

Volba a ověření kompozitního materiálu se zvýšenou odolností vůči nárazovému a dynamickému namáhání

Bc. Lenka Banovská

Diplomová práce
2023



Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta technologická

Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně

Fakulta technologická

Ústav výrobního inženýrství

Akademický rok: 2022/2023

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Bc. Lenka Banovská**
Osobní číslo: **T21715**
Studijní program: **N3909 Procesní inženýrství**
Studijní obor: **Výrobní inženýrství**
Forma studia: **Kombinovaná**
Téma práce: **Volba a ověření kompozitního materiálu se zvýšenou odolností vůči rázovému a dynamickému namáhání**

Zásady pro vypracování

1. Literární rešerše na problematiku kompozitních materiálů, rozdělení, výroba a příklady aplikace.
2. Odolnost kompozitních materiálů vůči rázovému namáhání. Kompozity pro biomedicínské aplikace.
3. Zrealizujte experimentální výrobu kompozitních materiálů pomocí zvolené výrobní technologie.
4. Testování mechanických vlastností.
5. Experimentálně vyhodnoťte dosažené výsledky.
6. Závěr.

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

Seznam doporučené literatury:

- BARBERO, E. J.: Introduction to composite materials design, Third edition, 2018, CRC Press, Taylor & Francis Group, ISBN-13: 978-1138196803.
- ŠUBA, O.: Mechanika polymerů a kompozitů, Zlín, Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, 2011, ISBN 978-80-7454-015-8.
- ŠUBA, O.: Dimenzování a navrhování výrobků z polymerů. Vyd. 3. Zlín, Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, 2010, 112 s., ISBN 978-80-7318-948-8.
- EHRENSTEIN G. W.: Polymerní kompozitní materiály, Praha, SCIENTIA v Praze, 351s, 2009, ISBN 978-80-86960-29-6.
- LIPTÁKOVÁ, T.: Polymérne konštrukčné materiály. University of Žilina, Žilina, 189 s, 2012, ISBN 978-80-554-0505-6.
- SRINIVASAN, K.: Composite Materials: Production, Properties, Testing and Applications, Alpha Science International Limited, 2009, ISBN 1842654918, 9781842654910.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Soňa Rusnáková, Ph.D.**
Ústav výrobního inženýrství

Datum zadání diplomové práce: **2. ledna 2023**
Termín odevzdání diplomové práce: **12. května 2023**

prof. Ing. Roman Čermák, Ph.D. v.r.
děkan

L.S.

Ing. Martin Bednařík, Ph.D. v.r.
ředitel ústavu

Ve Zlíně dne 7. února 2023

PROHLÁŠENÍ AUTORA DIPLOMOVÉ PRÁCE

Beru na vědomí, že:

- diplomová práce bude uložena v elektronické podobě v univerzitním informačním systému a dostupná k nahlédnutí;
- na moji diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon) ve znění pozdějších právních předpisů, zejm. § 35 odst. 3;
- podle § 60 odst. 1 autorského zákona má Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně právo na uzavření licenční smlouvy o užití školního díla v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona;
- podle § 60 odst. 2 a 3 autorského zákona mohu užít své dílo – diplomovou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití jen s předchozím písemným souhlasem Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše);
- pokud bylo k vypracování diplomové práce využito softwaru poskytnutého Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně nebo jinými subjekty pouze ke studijním a výzkumným účelům (tj. k nekomerčnímu využití), nelze výsledky diplomové práce využít ke komerčním účelům;
- pokud je výstupem diplomové práce jakýkoliv softwarový produkt, považují se za součást práce rovněž i zdrojové kódy, popř. soubory, ze kterých se projekt skládá. Neodevzdání této součásti může být důvodem k neobhájení práce.

Prohlašuji,

- že jsem diplomové práci pracovala samostatně a použitou literaturu jsem citovala. V případě publikace výsledků budu uveden jako spoluautor.
- že odevzdaná verze diplomové práce a verze elektronická nahraná do IS/STAG jsou obsahově totožné.

Ve Zlíně dne:

Jméno a příjmení studenta:

.....
podpis studenta

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá studiem kompozitních polymerních materiálů, jejich využitím v biomedicínské oblasti, a volbou materiálu, který by byl vhodný pro výrobu protézy dolní končetiny.

Experimentální část porovnává dva typy kompozitů zvoleného materiálu, které mají odlišnou skladbu vláken a jsou řezané v různých směrech. Pomocí mechanických zkoušek je následně ověřována vhodnost těchto typů kompozitu pro danou aplikaci.

Cílem práce je vyhodnotit výsledky mechanických zkoušek, odolnost zvoleného materiálu zejména vůči rázovému namáhání, a zhodnotit materiál z hlediska jeho použití.

Klíčová slova: kompozit, biomedicína, mechanické zkoušky, prepreg, uhlík, rázové namáhání

ABSTRACT

This diploma thesis deals with the study of composite polymer materials, their use in the biomedical field, and the choice of a material that would be suitable for the production of a lower limb prosthesis.

The experimental part compares two types of composites of the selected material, which have a different composition of fibers and are cut in different directions. Using mechanical tests, the suitability of these types of composite for the given application is subsequently verified.

The goal of the thesis is to evaluate the results of mechanical tests, the resistance of the selected material, especially to impact stress, and to evaluate the material from the point of view of its use.

Key words: composite, biomedicine, mechanical tests, prepreg, carbon, impact stress

Ráda bych tímto poděkovala mé vedoucí diplomové práce doc. Ing. Soni Rusnákové, Ph.D. za důležité rady a připomínky, které mi poskytla při vypracování této diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Milanovi Žaludkovi, Ph.D. za výpomoc při měření pro praktickou část práce.

Prohlašuji, že odevzdaná verze diplomové práce a verze elektronická nahraná do IS/STAG jsou totožné.

OBSAH

ÚVOD	9
I TEORETICKÁ ČÁST	10
1 KOMPOZITNÍ MATERIÁLY	11
1.1 HISTORICKÝ VÝVOJ KOMPOZITŮ	11
1.2 ROZDĚLENÍ KOMPOZITNÍCH MATERIÁLŮ	13
1.3 VÝHODY A NEVÝHODY KOMPOZITNÍCH MATERIÁLŮ	16
1.4 MATRICE – POJIVO	16
1.4.1 Reaktoplasty	18
1.4.2 Polyesterové pryskyřice	18
1.4.3 Epoxidové pryskyřice.....	19
1.4.4 Fenolické pryskyřice	19
1.5 VYZTUŽUJÍCÍ VLÁKNA.....	19
1.5.1 Přírodní vlákna	20
1.5.2 Skleněná vlákna	20
1.5.3 Uhlíková vlákna	22
1.5.4 Aramidová vlákna	23
1.5.5 Stručné srovnání aramidových, uhlíkových a sklem vyztužených kompozitů.....	23
1.5.6 Typy vláken a druhy vazeb	24
2 VYUŽITÍ KOMPOZITNÍCH MATERIÁLU V OBLASTI BIOMEDICÍNY	28
2.1 BIODOPATIBILITA	28
2.2 APLIKACE MATERIÁLŮ V MEDICÍNSKÉ OBLASTI	29
2.2.1 Kardiovaskulární aplikace.....	29
2.2.2 Aplikace ve stomatologii.....	30
2.2.3 Oprava lebečních kostí.....	31
2.2.4 Aplikace v tkáňovém inženýrství.....	31
2.2.5 Ortopedické aplikace.....	31
3 MECHANICKÉ VLASTNOSTI KOMPOZITNÍCH MATERIÁLŮ	37
3.1 ZATÍŽENÍ MATERIÁLU	37
3.1.1 Napětí	37
3.1.2 Tlak	38
3.1.3 Smyk	38
3.1.4 Ohyb.....	39
3.2 MECHANISMUS PORUŠOVÁNÍ	39
4 MECHANICKÉ ZKOUŠKY	41
4.1 STATICKÉ ZKOUŠKY	41
4.1.1 Zkouška tahem	41
4.1.2 Zkouška tlakem	42

