatěžovací stroj Messphysik (Zwick/Roell). Trhací stroj se skládá ze 4 na sobě nezávislých pohyblivých elektromechanických aktuátorů, které jsou očíslovány od 1 do 4 (obr. 42). Pro náš experiment jsme používali pouze polohovací aktuátory s čísly 3 a 4, mezi které byl upnut vzorek do jehličkových čelistí.



Obr. 42 Číslování aktuátorů

Jednotlivý aktuátor pracuje s maximálním posuvem až 70 mm s rozlišením polohy 0.001 mm. Rozsah rychlosti jedné čelisti je udáván 0 až 30 mm/s, což pro naše účely, kde je maximální rychlost jednoho aktuátoru až 25 mm/s, je dostačující. Aktuátory lze zatěžovat silami, které jsou zaznamenávány silovými snímači U9C HBM s rozsahem  $\pm 25$  N s třídou přesnosti 0.2. Měření deformace realizujeme pomocí optického extenzometru, který zaznamenává při konstantní rychlosti sílu a deformaci.

## 5.3. Měřicí metoda – detekce hran

Optický extenzometr pracuje na základě metody detekce hran, která spočívá ve vyhodnocování stupně šedi. Toto vyhodnocování probíhá v bitové mapě v osmibitové hloubce ( $2^8$  pixelů) a v každém pixelu bitmapy se nachází číslo definující hodnotu jasu obrazu v rozsahu od 0 do 255. Nulový jas nesoucí hodnotu 0 je definován jako černá barva a maximální jas, který definuje bílá barva, nese hodnotu 255. Videoextenzometr umístěný nad měřícím zařízením snímá kalibrovaný obraz a odčítá na základě jasu hodnoty. Hodnoty z videoextenzometru a z trhacího stroje skládá dohromady program Test Expert II. 3.5 od firmy Zwick Roell, který vše uloží do paměti a vyexportuje data ve formátu

MS Excel. V našem konkrétním případě byly využity parametry viz. tab. 9. V druhé fázi experimentů jsme z důvodu vyšších rychlostí aktuátorů použili konstantní posuv pro oba aktuátory (3 a 4) a tím pádem byly použity poloviční hodnoty rychlostí posuvů.

Tab. 9 Parametry peelingových zkoušek

Experiment	Číslo aktuátorů, které byly použity pro posuv	Rychlost posuvu jednotlivých čelistí	Vzorkovací frekvence
		(mm/s)	(Hz)
První část	3	0.1 1	20
Druhá část	3 a 4	0.05 0.5 5 25	50

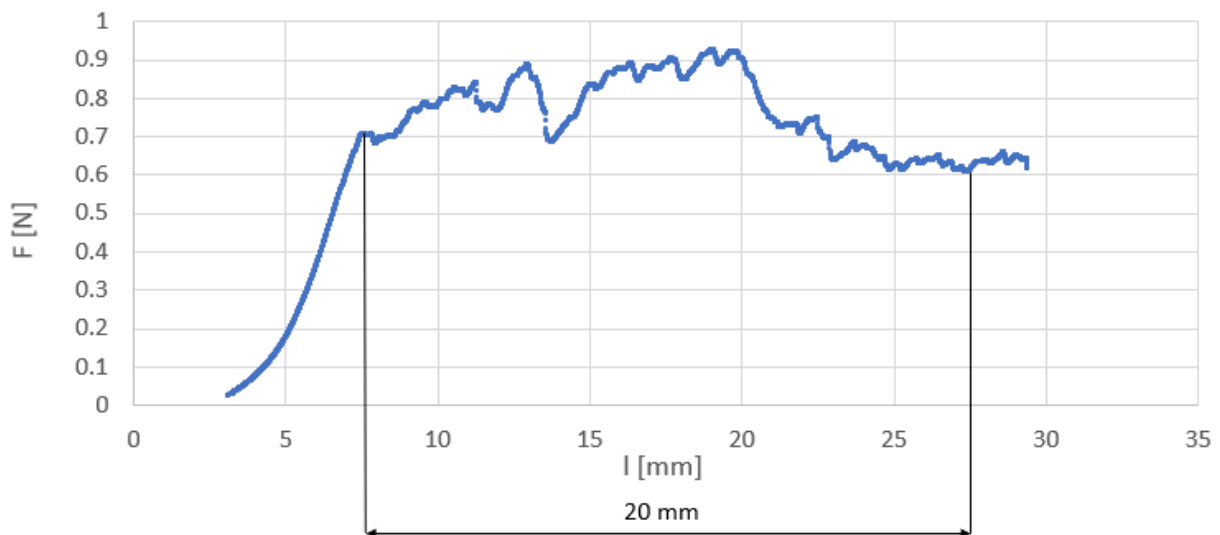
#### 5.4. Vyhodnocení experimentálních dat

Pomocí počítače připojeného k laboratornímu zařízení jsme získali zaznamenaný průběh peelingového experimentu, který je ve formátu MS Excel (viz. tab. 10). Excel obsahuje dobu trvání zkoušky (*test time*), vzdálenost čelistí trhačího stroje (*crosshead absolute M3 a M4*), síly zaznamenané na ramenech (*standard force 3 a 4*) a axiální zatížení (*axial strain*).

Tab. 10 Ukázka hlavičky z exportu dat z trhačího stroje

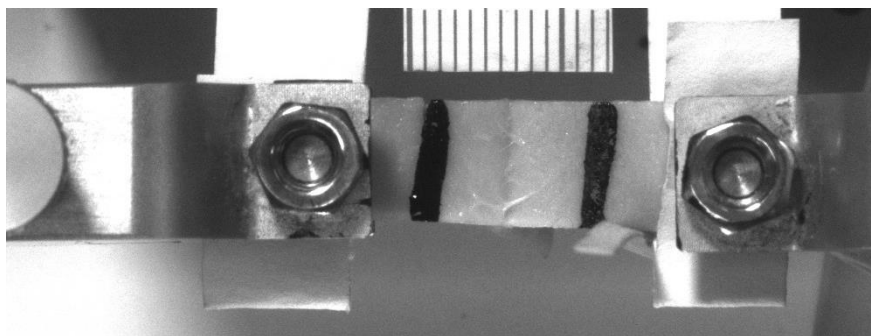
AAbC4	AAbC4	AAbC4	AAbC4	AAbC4	AAbC4
Test time	Crosshead absolute (M3)	Crosshead absolute (M4)	Standard force (M3)	Standard force (M4)	Axial strain
s	mm	mm	N	N	mm
0	32.238	49.302	0.010258505	0.020302387	0
0.02	32.238	49.302	0.010216609	0.020287396	0
0.04	32.238	49.302	0.010211616	0.020354899	0
0.06	32.238	49.302	0.010270392	0.020415144	0

Ke zpracování dat jsme použili program Maple 2020, ve kterém jsme si vytvořili vlastní program k vyhodnocení dat. Nejdříve bylo potřeba určit hodnotu počátku delaminace a od této hodnoty uvažovat námi zvolenou oddelaminovanou délku  $l=20$  mm. Jako příklad uvedeme experiment s číslem 20201103N592PMI92F59, pro vzorek AAsL1 (viz. obr. 43), kde je závislost síly  $F$  [N] na vzdálenosti značek nakreslených na vzorku  $l$  [mm].



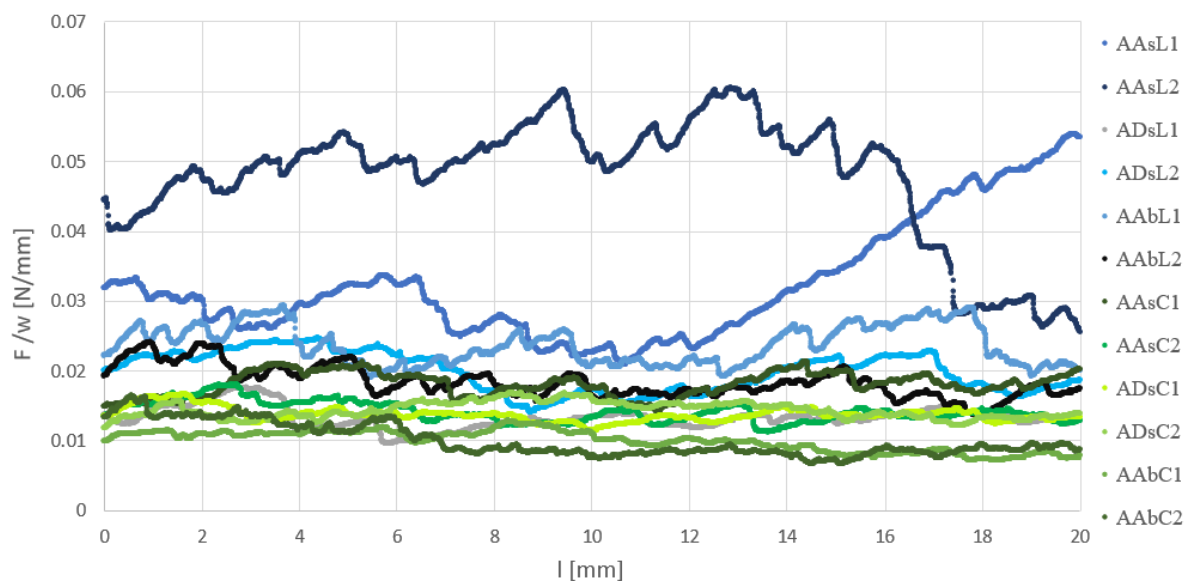
Obr. 43 Ukázka výběru začátku a konce delaminace (20 mm) - 20201103N592PMI92F59 (AAsLI)

K tomu, aby se naše výsledky daly porovnat s literaturou, která se touto problematikou zabývá, bylo potřeba získat zaznamenanou hodnotu sil pro daný úsek vztaženou na šířku vzorku  $w$  [mm]. Tento údaj získáme z jednotlivých fotografií nezatížených vzorků s měřítkem (viz. obr. 44). Hodnoty se pohybovaly v rozmezí 6.5-13.6 mm. Tímto způsobem jsme získali hodnotu  $F/w$  [N/mm] pro každý jednotlivý vzorek. A tato hodnota definuje delaminační pevnost vzorku.

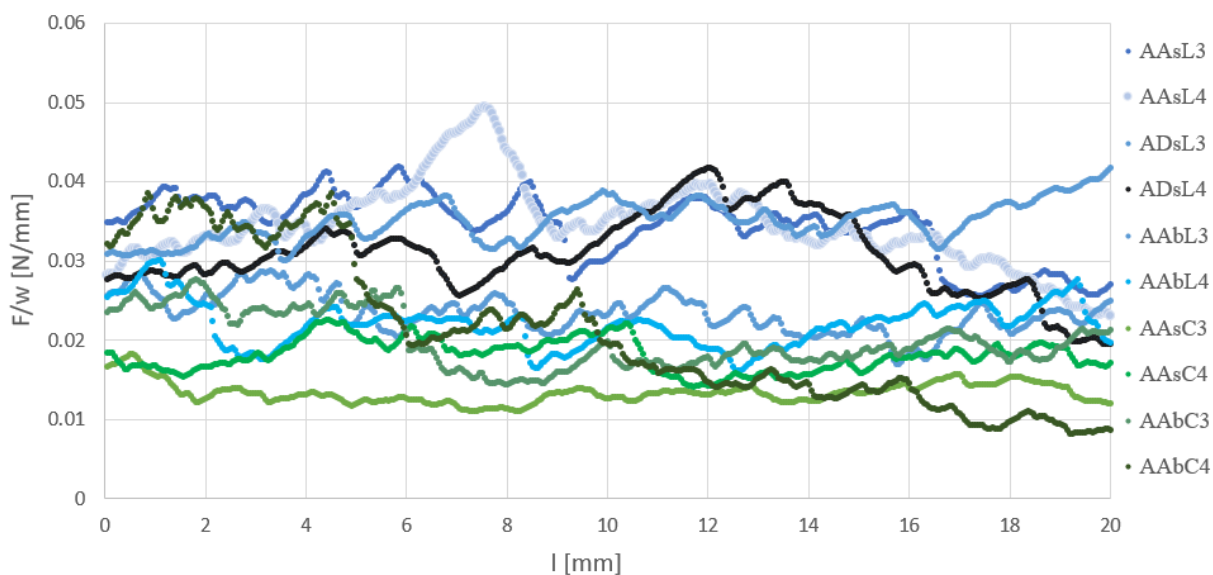


Obr. 44 Fotografie z extenzometru s měřítkem k určení šířky vzorku (vzorek ADsLI)

Jako ukázkou takto naměřených dat jsme si vybrali vzorek číslo 20201110F72PMI91PA094, na který byla aplikována první metodika (dvě zatěžovací rychlosti). Lze vidět porovnání závislosti delaminační pevnosti  $F/w$  [N/mm] a 20 mm oddelaminované délky  $l$  [mm] (viz. obr. 45 a obr. 46), které jsou zobrazeny pro rychlosti 0.1 a 1 mm/s.



Obr. 45 Vzorek 20201110F72PMI91PA094-zatěžovací rychlost 0.1 mm/s



Obr. 46 Vzorek 20201110F72PMI91PA094-zatěžovací rychlost 1 mm/s

Tyto grafy jsou již sestaveny od začátku delaminační fáze do 20 mm oddelaminované délky. Chybí tedy elastická fáze experimentu. Z grafů je patrné tvrzení, které již bylo zmíněno dříve v diplomové práci, že hodnoty pro obě rychlosti ve směru C (cirkumferentiálním) a ve směru L (longitudinálním) se od sebe zásadně liší a to tak, že hodnoty ve směru C (značeno zeleně) dosahují v obou rychlostech menších hodnot, než je tomu ve směru L (značeno modře).

## 6. Výsledky měření

Pro lepší přehlednost výsledků experimentálních dat je třeba si charakterizovat delaminační pevnost jednotlivých dárců jednorozměrným výsledkem. V našem případě jsme zvolili medián z hodnot  $F/w$ .

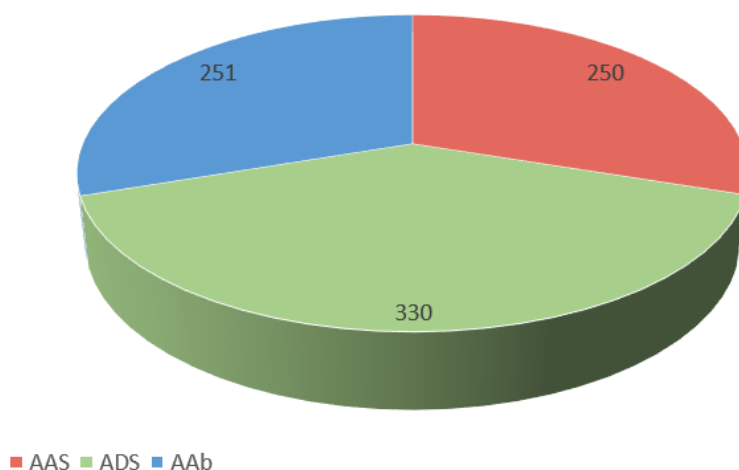
Pro lepší zpracování výsledků a pro přehlednost bylo potřeba sjednotit hodnoty  $F/w$  pro všechny vzorky z různých lokací. Z tohoto důvodu jsme aplikovali u názvů vzorků čísla, která definují danou rychlost. Pro přehlednost je zde tabulka (tab. 11).

Tab. 11 Názvy experimentálních dat pro vyhodnocení, kde místo \_ bude název lokace vzorku (př: AAsL01)

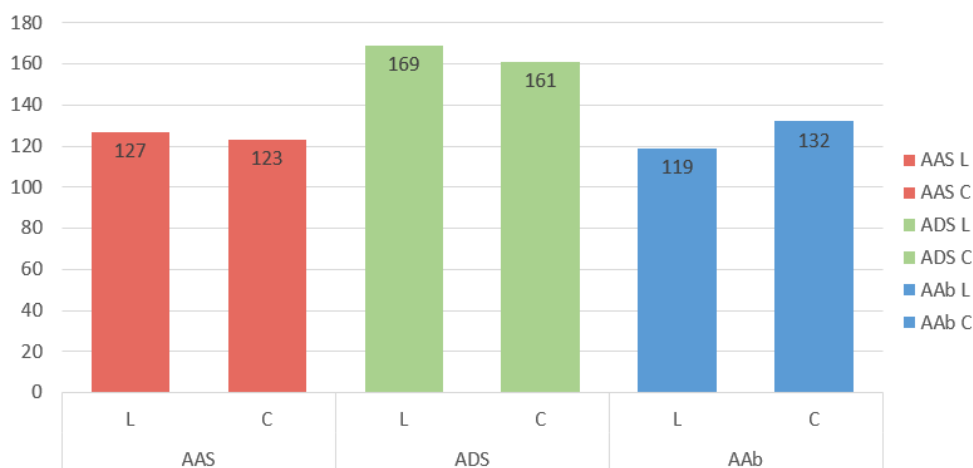
Rychlost posuvu [mm/s]	0.1	1	10	50
Název vzorku	AAs_01	AAs_1	AAs_10	AAs_50
	ADs_01	ADs_1	ADs_10	ADs_50
	AAb_01	AAb_1	AAb_10	AAb_50

### 6.1. Souhrn experimentálních měření

Tato diplomová práce obsahuje data ze vzorků získaných ze 44 dárců ve věkovém rozmezí od 28 do 86 let. Celkový počet vzorků, které jsme zahrnuli do studie je 831. Pro lepší přehlednost je zobrazen koláčový graf, který ukazuje počty vzorků na základě lokace (viz obr. 47) a sloupcový graf, který zobrazuje počty vzorků na základě orientace (viz. obr. 48).



Obr. 47 Koláčový graf popisující počet testovaných vzorků na základě lokace vzorku



Obr. 48 Sloupcový graf popisující počet testovaných vzorků na základě orientace a lokace vzorku

Celkově z ascendentní části bylo otestováno 250 vzorků, z hrudní descendentní části bylo otestováno 330 vzorků a z abdominální části bylo otestováno 251 vzorků. Z ascendentní části jsme získali celkem 127 vzorků pro podélný směr (L) a 123 vzorků pro obvodový směr (C). Pro hrudní descendentní část jsme získali celkem 169 vzorků pro podélný a 161 pro obvodový směr. Pro abdominální část bylo otestováno celkem 119 vzorků z podélné části a 132 z části obvodové.

## 6.2. Hypotézy a jejich ověření

V této diplomové práci jsme si stanovili nulové hypotézy, které přijímáme anebo zamítáme. Jedná se o hypotézy:

- 1) Delaminační pevnost závisí na orientaci vzorku
- 2) Delaminační pevnosti závisí na rychlosti zatěžování
- 3) Delaminační pevnost závisí na věku dárce
- 4) Delaminační pevnost závisí na délce posmrtného intervalu (PMI)
- 5) Delaminační pevnost závisí na lokaci vzorku

Pro potvrzení těchto hypotéz je třeba se zaměřit na statistické vyhodnocení dat. K porovnání jsme použili testy pro ověření shody úrovně ve více než dvou souborech a následně jsme provedli párové porovnání dat pro vícevýběrové testy o shodě úrovně.

Statistické soubory jsou kategoriálního charakteru a vytřídili jsme je podle různých faktorů, které by mohly mít vliv na dané statistiky a z nich jsme poté vyhodnotili mediány. Jednofaktorová analýza rozptylu (*Analysis of variance* – ANOVA) má zásadní předpoklad, že data pochází z normálního rozdělení neboli Gaussova rozdělení (Litschmannová, 2011). Pokud by tento předpoklad neplatil, analýza rozptylu nám nedá důvěryhodné výsledky. Bylo by tedy potřeba ověřit u všech souborů

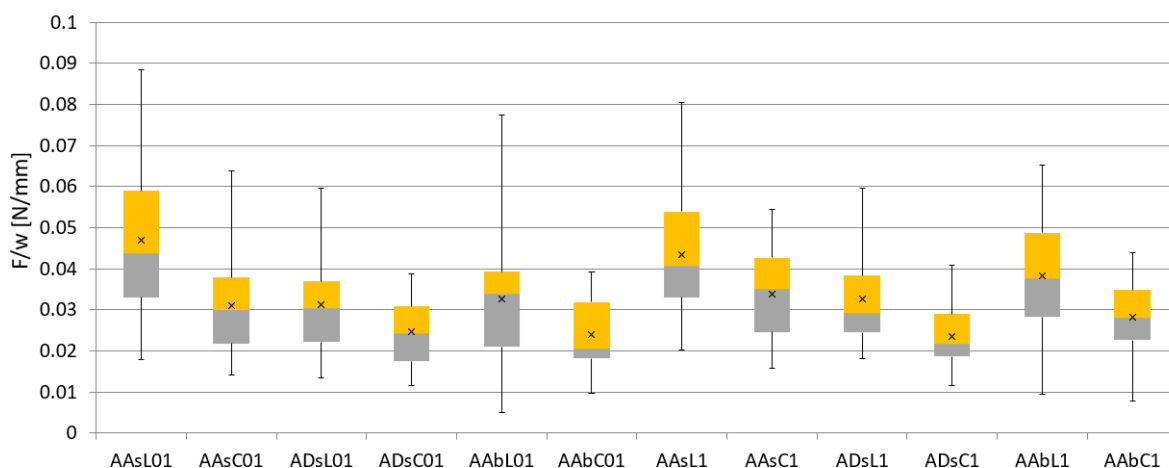


normalitu dat. Jelikož tato diplomová práce obsahuje rozsáhlá data, rozhodli jsme se neověřit jejich normalitu a použijeme tedy neparametrickou obdobu jednofaktorové analýzy rozptylu, která nevyžaduje předpoklad o konkrétním typu rozložení.

Neparametrická obdoba jednofaktorové analýzy rozptylu je Kruskalův-Wallisův test. Kruskalův-Wallisův test je vícevýběrovým testem shody mediánů a srovnává střední hodnoty více než dvou nezávislých souborů na základě výběrů nesplňujících normalitu (Litschmannová, 2011). Budeme tedy testovat nulovou hypotézu  $H_0$  o shodě mediánů vůči alternativní hypotéze  $H_A$ . V případě zamítnutí nulové hypotézy nás poté zajímá, které dvojice výběrů se od sebe statisticky významně liší. Pro mnohonásobné porovnávání budeme používat test Dunnové (Litschmannová, 2011).

### 6.2.1. Závislost delaminační pevnosti na orientaci vzorku

Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, vliv orientace vzorků na hodnotách delaminační pevnosti je pozorovatelný (viz. obr. 45 a obr. 46). Pro větší názornost jsme využili krabicové grafy, kde jsou zobrazeny výsledky pro všechny lokace, pro obě orientace a pro obě rychlosti zatěžování.



Obr. 49 Krabicový graf pro delaminační síly pro všechny vzorky z první metodiky testování

Pro následné zpracování jsme využili Kruskalův-Wallisův test, u kterého uvažujeme 2 různé soubory dat (síly potřebné pro podélnou (L) a obvodovou (C) delaminaci). Výsledky jsou uvedeny pro každou lokaci vzorků zvlášť (viz. tab. 12).

Tab. 12 Kruskalův-Wallisův test pro síly  $F/w$

KRUSKALŮV-WALLISŮV TEST												
Rychlost zatěžování [mm/s]	AAsL01	AAsC01	AAsL1	AAsC1	ADsL01	ADsC01	ADsL1	ADsC1	AAbL01	AAbC01	AAbL1	AAbC1
0.1	0.1	1	1	0.1	0.1	1	1	0.1	0.1	1	1	
Median	0.04373	0.02983	0.04070	0.03518	0.03037	0.02427	0.02921	0.02173	0.03390	0.02056	0.03771	0.02802
Mezikvartilové rozpětí (IQR)	0.02589	0.0161	0.02087	0.01811	0.01468	0.01331	0.01381	0.01029	0.01825	0.01365	0.02056	0.01218
Počet (n)	32	32	31	31	43	44	34	34	31	33	30	34



Dále jsme použili párové porovnání dat, abychom dokázali přesně určit  $p$ -hodnoty mezi různými skupinami. Párové porovnání dat realizujeme pomocí testu Dunnové a výsledky jsou v tab. 13.