4.1.3	Zkouška ohybem	43
4.2	DYNAMICKÉ ZKOUŠKY	44
4.2.1	Zkouška rázem v ohybu	44
4.2.2	Rázová zkouška pádem	45
4.2.3	Únavové zkoušky (cyklické).....	46
II	PRAKTICKÁ ČÁST	47
5	STANOVENÍ CÍLŮ DIPLOMOVÉ PRÁCE	48
6	NÁVRH LAMINÁTOVÉ PROTÉZY DOLNÍ KONČETINY	49
6.1	VÝBĚR MATERIÁLU	49
6.2	3D NÁVRH VÝROBKU	53
6.3	FORMA PRO KOMPOZITNÍ DÍL.....	54
6.4	VÝROBA KOMPOZITNÍCH DESEK A VZORKŮ	55
6.4.1	Forma pro výrobu vzorků.....	55
6.4.2	Příprava prepregu	55
6.4.3	Ruční laminace.....	55
6.4.4	Vytvrzení v autoklávu	55
6.4.5	Vyřezání tělísek.....	55
7	MECHANICKÉ ZKOUŠKY	57
7.1	ZKOUŠKA RÁZOVÉ HOUŽEVNATOSTI METODOU CHARPY	57
7.1.1	Výsledky jednotlivých měření zkoušky rázové houževnatosti	58
7.1.2	Vyhodnocení výsledků zkoušky rázové houževnatosti.....	63
7.2	ZKOUŠKA TŘÍBODOVÝM OHYBEM	65
7.2.1	Výsledky jednotlivých měření zkoušky ohybu	66
7.2.2	Vyhodnocení výsledků zkoušky statickým tříbodovým ohybem	75
7.3	ZKOUŠKA ÚNAVY V CYKlickÉM OHYBU	76
7.3.1	Výsledky jednotlivých měření zkoušky únavy v cyklickém ohybu.....	77
7.3.2	Vyhodnocení výsledků zkoušky únavy v cyklickém ohybu	81
7.4	DISKUZE VÝSLEDKŮ PROVEDENÝCH MECHANICKÝCH ZKOUŠEK	83
	ZÁVĚR	84
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	86
	SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	90
	SEZNAM OBRÁZKŮ	92
	SEZNAM TABULEK.....	95
	SEZNAM PŘÍLOH	96

ÚVOD

Kompozitní materiály jsou ideální pro aplikace, kde je vyžadován vysoký poměr tuhosti k hmotnosti a pevnosti. Lidstvo objevilo kombinování více typů materiálů již v dávné minulosti, kdy začalo stavět svá obydlí z kombinace slámy a hlíny. Tyto materiály představují kvalitativní změnu v rozporu mezi požadovanými vlastnostmi a možnostmi homogenních materiálů. Kombinace materiálů je vždy navrhovaná pro velmi konkrétní použití s cílem maximálního využití jejich hmoty. Lidé našli využití v oblastech od letectví až po biomedicínské aplikace, kde kompozity dokázaly nahradit kovy, a staly se zajímavou alternativou. Klinické situace často vyžadují opravu pojivových tkání, a použití kompozitních materiálů může být pro tyto aplikace vhodné kvůli možnostem navrhnout tkáňové náhrady nebo implantáty s požadovanými mechanickými vlastnostmi.

Volba kompozitního materiálu vždy souvisí s jeho použitím, a to souvisí také s volbou technologie výroby. Ne vždy se podaří vlastnosti vláken a matrice vhodně kombinovat. Na začátku je potřeba si stanovit, jaké vlastnosti by měl vytvořený materiál splňovat, a jakému namáhání bude vzniklý materiál (kompozit) vystavován. Nejlepší způsob, jak zjistit tyto vlastnosti, je materiál podrobit zkouškám a porovnat je s jinými již známými hodnotami.

Teoretická část diplomové práce se zabývá materiály pro výrobu kompozitů, jejich rozdělením, využitím v biomedicínských aplikacích a mechanickými zkouškami.

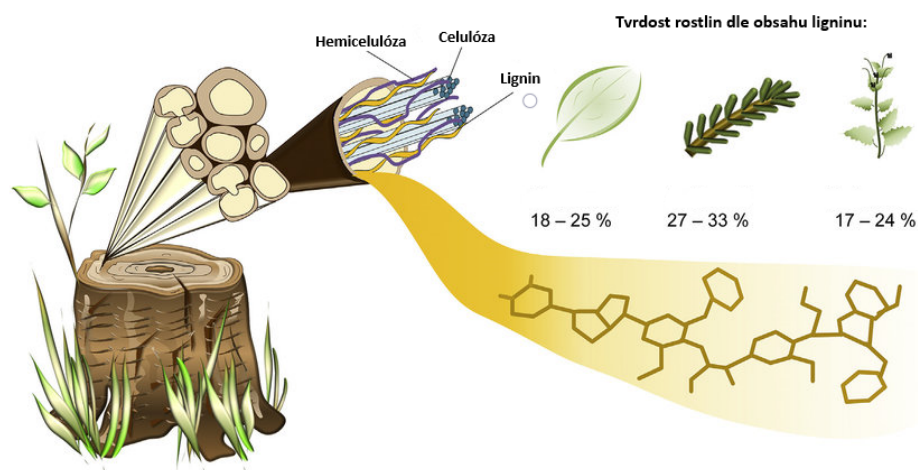
V praktické části je popsáno a nakresleno, pro jakou aplikaci by byl zvolený materiál použit. Tato část obsahuje i návrh výrobku a formy. Podle dané aplikace jsou určeny materiálové požadavky a následně dle studií zvolen daný specifický materiál. Tento materiál je nařezán v různých směrech na tělíska pro mechanické zkoušky. Ty slouží k tomu, aby se ověřila vhodnost zvoleného materiálu a porovnání účinku směru vláken.

I. TEORETICKÁ ČÁST

1 KOMPOZITNÍ MATERIÁLY

Kompozitní materiály, jsou takové, které se skládají spojením dvou a více materiálů s odlišnými vlastnostmi. Tyto materiály spolupracují tak, aby poskytly kompozitu jedinečné vlastnosti. V rámci kompozitu tyto materiály je snadné mezi sebou rozlišit – nerozpouštějí se ani se navzájem neslučují. [1]

Kompozity existují v různých formách a můžeme je vidět i v přírodě, která nás obklopuje. Například kus dřeva je kompozit s dlouhými vlákny celulózy (složitá forma škrobu), které drží pohromadě slabší látkou zvanou lignin. Celulózu lze nalézt i v jiných přírodních objektech jako je bavlna a len, ale je to právě vazebná síla ligninu, která dělá dřevo mnohem pevnější než svazek bavlněných nebo lněných vláken [1].



Obr. 1 Kompozity v přírodě [2]

1.1 Historický vývoj kompozitů

Kompozitní materiály jsou využívány lidmi po tisíce let. Takovým příkladem použití v historii může být nepálená cihla. Spojením svazku slámy, která má velmi dobrou odolnost v tahu a bláta, které po zaschnutí má naopak dobrou pevnost v tlaku, vznikne jedinečně pevný materiál – kompozit. Nepálenou cihlu používali Egypťani již 1500 let př.n.l. [3]

Od starověku pokračovali stavitelé, řemeslníci, inženýři a výrobci ve vývoji kompozitů ze širší škály materiálů pro sofistikovanější aplikace [3].

Dalším takovým příkladem v historii je první kompozitní luk vynalezený roku 1200 z kombinace dřeva, bambusu, kostí, dobytčích šlach, rohů a hedvábí spojených přírodní pryskyřicí. Tyto malé, silné a extrémně pružné luky byly nejobávanějšími zbraněmi na Zemi až do vynálezu střelných zbraní ve 14. století. [3]

Vývoj pokračoval až do 70. let 19. století, kdy byly syntetické pryskyřice byly transformovány z kapalného do pevného stavu v zesíťované molekulární struktuře pomocí procesu polymerace. Mezi první syntetické pryskyřice patřil celuloid, melanin a bakelit. [3]

V 20. století byly vytvořeny materiály jako vinyl, polystyren, fenol a polyester. Pro zajištění pevnosti a tuhosti bylo zapotřebí vyztužení.

V roce 1935 představil Owens Corning první skleněné vlákno a zahájil průmysl vláknem vyztužených polymerů (FRP – Fiber Reinforced Polymer).

Ve 40. letech 20. století začaly vznikat první trupy lodí. V roce 1947 vznikl prototyp automobilu s plně kompozitní karoserií, což vedlo k vývoji Corvette z roku 1953. Nástup automobilového věku dal vzniknout několika novým metodám lisování, a to především metoda SMC (Sheet Moulding Compound) a metoda BMC (Bulk Moulding Compound). Na počátku 50. let 20. století pokračovaly výrobní inovace s vývojem pultruze, lisování s vakuovou folií a navíjení vláken ve velkém měřítku. [3]

V roce 1961 bylo patentováno první uhlíkové vlákno, to zlepšilo poměr tuhosti termosetové části k hmotnosti pro použití v ještě více aplikacích, jako je letectví, automobilový průmysl, sportovní zboží a spotřební zboží. V 60. letech 20. století byl dokonce největším spotřebitelem kompozitních materiálů námořní trh. Během 80. let 20. století se ke spotřebitelům kompozitních materiálů přidal lékařský trh, kde je uhlíkové vlákno z velké části využito. [3]

V 90. letech kompozity dokážou nahradit tradiční materiály, jako jsou kovy.

V dnešní době výzkum kompozitů přitahuje granty od vlád, výrobců a univerzit. Tyto investice umožňují urychlení inovací. Nyní je možné i využití ekologicky šetrných pryskyřic, které obsahují recyklované plasty a biopolymery, splňující požadavky na silnější, lehčí a ekologicky šetrné produkty. Při pohledu do budoucna, vlákna a pryskyřice, které se budou teprve vyvíjet, vytvoří ještě více aplikací pro každodenní život a specializované použití. [3]



Obr. 2 Historie vývoje kompozitu [3]

1.2 Rozdělení kompozitních materiálů

Kompozitní materiály lze rozdělit podle několika hledisek [4]:

- podle materiálu výztuže
 - kovy (W, Fe, Cr, Mo, Ti, Ni a jejich slitiny)
 - nekovy
 - anorganické materiály

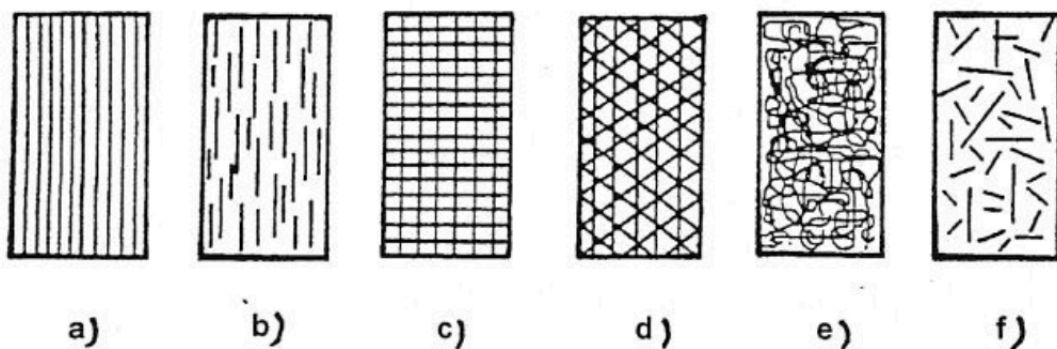
- keramické materiály
- skla
- čediče
- o organické materiály
 - polymery (aramidová vlákna – Kevlar, polyamidová vlákna – např. Nylon)
- **podle materiálu matrice**
 - kovy (Al, Ag, Fe, Mg, Ti, Co, Cu, Ni a jejich slitiny)
 - nekovy
 - o anorganické materiály
 - keramické materiály
 - skla (E, S)
 - C
 - o organické materiály (nejčastější)
 - polymery (polyester, vinylester, fenolické pryskyřice, epoxidy, polyamidy atd.)

Tyto materiály lze kombinovat nejrůznějším způsobem, např. kov – polymer, keramika – kov, kov – kov, polymer – polymer. Ovšem je nutný předpoklad dobré mezifázové adheze a vhodné deformačně-napěťové vlastnosti. [4]

- **podle geometrického tvaru výztuže (nosné části)**

Podle geometrického tvaru výztuže dělíme kompozity na **vláknové, částicové a skeletové**.

Typy **vláknových kompozitů** jsou znázorněny na Obr. 3.

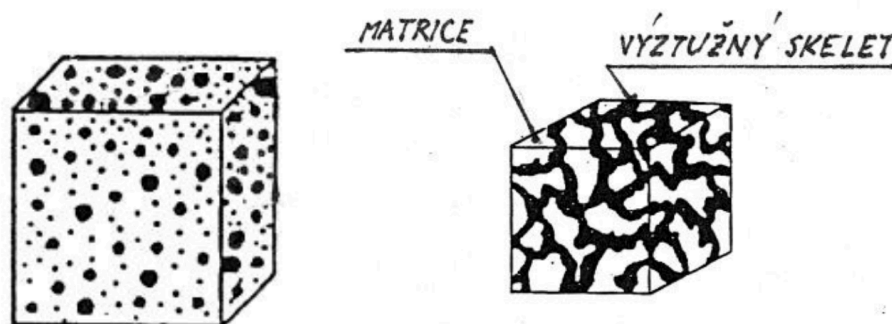


Obr. 3 Typy vláknových kompozitů [4]

- a) jednosměrná dlouhá vlákna
- b) jednosměrná krátká vlákna
- c) dvousměrné vyztužení (křížová tkanina, rohož)
- d) vícesměrné vyztužení
- e) náhodná orientace vláken
- f) náhodná orientace krátkých vláken

U **částicových kompozitních materiálů** (Obr. 4 vlevo) jsou vyztužující částice dispergovány v matrici a omezují rozvoj plastických deformací, čímž zvyšují mez kluzu, pevnosti a tvrdost. Kromě toho také ovlivňují celou řadu dalších vlastností např. tepelnou a elektrickou vodivost.

Skeletonový kompozitní materiál (Obr. 4 vpravo) je tvořen pórovitou matricí, která je prostoupena souvislým nosným skeletem. [4]



Obr. 4 Částicový kompozitní materiál, skeletonový kompozitní materiál [4]

– **podle použití**

Kompozitní materiály je možné v dnešní době vytvořit tak, aby měly specifické vlastnosti pro jejich budoucí použití. Tyto materiály mohou být žáruvzdorné, žárupevné, korozivzdorné, pro aplikace v letectví, strojírenství, stavebnictví, nyní tento materiál má velký význam i ve zdravotnictví. [4]

1.3 Výhody a nevýhody kompozitních materiálů

Ve srovnání s ostatními skupinami materiálů mají ty kompozitní velmi dobré pevnostní vlastnosti, vysokou houževnatost, a to při nízké hustotě a vysoké konstrukční tuhosti. Hustota kompozitů je zpravidla v rozmezí 1600–2000 kg.m⁻³, v porovnání s hustotou ocele 7800 kg.m⁻³ nebo hliníku 2700 kg.m⁻³. Kompozitní materiály se výrazně nedeformují, mez kluzu odpovídá mezi pevnosti, rovněž vykazují vysokou mez únavy. Další předností kompozitních materiálů je výborná ohnivzdornost, korozivzdornost, odolnost proti opotřebení, minimální tepelná vodivost a elektroizolační vlastnosti. [4]

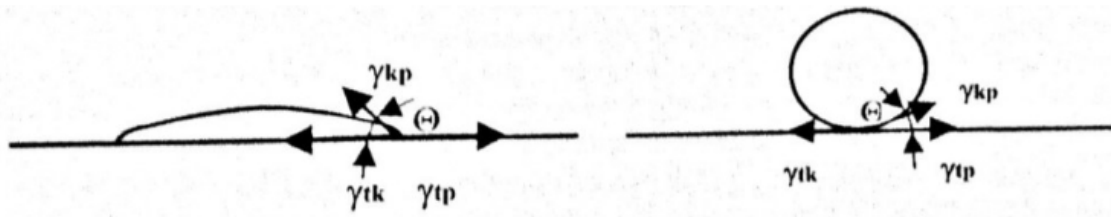
Mezi jejich nevýhodu však patří obtížná zpracovatelnost, vysoká cena, a především nákladná a složitá recyklace. Dále pak odlišnost technologie výroby konstrukčních součástí.[4]

1.4 Matrice – pojivo

Matrice je v podstatě homogenní a monolitický materiál, ve kterém je zabudován vláknitý systém kompozitu. Matrice přenáší zatížení mezi vlákny, dává kompozitnímu komponentu čistý tvar a určuje kvalitu povrchu. Kompozitní matrice je nejčastěji polymer, ale může být také keramika, kov nebo uhlík. Polymerní matrice jsou nejrozšířenější pro kompozity v komerčních a vysoce výkonných leteckých aplikacích. Keramické a kovové matrice se obvykle používají v prostředích s velmi vysokou teplotou, jako jsou motory. Uhlíkové matrice se používá v extrémně vysokoteplotních aplikacích, jako jsou karbon/karbonové brzdy a raketové trysky. [5]

Nejrozšířenější polymery v kompozitech jsou termosety, to je třída plastových pryskyřic. Ty se po vytvrzení stávají netavitelnými a nerozpustnými, takový materiál poté nelze vrátit do původního nevytvrzeného stavu. Téměř všechny termosety jsou odvozeny z ropných surovin, nicméně výzkum a vývoj v rostoucí oblasti biopryskyřic pokračuje. Biopryskyřice obsahují v různých poměrech polyol (ze sójových bobů) a etanol (z kukuřice). [5]

Při přípravě kompozitu je důležité, aby došlo k správnému smáčení výztuže, tzn. aby při vysoké energii povrchu výztuže měla kapalná matrice co nejmenší povrchovou energii. Příklad dobrého a špatného smáčení povrchu lze vidět na Obr. 5 [6, 7].