Tab. 13 Test Dunnové pro různé orientace vzorků

Test Dunnové							
Skupina 1	Skupina 2	R-mean	std err	z-stat	R-crit	p-hodnota	sig
AA <sub>s</sub> L01	AA <sub>s</sub> C01	104.375	29.55309	3.531779	57.923	<b>0.00041</b>	ano
AD <sub>s</sub> L01	AD <sub>s</sub> C01	63.85518	25.34907	2.519035	49.68326	<b>0.01177</b>	ano
AA <sub>b</sub> L01	AA <sub>b</sub> C01	81.48094	29.56753	2.755757	57.9513	<b>0.00586</b>	ano
AA <sub>s</sub> L1	AA <sub>s</sub> C1	63.51613	30.02597	2.115373	58.84982	<b>0.0344</b>	ano
AD <sub>s</sub> L1	AD <sub>s</sub> C1	90.70588	28.67071	3.163712	56.19356	<b>0.00156</b>	ano
AA <sub>b</sub> L1	AA <sub>b</sub> C1	78.97451	29.61098	2.667068	58.03646	<b>0.00765</b>	ano

Stanovili jsme si nulovou hypotézu  $H_0$ , která říká, že se hodnoty mediánů sil obvodových vzorků rovnají mediánům sil vzorků podélných. Hypotéza  $H_A$  zase naopak říká, že mediány sil se neshodují. Z výsledků lze tvrdit, že pro naši stanovenou hladinu významnosti  $\alpha \leq 0.05$ , můžeme nulovou hypotézu zamítnout. Znamená to tedy, že rozdíly existují. Nejvyšší chyby se dopustíme u vzorků pro rychlost 1 mm/s v ascendentní části, kde lze tuto hypotézu zamítnout na základě výsledků s pravděpodobností chyby prvního druhu  $p = 0.034$ .

## 6.2.2. Závislost delaminační pevnosti na rychlosti zatěžování

Jako další jsme si stanovili nulovou hypotézu  $H_0$ , která říká, že se hodnoty mediánů sil pro různé rychlosti zatěžování (0.1, 1, 10 a 50 mm/s) rovnají. Hypotéza  $H_A$  zase naopak říká, že mediány sil se pro různé rychlosti nerovnají. Výsledky jsme si rozdělili dle orientace a dle lokace.

Nejdříve se zaměříme na porovnání různých rychlostí v ascendentní části. Výsledky z Kruskalového-Wallisového testu jsou v tab. 14 a z testu Dunnové v tab. 15.

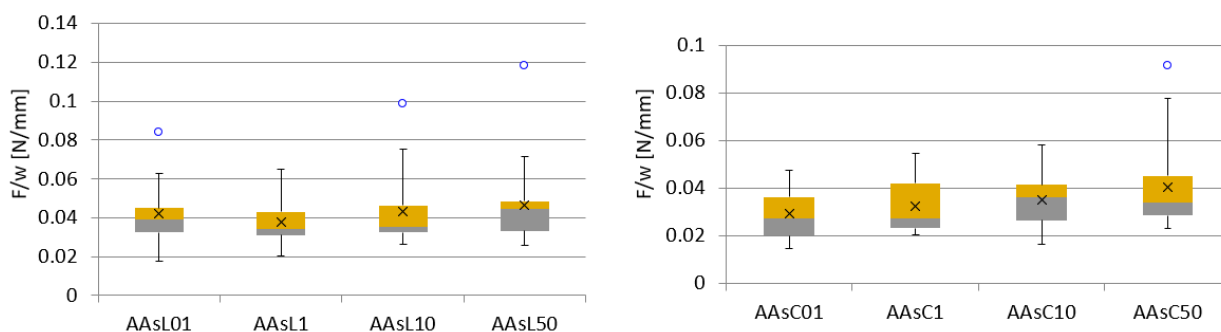
Tab. 14 Kruskalův-Wallisův test pro různé rychlosti zatěžování v ascendentní části

Kruskalův-Wallisův test								
Rychlost zatěžování [mm/s]	AA <sub>s</sub> L01	AA <sub>s</sub> L1	AA <sub>s</sub> L10	AA <sub>s</sub> L50	AA <sub>s</sub> C01	AA <sub>s</sub> C1	AA <sub>s</sub> C10	AA <sub>s</sub> C50
	0.1	1	10	50	0.1	1	10	50
Medián	0.03890	0.03427	0.03537	0.04432	0.02706	0.02709	0.03634	0.03387
Mezikvartilové rozpětí (IQR)	0.012425	0.012011	0.013809	0.015293	0.016224	0.018916	0.014852	0.016526
Počet (n)	19	18	18	17	18	19	18	16
$\alpha$	0.05							
p-hodnota	0.68350				0.22470			

Tab. 15 Test Dunnové pro různé rychlosti zatěžování v ascendentní části

Test Dunnové						
Skupina 1	Skupina 2	R-mean	std err	z-stat	R-crit	p-hodnota
AAAsL01	AAAsL1	3.64620	6.88375	0.52968	13.49190	0.59633
AAAsL01	AAAsL10	0.47953	6.88375	0.06966	13.49190	0.94446
AAAsL01	AAAsL50	4.92570	6.98694	0.70499	13.69415	0.48082
AAAsL1	AAAsL10	3.16667	6.97615	0.45393	13.67300	0.64988
AAAsL1	AAAsL50	8.57190	7.07800	1.21106	13.87262	0.22587
AAAsL10	AAAsL50	5.40523	7.07800	0.76367	13.87262	0.44507
AAAsC01	AAAsC1	5.48538	6.78879	0.80801	13.30579	0.41909
AAAsC01	AAAsC10	10.55556	6.87992	1.53426	13.48440	0.12497
AAAsC01	AAAsC50	13.65972	7.09166	1.92617	13.89940	0.05408
AAAsC1	AAAsC10	5.07018	6.78879	0.74684	13.30579	0.45516
AAAsC1	AAAsC50	8.17434	7.00329	1.16721	13.72619	0.24312
AAAsC10	AAAsC50	3.10417	7.09166	0.43772	13.89940	0.66159

Pro názornost výsledků jsme také zařadili do této kapitoly krabicové grafy, které zobrazují získané výsledky delaminačních sil pro různé rychlosti zatěžování.



Obr. 50 Krabicový graf pro delaminační síly AAs v závislosti na rychlosti zatěžování

Z výsledků Kruskalového-Wallisového testu a testu Dunnové je patrné, že nemáme dost statistických důkazů, abychom zamítli nulovou hypotézu. Lze tedy v tomto případě tvrdit, že rychlost zatěžování v ascendentní části nemá vliv na delaminační pevnost lidské aorty.

Dále se zaměříme na porovnání různých rychlostí v hrudní descendentní části (viz. tab. 16 a tab. 17).

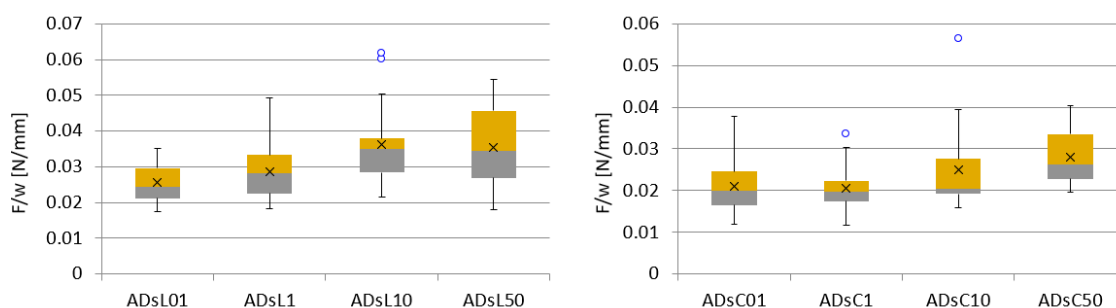
Tab. 16 Kruskalův-Wallisův test pro různé rychlosti zatěžování v hrudní descendentní části

Kruskalův-Wallisův test								
Rychlost zatěžování [mm/s]	ADsL01	ADsL1	ADsL10	ADsL50	ADsC01	ADsC1	ADsC10	ADsC50
	0.1	1	10	50	0.1	1	10	50
Medián	0.02429	0.02810	0.03486	0.03452	0.01998	0.01962	0.02036	0.02617
Mezikvartilové rozpětí (IQR)	0.008383	0.010675	0.009433	0.018784	0.00804	0.004919	0.008438	0.010768
Počet (n)	18	19	19	19	19	19	19	19
$\alpha$	0.05							
p-hodnota	<b>0.00326</b>				<b>0.00384</b>			

Tab. 17 Test Dunnové pro různé rychlosti zatěžování v hrudní descendentní části

Test Dunnové						
Skupina 1	Skupina 2	R-mean	std err	z-stat	R-crit	p-hodnota
ADsL01	ADsL1	6.76608	7.16855	0.94386	14.05011	0.34524
ADsL01	ADsL10	22.92398	7.16855	3.19785	14.05011	<b>0.00138</b>
ADsL01	ADsL50	19.87135	7.16855	2.77202	14.05011	<b>0.00557</b>
ADsL1	ADsL10	16.15789	7.07102	2.28509	13.85894	<b>0.02231</b>
ADsL1	ADsL50	13.10526	7.07102	1.85338	13.85894	0.06383
ADsL10	ADsL50	3.05263	7.07102	0.43171	13.85894	0.66595
ADsC01	ADsC1	1.26316	7.16473	0.17630	14.04261	0.86006
ADsC01	ADsC10	8.42105	7.16473	1.17535	14.04261	0.23986
ADsC01	ADsC50	22.00000	7.16473	3.07060	14.04261	<b>0.00214</b>
ADsC1	ADsC10	9.68421	7.16473	1.35165	14.04261	0.17649
ADsC1	ADsC50	23.26316	7.16473	3.24690	14.04261	<b>0.00117</b>
ADsC10	ADsC50	13.57895	7.16473	1.89525	14.04261	0.05806

Pro názornost výsledků jsme opět zařadili do této kapitoly krabicové grafy, které zobrazují získané výsledky delaminačních sil.



Obr. 51 Krabicový graf pro delaminační síly ADs v závislosti na rychlosti zatěžování

Z výsledků je patrné, že pro hladinu významnosti  $\alpha \leq 0.05$ , můžeme nulovou hypotézu pro hrudní descendentní část zamítnout. Hodnoty se liší v podélném (s pravděpodobností chyby  $p = 0.003$ ), ale také v obvodovém směru (s pravděpodobností chyby  $p = 0.004$ ). Pokud se však podíváme na párové porovnání dat a zaměříme se na konkrétní vzorky, vidíme signifikantní rozdíly mezi podélně orientovanými vzorky mezi rychlostmi 0.1 a 10 mm/s ( $p = 0.002$ ), 0.1 a 50 mm/s ( $p = 0.006$ ), 1 a 10 mm/s ( $p = 0.022$ ). Mezi obvodově orientovanými vzorky jsou rozdíly mezi rychlostmi 0.1 a 50 mm/s ( $p = 0.002$ ), 1 a 50 mm/s ( $p = 0.001$ ). Pro ostatní porovnání rychlostí nemáme dost statistických důkazů, abychom zamítli nulovou hypotézu, jelikož se  $p$ -hodnota pohybuje v rozmezí od 0.06 do hodnoty 0.86.

Výsledky z abdominální části jsou patrné viz. tab. 18 a tab. 19.

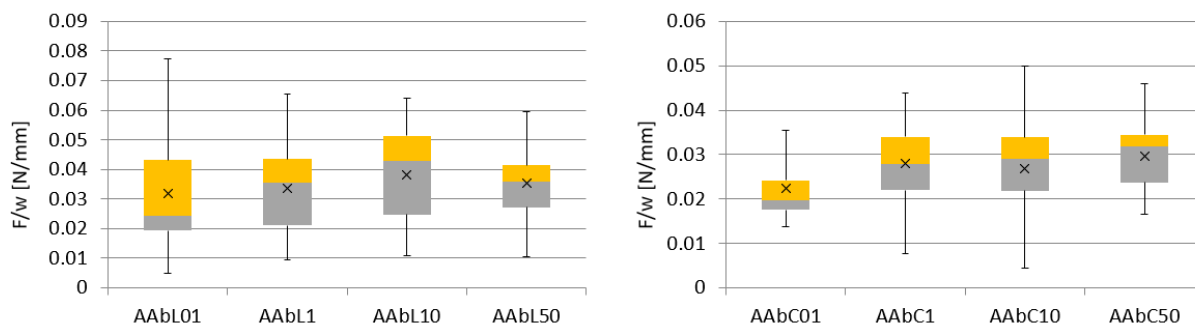
Tab. 18 Kruskalův-Wallisův test pro různé rychlosti zatěžování v abdominální části

Kruskalův-Wallisův test								
Rychlost zatěžování [mm/s]	AAbL01	AAbL1	AAbL10	AAbL50	AAbC01	AAbC1	AAbC10	AAbC50
	0.1	1	10	50	0.1	1	10	50
Medián	0.02442	0.03541	0.04277	0.03595	0.01964	0.02800	0.02894	0.03191
Mezikvartilové rozpětí (IQR)	0.02378	0.02246	0.02653	0.01422	0.00665	0.01189	0.01196	0.01081
Počet (n)	6	3	6	5	8	9	7	4
	15	17	15	12	17	19	17	16
$\alpha$	0.05							
p-hodnota	0.65611				0.10695			

Tab. 19 Test Dunnové pro různé rychlosti zatěžování v abdominální části

Test Dunnové						
Skupina 1	Skupina 2	R-mean	std err	z-stat	R-crit	p-hodnota
AAbL01	AAbL1	2.86667	6.08437	0.47115	11.92515	0.63753
AAbL01	AAbL10	7.53333	6.27163	1.20118	12.29217	0.22968
AAbL01	AAbL50	5.53333	6.65207	0.83182	13.03781	0.40551
AAbL1	AAbL10	4.66667	6.08437	0.76699	11.92515	0.44309
AAbL1	AAbL50	2.66667	6.47582	0.41179	12.69238	0.68049
AAbL10	AAbL50	2.00000	6.65207	0.30066	13.03781	0.76367
AAbC01	AAbC1	12.77709	6.69781	1.90765	13.12747	0.05644
AAbC01	AAbC10	10.64706	6.88135	1.54723	13.48719	0.12181
AAbC01	AAbC50	16.13235	6.98804	2.30857	13.69631	<b>0.02097</b>
AAbC1	AAbC10	2.13003	6.69781	0.31802	13.12747	0.75047
AAbC1	AAbC50	3.35526	6.80738	0.49289	13.34223	0.62209
AAbC10	AAbC50	5.48529	6.98804	0.78495	13.69631	0.43248

Pro názornost výsledků jsme opět zařadili do této kapitoly krabicové grafy (obr. 52), které zobrazují získané výsledky delaminačních sil.

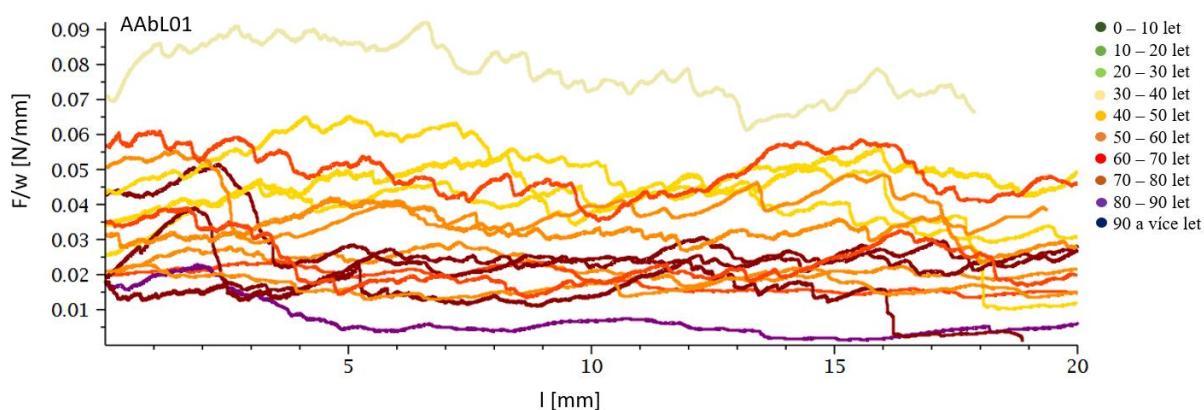


Obr. 52 Krabicový graf pro delaminační síly AAb v závislosti na rychlosti zatěžování

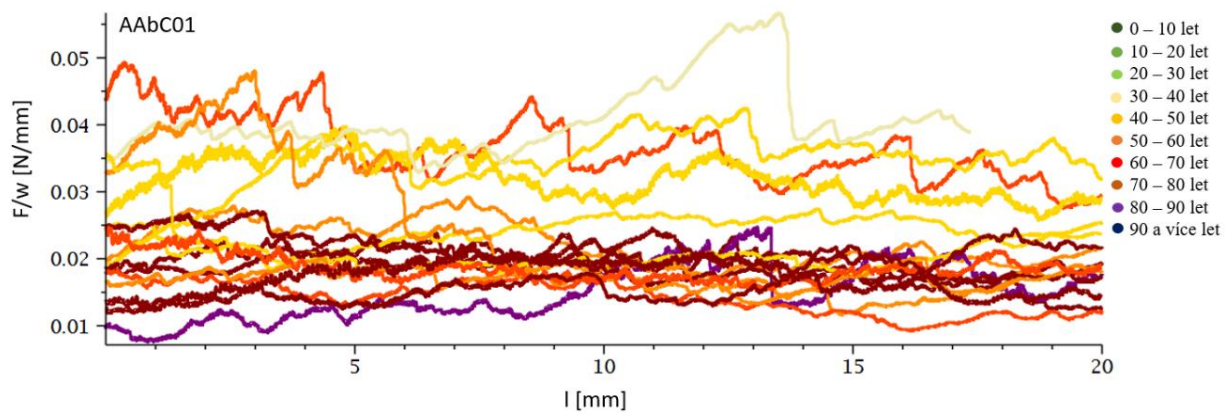
Z výsledků Kruskalového-Wallisového testu je patrné, že nemáme dost statistických důkazů, abychom zamítli nulovou hypotézu. Pokud se ale dále podíváme na test Dunnové, lze si všimnout hodnoty  $p = 0.02$ , vyskytující se u obvodového vzorku pro rychlosti 0.1 a 50 mm/s. Lze tvrdit, že se hodnoty pouze pro AAbC01 a AAbC50 od sebe statisticky významně liší.

### 6.2.3. Závislost delaminační pevnosti na věku dárce

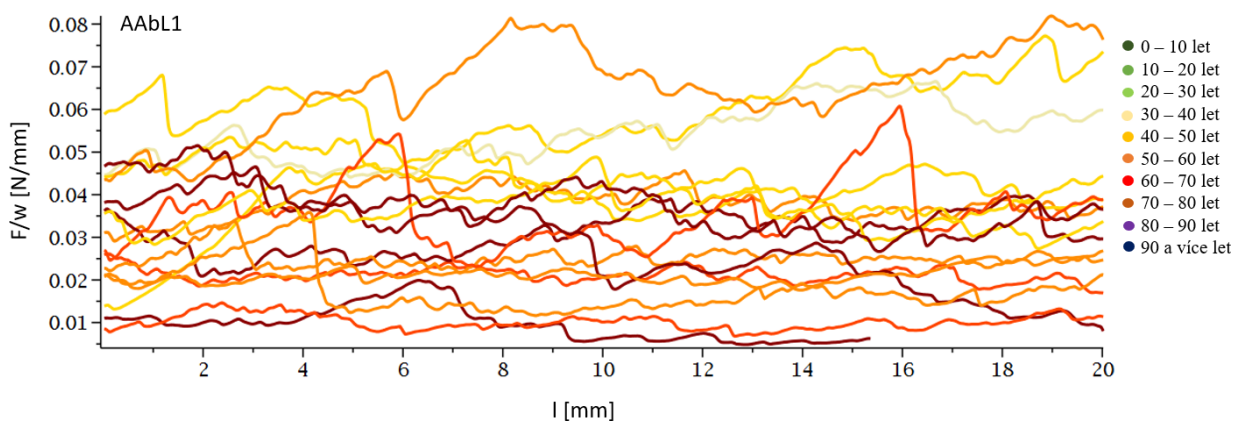
V průběhu života dochází k neustálému porušování tepen, které má zásadní vliv na mechanické vlastnosti. Z tohoto důvodu jsme se dále zaměřili na vyhodnocení korelace věku a delaminační pevnosti. Patrná závislost je již vidět ze záznamů delaminačních zkoušek, kde jsou barevně rozlišené věkové skupiny. Světlé barvy značí mladé dárce a tmavé barvy naopak starší dárce. Jako příklad uvedu záznamy pro vzorky AAbL01, AAbC01, AAbL1 a AAbC1 (viz. obr. 53, obr. 54, obr. 55 a obr. 56). Další záznamy z delaminačních zkoušek se nachází v Apendixu.



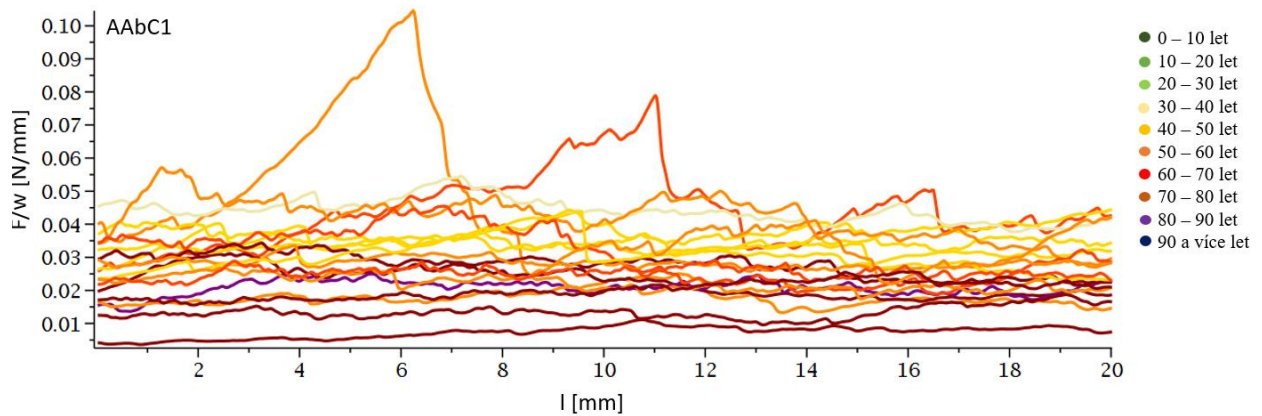
Obr. 53 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL01



Obr. 54 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC01



Obr. 55 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL1

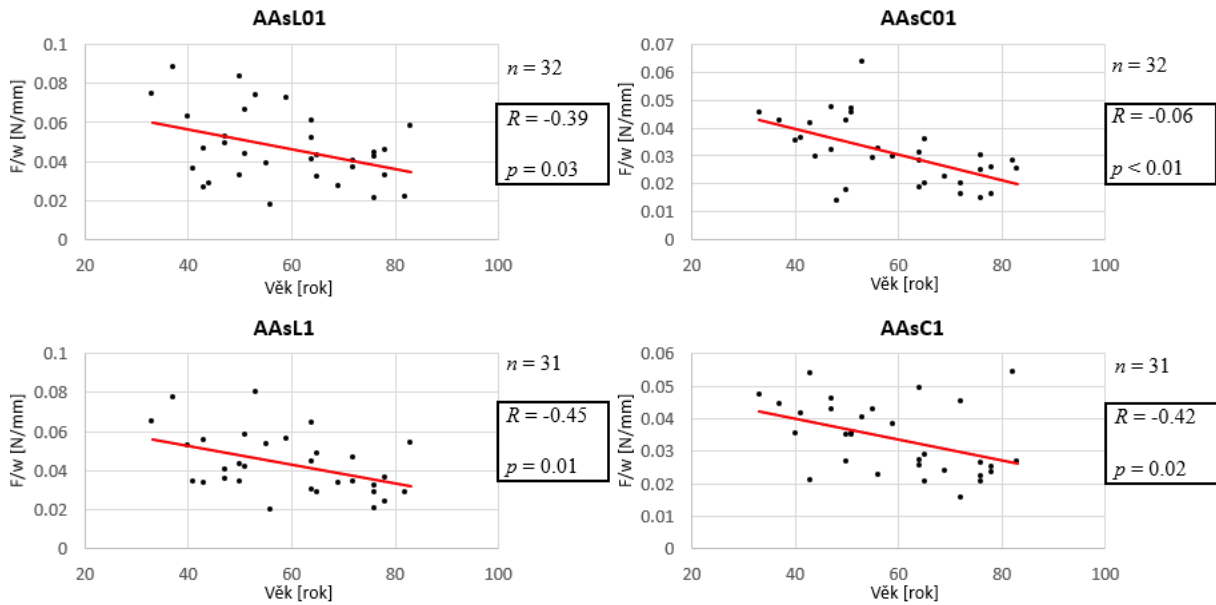


Obr. 56 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC1

K vyhodnocení korelace věku a delaminační pevnosti jsme použili Pearsonův korelační koeficient  $R$  s hladinou významnosti  $\alpha \leq 0.05$ . Korelační koeficient nabývá hodnoty 0 právě tehdy, když korelace neexistuje. Pokud  $p$ -hodnota nabývá vyšší hodnoty jako 0.05 tvrdíme, že neexistují statistické důkazy, že existuje korelace mezi daty.



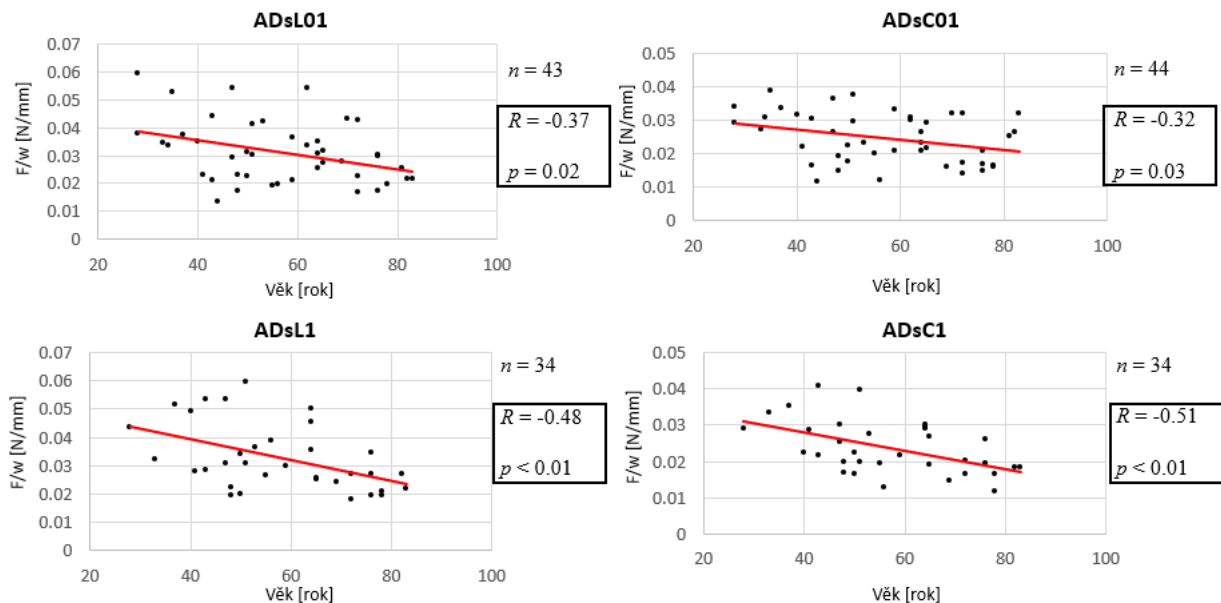
Výsledky korelace si nejdříve uvedeme pro ascendentní část.



Obr. 57 Korelace věku a delaminační síly pro vzorky z ascendentní části

Diskrétní body s mediány sil (černě značeny) byly proloženy lineárním regresním modelem  $y = ax + b$ , který je zobrazen červenou křivkou. Dále jsou u grafů vpravo umístěny údaje o datech, kde  $n$  je počet vzorků,  $R$  je Pearsonův korelační koeficient a  $p$ -hodnota. Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu nabývá záporných hodnot, což znamená, že jsou veličiny záporně korelované a delaminační síla tedy s věkem klesá.  $P$ -hodnota nám ve všech případech zamítla nulovou hypotézu  $H_0$ , která říká, že se hodnoty mediánů sil pro různý věk rovnají.

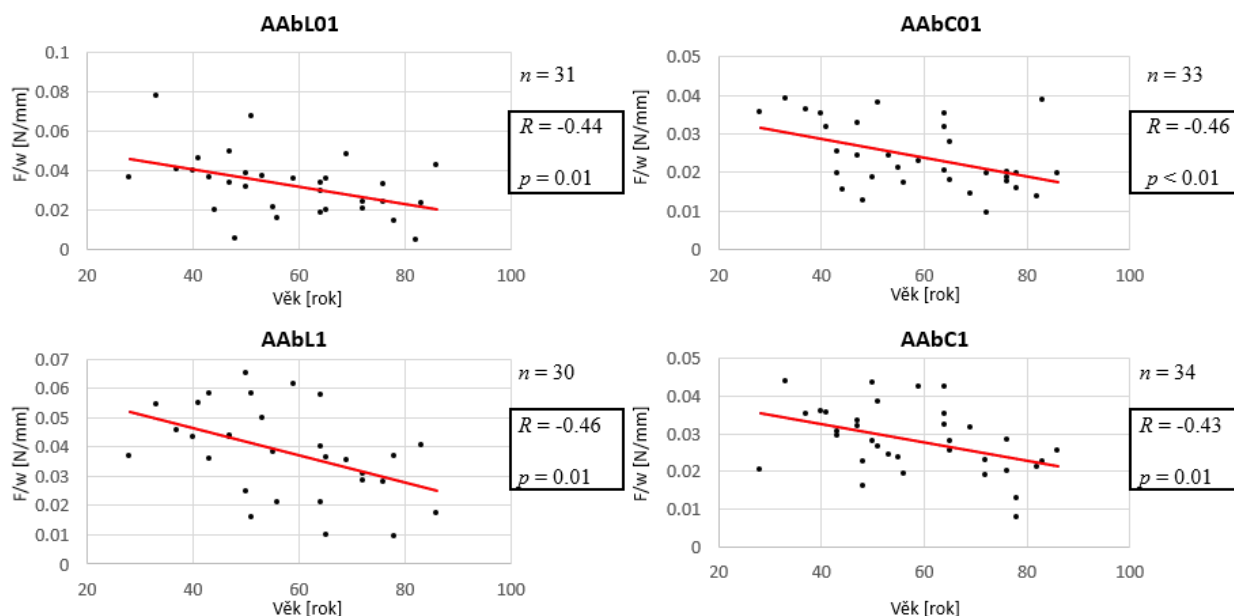
Výsledky korelace dále i pro hrudní descendentní část.



Obr. 58 Korelace věku a delaminační síly pro vzorky z hrudní descendentní části

Data pro hrudní descendentní část zobrazují podobné výsledky, jako tomu bylo u ascendentní části. Opět hodnota Pearsonova korelačního koeficientu nabývá záporných hodnot a *p*-hodnota nám ukazuje, že nulová hypotéza byla zamítnuta.

Poslední, abdominální část, lze vidět na následujících grafech.



Obr. 59 Korelace věku a delaminační síly pro vzorky z abdominální části

Také data pro abdominální část zobrazují podobné výsledky, jako tomu bylo v předešlých případech. Opět hodnota Pearsonova korelačního koeficientu nabývá záporných hodnot a *p*-hodnota nám ukazuje, že nulová hypotéza byla zamítnuta.

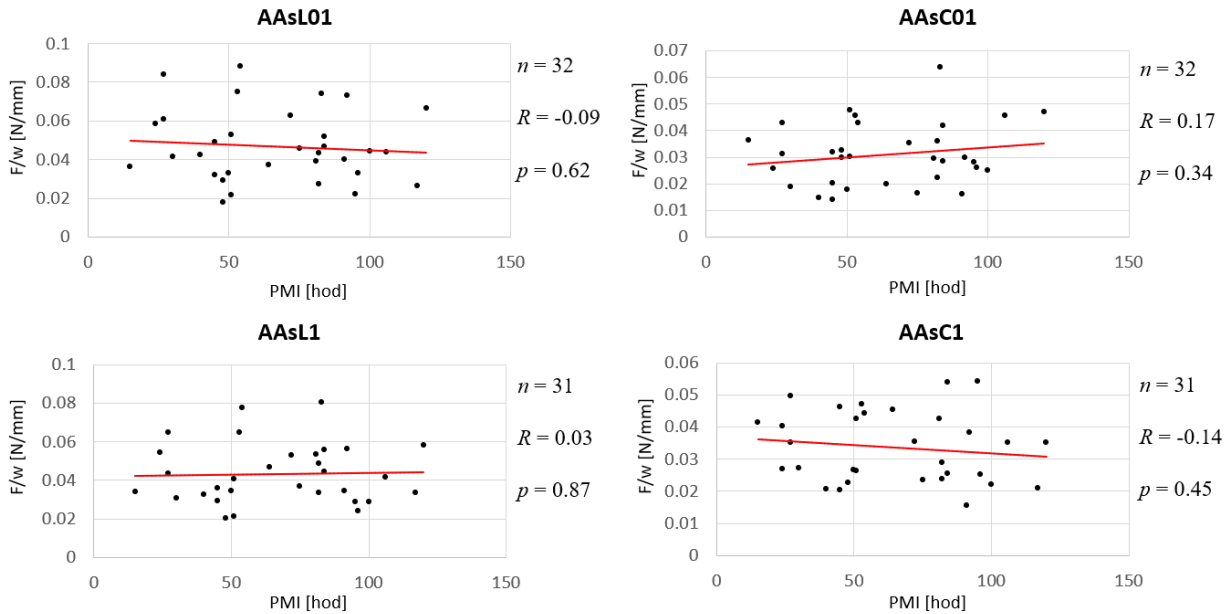
Z výsledků lze říct, že ve všech případech byl vztah mezi věkem a delaminační silou signifikantně nepřímo závislý. Hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu nabývaly záporných hodnot, které se pohybovaly okolo hodnoty -0.4. *P*-hodnota byla ve všech případech menší, než hladina významnosti  $\alpha \leq 0.05$  a lze tedy nulovou hypotézu  $H_0$ , která říká, že se hodnoty mediánů sil pro různý věk rovnají, zamítnout. Delaminační pevnost skutečně závisí ve všech lokalitách na hodnotě stáří dárce.

#### 6.2.4. Závislost delaminační pevnosti na délce posmrtného intervalu

Naměřená data se mohla lišit různými hodnotami délky posmrtného intervalu (PMI). Hodnoty délky PMI se pohybovaly v rozmezí od 15 do 120 hodin. Zaměřili jsme se tedy, zda i tato veličina může mít vliv na výsledky měření. K vyhodnocení korelace délky PMI a delaminační pevnosti jsme použili, jako v předchozím případě, Pearsonův korelační koeficient *R* s hladinou významnosti  $\alpha \leq 0.05$ .



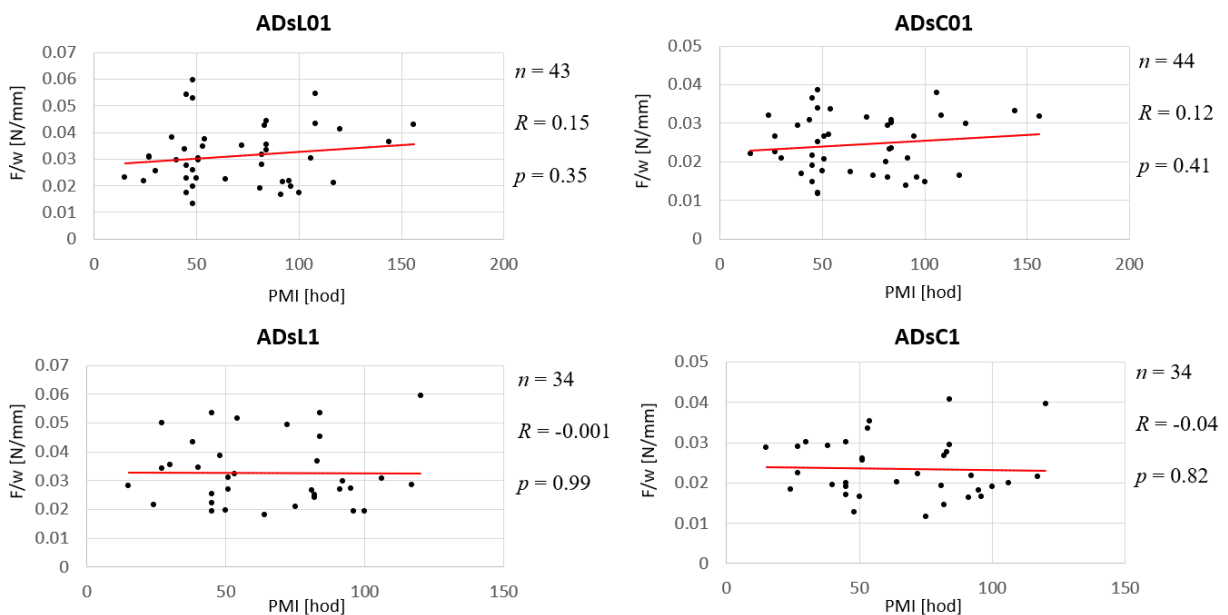
Nejdříve opět začneme s hodnotami z ascendentní části.



Obr. 60 Korelace délky PMI a delaminační síly pro ascendentní část

Diskrétní body s mediány sil (černě značeny) byly proloženy lineárním regresním modelem  $y = ax + b$ , který je zobrazen opět červenou křivkou. Dále jsou u grafů vpravo umístěny údaje o datech, kde  $n$  je počet vzorků,  $R$  je Pearsonův korelační koeficient a  $p$ -hodnota. Hodnota Pearsonova korelačního koeficientu nenabývá specifických hodnot. Data nám ukazují, že nemáme statistické důkazy, abychom hypotézu  $H_0$  o korelačním koeficientu  $R = 0$  mohli zamítnout.

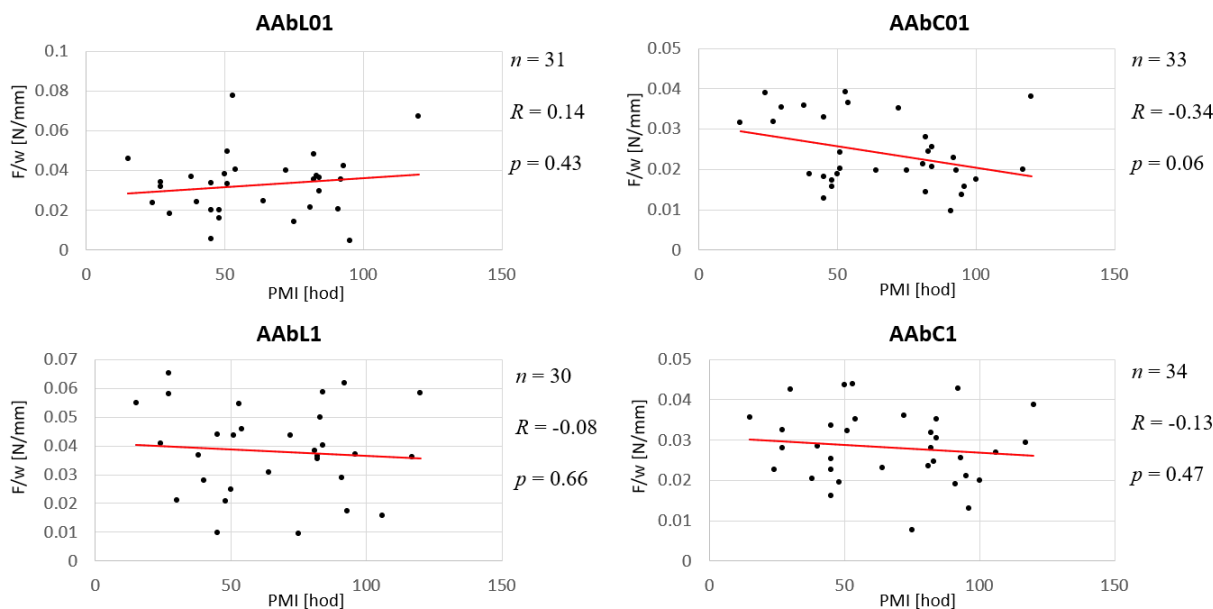
Výsledky pro hrudní descendentní část jsou následující:



Obr. 61 Korelace délky PMI a delaminační síly pro hrudní descendentní část

I zde je patrné, že hodnota Pearsonova korelačního koeficientu nenabývá specifických hodnot. Data nám ukazují, že nemáme statistické důkazy abychom hypotézu  $H_0$  o korelačním koeficientu  $R = 0$  mohli zamítnout.

Výsledky pro poslední, abdominální část, vypadají následovně:



Obr. 62 Korelace délky PMI a delaminační síly pro abdominální část

I zde nám data ukazují, že nemáme statistické důkazy abychom hypotézu  $H_0$  o korelačním koeficientu  $R = 0$  mohli zamítnout.

Nemáme v žádném případě pozorování statistické důkazy, abychom zamítli nulovou hypotézu. V rozsahu našeho pozorování můžeme tvrdit, že rozklad tkáně neproběhl v takové míře, aby měl vliv na delaminační pevnost.

### 6.2.5. Lokální rozdíly v delaminační pevnosti po délce aorty

Poslední, co budeme dále zkoumat, jsou lokální rozdíly v delaminační pevnosti po délce aorty. Stanovíme si tedy nulovou hypotézu  $H_0$ , která říká, že se hodnoty mediánů sil pro různé lokace rovnají. K vyhodnocení jsme opět použili Kruskalův-Wallisův test s hladinou významnosti  $\alpha \leq 0.05$  a pro párové porovnání dat jsme použili test Dunnové. Pro vyhodnocení jsme sloučili hodnoty pro obě rychlosti zatěžování, jelikož v rámci našeho pozorování pro rychlosti 0.1 a 1 mm/s nebyly nalezeny žádné signifikantní rozdíly.

Nejdříve se zaměříme na Kruskalův-Wallisův test (tab. 20), ze kterého je patrné že lze nulovou hypotézu, můžeme zamítnout s pravděpodobností chyby prvního druhu  $p < 0.01$ .

Tab. 20 Kruskalův-Wallisův test pro různé lokace vzorků

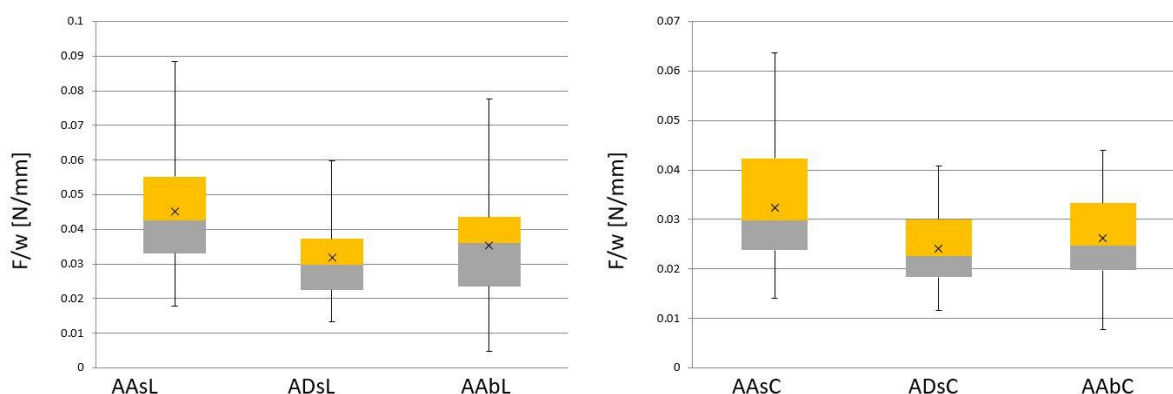
Kruskalův-Wallisův test						
	AA <sub>s</sub> L	AD <sub>s</sub> L	AA <sub>b</sub> L	AA <sub>s</sub> C	AD <sub>s</sub> C	AA <sub>b</sub> C
Medián	0.042546	0.029764	0.036085	0.029876	0.022518	0.024655
Mezikvartilové rozpětí (IQR)	0.022099	0.014785	0.019927	0.018527	0.011724	0.013547
Počet (n)	63	77	61	63	78	67
df	2					
alpha	0.05					
p-hodnota	<b>7.64249E-06</b>			<b>5.25712E-05</b>		

Tab. 21 Test Dunnové pro různé lokace vzorků

Test Dunnové								
Směr	Skupina 1	Skupina 2	R-mean	std err	z-stat	R-crit	p-hodnota	sig
L	AA <sub>s</sub>	AD <sub>s</sub>	47.66955	9.881692	4.824027	19.36776	<b>1.41E-06</b>	ano
	AA <sub>s</sub>	AA <sub>b</sub>	31.0432	10.44861	2.971035	20.4789	<b>0.002968</b>	ano
	AD <sub>s</sub>	AA <sub>b</sub>	16.62636	9.970391	1.667573	19.54161	0.0954	ne
C	AA <sub>s</sub>	AD <sub>s</sub>	44.62515	10.19544	4.37697	19.9827	<b>1.2E-05</b>	ano
	AA <sub>s</sub>	AA <sub>b</sub>	31.30253	10.56278	2.963475	20.70267	<b>0.00304</b>	ne
	AD <sub>s</sub>	AA <sub>b</sub>	13.32262	10.02567	1.32885	19.64996	0.183897	ne

Z výsledků testu Dunnové (tab. 21), že nulovou hypotézu můžeme zamítnout pro podélný i obvodový směr mezi ascendentní, hrudní descendentní částí (AA<sub>s</sub> a AD<sub>s</sub>) a mezi ascendentní, abdominální částí (AA<sub>s</sub> a AA<sub>b</sub>). Nulovou hypotézu můžeme zamítnout pro tyto možnosti s pravděpodobností chyby prvního druhu  $p < 0.01$ .

Pro lepší přehlednost výsledků jsme výsledky také zobrazili ve formě boxplotů (obr. 63).



Obr. 63 Krabicový graf pro delaminační síly v závislosti na lokaci vzorku (vlevo pro podélný směr, vpravo pro obvodový)

Nejvyšších hodnot delaminační pevnosti v obvodovém i v podélném směru pro obě rychlosti zatěžování získáme v ascendentní části.

Rozdíly hodnot v některých případech může způsobit materiálová variabilita různých částí. Toto tvrzení by nám potvrdila, anebo vyvrátila, histologická analýza vzorků.

## 7. Diskuse a porovnání naměřených dat s literaturou

V této diplomové práci jsme se zabývali problematikou peelingového testu a je potřeba si uvědomit, že každá experimentální metodika může mít mnoho faktorů, které mohou ovlivnit výsledky měření.