Obr. 5 Povrchová energie a kontaktní úhel θ u kapky matrice na tuhém povrchu – dobré smáčení (vlevo), špatné smáčení (vpravo) [8]

Kontaktní úhel při smáčení musí být velmi malý, tj. když se \cos blíží 1. Kontaktní úhel je dán vztahem [8]:

$$\cos \theta = \frac{\gamma_{tp} - \gamma_{tk}}{\gamma_{kp}}, \quad (1)$$

kde: γ_{tp} je povrchová energie napětí na rozhraní tuhé a plynné fáze,

γ_{tk} je povrchová energie napětí na rozhraní tuhé a kapalně fáze,

γ_{kp} je povrchová energie rozhraní kapaliny a plynu.

Polymerní matrice mají nejmenší povrchovou energii. Epoxidové pryskyřice mají hodnotu γ_{kp} cca 40 MJ.m^{-2} , to znamená že budou dobře smáčet např. hliník s hodnotami $\gamma_{kp} = 1100 \text{ MJ.m}^{-2}$, ale ne vlákna z vysokopevnostního polyethylenu (UHMWPE) s povrchovou energií $\gamma_{kp} = 30 \text{ MJ.m}^{-2}$ [8].

Matrice polymerních kompozitů se v zásadě dělí do dvou skupin – reaktoplasty a termoplasty.

Reaktoplasty jsou kompatibilní téměř s každým druhem vláken a jsou odolnější vůči vysokým teplotám a creepu. Tyto materiály zůstávají i po zahřátí v pevném stavu. Méně používané jsou poté i termoplasty, ty však při zvyšující se teplotě měknou a po dosažení kritické teploty tečou. Mají vysokou viskozitu, takže se i hůře zpracovávají. Pokud je ale potřeba jeho využití, je vhodnější použít impregnovaná vlákna. [5]

Výběr matrice závisí na konstrukčních požadavcích. Přehled vlastností nejběžnějších druhů polymerních matic je uveden v Tab. 1. Pro srovnání jsou zde uvedeny i hodnoty pro matici keramickou nebo kovovou. [6]

Tab. 1 Vlastnosti různých druhů matric [6]

MATERIÁL:	Epoxidy	Polyestery	Fenoly	Polyamidy	Termoplast	Keramika	Kovy
Modul pružnosti v tahu [GPa]	4-5	2-4	6-12	3-4	2-5	3-12	5-50
Mez pevnosti v tahu [MPa]	34-103	21-89	34-62	41-189	34-138	28-132	48-482
Max. provozní teplota [°C]	93-177	79-141	149-204	204-316	171-232	815-2204	538-1093
Hustota [g.cm-3]	1,2-1,25	1,1-1,2	1,3-1,4	1,3-1,4	1,1-1,2	1,8-2,5	2,0-6,0
Absorpce vlhkosti [%]	0,1-0,7	0,2-0,6	-	1,1-1,2	0,01-0,3	-	-
Prodloužení [%]	2,0-4,0	1,4-4,0	0,5-0,8	1,1-60	-	-	-
Koef. teplotní roztažnosti $\times 10^{-5}$ [K ⁻¹]	6-7	-	3-5	3-5	3-5	0,5-0,6	0,6-1,2

1.4.1 Reaktoplasty

Reaktoplasty, jak již bylo zmíněno, jsou polymery, které nevratnou chemickou reakcí přecházejí ze stavu lineárního do stavu síťovaného. Tyto plasty přidáním vytvrzovacího prostředku nebo zahřátím přechází do nerozpustného a netavitelného stavu. Používají se např. k výrobě lisovacích hmot, vrstvených materiálů, lehčených hmot, lepidel, nátěrových hmot, prostředků pro úpravu papíru, textilu, dřeva a kůže. [6]

1.4.2 Polyesterové pryskyřice

Polyesterové pryskyřice patří mezi nejrozšířenější pryskyřičné systémy, a to zejména v námořním průmyslu. Velká většina člunů, jacht a pracovních člunů vyrobených z kompozitů využívá tento systém pryskyřice. [9]

Tyto pryskyřice jsou „nenасыceného“ typu. Jedná se o termoset, který lze za správných podmínek vytvrdit z kapalného nebo pevného stavu. Existují dva základní typy polyesterových pryskyřic: Ortoftalové a Isoftalové pryskyřice. Ortoftalová pryskyřice je standardní ekonomická pryskyřice běžně využívaná. Isoftalová pryskyřice je spíše používána v průmyslových odvětvích, a to zejména pro vynikající odolnost proti vodě. [9]

Většina polyesterových pryskyřic je viskózních, jsou to světle zbarvené kapaliny sestávající z roztoku polyesteru v monomeru, kterým je obvykle styren. Tyto pryskyřice lze tvarovat bez použití tlaku a nazývají se „kontaktní“ nebo „nízkotlaké“ pryskyřice, mají také dobře vyvážené mechanické, elektrické a chemické vlastnosti. Obvykle se používají při výrobě v kombinaci se skelnými výztužemi. [9,10]

1.4.3 Epoxidové pryskyřice

Epoxidové pryskyřice mají mnoho jedinečných vlastností. Jednou z nich je například vynikající přilnavost a mechanické vlastnosti, mezi další patří odolnost proti korozi a chemickým látkám, proto se široce využívají v různých oborech.

Hlavní oblastí využití je stavebnictví (nátěry, lepidla, podlahové krytiny, kamenné koberce, chemické kotvy, renovace betonu atd..) Kromě toho se ale široce využívají v elektrotechnickém, elektronickém, leteckém a automobilovém průmyslu, při výrobě sportovního zboží a dalších aplikacích s vysokými nároky na vlastnosti materiálu.

Epoxidy jsou ve velké většině dvousložkové systémy, sestávající z epoxidové pryskyřice a z vytvrzovací složky. [11]

1.4.4 Fenolické pryskyřice

Patří mezi první čistě syntetické pryskyřice, které došly mnohostranného použití. Můžeme si je klasifikovat na dva základní typy:

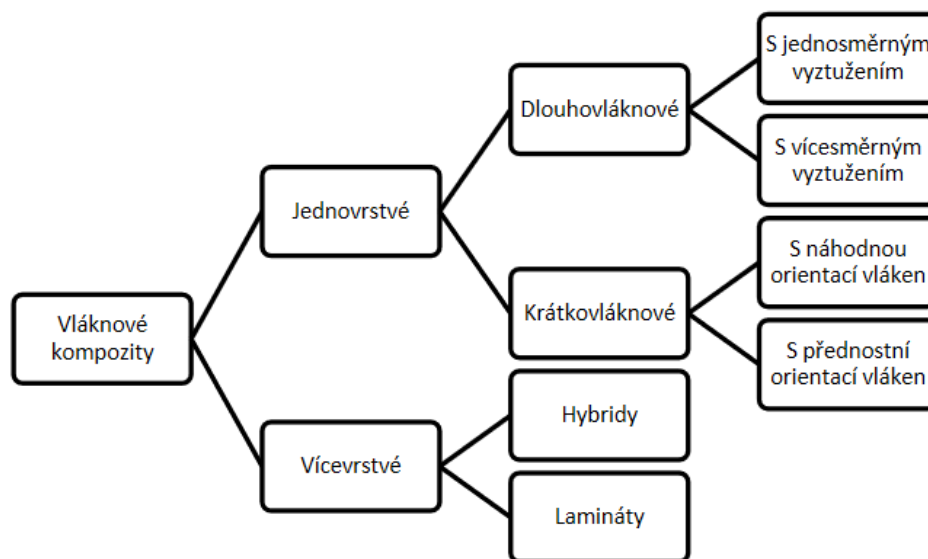
- Novolaky jsou produkty polykondenzace fenolu s nedostatkem formaldehydu, které je možné vytvrdit až po přidání formaldehydu nebo jiného vytvrzovacího činidla.
- Rezoly jsou produkty polykondenzace fenolu s přebytkem formaldehydu, které působením tepla nebo kyselin je možné snadno převést v nerozpustnou a netavitelnou hmotu zvanou resin. [12]

1.5 Vytzužující vlákna

Výztuž je nespojitá fáze kompozitů. Na rozdíl od matrice je mnohem pevnější a tužší. Nevýhodou je její náchylnost k poškození v agresivním prostředí a také křehkost. Dalším problémem je udržet vláknovou výztuž v požadovaném prostorovém uspořádání.