Je třeba si uvědomit, že snímač síly je umístěn na pohyblivé části. Snímač se tedy rozbíhá, rovnoměrně se pohybuje a následně dobíhá. Cítí tedy setrvačnou sílu a může tak vzniknout parazitní vliv. Otázkou tedy zůstává, jestli je setrvačná síla zanedbatelná, anebo ne. To lze dopočítat z hmotnosti silového snímače ( $m = 75 \text{ g}$ ) (U9C: Force transducer, 2017) a z rychlosti pohybu čelistí. Tímto způsobem jsme zjistili, že setrvačné síly jsou zanedbatelné oproti silám, které jsme naměřili během experimentu. Další faktor může být např. vliv okolí, jelikož se měření konalo ve všech ročních obdobích a teplota v laboratoři se pohybovala v určitém teplotním rozmezí. Vycházíme z toho, že výrobci deklarovali nezávislost měřidel v rámci podmínek v laboratoři (teplota, vlhkost), a proto usuzujeme, že tento faktor nemá vliv.

V diplomové práci jsme se rozhodli zabývat hodnotou delaminačních sil, která je stanovená na šířku vzorku a která nám definuje delaminační pevnost aorty. Autoři uvádí výsledky  $F/w$  v jednotkách  $\text{mN/mm}$  a bylo tedy potřeba i naše výsledky do diskuse převést na stejné jednotky z  $\text{N/mm}$  na  $\text{mN/mm}$ . Další alternativou, jak vyhodnotit výsledky z experimentů, je zabývat se hodnotami prací potřebných k delaminaci. Tato alternativa může být další výzva, jak dále rozvinout výsledky z této diplomové práce.

Většina autorů, kteří se problematikou peelingového testu zabývali, zkoumali rozdíly delaminační pevnosti tepenné stěny v různých disekujících rozhraních (M-M, AM-I, A-MI). Přípravu vzorků vždy prováděla autorka této diplomové práce, která se snažila vzorky říznout uprostřed, což by mělo odpovídat rozhraní M-M. Odpadla nám tak variabilita subjektivní preference, a proto se dále nebudeme tomuto zkoumání věnovat.

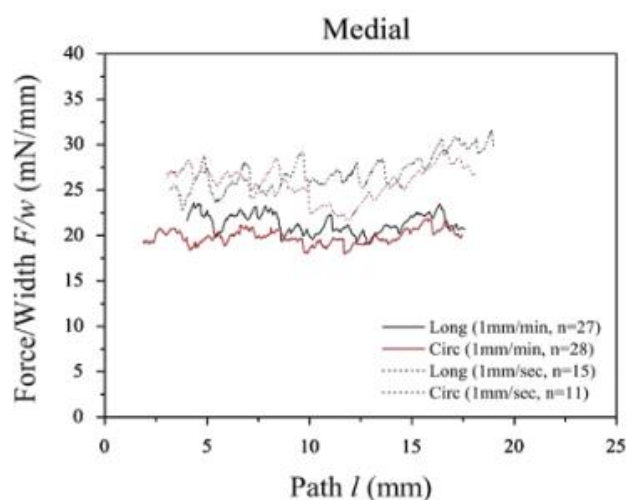
Zaměříme se tedy na srovnání dat v závislosti na orientaci vzorku. Tomuto problému se věnovaly již studie např. od Sommer a kol. (Sommer a kol., 2008), Tong a kol. (Tong a kol., 2014) a také kolega Zdeněk Petřivý ve své diplomové práci (Petřivý, 2018). Pro ilustraci si uvedeme výsledky ze studií a z této diplomové práce do tabulky (tab. 22). Výsledky ze studií jsou prezentovány jako průměrná hodnota delaminační pevnosti, která zahrnuje směrodatnou odchylku (SD). Naše výsledky jsou prezentovány jako medián z hodnot delaminační pevnosti, který zahrnuje míru variability (IQR).

Tab. 22 Srovnání hodnot delaminační pevnosti se studii. (Sommer a kol. (2008); Pasta a kol. (2012); Tong a kol. (2014); Petřivý (2018); Noble a kol. (2016))

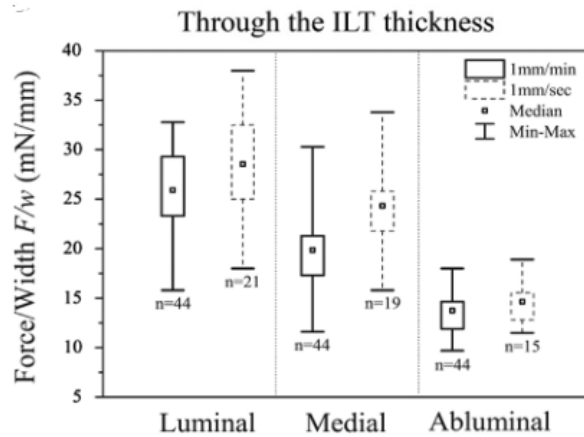
Zdroj	Specifikace	Rozhraní	Lokace	Rychlost [mm/s]	n		F/w [mN/mm]		Podíl L/C
					L	C	L	C	
Sommer a kol.	Lidská	M	AAb	-	7	5	34.8 ± 15.5	22.9 ± 2.9	1.52
Pasta a kol.	Lidská		AAAs	-	7	7	149.0 ± 7.6	126.0 ± 6.6	1.18
Tong a kol.	Lidská	M	AC	-	14	16	26.9 ± 7.1	21.5 ± 4.2	1.25
Noble a kol.	Prasečí		ADs	1	16	16	76.7 ± 25.9	67.4 ± 11.7	1.14
Zdeněk Petřivý	Lidská	M	ADs	0.1	7	7	44.2 ± 12.7	32.6 ± 6.4	1.36
Tato práce	Lidská	M	AAAs	0.1	32	32	43.7 ± 25.9	29.8 ± 16.1	1.47
			AAAs	1	31	31	40.7 ± 20.8	35.2 ± 18.1	1.16
			ADs	0.1	43	44	30.4 ± 14.7	24.3 ± 13.3	1.25
			ADs	1	34	34	29.21 ± 13.8	21.7 ± 10.3	1.35
			AAb	0.1	31	31	33.9 ± 18.3	20.6 ± 13.7	1.65
			AAb	1	30	34	37.7 ± 20.6	28.0 ± 12.2	1.35

Jelikož jsou ve studiích prezentovány výsledky z různých lokací tepen, je předpokládána mírná variabilita výsledků. I přes variabilitu lze vidět směrovou závislost na delaminační pevnosti. Podíl mezi silami u vzorků podélných a obvodových (L/C), jak lze vidět v posledním sloupci tabulky (tab. 22), ve všech případech nabývá hodnot větších než 1. Tento podíl nám ukazuje, že skutečně hodnoty delaminační pevnosti v podélném směru nabývají vyšších hodnot, než je tomu u obvodového směru.

Dále se zaměříme na srovnání dat v závislosti na rychlosti zatěžování. K tomuto problému jsme našli pouze jednu studii, která se tímto problémem zabývala. Studie je z roku 2013 a je od Tong a kol. (Tong a kol., 2014). Ve své studii se zabývali vlivem rychlosti zatěžování, které pozorovali u intraluminálního trombu (ILT) v aneurysmatu abdominální části aorty a zjistili určitou závislost na rychlosti. Ve studii používali dvě rychlosti zatěžování, které nabývaly hodnot 1 mm/s a 1 mm/min (0.016 mm/s). Ze studie vyšlo, že hodnoty delaminační pevnosti pro rychlost 1 mm/s jsou průměrně o 18% vyšší, než hodnoty pro rychlost 1 mm/min. Výsledky jsou prezentovány pomocí grafu a také pomocí boxplotu. Ukázku grafu jsme vybrali ze studie pouze pro rozhraní M-M, jelikož tato vrstva nás převážně zajímá. Boxplot ukazuje velikosti  $F/w$  na celé tloušťce intraluminálního trombu (ILT).

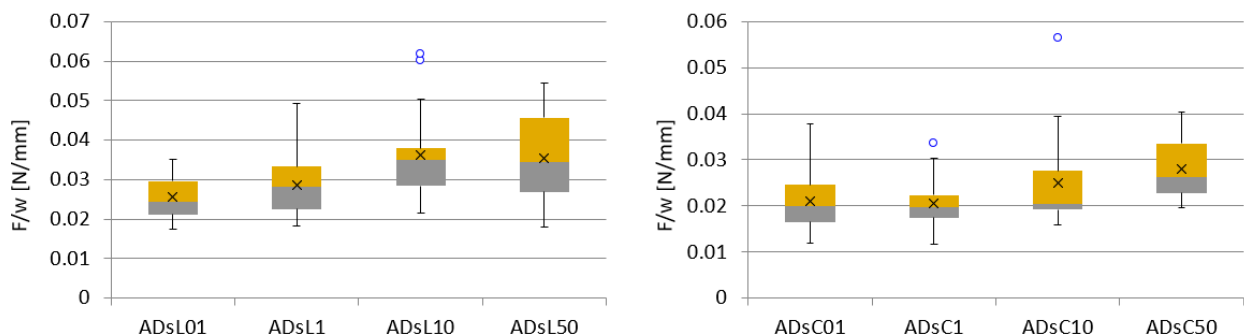


Obr. 64 Ukázka grafu  $F/w$  ze studie (Tong a kol., 2014) pro mediální vrstvu pro srovnání více zatěžovacích rychlostí



Obr. 65 Ukázka boxplotů ze studie (Tong a kol., 2014) pro porovnání více rychlostí

V této diplomové práci jsme zjistili, že nemáme statistické důkazy pro ascendentní a abducentní část, abychom zamítli nulovou hypotézu, která předpokládá, že se hodnoty mediánů sil pro různé rychlosti zatěžování rovnají. Podobný fenomén, jako odhalila studie Tong a kol. (Tong a kol., 2014), nám přinesly hodnoty pro hrudní descendentní část (viz. obr. 66), kde jsme mohli nulovou hypotézu zamítnout a zdá se, že rozdíly existují. Pro podélný směr v hrudní descendentní části  $p$ -hodnota dosahovala hodnoty 0.003 a pro obvodový směr dosahovala  $p$ -hodnota 0.004.



Obr. 66 Boxploty pro porovnání výsledků z ascendentní části pro různé rychlosti zatěžování

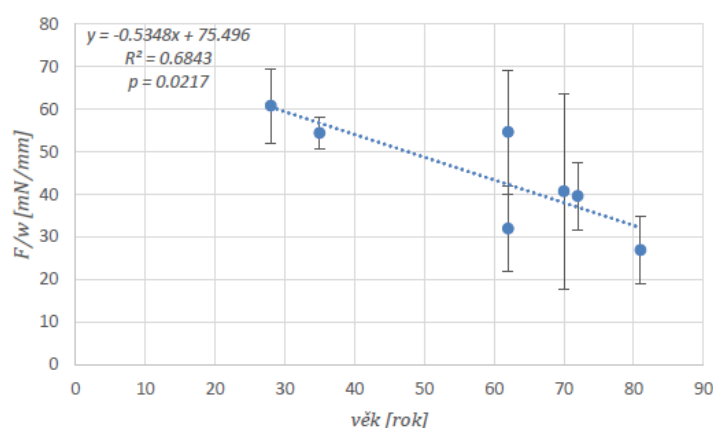
Podle testu Dunnové (viz. tab. 23) můžeme nulovou hypotézu zamítnout v případě podélného směru v hrudní descendentní části pro rychlosti 0.1 a 10 mm/s, poté pro 0.1 a 50 mm/s a pro 1 a 10 mm/s. Pro obvodový směr v hrudní descendentní části je to pouze pro hodnoty 0.1 a 50 mm/s a 1 a 50 mm/s.

Tab. 23 Test Dunnové pro hrudní descendentní část a pro různé rychlosti zatěžování

Test Dunnové						
Skupina 1	Skupina 2	R-mean	std err	z-stat	R-crit	p-hodnota
ADsL01	ADsL1	6.76608	7.16855	0.94386	14.05011	0.34524
ADsL01	ADsL10	22.92398	7.16855	3.19785	14.05011	<b>0.00138</b>
ADsL01	ADsL50	19.87135	7.16855	2.77202	14.05011	<b>0.00557</b>
ADsL1	ADsL10	16.15789	7.07102	2.28509	13.85894	<b>0.02231</b>
ADsL1	ADsL50	13.10526	7.07102	1.85338	13.85894	0.06383
ADsL10	ADsL50	3.05263	7.07102	0.43171	13.85894	0.66595
ADsC01	ADsC1	1.26316	7.16473	0.17630	14.04261	0.86006
ADsC01	ADsC10	8.42105	7.16473	1.17535	14.04261	0.23986
ADsC01	ADsC50	22.00000	7.16473	3.07060	14.04261	<b>0.00214</b>
ADsC1	ADsC10	9.68421	7.16473	1.35165	14.04261	0.17649
ADsC1	ADsC50	23.26316	7.16473	3.24690	14.04261	<b>0.00117</b>
ADsC10	ADsC50	13.57895	7.16473	1.89525	14.04261	0.05806

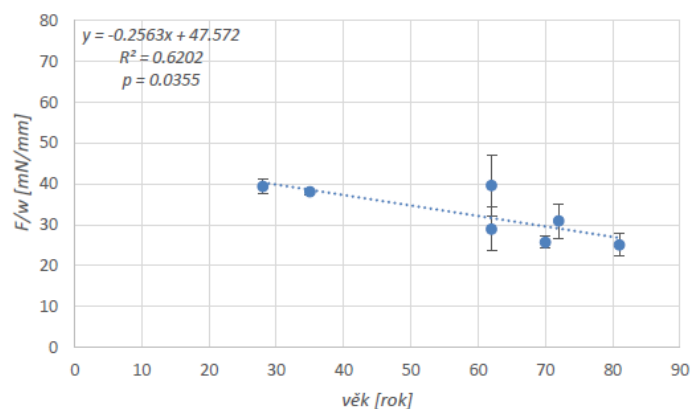
Jelikož se další studie tímto problémem nezabývají, můžeme se pouze domnívat, čím je tento fakt způsoben. Domníváme se, že se může lišit složení hrudní descendentní části aorty, které může mít vliv na delaminační pevnost. Můžeme tedy v budoucnu využít histologické zkoumání stěn aort z měření, které nám přiblíží vnitřní strukturu materiálu a může zodpovědět otázku závislosti delaminační pevnosti hrudní descendentní části aorty na rychlosti zatěžování. Rozdíl v hrudní descendentní části nám také mohou způsobit odstupky nacházející se v této části a které také mohou mít vliv na delaminační pevnost aorty.

Dále se zaměříme na srovnání dat v závislosti na věku dárce. Touto problematikou se zabýval kolega Ing. Zdeněk Petřivý ve své diplomové práci (Petřivý, 2018), kde dokázal korelaci delaminační pevnosti s věkem pro podélné (obr. 67), ale i obvodové vzorky (obr. 68). Jeho studie pracovala s omezeným počtem dárců ( $n = 7$ ), zatímco studie z této diplomové práce pracovala s výsledky ze 44 dárců.



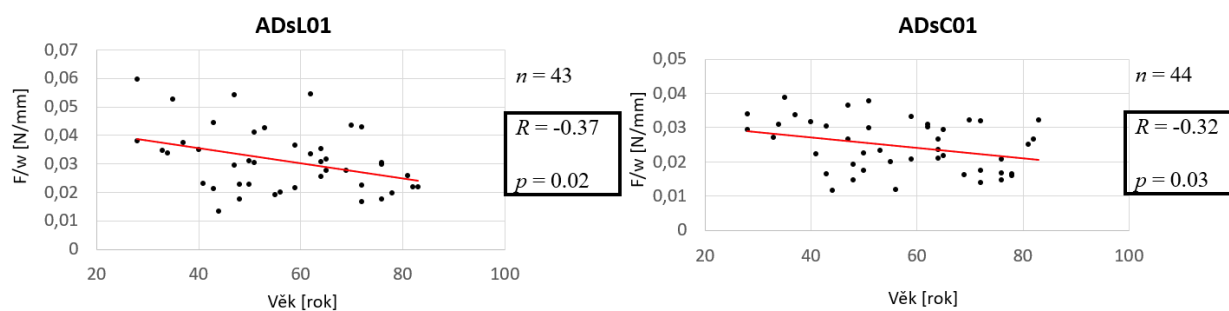
Obr. 67 Korelace delaminační síly u podélných vzorků z ascendentní části s věkem dárce – převzato z Petřivý (2018)



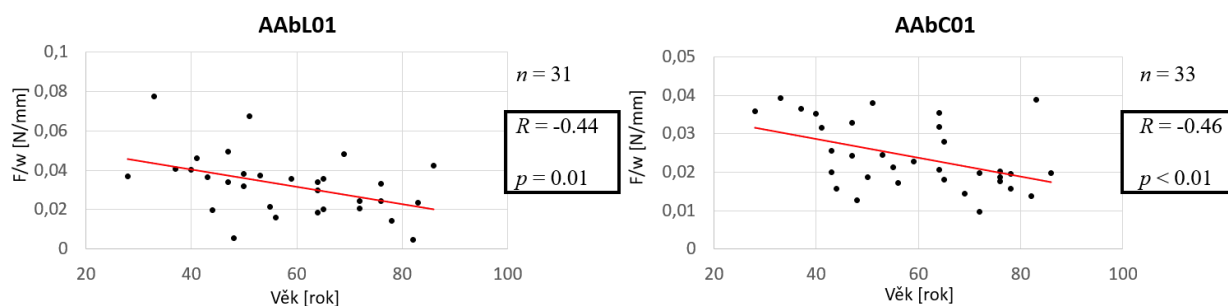


Obr. 68 Korelace delaminační síly u obvodových vzorků z ascendentní části s věkem dárce – převzato z Petřivý (2018)

Stejných výsledků jsme dosáhli i v této diplomové práci (viz. kapitola 6.2.3). Grafickou ukázkou jsme si zvolili, stejně jako kolega ve své studii (Petřivý, 2018), data z hrudní descendentní části aorty (obr. 69). Dále je zde také použita ukáзка dat z abdominální části aorty (obr. 70), kde je závislost silnější.



Obr. 69 Ukáзка korelace delaminační síly u vzorků z ascendentní části s věkem dárce (vlevo - podélný směr, vpravo - obvodový směr),



Obr. 70 Ukáзка korelace delaminační síly u vzorků z abdominální části s věkem dárce (vlevo - podélný směr, vpravo - obvodový směr)

Tato korelace se vyskytuje po celé délce aorty, pro obě rychlosti a pro obě orientace (viz. shrnutí v tab. 24). Z výsledků v kapitole 6.2.3 je tedy zřejmé, že vztah mezi věkem a delaminační silou je signifikantně nepřímo závislý. Výsledky jsou v souladu s klinickým pozorováním (viz. obr. 17 z kapitoly 3.3), kde je patrné, že u starších jedinců je onemocnění častější, než je tomu u mladých jedinců.

Tab. 24 Shrnutí a porovnání dat z Petřivý (2018) korelace delaminační síly s věkem dárce

Studie z této diplomové práce				Studie od Z. Petřivýho (Petřivý, 2018)		
Název vzorku	Počet vzorků	Pearsonův korelační koeficient	p-hodnota	Počet vzorků	Pearsonův korelační koeficient	p-hodnota
	n	R		n	R	
AAsL01	32	-0.39	<b>0.03</b>	-	-	-
AAsL1	31	-0.45	<b>0.01</b>	-	-	-
ADsL01	43	-0.37	<b>0.02</b>	7	-0.83	<b>0.02</b>
ADsL1	34	-0.48	<b>&lt; 0.01</b>	-	-	-
AAbL01	31	-0.44	<b>0.01</b>	-	-	-
AAbL1	30	-0.46	<b>0.01</b>	-	-	-
AAsC01	32	-0.06	<b>&lt; 0.01</b>	-	-	-
AAsC1	31	-0.42	<b>0.02</b>	-	-	-
ADsC01	44	-0.32	<b>0.03</b>	7	-0.79	<b>0.04</b>
ADsC1	34	-0.51	<b>&lt; 0.01</b>	-	-	-
AAbC01	33	-0.46	<b>&lt; 0.01</b>	-	-	-
AAbC1	34	-0.43	<b>0.01</b>	-	-	-

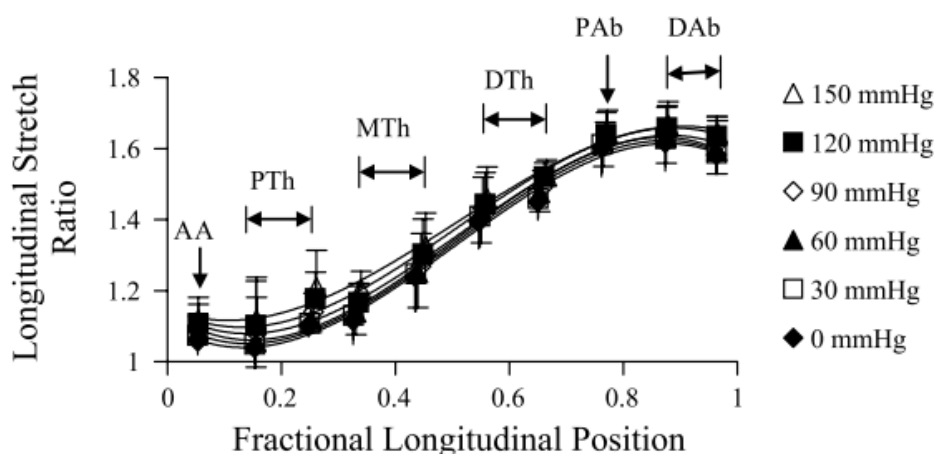
Dále se zaměříme na srovnání dat v závislosti na délce posmrtném intervalu. Jelikož měření nabývala různých hodnot délky PMI a přirozeně nastává posmrtný rozklad tkáně, chtěli jsme vyloučit další faktor, který by mohl ovlivnit výsledky delaminační pevnosti. Vliv degradace tkáně a s tím spojený vliv délky PMI a na mechanické vlastnosti, zkoumaly studie Horný a kol. 2014 (Horný a kol., 2014) a Amin a kol., 2011 (Amin a kol., 2011), které došly ke stejnému závěru, jako my v diplomové práci v kapitole 6.2.4. Výsledky jsou zobrazeny v tab. 25. V rámci našeho pozorování jsme prokázali, že zde není signifikantní vliv délky PMI a že posmrtný rozklad neovlivnil výsledky měření.

Tab. 25 Shrnutí dat korelace delaminační síly s délkou PMI

Název vzorku	Počet vzorků	Pearsonův korelační koeficient	p-hodnota
	n	R	
AAsL01	32	-0.09	0.62
AAsL1	31	0.03	0.87
ADsL01	43	0.15	0.35
ADsL1	34	-0.001	0.99
AAbL01	31	0.14	0.43
AAbL1	30	-0.08	0.66
AAsC01	32	0.17	0.34
AAsC1	31	-0.14	0.45
ADsC01	44	0.12	0.41
ADsC1	34	-0.04	0.82
AAbC01	33	-0.34	0.06
AAbC1	34	-0.13	0.47

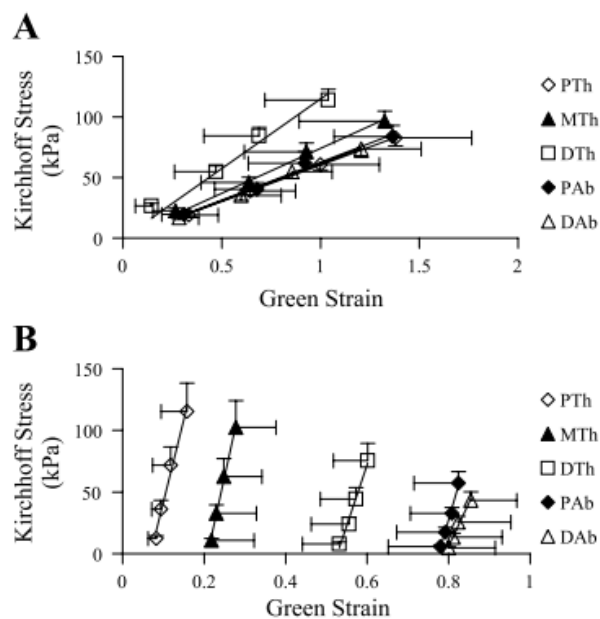
Poslední faktor, který jsme zkoumali, je vliv delaminační pevnosti na lokaci vzorku. Pozorovali jsme lokální rozdíly v delaminační pevnosti po celé délce aorty. Různé studie se zabývaly mechanickými vlastnostmi aortální stěny, ale žádná z nich se nezabývala delaminační pevností. Z tohoto důvodu jsme se rozhodli tento faktor také zahrnout.

Literatura, která se zabývá mechanickými vlastnostmi aortální stěny *in vivo*, je od autorů X. Guo a G. S. Kassab (Guo a Kassab, 2003), kteří v roce 2003 zkoumali tyto vlastnosti na vzorcích ze 7 myší (C57BL/6) mužského pohlaví. Studie se zabývala např. napětím, prodloužením, modulem pružnosti a deformační energií. Nejdříve se podíváme na obr. 71, který nám ukazuje závislost frakční podélné pozice (FLP) na předpětí pro různé tlakové zatížení. Zkratky znázorňují určité části aorty, kde AA je *aorta ascendens*, PTh je *aorta proximal thoracic*, MTh je *aorta middle thoracic*, DTh je *aorta distal thoracic*, PAb je *aorta proximal abdominal* a DAb je *aorta distal abdominal*.



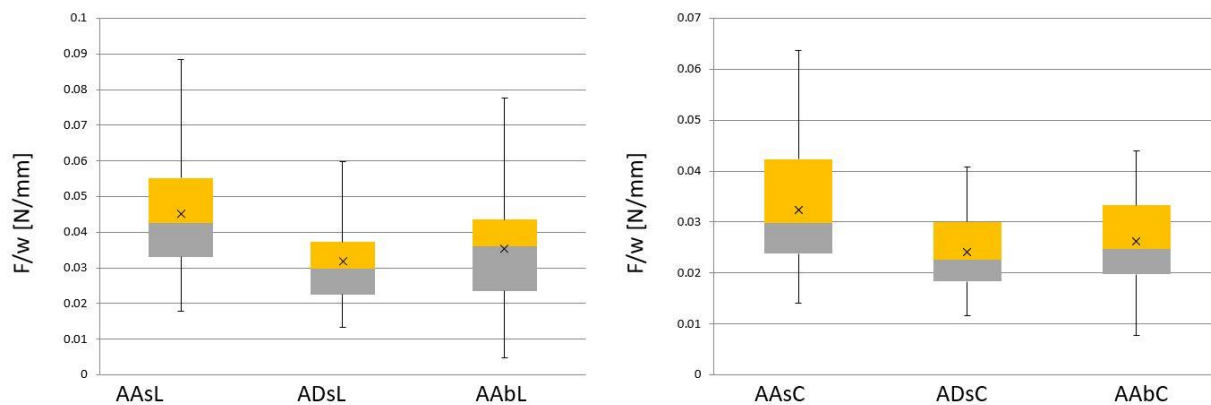
Obr. 71 Změna poměru podélného předpětí v závislosti na umístění podélné osy aorty – převzato z Guo a Kassab (2003)

Je patrné, že s rostoucí vzdáleností od kořene aorty roste předpětí. Z dalších obrázků (obr. 72) ze studie (Guo a Kassab, 2003), které znázorňují závislost napětí a deformace pro obvodový a podélný směr, se zdá, že aorta je poddajnější v abdominální části než v ascendentní části. Hodnoty napětí jsou znázorněny jako 1. Piolovo-Kirchhoffovo napětí a hodnoty deformace jsou zobrazeny jako Greenův-Lagrangeův tenzor deformace.



Obr. 72 Závislost napětí - deformace pro obvodový (A) a podélný (B) směr – převzato z Guo a Kassab (2003)

Z experimentálních dat v této diplomové práci jsme zjistili lokální rozdíly v delaminační pevnosti, kde nejvyšší delaminační pevnosti dosahuje ascendentní část (obr. 73). Tento fakt může být způsoben celkovou anatomií aorty, vyšší tuhostí v části aorta thoracic, než v části aorta abdominal, anebo materiálovým složením daných částí.



Obr. 73 Krabicový graf pro delaminační síly v závislosti na lokaci vzorku (vlevo pro podélný směr, vpravo pro obvodový)

Zjištění přesné příčiny rozdílných hodnot po celé délce aorty může být další úkol, jak dále rozvinout výsledky z této diplomové práce. Můžou se např. použít výsledky z histologického zkoumání vzorků a může se dále rozšířit metodika testování. Peelingový experiment by tak do budoucna mohl být rozšířen o tahovou zkoušku a také o inflační test aorty.

## 8. Závěr

V této diplomové práci byly popsány znalosti o delaminaci tepenné stěny a byl popsán klinický význam disekce, která se projevuje delaminací. Dále byla popsána metodika peelingového experimentu, realizace experimentu s lidskými aortami a vyhodnocení delaminace aortální stěny.

Vyhodnocením experimentů jsme ověřovali různé námi stanovené hypotézy, které nám přiblížili závislosti delaminační pevnosti. Výsledky nám ukázaly, že delaminační pevnost závisí na orientaci vzorku, což se také shoduje s výsledky z literatury. Co však nebylo z literatury známé, byla závislost delaminační pevnosti na rychlosti zatěžování. Zde nám výsledky ukázaly, že nemáme dost statistických důkazů, abychom zamítli nulovou hypotézu pro ascendentní a abdominální část. Nulová hypotéza tvrdí rovnost mediánů sil pro všechny rychlosti zatěžování. Pro hrudní descendentní část nám výsledky ukázaly určitou závislost, která je zde pozorovatelná. Dále jsme potvrdili korelaci věku a delaminační pevnosti. Došli jsme tedy ke stejnému poznání, jako kolega Ing. Z. Petřivý ve své diplomové práci s tím rozdílem, že jsme výsledky získali pro mnohem širší skupinu vzorků ( $n = 44$ ). Tímto způsobem jsme poznání učinili spolehlivější. Výsledkem je, že s rostoucím věkem je predikována větší indispozice k disekci aorty. Dále jsme prokázali, že v rámci našeho pozorování není signifikantní vliv délky PMI a že posmrtný rozklad neovlivnil výsledky měření. Další závislost, která doposud nebyla posuzovaná v literatuře a která stála za prozkoumáním, byla závislost delaminační pevnosti na lokaci vzorku. Zde jsme dospěli k závěru, že delaminační pevnost se liší v závislosti na lokaci pro obě orientace a aorta je tedy po celé své délce, co se týče delaminační pevnosti, nehomogenní.

Dosažené výsledky a jejich porovnání s literaturou přináší do budoucna další výzvy pro pozorování mechanických vlastností aortální stěny. Může se jednat např. o rozšíření peelingového testu o tahovou zkoušku a o inflační test. Histologické zkoumání vzorků a infračervená spektroskopie by nám mohly přiblížit složení vzorků, které již byly otestovány, a vysvětlit nám tak některé jevy, které zde nastaly.

## 9. Seznam použité literatury

AMIN, Mazyar, Amber G. KUNKEL, Victoria P. LE a Jessica E. WAGENSEIL, 2011. Effect of Storage Duration on the Mechanical Behavior of Mouse Carotid Artery. In: *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. s. 39-51 [cit. 2021-7-1]. ISSN 0148-0731. Dostupné z: doi:10.1115/1.4004415

BRUNET, J., B. PIERRAT, J. ADRIEN, E. MAIRE, N. CURT a P. BADEL, 2021. A Novel Method for In Vitro 3D Imaging of Dissecting Pressurized Arterial Segments Using X-Ray Microtomography. *Experimental Mechanics* [online]. **61**(1), 147-157 [cit. 2021-3-25]. ISSN 0014-4851. Dostupné z: doi:10.1007/s11340-020-00645-x

BRUNET, Joseph, Baptiste PIERRAT, Pierre BADEL a Jessica E. WAGENSEIL, January 2020. Review of Current Advances in the Mechanical Description and Quantification of Aortic Dissection Mechanisms. In: *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* [online]. s. 240-255 [cit. 2021-7-1]. ISSN 1937-3333. Dostupné z: doi:10.1109/RBME.2019.2950140

CLEVELAND CLINIC, medical professional, 2019. Thoracic Aortic Aneurysm Surgery. *My.clevelandclinic.org* [online]. Cleveland Clinic [cit. 2021-3-25]. Dostupné z: <https://my.clevelandclinic.org/health/treatments/17527-thoracic-aortic-aneurysm-surgery>

ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ, 2018. *Biomechanika člověka* [online]. Praha: Grada Publishing [cit. 2021-3-25]. ISBN 978-80-271-0367-6.

ČIHÁK, Radomír, 2016. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5636-3.

DOMINGUEZ, Moises. Elastin. *Step1.medbullets.com* [online]. 27.7.2019 [cit. 2021-7-2]. Dostupné z: <https://step1.medbullets.com/biochemistry/102079/elastin>

FAMILYDOCTOR.ORG. Abdominal Aortic Aneurysm (AAA): What is an abdominal aortic aneurysm (AAA)? In: <https://familydoctor.org/> [online]. September 2020 [cit. 2021-04-01]. Dostupné z: <https://familydoctor.org/condition/abdominal-aortic-aneurysm/?adfree=true>

GASSER, T. Christian, Ray W OGDEN a Gerhard A HOLZAPFEL, 2006. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *Journal of The Royal Society Interface* [online]. **3**(6), 15-35 [cit. 2021-3-25]. ISSN 1742-5689. Dostupné z: doi:10.1098/rsif.2005.0073

GUO, Xiaomei, Ghassan S. KASSAB, Roger LEWIS, Matt J. CARRÉ, Steve E. FRANKLIN, Sheila MACNEIL a Zeike A. TAYLOR, 2003. Variation of mechanical properties along the length of the aorta in C57bl/6 mice. In: *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology* [online]. H2614-H2622 [cit. 2021-7-1]. ISSN 0363-6135. Dostupné z: doi:10.1152/ajpheart.00567.2003

HORNÝ, Lukáš. *Biomechanika I - Krevní oběh a mechanika cév* [online]. [cit. 2021-3-25]. Dostupné z: <http://users.fs.cvut.cz/~hornyluk/home>

HORNÝ, Lukáš, 2015. *Stárnutí a jeho projevy v biomechanice cév* [online]. Praha [cit. 2021-3-26]. Dostupné z: <https://portal.cvut.cz/wp-content/uploads/2017/04/HP2015-19-Horny.pdf>. Habilitační práce. České vysoké učení technické v Praze.

HORNÝ, Lukáš, 2016. *Biomechanika II: Onemocnění aorty* [online]. [cit. 2021-3-25]. Dostupné z: [http://users.fs.cvut.cz/~hornyluk/files/Biomechanika\\_II\\_2016.pdf](http://users.fs.cvut.cz/~hornyluk/files/Biomechanika_II_2016.pdf)

HORNÝ, Lukáš, Marek NETUŠIL a Matěj DANIEL, 2014. Limiting extensibility constitutive model with distributed fibre orientations and ageing of abdominal aorta. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. s. 39-51 [cit. 2021-7-1]. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2014.05.021.

HOWARD, DP, E SIDESO, A HANDA a PM ROTHWELL, 2014 May. *Incidence, risk factors, outcome and projected future burden of acute aortic dissection* [online]. [cit. 2021-3-25]. Dostupné z: doi:10.3978/j.issn.2225-319X.2014.05.14

KOZUŇ, Marta. Delamination properties of the human thoracic arterial wall with early stage of atherosclerosis lesions. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics* [online]. January 2016, 229-238 [cit. 2021-3-25]. ISSN 1429-2955. Dostupné z: doi:10.15632/jtam-pl.54.1.229

LITSCHMANNOVÁ, Martina. *Úvod do statistiky* [online]. Ostrava: VŠB – TU Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, 2011 [cit. 2021-6-13]. Dostupné z: [http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/uvod\\_do\\_statistiky.pdf](http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/uvod_do_statistiky.pdf)

MAREK, Dan, Petr NĚMEC, Miroslav HEŘMAN, Eva KOCIÁNOVÁ, Jan LUKL a Petr ČEJKA. *Interní medicína pro praxi: Aortální disekce* [online]. **2001**(7), 313-317 [cit. 2021-7-1]. ISSN 1803-5256. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2014.05.021

NEMOCNICE ČESKÉ BUDĚJOVICE, a.s. Onemocnění hrudní aorty. *Www.nemcb.cz* [online]. České Budějovice [cit. 2021-3-25]. Dostupné z: <http://www.nemcb.cz/onemocneni-hrudni-aorty/>

NESLÁDEK, Martin, 2020. Lomová mechanika - část 4.: Další kritéria lineární lomové mechaniky. *Studium - podklady pro studium na Fakultě strojní* [online]. Praha, 07/12/2020 [cit. 2021-4-18]. Dostupné z: [https://studium.fs.cvut.cz/studium/u12111/2111031-DPZ/2020/DPZ\\_Nesl\\_LM\\_2020\\_III.pdf](https://studium.fs.cvut.cz/studium/u12111/2111031-DPZ/2020/DPZ_Nesl_LM_2020_III.pdf)

NOBLE, Christopher, Nicole SMULDERS, Roger LEWIS, Matt J. CARRÉ, Steve E. FRANKLIN, Sheila MACNEIL a Zeike A. TAYLOR, 2016. Controlled peel testing of a model tissue for diseased aorta. *Journal of Biomechanics* [online]. **49**(15), 3667-3675 [cit. 2021-3-25]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2016.09.040

PAPE, Linda A., Mazen AWAIS, Elise M. WOZNICKI, et al., 2015. Presentation, Diagnosis, and Outcomes of Acute Aortic Dissection. *Journal of the American College of Cardiology* [online]. **66**(4), 350-358 [cit. 2021-3-25]. ISSN 07351097. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacc.2015.05.029

PASTA, Salvatore, Julie A. PHILLIPPI, Thomas G. GLEASON a David A. VORP, 2012. Effect of aneurysm on the mechanical dissection properties of the human ascending thoracic aorta. *The Journal*

*of Thoracic and Cardiovascular Surgery* [online]. **143**(2), 460-467 [cit. 2021-3-25]. ISSN 00225223. Dostupné z: doi:10.1016/j.jtcvs.2011.07.058

PETŘIVÝ, Zdeněk, 2018. *Delaminační vlastnosti tepenné stěny* [online]. Praha [cit. 2021-3-25]. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/77598?show=full>. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze. Vedoucí práce Doc. Ing. Lukáš Horný Ph.D.

SEN, Indrani, Young M. ERBEN, Camila FRANCO-MESA a Randall R. DEMARTINO, 2021. Epidemiology of aortic dissection. *Seminars in Vascular Surgery* [online]. **34**(1), 10-17 [cit. 2021-3-25]. ISSN 08957967. Dostupné z: doi:10.1053/j.semvascsurg.2021.02.003

SHERIFOVA, Selda a Gerhard A. HOLZAPFEL, 2019. Biomechanics of aortic wall failure with a focus on dissection and aneurysm: A review. *Acta Biomaterialia* [online]. **99**, 1-17 [cit. 2021-3-25]. ISSN 17427061. Dostupné z: doi:10.1016/j.actbio.2019.08.017

SOMMER, Gerhard, T. Christian GASSER, Peter REGITNIG, Martin AUER a Gerhard A. HOLZAPFEL, 2008. Dissection Properties of the Human Aortic Media: An Experimental Study. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. **130**(2) [cit. 2021-3-25]. ISSN 0148-0731. Dostupné z: doi:10.1115/1.2898733

TONG, J., T. COHNERT, P. REGITNIG, J. KOHLBACHER, R. BIRNER-GRUENBERGER, A.J. SCHRIEFL, G. SOMMER a G.A. HOLZAPFEL, 2014. Variations of dissection properties and mass fractions with thrombus age in human abdominal aortic aneurysms. *Journal of Biomechanics* [online]. **47**(1), 14-23 [cit. 2021-3-25]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2013.10.027

VEJVODA, J., D. ALAN a P. OŠŤÁDAL, 2005. *Intervenční a akutní kardiologie* [online]. s. 159-165 [cit. 2021-3-25]. Dostupné z: [https://www.iakardiologie.cz/artkey/kar-200503-0007\\_Disekce\\_aorty.php](https://www.iakardiologie.cz/artkey/kar-200503-0007_Disekce_aorty.php)

WORLD HEALTH ORGANIZATION: WHO. The top 10 causes of death. *World Health Organization* [online]. 9 December 2020 [cit. 2021-3-25]. Dostupné z: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>

Disekce hrudní aorty. *WikiSkript* [online]. 26.10.2020 [cit. 2021-3-25]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Disekce\\_hrudni%C3%AD\\_aorty](https://www.wikiskripta.eu/w/Disekce_hrudni%C3%AD_aorty)

Onemocnění hrudní aorty. *Www.ikem.cz* [online]. [cit. 2021-3-25]. Dostupné z: <https://www.ikem.cz/cs/kardiocentrum/klinika-kardiovaskularni-chirurgie/o-nas/co-u-nas-lecime/onemocneni-hrudni-aorty/a-2428/>

Onemocnění tepen: Onemocnění aorty. *Www.angiochirurgie.cz* [online]. 30.7.2018 [cit. 2021-3-25]. Dostupné z: <https://www.angiochirurgie.cz/lecime/onemocneni-tepen/onemocneni-aorty/>

*Onemocnění aorty* [online]. [cit. 2021-3-25]. Dostupné z: <https://www.ikem.cz/cs/onemocneni-aorty/a-444/>

*Rizikové faktory kardiovaskulárních onemocnění* [online], c2020, Datum poslední revize 1. 11. 2020, 21:39 UTC, [citováno 7. 06. 2021]



<[https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Rizikov%C3%A9\\_faktory\\_kardiovaskul%C3%A1rn%C3%ADch\\_onemocn%C4%9Bn%C3%AD&oldid=442716](https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Rizikov%C3%A9_faktory_kardiovaskul%C3%A1rn%C3%ADch_onemocn%C4%9Bn%C3%AD&oldid=442716)>

U9C: Force transducer. *Spectromas.ro* [online]. 2017 [cit. 2021-7-16]. Dostupné z: <http://spectromas.ro/wp-content/uploads/2017/12/Fisa-tehnica-U9C.pdf>

Aortic Dissection. *TeachMeSurgery* [online]. September 28, 2020 [cit. 2021-3-25]. Dostupné z: <https://teachmesurgery.com/vascular/arterial/aortic-dissection/>

Extracellular Matrix (ECM), 2020. *TheMedicalBiochemistryPage.org* [online]. 18.5.2020 [cit. 2021-7-14]. Dostupné z: <https://themedicalbiochemistrypage.org/extracellular-matrix-ecm/>

## 10. Seznam obrázků

Obr. 1 Hlavní příčiny úmrtí ve světě – převzato z World health organization: WHO (2020) .....	9
Obr. 2 Porovnání vývoje krevního tlaku – převzato z Horný (2015) .....	10
Obr. 3 Disekující se aorta – převzato z Aortic dissection (2020).....	10
Obr. 4 Stavba aorty – převzato z Cleveland clinic medical professional (2019) .....	13
Obr. 5 Schéma stavby aortální stěny – převzato z Gasser a kol. (2006) .....	14
Obr. 6 Histologický řez stěnou lidské krční tepny – převzato z Čapek a kol. (2018) .....	15
Obr. 7 Tvorba kolagenních vláken - převzato z themedicalbiochemistrypage.org (2020).....	15
Obr. 8 Elastin - převzato z Dominguez (2019).....	16
Obr. 9 Mechanická odezva tepenné stěny - převzato z Horný (2021) .....	16
Obr. 10 Porovnání zdravé a aorty postihnuté onemocněním – převzato z Familydoctor.org (2020)....	17
Obr. 11 Nekontrastní CT ukazující aneurysma břišní aorty (vlevo – sagitálně, vpravo – axiálně) – převzato z Horný (2016).....	18
Obr. 12 Katetrizační léčba (zavedení EVAR) – převzato z Onemocnění hrudní aorty (Nemocnice České Budějovice).....	18
Obr. 13 (a) Disekce hrudní aorty – převzato z Disekce hrudní aorty (2020); (b) Schéma disekující aorty – převzato z Sherifova a Holzapfel (2019).....	19
Obr. 14 Klasifikace disekce aorty – převzato z Sen a kol. (2021) .....	19
Obr. 15 Disekce aorty v aortálním oblouku a ve vzestupné části (vlevo) a v sestupné části (vpravo) – archiv autorky.....	20
Obr. 16 Ruptury vzniklé v důsledku disekce v sestupné části (vlevo) a v sestupné části (vpravo) – archiv autorky.....	20
Obr. 17 Korelace mezi incidencí disekce s věkem – převzato z Howard a kol. (2014) .....	22
Obr. 18 Experimentální metody k určení mechanických vlastností aorty – převzato z Sherifova a Holzapfel (2016).....	23
Obr. 19 Schéma peelingového experimentu.....	24
Obr. 20 Direct tension test: vlevo schéma experimentu – převzato z Sherifova a Holzapfel (2019), vpravo experiment – převzato z Sommer a kol. (2008) .....	24
Obr. 21 Zařízení k umělému vytvoření trhliny – převzato z Brunet a kol. (2021).....	25
Obr. 22 Schéma zařízení pro "tension-inflation experiment" – převzato z Brunet a kol. (2021).....	25
Obr. 23 Schéma zobrazující šíření trhliny z uměle vytvořeného zářezu .....	25
Obr. 24 Peelingový experiment a) obvodový směr b) podélný směr – převzato z Sommer a kol. (2008) .....	26
Obr. 25 Schéma peelingového experimentu pro různá rozhraní (A - adventicia, M - media, I – intima) – převzato z Kozuň (2016) .....	27
Obr. 26 Výsledky pro "direct tension test" – převzato z Sherifova a Holzapfel (2019).....	29