Výsledné vlastnosti a možnosti zpracování závisí především na jeho rozložení a vzájemném ovlivňování jeho jednotlivých složek. Koncentrace výztuže, která se udává objemovým

podílem a hmotnostním podílem složek je významným ukazatelem vlastností kompozitu. Koncentrační distribuce je mírou homogenity nebo rovnoměrnosti systému, informuje o jejich vzájemných prostorových vztazích. Avšak některé vlastnosti nelze vysvětlit pouhým součtem vlastností složek, ale závisí na jejich vzájemných interakcích a geometrickém rozložení. [13]



Obr. 6 Rozdělení vláknových kompozitů dle vyztuže

1.5.1 Přírodní vlákna

Výzkum profesora Lenfelda potvrdil, že použití některých přírodních vláken zvyšuje mechanické vlastnosti kompozitních materiálů a plastových dílů. Touto schopností disponují například vlákna juty, konopí a lnu, vlákna banánovníku i bambusu. I s použitím přírodních vláken si materiál zachovává houževnatost a hodí se jak pro pohledové, tak i konstrukční díly. Využívají se u výplní dveří, sloupků, konzol a u dalších automobilových dílů z plastů. Zpracovatelské vlastnosti jsou i přes použití plniv o velkém procentuálním objemu velmi dobré, povrch vyrobených plastových dílů je velmi kvalitní a zvyšuje se rozměrová stabilita, absorpce hluku a vibrací. [14]

1.5.2 Skleněná vlákna

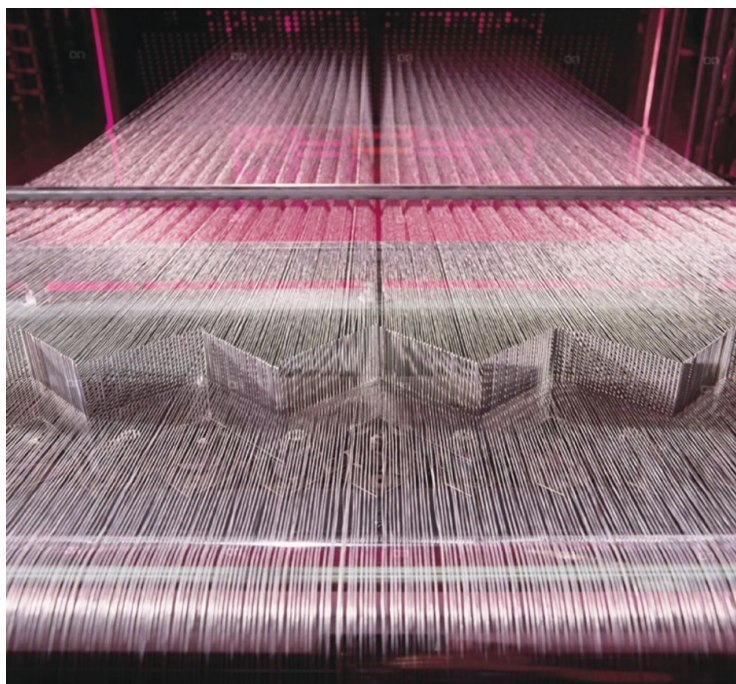
Typickým druhem vláken z anorganického nekovového materiálu jsou skleněná vlákna s vysokou pevností, vysokým modulem, odolností proti oxidaci a korozi, odolností vůči

vysokým teplotám a dalšími vlastnostmi, které mají také vynikající vlastnosti zvukové, tepelné a elektrické izolace. [15]

Skleněná vlákna textilní kvality jsou vyrobena z křemičitého písku (SiO_2), který taje při $1720\text{ }^\circ\text{C}$. Křemičitý písek je také základním prvkem křemene, přirozeně se vyskytující horniny. Pokud čistý SiO_2 se zahřeje na $1720\text{ }^\circ\text{C}$ a poté se rychle ochladí, lze zabránit krystalizaci a proces poskytuje amorfni nebo náhodně uspořádanou strukturu, kterou známe jako sklo. [16]

Samotný proces výroby lze rozdělit do 5 základních kroků: dávkování, tavení, rozvláknění, potahování a sušení. [18]

V počáteční fázi výroby skla je nutné materiály pečlivě navážít v přesném množství a důkladně promíchat (dávkovat). Následně je směs poslána do vysokoteplotní pece vytápěné zemním plynem k tavení. Pec je rozdělena na tři sekce. V první sekci je přijímána vsázka a dochází k roztavení, zvýšení rovnoměrnosti a odstranění bublin. Roztavené sklo pak proudí do rafiněru, kde se sníží teplota na $1370\text{ }^\circ\text{C}$. Poslední částí je předpecí, pod níž je umístěna řada čtyř až sedmi průchodek, které se v dalším kroku používají k vytlačování skla na vlákna. Postupným mechanickým tažením (zeslabováním) vytlačovaných proudů roztaveného skla do vláknitých prvků (filamentů) o průměru od 4 do 34 mikrometrů vznikají skleněná vlákna. V konečné fázi se nanáší chemický nátěr nebo klíždlo, dochází k sušení a balení vláken do tvarovacího balíku, který připomíná cívku s nití. [16]



Obr. 7 Výroba skleněných vláken – rozvláknění [16]

Sklolaminát je lehký, extrémně pevný a odolný materiál. Ačkoli pevnostní vlastnosti jsou poněkud nižší než u uhlíkových vláken a jsou méně tuhé, materiál je obvykle mnohem méně křehký a suroviny jsou mnohem levnější. Jeho objemová pevnost a hmotnostní vlastnosti jsou také velmi příznivé ve srovnání s kovy a lze jej snadno tvarovat pomocí lisovacích procesů. Výrobky ze skleněných vláken jsou rozděleny do čtyř hlavních skupin: nasekané prameny, přímé tažení roving, sestavené rovingy a produkty rohože. [17]

1.5.3 Uhlíková vlákna

Uhlíkové vlákno je druh vlákna obsahující uhlík v různých modifikacích, může být tenčí než pramen lidských vlasů a získá sílu, když se stočí dohromady jako příze. Poté může být tkaný dohromady, aby tvořil látku. Uhlíkové vlákno má vysokou tuhost a pevnost v tahu, nízký poměr hmotnosti k pevnosti, vysokou chemickou a teplotní odolnost a nízkou tepelnou roztažnost. Z tohoto důvodu jsou vlákna velmi populární v mnoha průmyslových odvětvích, jako je letecký, automobilový, vojenský průmysl a rekreační aplikace (lyže), ale v neposlední řadě v se uhlíková vlákna využívají v medicínské oblasti. Uhlíková vlákna se používají k výrobě protetických končetin, které jsou pevné, lehké a pohodlné na nošení a používání. Nevýhodou těchto vláken je vysoká pořizovací cena [18].

Výroba uhlíkového vlákna se rozděluje do pěti základních kroků [19]:

1. Příprava prekurzoru – výchozí materiál je upraven buď tavným zvlákněním, nebo zvlákněním z roztoku.
2. Stabilizace – zahřátím na vzduchu na poměrně nízké teploty 200–400 °C se získá teplotně stabilní zesítená struktura. Vlákno sbírá kyslíkové molekuly ze vzduchu a dochází tak k přerovnání atomové struktury vlákna.
3. Karbonizace – převod prekurzoru na uhlíková vlákna. Provádí se v inertní atmosféře, při teplotách v rozmezí 1000–2000 °C. Inertní atmosféra je bez přístupu kyslíku a vlákno tedy nemůže hořet. Vysoká teplota způsobí rozkmitání atomů ve vlákně tak, že je většina neuhlíkových atomů odstraněna.
4. Grafitizace – tato operace není nutná. Pokud se ale provede, vznikají tzv. grafitová vlákna. Provádí se při teplotách 2400–3000 °C a dochází ke zvýšení obsahu uhlíku na 99 % a více.
5. Povrchová úprava – karbonové vlákno neváže snadno epoxidy a další látky používané v kompozitních materiálech, proto se povrch vlákna mírně oxiduje.

Kyslíkové atomy na povrchu umožňují lepší přilnavost dalších látek a zhrubnutí povrchu pro lepší mechanické spojení s těmito látkami.



Obr. 8 Tkanina z uhlíkového vlákna [20]

1.5.4 Aramidová vlákna

Aramidová vlákna jsou vlákna na bázi lineárních organických polymerů. Předností těchto vláken je tuhost a pevnost. Používají se v leteckém a vojenském průmyslu, pro výrobu neprůstřelných vest a balistických kompozitů, v pneumatikách jízdních kol a jako náhrada azbestu. Název je zkratkou aromatického polyamidu. Molekuly řetězce aramidových vláken jsou vysoce orientovány podél osy vláken, takže lze využít sílu chemické vazby.

Aramidové vlákno není možné vyrobit klasickým tavením, proto se vyrábí zvlákněním rozpuštěného polymeru na tuhé vlákno z chemické kapalné směsi.