Obr. 27 Experimentální křivky DT testu – převzato z Tong a kol. (2014).....	30
Obr. 28 Módy zatěžování – převzato z Brunet a kol. (2020) .....	30
Obr. 29 Schéma desky s eliptickou trhlinou o délce 2a.....	31
Obr. 30 Ukázka rozdělení celé aorty .....	35
Obr. 31 Schéma přípravy vzorku hrudní descendentní části aorty .....	36
Obr. 32 Ukázka orientace vzorku na hrudní descendentní části aorty .....	36
Obr. 33 Označení jednotlivých vzorků.....	37
Obr. 34 Ukázka naříznutí vzorku v oblasti médie .....	37
Obr. 35 Ukázka připraveného vzorku k experimentu.....	38
Obr. 36 Upnutí vzorku pro měření do jehličkových čelistí .....	38
Obr. 37 Vzorek se značkami a) před zatížením b) po zatížení .....	38
Obr. 38 Ukázka výsledného grafu z měření .....	39
Obr. 39 Boční pohled průběhu experimentu – přechod mezi II. a III. fází: a) Provislá fáze; b) Napnutá fáze .....	39
Obr. 40 Změna směrnice křivky (vzorek AAbC4).....	40
Obr. 41 Porovnání struktury vzorku pro: a) obvodový směr (AAbC4); b) podélný směr (AAbL4).....	40
Obr. 42 Číslování aktuátorů .....	41
Obr. 43 Ukázka výběru začátku a konce delaminace (20 mm) - 20201103N592PMI92F59 (AAsL1)	43
Obr. 44 Fotografie z extenzometru s měřítkem k určení šířky vzorku (vzorek ADsL1).....	43
Obr. 45 Vzorek 20201110F72PMI91PA094-zatěžovací rychlost 0.1 mm/s .....	44
Obr. 46 Vzorek 20201110F72PMI91PA094-zatěžovací rychlost 1 mm/s.....	44
Obr. 47 Koláčový graf popisující počet testovaných vzorků na základě lokace vzorku.....	45
Obr. 48 Sloupcový graf popisující počet testovaných vzorků na základě orientace a lokace vzorku ...	46
Obr. 49 Krabicový graf pro delaminační síly pro všechny vzorky z první metodiky testování.....	47
Obr. 50 Krabicový graf pro delaminační síly AAs v závislosti na rychlosti zatěžování.....	49
Obr. 51 Krabicový graf pro delaminační síly ADs v závislosti na rychlosti zatěžování.....	50
Obr. 52 Krabicový graf pro delaminační síly AAb v závislosti na rychlosti zatěžování .....	52
Obr. 53 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL01.....	52
Obr. 54 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC01 .....	53
Obr. 55 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL1.....	53
Obr. 56 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC1 .....	53
Obr. 57 Korelace věku a delaminační síly pro vzorky z ascendentní části .....	54
Obr. 58 Korelace věku a delaminační síly pro vzorky z hrudní descendentní části .....	54
Obr. 59 Korelace věku a delaminační síly pro vzorky z abdominální části .....	55
Obr. 60 Korelace délky PMI a delaminační síly pro ascendentní část .....	56
Obr. 61 Korelace délky PMI a delaminační síly pro hrudní descendentní část.....	56
Obr. 62 Korelace délky PMI a delaminační síly pro abdominální část.....	57

Obr. 63 Krabicový graf pro delaminační síly v závislosti na lokaci vzorku (vlevo pro podélný směr, vpravo pro obvodový) .....	58
Obr. 64 Ukázka grafu F/w ze studie (Tong a kol., 2014) pro mediální vrstvu pro srovnání více zatěžovacích rychlostí .....	61
Obr. 65 Ukázka boxplotů ze studie (Tong a kol., 2014) pro porovnání více rychlostí .....	62
Obr. 66 Boxploty pro porovnání výsledků z ascendentní části pro různé rychlosti zatěžování .....	62
Obr. 67 Korelace delaminační síly u podélných vzorků z ascendentní části s věkem dárce – převzato z Petřivý (2018).....	63
Obr. 68 Korelace delaminační síly u obvodových vzorků z ascendentní části s věkem dárce – převzato z Petřivý (2018).....	64
Obr. 69 Ukázka korelace delaminační síly u vzorků z ascendentní části s věkem dárce (vlevo - podélný směr, vpravo - obvodový směr),.....	64
Obr. 70 Ukázka korelace delaminační síly u vzorků z abdominální části s věkem dárce (vlevo - podélný směr, vpravo - obvodový směr).....	64
Obr. 71 Změna poměru podélného předpětí v závislosti na umístění podélné osy aorty – převzato z Guo a Kassab (2003) .....	66
Obr. 72 Závislost napětí - deformace pro obvodový (A) a podélný (B) směr – převzato z Guo a Kassab (2003) .....	67
Obr. 73 Krabicový graf pro delaminační síly v závislosti na lokaci vzorku (vlevo pro podélný směr, vpravo pro obvodový) .....	67
Obr. 74 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsL01 .....	78
Obr. 75 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsC01 .....	78
Obr. 76 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsL1 .....	78
Obr. 77 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsC1 .....	79
Obr. 78 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsL01 .....	79
Obr. 79 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsC01 .....	79
Obr. 80 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsL1 .....	80
Obr. 81 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsC1 .....	80
Obr. 82 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL01.....	80
Obr. 83 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC01 .....	81
Obr. 84 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL1.....	81
Obr. 85 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC1 .....	81
Obr. 86 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsL01 .....	82
Obr. 87 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsC01 .....	82
Obr. 88 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsL1 .....	82
Obr. 89 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsC1 .....	83
Obr. 90 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsL01 .....	83

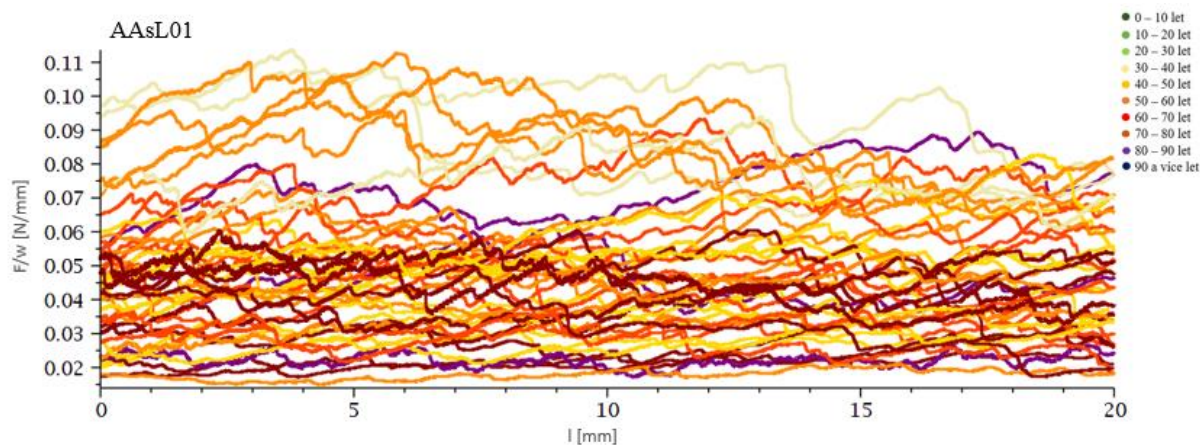
Obr. 91 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsC01 .....	83
Obr. 92 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsL1 .....	84
Obr. 93 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsC1 .....	84
Obr. 94 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL01.....	84
Obr. 95 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC01 .....	85
Obr. 96 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL1.....	85
Obr. 97 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC1 .....	85
Obr. 98 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsL10.....	86
Obr. 99 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsC10.....	86
Obr. 100 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsL50 .....	86
Obr. 101 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsC50.....	87
Obr. 102 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsL10.....	87
Obr. 103 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsC10.....	87
Obr. 104 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsL50 .....	88
Obr. 105 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsC50.....	88
Obr. 106 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL10.....	88
Obr. 107 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC10 .....	89
Obr. 108 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL50.....	89
Obr. 109 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC50 .....	89

## 11. Seznam tabulek

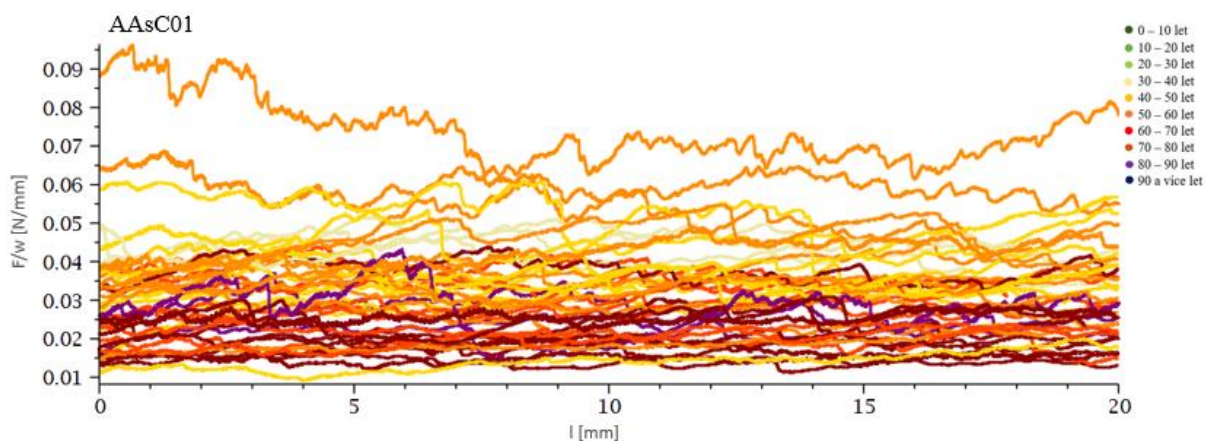
Tab. 1 Charakteristika pacientů s akutní aortální disekcí – převzato z Pape a kol. (2015) .....	21
Tab. 2 Data z abdominální části pro podélný a obvodový směr vzorku – převzato z Sommer a kol. (2008) .....	26
Tab. 3 Přehled experimentálních výsledků z peelingového experimentu – převzato z Sommer a kol. (2008) .....	27
Tab. 4 Experimentální výsledky peelingového experimentu (F/w) – převzato z Tong a kol. (2014) ...	28
Tab. 5 Experimentální výsledky peelingového experimentu ( $W_{diss}$ - práce potřebná k disekci) – převzato z Tong a kol. (2014).....	28
Tab. 6 Experimentální výsledky pro DT test – převzato z Tong a kol. (2014) .....	29
Tab. 7 Příklad názvu experimentu.....	36
Tab. 8 Metodika označení vzorků během experimentálního měření.....	37
Tab. 9 Parametry peelingových zkoušek.....	42
Tab. 10 Ukázka hlavičky z exportu dat z trhacího stroje .....	42
Tab. 11 Názvy experimentálních dat pro vyhodnocení, kde místo _ bude název lokace vzorku (př: AAsL01).....	45
Tab. 12 Kruskalův-Wallisův test pro síly F/w.....	47
Tab. 13 Test Dunnové pro různé orientace vzorků .....	48
Tab. 14 Kruskalův-Wallisův test pro různé rychlosti zatěžování v ascendentní části.....	48
Tab. 15 Test Dunnové pro různé rychlosti zatěžování v ascendentní části .....	49
Tab. 16 Kruskalův-Wallisův test pro různé rychlosti zatěžování v hrudní descendentní části .....	50
Tab. 17 Test Dunnové pro různé rychlosti zatěžování v hrudní descendentní části.....	50
Tab. 18 Kruskalův-Wallisův test pro různé rychlosti zatěžování v abdominální části .....	51
Tab. 19 Test Dunnové pro různé rychlosti zatěžování v abdominální části.....	51
Tab. 20 Kruskalův-Wallisův test pro různé lokace vzorků .....	58
Tab. 21 Test Dunnové pro různé lokace vzorků.....	58
Tab. 22 Srovnání hodnot delaminační pevnosti se studii. (Sommer a kol. (2008); Pasta a kol. (2012); Tong a kol. (2014); Petřivý (2018); Noble a kol. (2016)) .....	61
Tab. 23 Test Dunnové pro hrudní descendentní část a pro různé rychlosti zatěžování.....	63
Tab. 24 Shrnutí a porovnání dat z Petřivý (2018) korelace delaminační síly s věkem dárce.....	65
Tab. 25 Shrnutí dat korelace delaminační síly s délkou PMI.....	65

## 12. Apendix

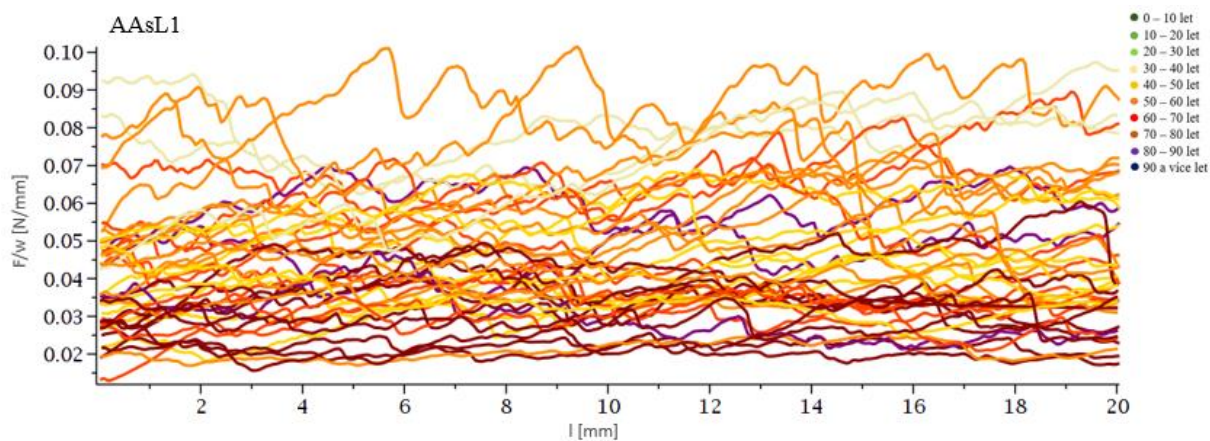
Pro první metodiku, tedy pro použití dvou zatěžovacích rychlostí (0.1 a 1 mm/s), vypadají grafy pro 20 mm oddelaminované délky následovně. Grafy jsou rozlišeny barvami, které reprezentují dekády života dárců.



Obr. 74 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsL01

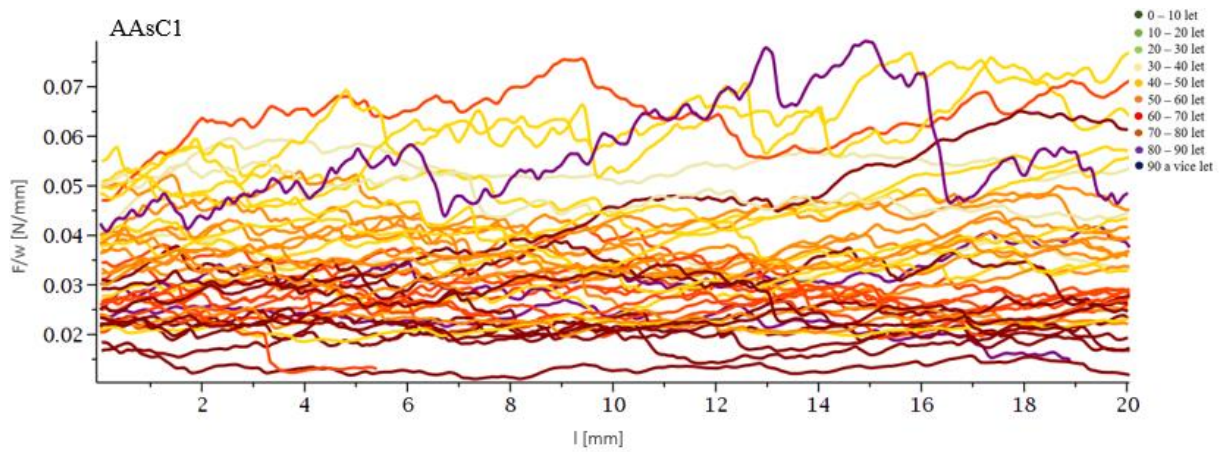


Obr. 75 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsC01

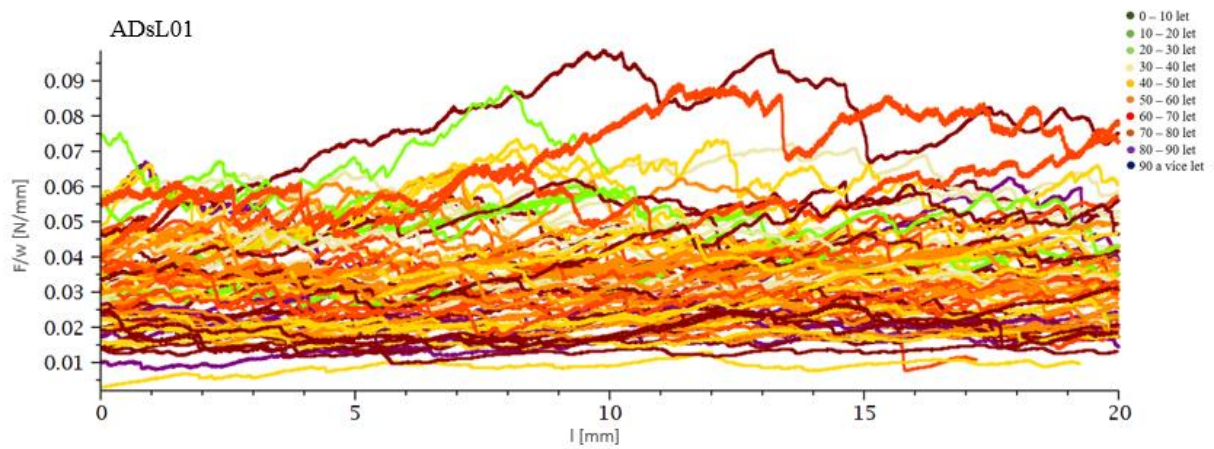


Obr. 76 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsL1

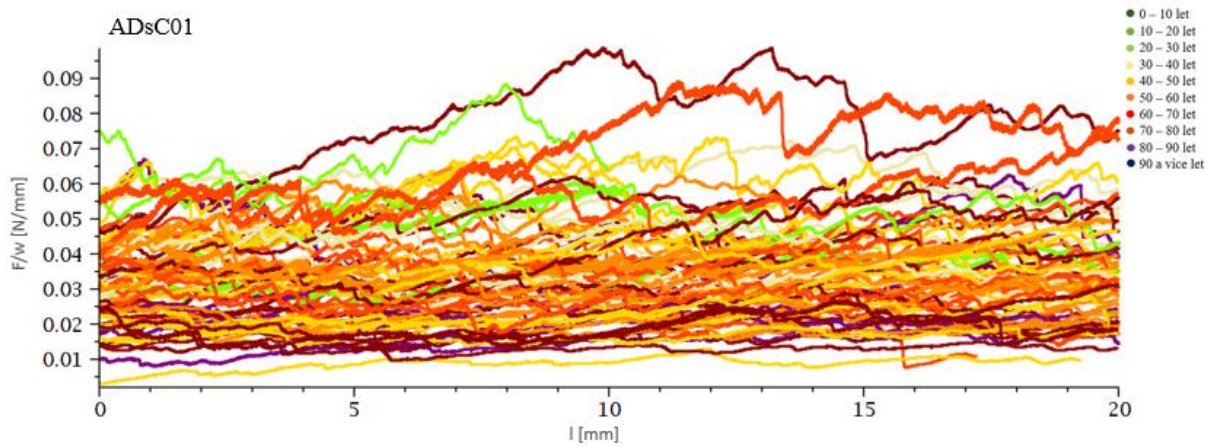




Obr. 77 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsC1

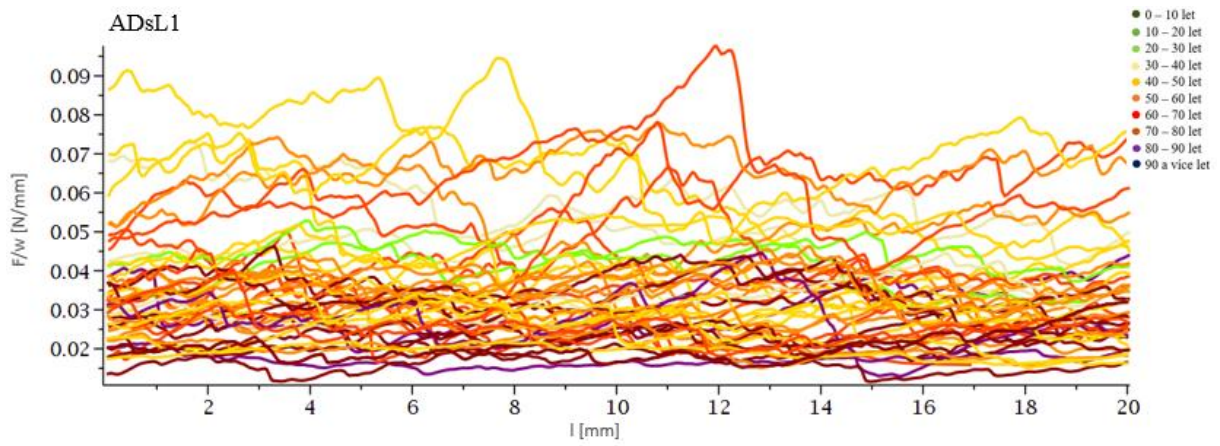


Obr. 78 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsL01

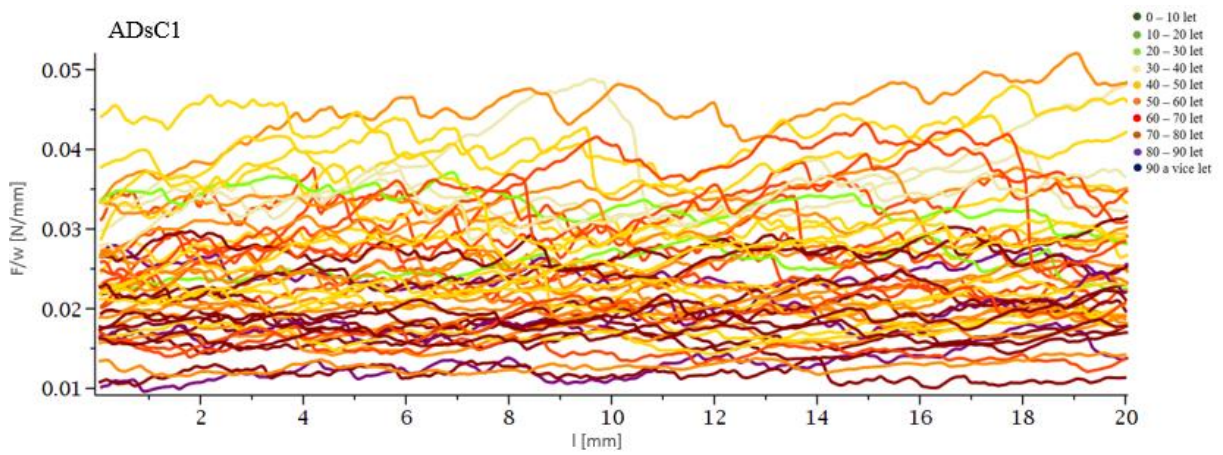


Obr. 79 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsC01

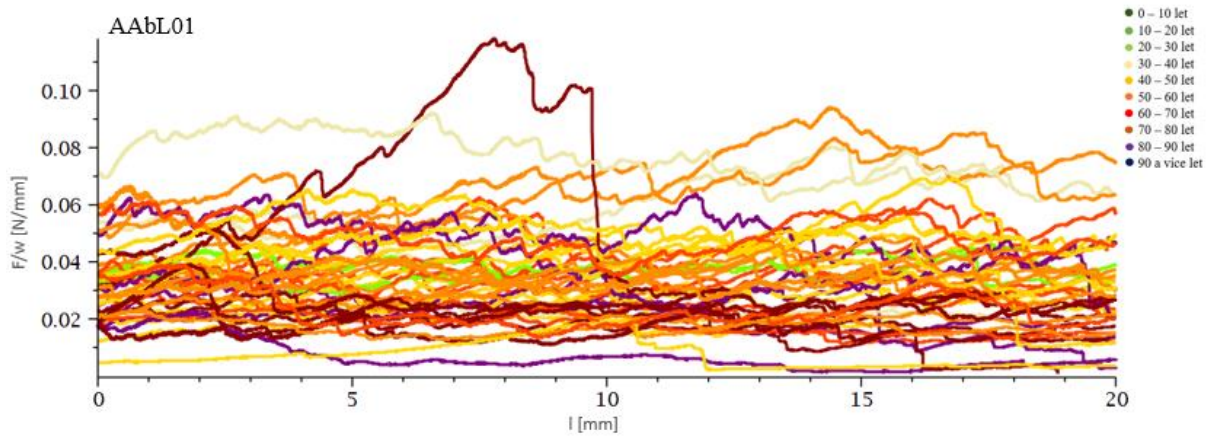




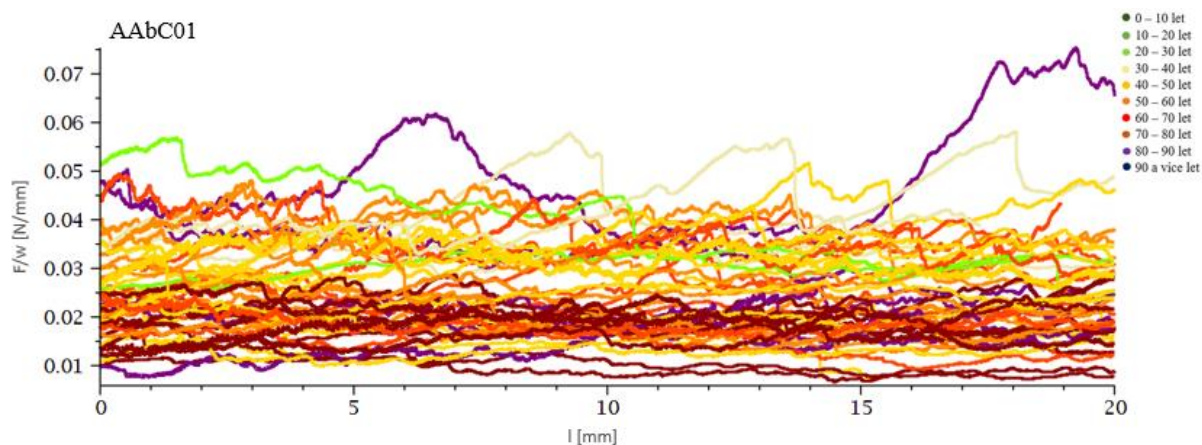
Obr. 80 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsL1