Nevýhodou aramidových vláken je jejich citlivost na vlhké prostředí a UV záření, kdy se jeho pevnost snižuje. Aramidová vlákna mohou být zpracována se všemi druhy pryskyřic. [21]

1.5.5 Stručné srovnání aramidových, uhlíkových a sklem vyztužených kompozitů

Vlastnosti nejdůležitějších vyztužujících vláken se liší nejen navzájem, ale i v závislosti na vlastnostech matrice. Kromě anizotropie mechanických vlastností jsou to také hodnoty

součinitelů teplotní roztažnosti, kde jsou rozdíly zřetelně výrazné. Chemická odolnost kompozitů je závislá ve většině případů na odolnosti matrice, ve které jsou vlákna zabudována. Uhlíková vlákna jsou elektricky vodivá, zatímco skleněná vlákna a aramidová vlákna vykazují velký elektrický odpor. Srovnání vlastností vláken lépe ukazuje Tab. 2 [21]

Tab. 2 Všeobecné srovnání vlastností kompozitů s hlavními výztužnými vlákny [21]

VLASTNOSTI	KOMPOZITY VYZTUŽENÉ VLÁKNY:		
	skelnými	aramidovými	uhlíkovými
Hustota ρ :	+ -	++	+
Mez pevnosti v tahu:	+	+	+
E-modul	-	+	++
Mez pevnosti v tlaku:	+	-	+
Rázová houževnatost:	+	+	-
Tlumení:	-	+	-
Chování při statickém a dynamickém namáhání	+	+	++
Dielektrické vlastnosti:	++	++	-
Adheze, přilnavost:	++	-	+
Nasákavost:	+	-	+
Cena:	++	+ -	-

1.5.6 Typy vláken a druhy vazeb

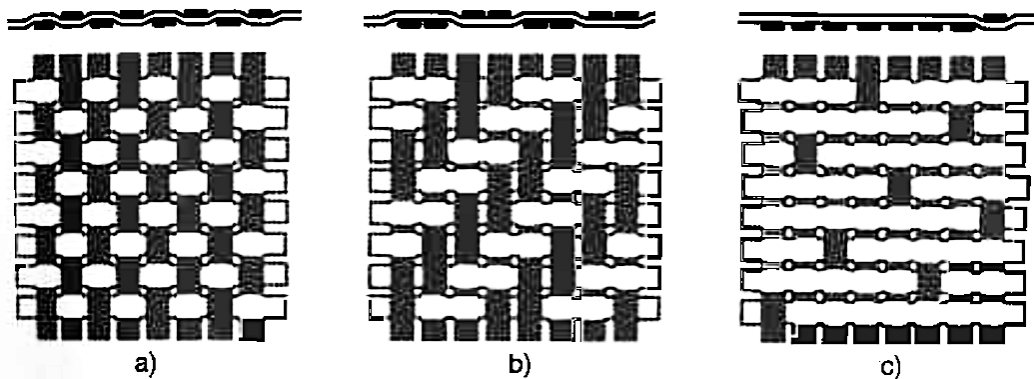
Jednotlivá vyztužující vlákna jsou samostatně používána jen ve výjimečných případech. Většinou se při výrobě kompozitů aplikují upravené produkty. Proto se vyrábí různé typy vláken [21]:

- **příze** – spřádáním vláken, dále se zpracovávají na tkaniny, pásy a pletené výrobky,
- **nitě** (sekaná příze) - skládají se z jedné nebo více příz, které jsou společně spředeny,

- **roving** (pramenec) – je složen z 20–60 konců, sdružených z rovnoběžně uložených nestočených vláken, nebo tažením přímo z taveniny,
- **spředený roving** – vlákna stočená kolem podélné osy,
- **rohože ze sekaných pramenců** – netkané plošné výrobky, které se vyrábějí z 25–50 mm dlouhých sekaných nepravidelně plošně uložených vláken,
- **rohože z kontinuálních vláken** – jsou složena z nekonečných skleněných vláken, která jsou uložena nepravidelně bez orientace v několika vrstvách a spojena pojivem,
- **povrchové (závojové) rohože** – jedná se o netkané plošné výrobky ze skleněných nebo termoplastických vláken, které se pokládají do povrchové vrstvy laminátu s vysokým obsahem pryskyřice, aby se zamezilo vzniku trhlin,
- **krátká vlákna** – mletá a rozptýlená na jednotlivá elementární vlákna o různé délce,
- **tkaniny** – plošné výrobky z vláken nebo pramenců uložených pravoúhelně v útku a osnově, které působí výztužně ve dvou směrech.

Druhy vazeb tkanin [21]:

- **plátňová vazba** – jednoduchá základní vazba, pro jednoduché zpracování tkaniny vzhledem k dobré rozměrové stálosti a malému otřepu při řezání,
- **keprová vazba** – má vyšší pevnost a tuhost laminátu způsobená menším zvlněním vláken. Tkaniny jsou ohebnější, a vhodnější pro tvarové prvky než tkaniny s plátňovou vazbou,
- **atlasová (saténová) vazba** – má menší vychýlení vláken než u keprové vazby a velmi dobrou řasitelnost, z toho vyplývá vhodné použití pro prostorově složité prvky.



Obr. 9 Druhy vazeb vyztužujících tkanin [21]
a) plátňová vazba, b) keprová vazba, c) atlasová (saténová vazba)

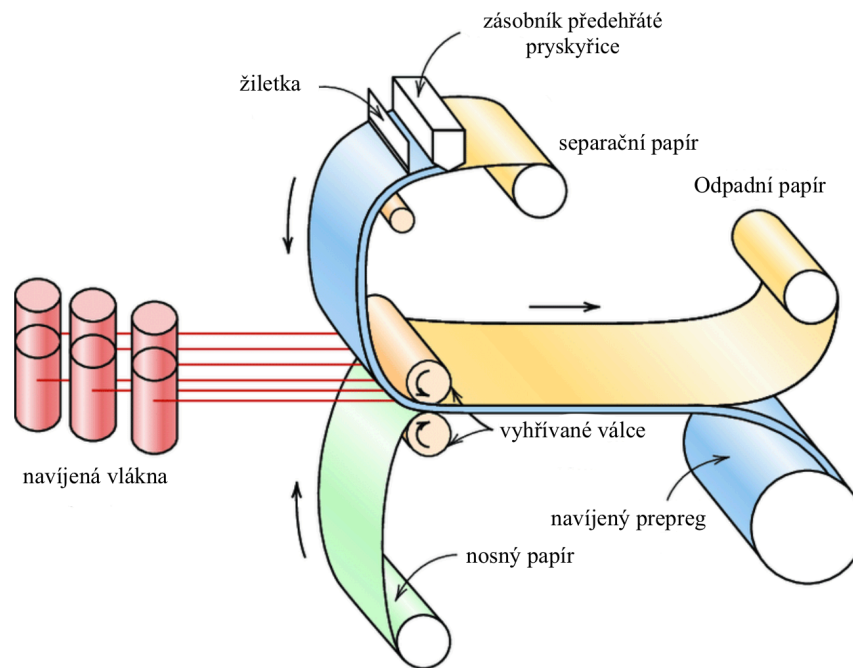
1.6 Technologie výroby kompozitů z prepregů

V dnešní době jsou technologie výroby kompozitů v zásadě charakterizovány metodami vkládání nevytvrzeného materiálu do formy nebo na ni, a tím dosažením jejího správného tvarování. [22]

Jedním z možností výroby kompozitů je použití tzv. prepregů (z anglického slova „preimpregnated“, tzn. předimpregnovaný), kde vlákna mohou být potažena nebo zcela impregnována polymerními pryskyřicemi a mohou být jednosměrně protkaná, vícevrstvá, kombinovaná, prostorově vázaná nebo s výztuží ze sekaných vláken. [22, 7]

Proces prosycování se provádí pod kontrolou za reprodukovatelných podmínek na speciálním zařízení. Tak vzniká materiál vysoké kvality, což má vliv na budoucí vlastnosti produktu. Prepregy se z důvodu předimpregnování musí skladovat při nízkých teplotách, nejlépe při -18 °C. Zabrání se tak samovolnému vytvrzování pryskyřice a také se usnadňuje manipulace s tímto na dotek lepivým materiálem. Matricí nejčastěji bývá epoxidová pryskyřice, jejíž obsah je asi 35 %. Tloušťka impregnovaného pásu je asi 1-3 mm. Tyto prepregy mohou být dodávány v kotoučích a následně skladovány po dobu několika měsíců v mrazících boxech. [22, 7]

Výroba prepregu začíná odvíjením vláken z cívek rovnoběžně na papírový nosič. Vlákna se v papírovém nosiči lisují mezi listy separačního a nosného papíru pomocí vyhřívaných válečků. Separací papír je potažen vrstvou zahřáté pryskyřice tak, aby bylo zajištěno důkladné prosycení vláken. Konečným produktem je předimpregnovaná tenká páska, která se skládá z nekonečných a zarovnaných vláken uložených v částečně vytvrzené pryskyřici. Proces výroby lze vidět na Obr. 10. [7]



Obr. 10 Proces výroby prepregu [7]

Prepregy se zpracovávají navíjením, vytlačováním nebo tvářením. Výrobní proces kompozitu je založen na kladení vrstev do otevřené formy [7]:

- ruční kladení prepregu a vytvrzování v autoklávu,
- strojní kladení prepregu s reaktoplastickou matricí ATP a vytvrzování v autoklávu,
- strojní kladení termoplastických prepregů,
- šroubovicové navíjení za mokra,
- kladení rovingového prepregu na otáčející se trn,
- pultruze.