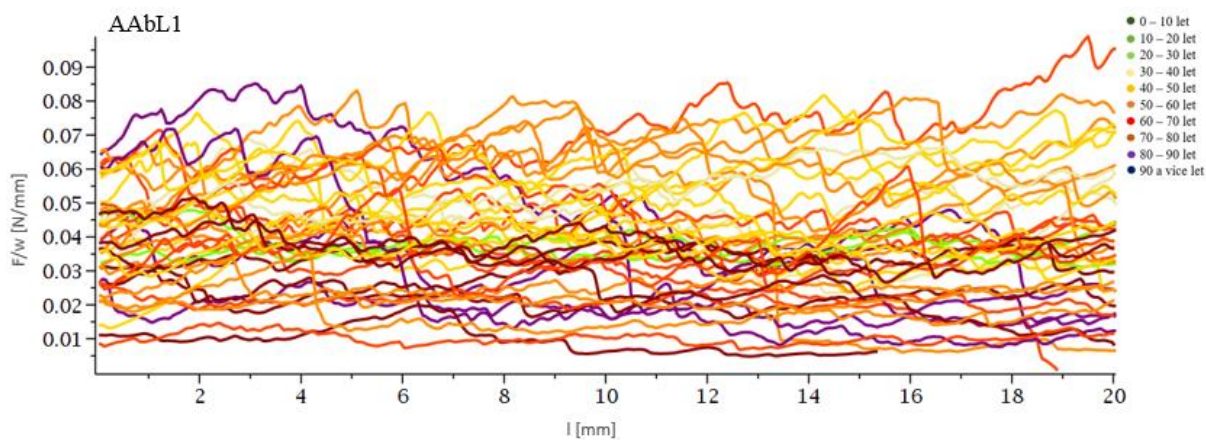
Obr. 81 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsC1



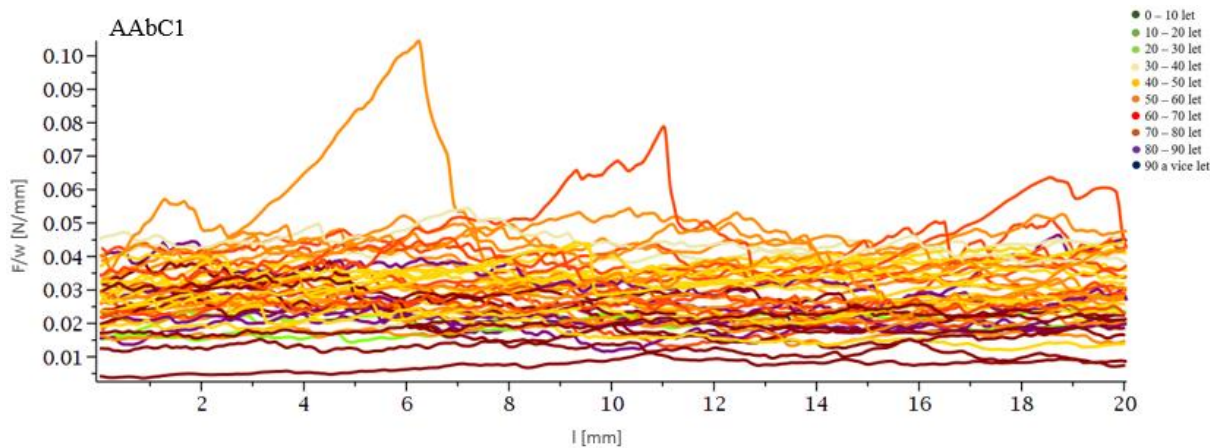
Obr. 82 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL01



Obr. 83 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC01



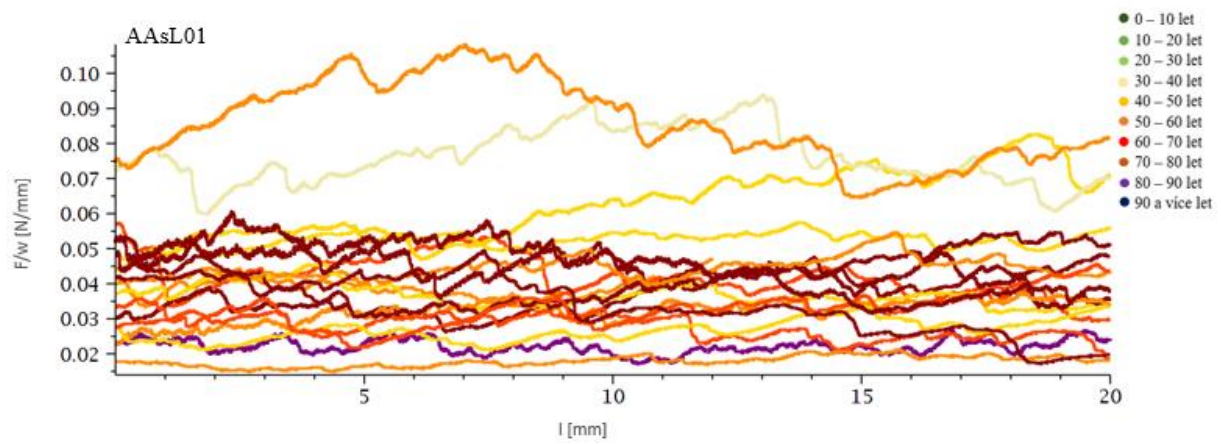
Obr. 84 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL1



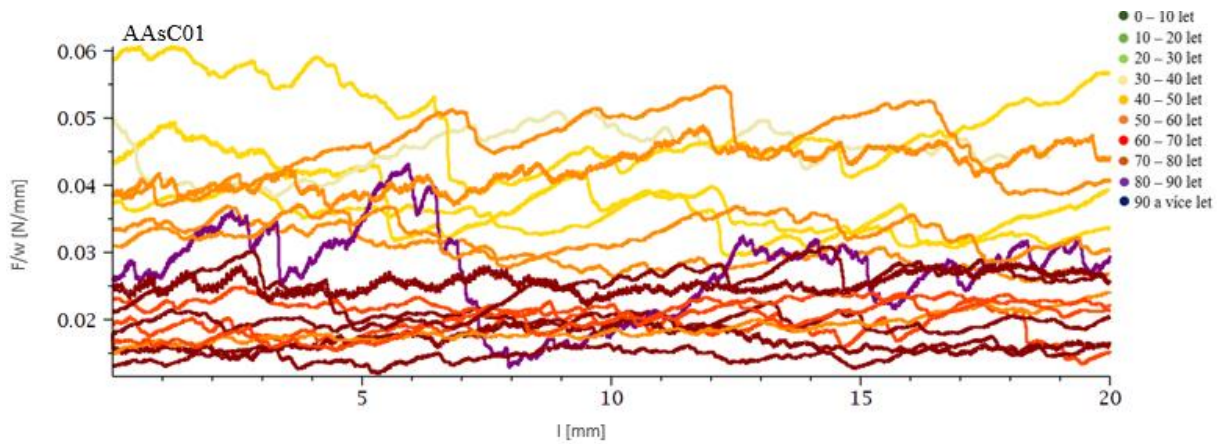
Obr. 85 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC1

Pro druhou metodiku byly použity čtyři rychlosti zatěžování (0.1, 1, 10 a 50 mm/s). Grafy, stejně jako v předchozím případě, jsou rozlišeny barvami, které reprezentují dekády života dárců. Druhou metodiku měření jsme využívali především k vyhodnocení závislosti delaminační pevnosti na rychlosti zatěžování, vypadají grafy pro 20 mm oddelaminované délky následovně.

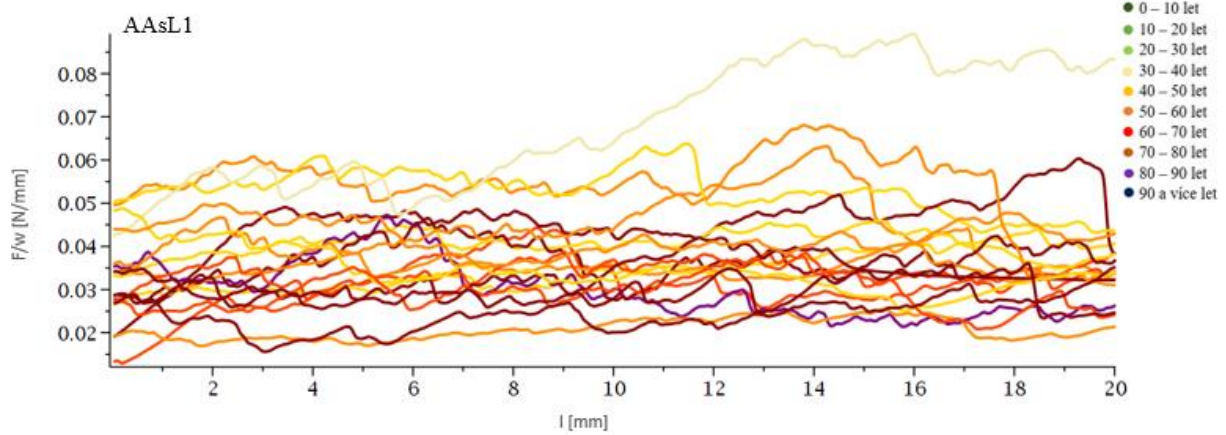




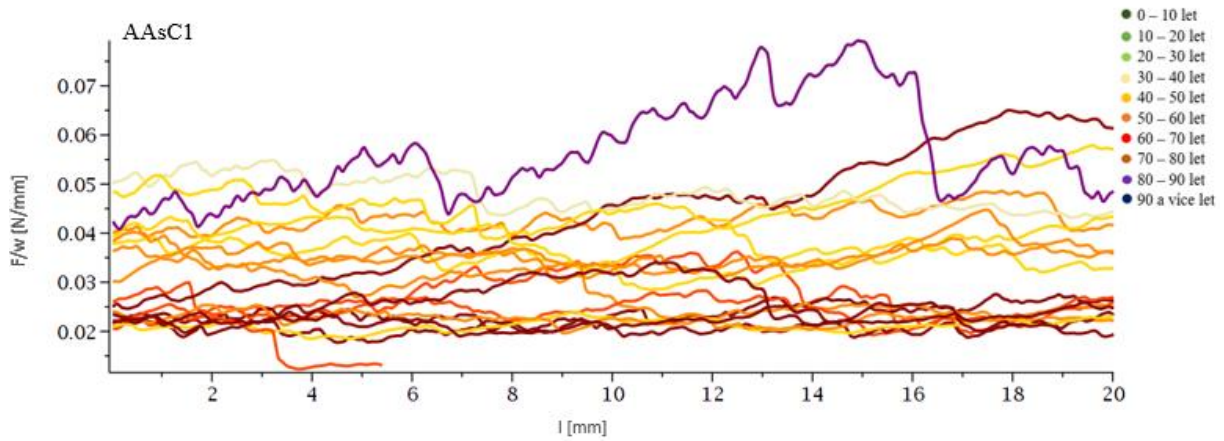
Obr. 86 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsL01



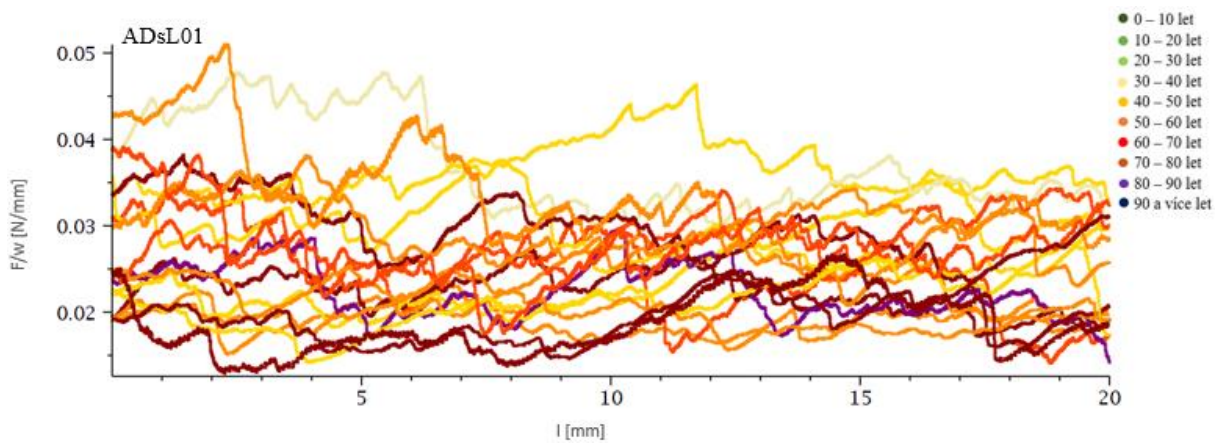
Obr. 87 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsC01



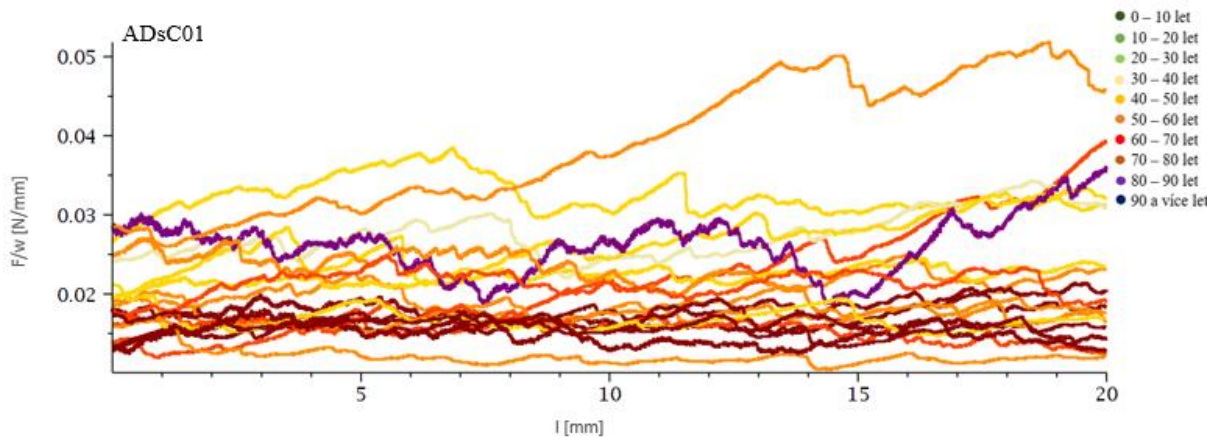
Obr. 88 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsL1



Obr. 89 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsC1

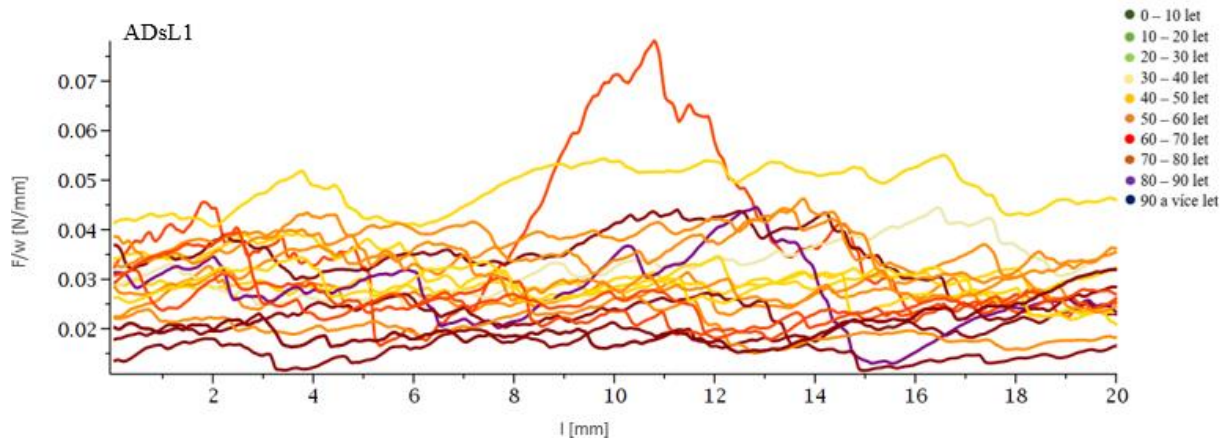


Obr. 90 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsL01

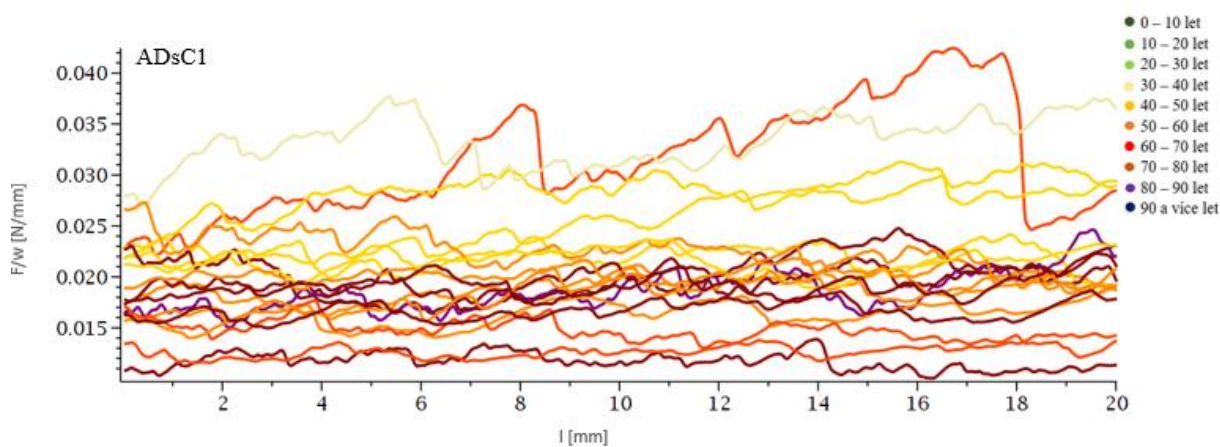


Obr. 91 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsC01

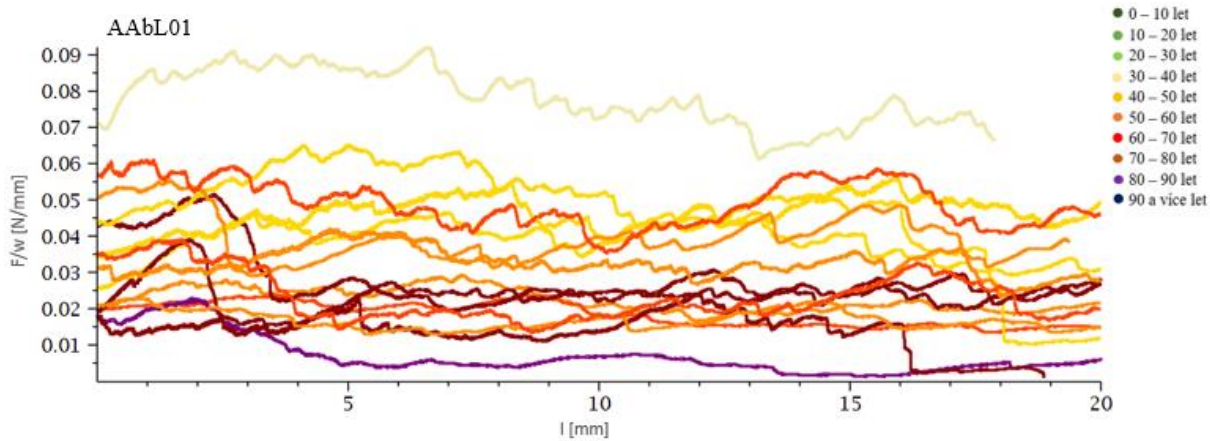




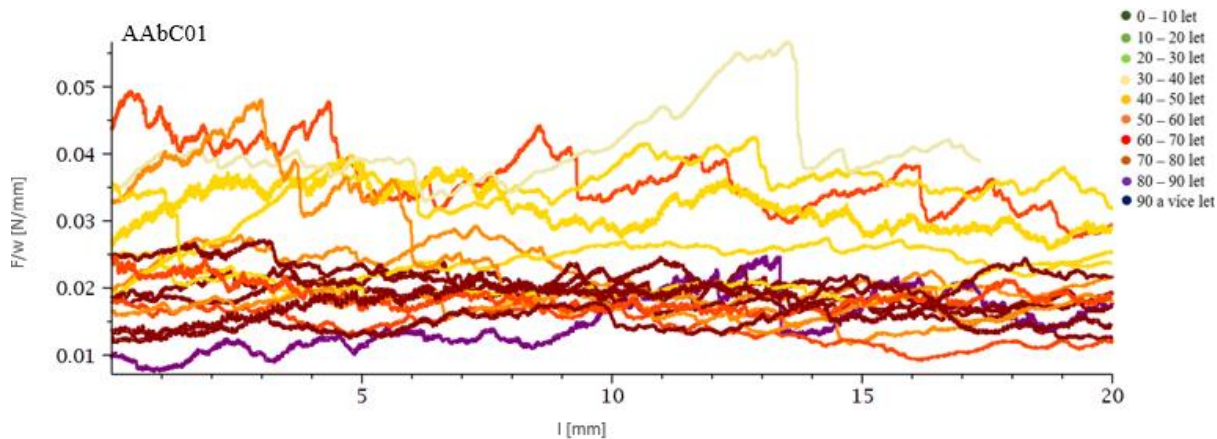
Obr. 92 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsL1



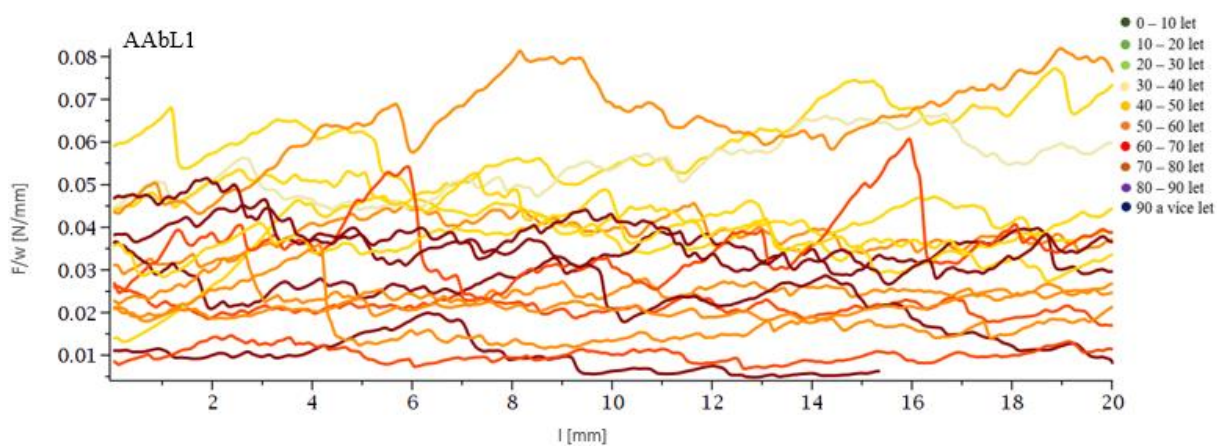
Obr. 93 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsC1



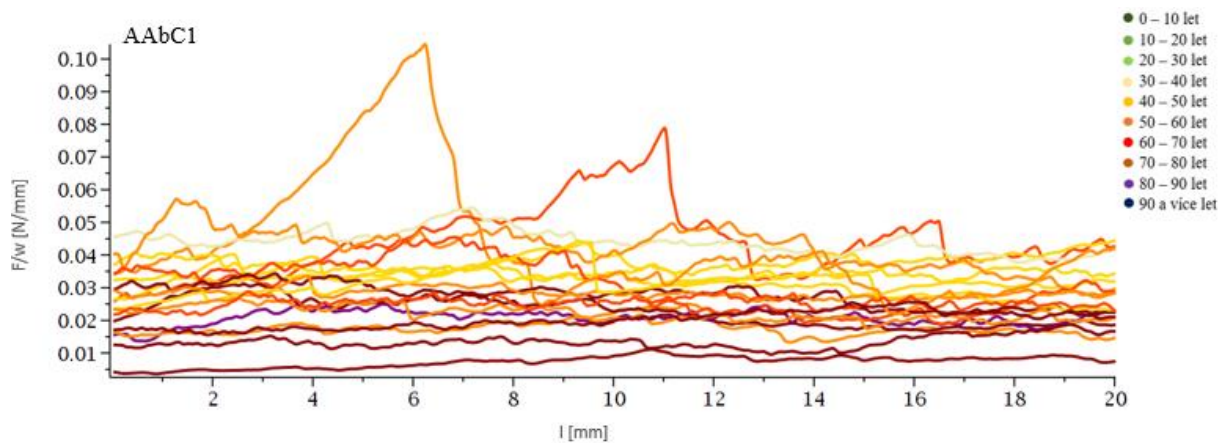
Obr. 94 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbl01



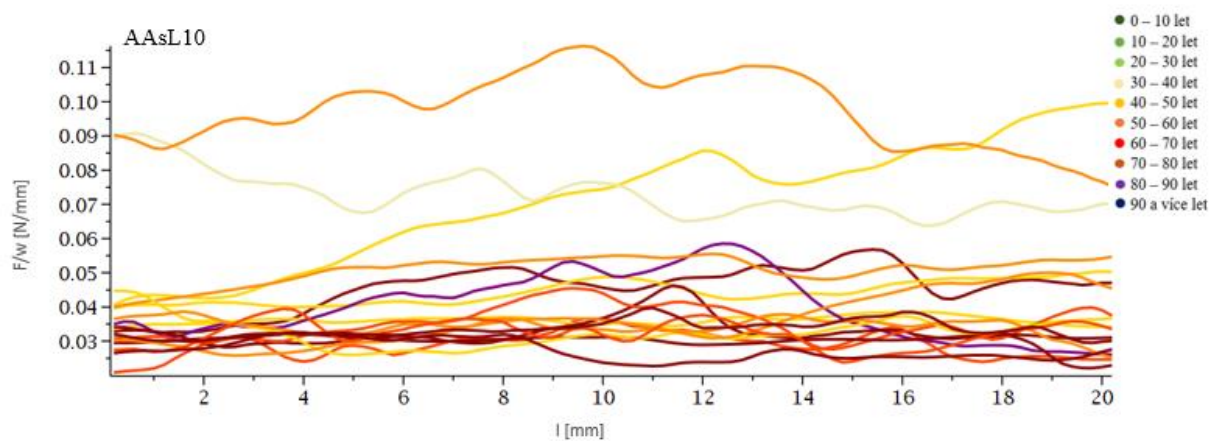
Obr. 95 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC01



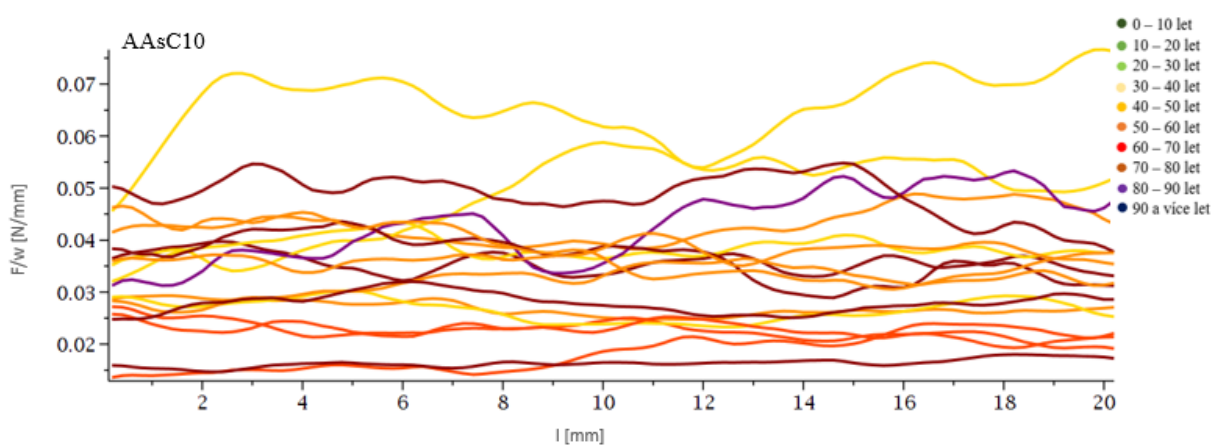
Obr. 96 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL1



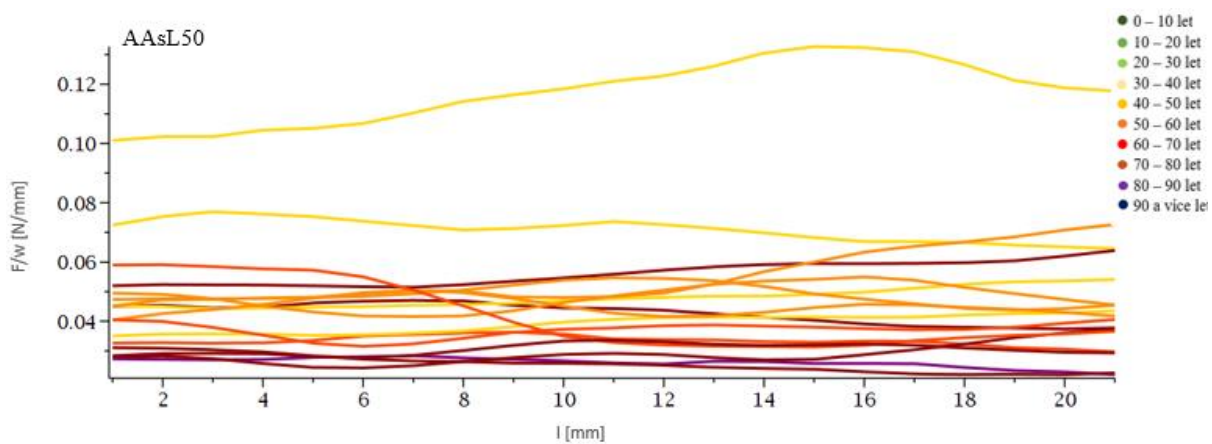
Obr. 97 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC1



Obr. 98 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsL10

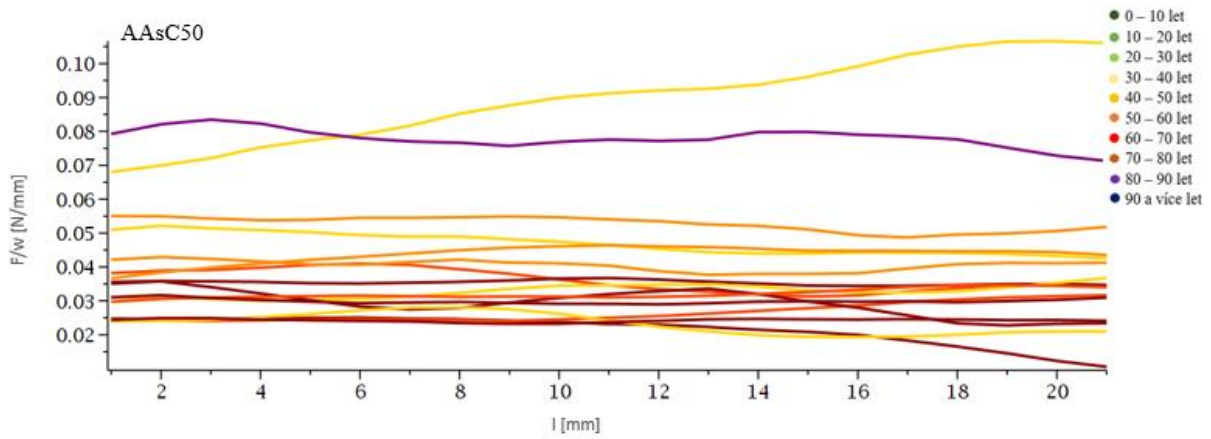


Obr. 99 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsC10

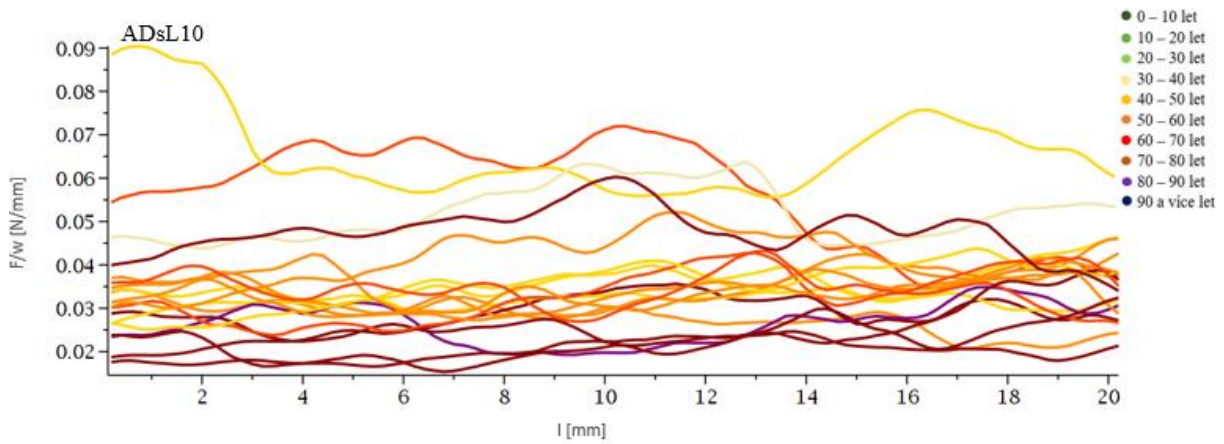


Obr. 100 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsL50

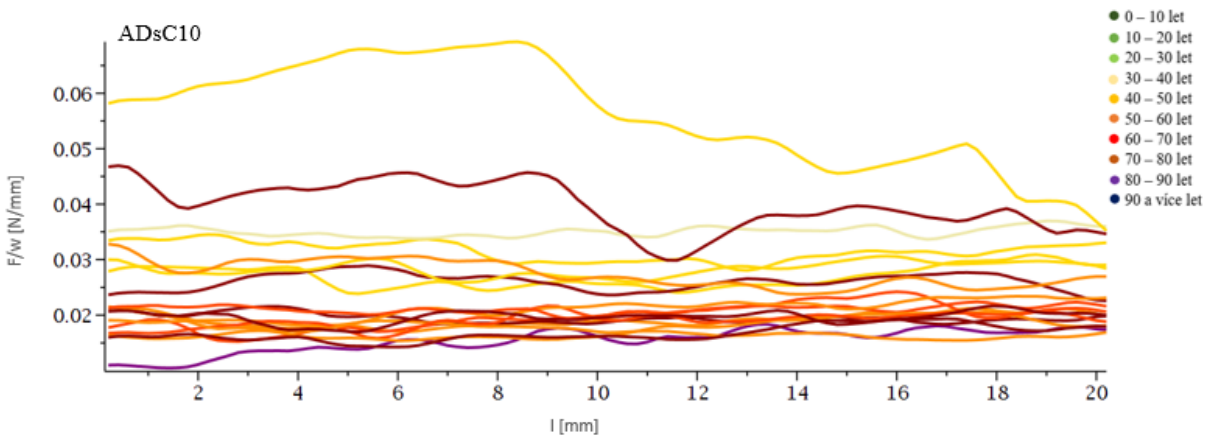




Obr. 101 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAsC50

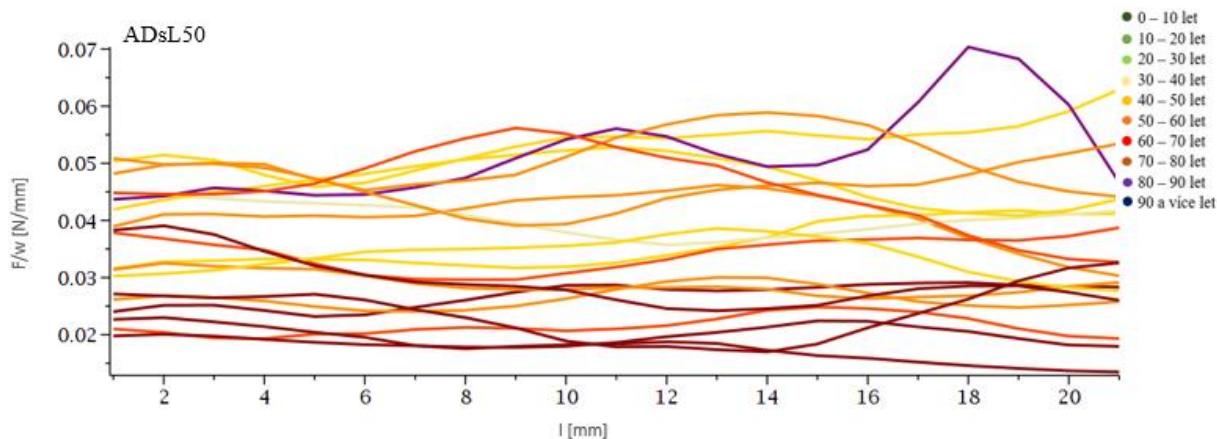


Obr. 102 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsL10

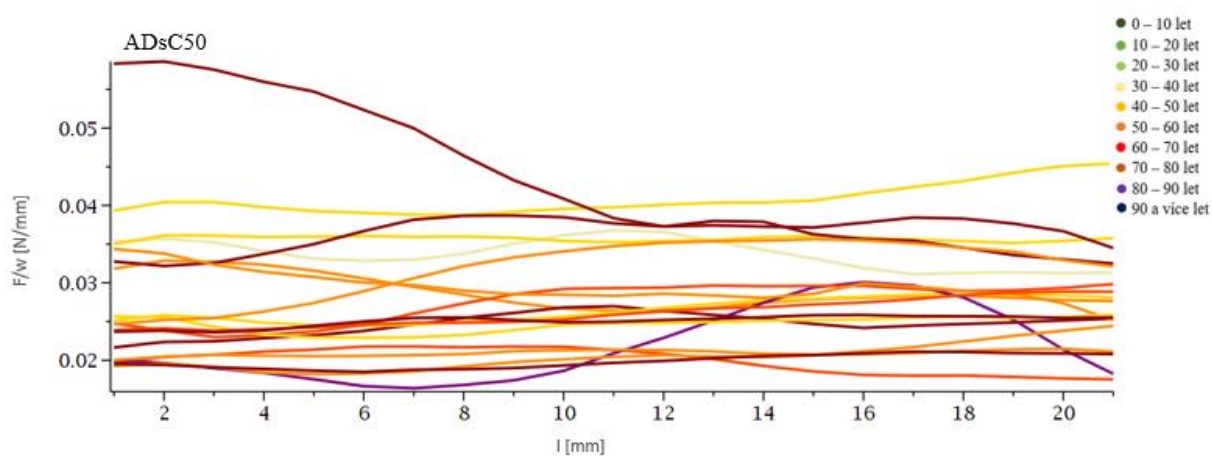


Obr. 103 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsC10

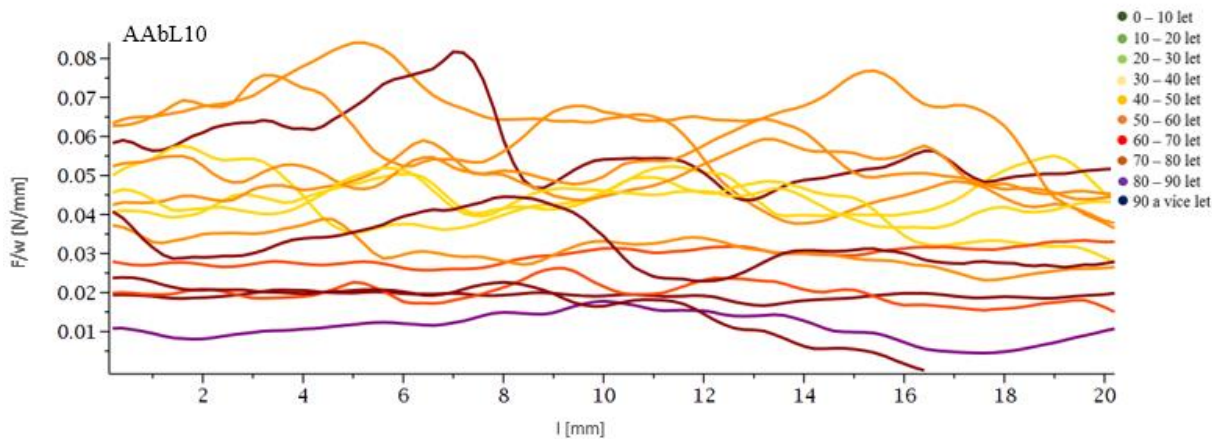




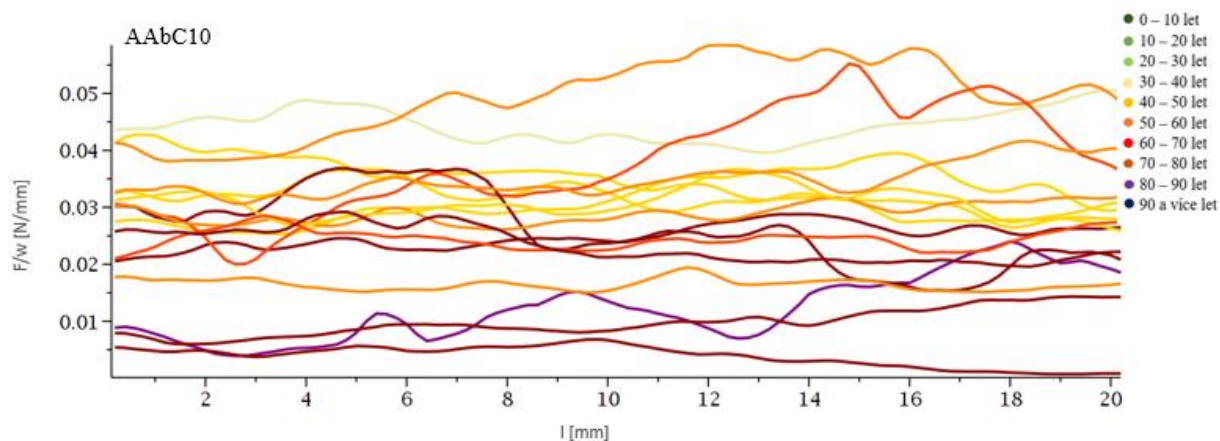
Obr. 104 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsL50



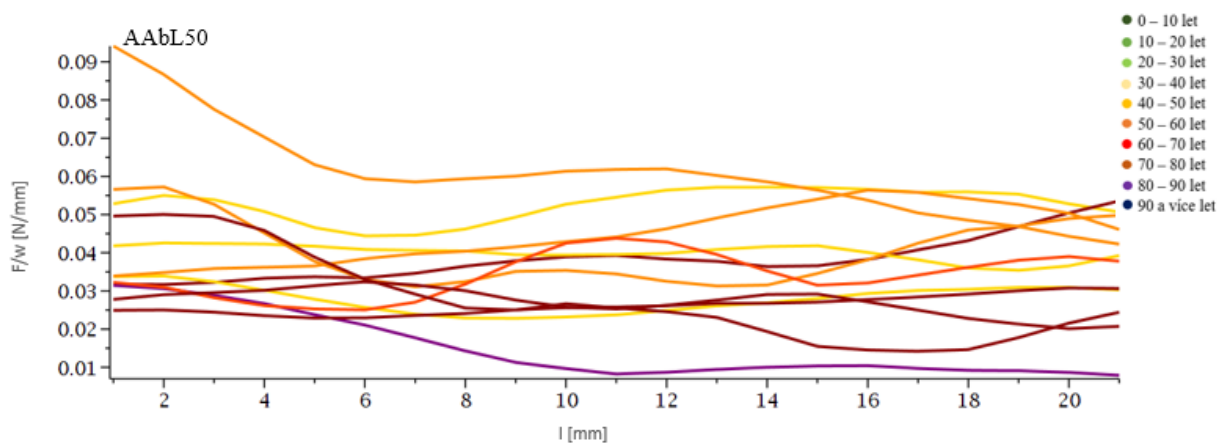
Obr. 105 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky ADsC50



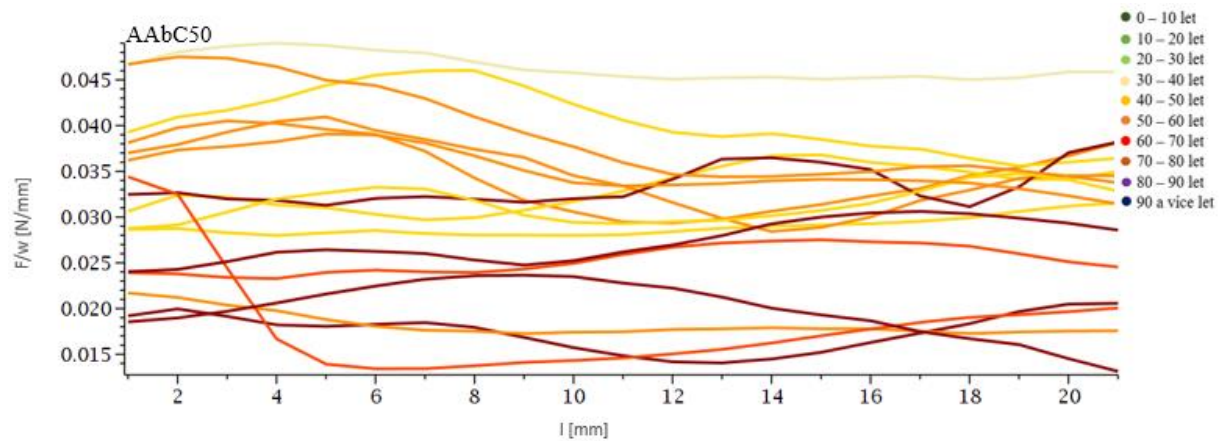
Obr. 106 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL10



Obr. 107 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC10



Obr. 108 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbL50



Obr. 109 Záznam delaminační zkoušky pro vzorky AAbC50