Při výrobě kompozitů tyto prepregy usnadňují kladení vrstev do formy a urychlují samotný proces výroby. Navíc jsou vlákna dokonale prosycena matricí, mají vysoký podíl vláknové výztuže, stejnoměrnost a hladkost hotových dílů, které souvisí s předem definovatelným a přesným uložením výztuže. [22]

2 VYUŽITÍ KOMPOZITNÍCH MATERIÁLU V OBLASTI BIOMEDICÍNY

Používání přírodních nebo syntetických materiálů k náhradě nebo integraci tělesných funkcí či orgánů, poškozených různými traumatickými událostmi, sahá až do počátků medicíny, do starověku. Terapeutické inovace, design a implementace komplexních prostředků v medicíně nyní umožňují prodloužit život pacientů a mohou zlepšit kvalitu života. Výhodou kompozitů v medicínských aplikacích je nejen to, že vykazují nejlepší vlastnosti ze svých složek, které jednotlivé složky nemají, ale především umožňují flexibilní design, protože jejich strukturu a vlastnosti lze optimalizovat a přizpůsobit konkrétním aplikacím. [23]

2.1 Biokompatibilita

Důležitým pojmem a vlastností při využití kompozitního materiálu ve zdravotnictví je biokompatibilita. Tělo se ze sebe snaží vyloučit všechny cizorodé látky. Pojem biokompatibilita vyjadřuje schopnost pozitivní interakce materiálu s lidským tělem bez nepříznivých účinků. Přísnější požadavky platí pro materiály, které se vkládají přímo do těla, nebo jsou s ním v přímém kontaktu. [23]

Biokompatibilita se hodnotí z hlediska mechanických vlastností, strukturních vlastností a biologických vlastností [24]:

mechanické vlastnosti

- pevnost, tuhost, mez kluzu, tvrdost, únava, houževnatost atd.,

fyzikální vlastnosti

- hustota, barva, topologie povrchu, RTG kontrast, krystalinita atd.,

chemické vlastnosti

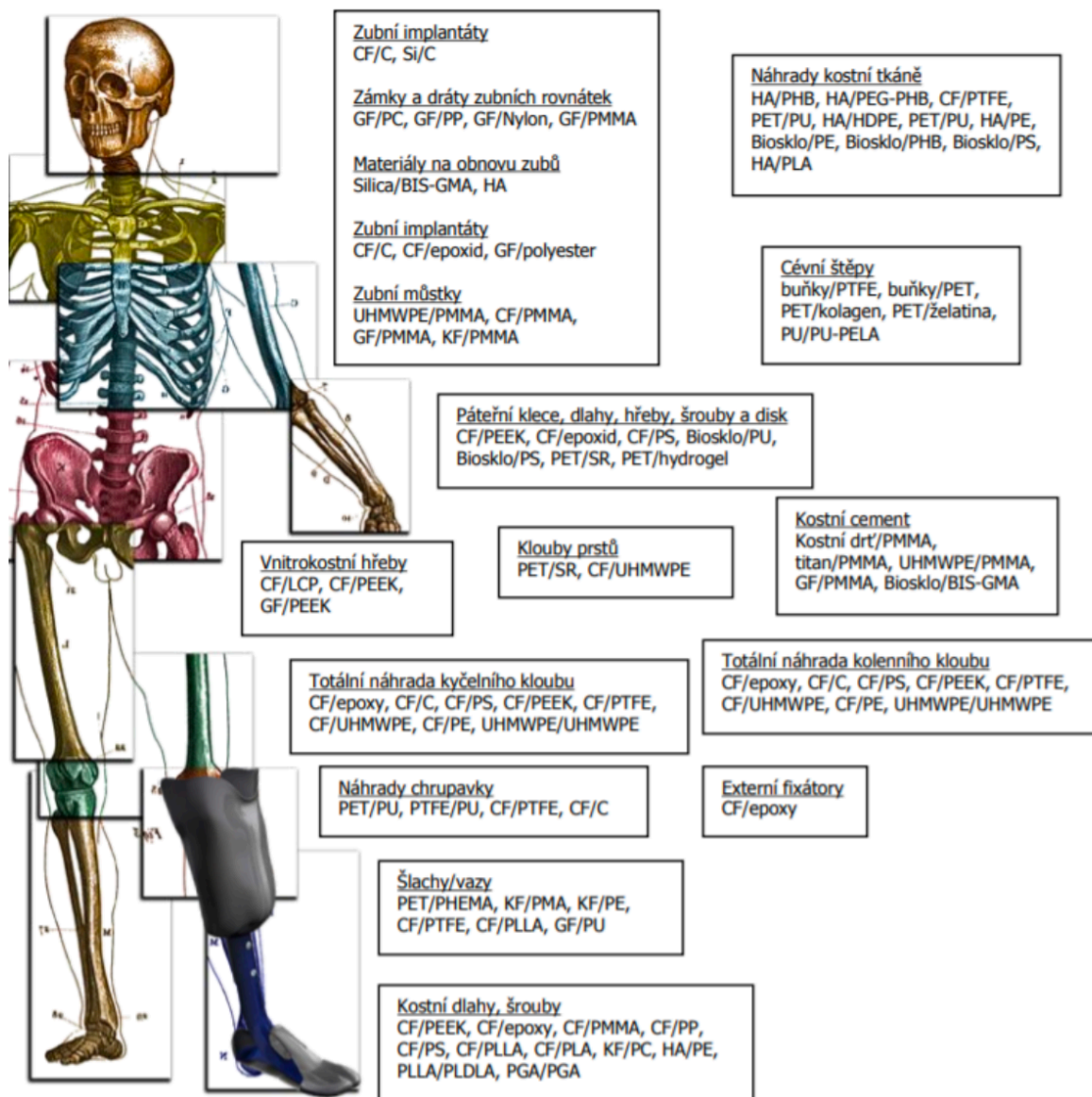
- chemické složení, koroze, degradace, nasákavost atd.,

biologické vlastnosti

- alergizace, toxicita, dráždivost, trombogenní a imunogenní vlastnosti.

2.2 Aplikace materiálů v medicínské oblasti

Kompozitní materiály mají široké využití v radě oblastí medicínských aplikací. Od zubních implantátů, přes náhrady kloubů, šlach, orgánů, chrupavek, až po vnější a vnitřní fixace kostí. Přehled aplikací kompozitu v biomedicíně znázorňuje Obr. 11. [25]



Obr. 11 Využití kompozitních materiálů v biomedicíně [25]

2.2.1 Kardiovaskulární aplikace

Onemocnění související se srdcem a cévy, nebo vrození léze obvykle vyžadují chirurgickou léčbu. Nejkritičtější problém pro materiály, které přicházejí do styku s krví je tvorba trombů, a je silně závislá na vlastnostech povrchu, místu implantace, lokální hemodynamice. Vývoj

dokonalého hemokompatibilního materiálu je stále nevyřešeným problémem. V současné době se kompozity v klinické praxi nevyužívají, avšak existuje řada studií o možnostech použití těchto materiálů jako cévních štěpů. Jedná se o materiály PET (porézní polyethylentereftalát), PTFE (polytetrafluoretylen), PU (Polyuretan) v kombinaci s kolagenem nebo želatinou.

Arteriální protéza vyrobená z PU vláken a směsi PU a PELA (kopolymer kyseliny mléčné a polyethylenu glykolu) byla získána technologií navíjení vláken. V době implantace je štěp hustý, a tak brání ztrátě krve, ale matrice je resorbovatelná, což má za následek tvorbu porézní stěny během hojení, která umožní prorůstání tkáně mezi póry. [25]

2.2.2 Aplikace ve stomatologii

Tvrdé tkáně, jako je sklovina a dentin, jsou přírodní kompozity vyrobené z kolagenu a mikrokrystaly hydroxyapatitu (HA). Většinou se používají kompozity s polymerní matricí, a to především k vyplnění dutin zubu, obnově fraktur anebo se vyrobí kompletní zubní implantát. [25]

Nejdůležitějšími aspekty pro dlouhodobou výkonnost dentálních kompozitů jsou rozměry, stabilita po polymeračním smrštění, odolnost proti opotřebení a mechanické vlastnosti. Mechanické vlastnosti silně závisí na adhezi plniva k matrici, mikro dutiny v zubu by mohly způsobit vznik bakteriálního plaku. Kompozitní materiál ve výplních zubů se může chovat různě (opotřebení, degradace, prasknutí), jelikož materiál nebere v úvahu účinky stravování a stav pacienta. Např. konzumace alkoholických nápojů může způsobit poškození kompozitu, protože alkohol působí jako změkčovadlo matrice. [25]

Kinetika polymerace se jeví jako nejdůležitější parametr přispívající k velikosti vnitřních napětí. Přidáním anorganického plniva částice snižují smrštění. U Bis-GMA rozměrovou stabilitu a mechanické vlastnosti lze zlepšit použitím monomeru s větším molárním objemem. [25]

Pevné můstky a snímatelné zubní náhrady slouží k výměně jednoho nebo více zubů, čímž se obnovují žvýkací, fonetické a estetické funkce. Jako můstky se používají kompozitní materiály jako uhlík, kevlar, UHMWPE nebo skleněná vlákna PMMA. Nejlepší výsledky z hlediska mechanických a estetických vlastností získal materiál kombinující methakrylátovou matrici, skleněná vlákna a anorganické částice. [25]

2.2.3 Oprava lebečních kostí

Zařízení pro fixaci zlomenin se používají k zajištění tuhosti během procesu hojení. Intenzivní výzkumná činnost byla věnována využití bioaktivní keramiky, a to především TCP (Trikalciumfosfát) a HA (Hydroxyapatitu), protože mají složení a morfologii blízkou minerální fázi přirozených kostí. Tyto osteokonduktivní materiály podporují a napomáhají hojení kostního defektu tím, že působí jako dočasné „lešení“ pro vrůstání kostí. [25]

Minišrouby a minideštičky vyrobené z poly-L-kyseliny mléčné (PLLA) matrice zesílené o u-HA (surový hydroxyapatitu) prokázaly snadnou manipulaci a tvarování podle geometrie místa implantátu. Dále prokázaly celkovou resorpční schopnost, dobrou schopnost se vázat přímo na kostní tkáň, osteokonduktivitu, biokompabilitu a zachování vysoké tuhosti. [25]

2.2.4 Aplikace v tkáňovém inženýrství

Tkáňové inženýrství patří mezi nově vznikající oblasti medicíny zahrnující manipulaci s buňkami k podpoře regenerace a hojení defektních přírodních tkání nebo vývoj biologických náhražek, které obnovují, udržují nebo zlepšují funkce tkání a orgánů. Některé kompozitní materiály byly zkoumány za účelem ověření jejich výkonu v aplikacích jako podpora (lešení) pro buněčný růst. Jiné studie se věnují vývoji lešení, které kombinuje specifické biologické vlastnosti a elektrické charakteristiky, zlepšuje regeneraci kostí a nervové tkáň. Ve výzkumu byly syntetizovány a charakterizovány kompozity vyrobené z kyseliny hyaluronové a polypyrrolu, tyto kompozity byly testovány „na živo“ s dobrými výsledky. [25]

2.2.5 Ortopedické aplikace

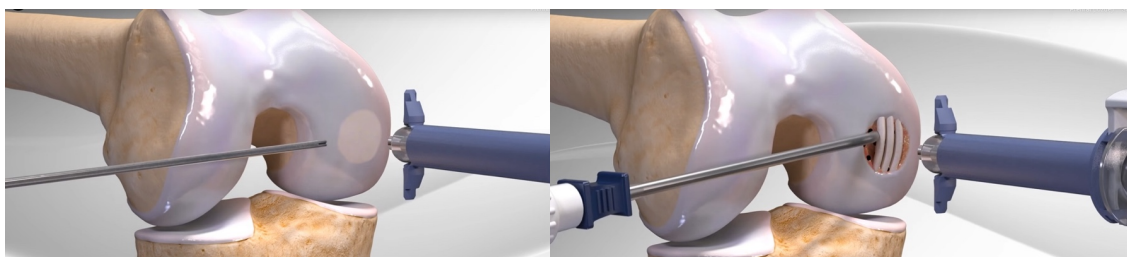
Ortopedie je lékařská oblast, kde se uplatňují biomateriály z velké části. Je vysoce vyvinutý jak pro komercializaci, tak pro výzkumný účel. Použití kompozitů v ortopedii nabízí celou řadu nových designů a možnost přizpůsobení specifických vlastností zařízení na míru pacienta. Kompozitní materiály mohou reprodukovat jak makroskopickou, tak mikroskopickou strukturu a nejdůležitější mechanické vlastnosti přírodních tkání. V ortopedii jsou kompozity testovány a studovány. Účelem je zlepšení výkonu a dlouhodobé stability femorálních dřívků a kostního cementu, náhrady chrupavky, rekonstrukci šlachy, vazů a kostních štěpů. [25]

2.2.5.1 Náhrada chrupavky

Opravou a regenerací chrupavky se v současné době intenzivně zabývají biomedicínské výzkumné, akademické i průmyslové skupiny zaměřené na vývoj náhradních materiálů s biomechanickými vlastnostmi podobnými přirozené chrupavce. Běžně se jako náhrady chrupavky nebo celého kloubu používá několik biokompatibilních a nerozložitelných umělých materiálů, jako jsou kobalt-chromové slitiny, keramika a ultravysokomolekulární polyetylen. Tyto materiály mají však výrazně odlišné mechanické vlastnosti ve srovnání s přirozenou chrupavkou a často mají nepříznivé účinky na okolní strukturu kosti. [26]

Od 70. let 20. století přitahují pozornost vědců hydrogely, což jsou vysoce hydratované sítě zesíťovaných hydrofilních polymerů. Hydrogely nahrazují chrupavku díky své biokompatibilitě, vysokému obsahu vody a nízké propustnosti. To vede k výjimečné lubrikační schopnosti a nízké adsorpci proteinů. Bohužel i tento materiál má nedostatek, a to hlavně v oblasti pevnosti v lomu a modulu pružnosti, který je nutný k udržení očekávaného zatížení kloubu. [26]

Přirodní chrupavka je inspirací pro strukturu nového kompozitu. Hydrogel se skládá ze sítě nanovláken bakteriální celulózy (BC) začleněné do dvojité sítě hydrogelu ze síťovaného polyvinylalkoholu (PVA) a sodné soli kyseliny poly-2-akrylamido-2-methyl-1-propansulfonové (PAMPS). Tyto tři vzájemně se prostupující sítě společně zajišťují biomechanické vlastnosti materiálu. K pevnosti v tahu přispívá síť BC, zatímco PVA a PAMPS zadržuje potřebnou vodu a zajišťuje viskoelastický rozptyl energie, elastickou obnovovací sílu a rovnoměrné napětí v síti BC. [26]



Obr. 12 Obnova chrupavky pomocí hydrogelu [26]

2.2.5.2 Biokompozitní náhrady kostní tkáně

Lidská kost je jedním z nejdokonalejších kompozitních materiálů, který existuje. Kostní tkáň má regenerační a remodelační schopnosti. Z různých důvodů však mnohé případy traumatických nebo netraumatických poškození kostí, vyžadují léčbu pomocí náhrad nebo štěpů. [27]

Pro konstrukci umělých kostních náhrad se používá řada materiálů. Lze je rozdělit do tří hlavních skupin: kovové, keramické a polymerní. Pokud jsou tyto materiály použity samostatně, nikdy nedosáhnou takových mechanických a dalších fyzikálních vlastností jako kost. [27]

Prvními a dodnes nejčastěji používanými náhradami jsou náhrady na bázi kovů a jejich slitin: koroziodolné oceli, titanové slitiny, chrom-kobaltové slitiny, které však vykazují několikanásobně vyšší tuhost (Youngův modul v rozmezí 110-210 GPa) ve srovnání s kostní tkání (Youngův modul v rozmezí 7-28 GPa) a tím způsobují nevhodný přenos zatížení. To často vede ke snížení hustoty kosti a změnám v její architektuře. [28]

Keramické materiály, jako třeba hydroxyapatit, bioaktivní skelná keramika či oxid zirkoničitý vykazují vysokou pevnost v tlaku (0,9–33,9 GPa). Pro srovnání Youngův modul keramických materiálů se pohybuje okolo 50–390 GPa. Tyto materiály sice vykazují výborné vlastnosti při biologickém hodnocení, ale jsou křehké.

Polymerní materiály, jako například polyaktidy, polykaprolaktany, polyethyleny a polyuretany, vykazují sice vhodnou biokompatibilitu, ale současně nízkou tuhost (Youngův modul přibližně 0,5 – 3 GPa) a také malou ohybovou pevnost ve srovnání s kostí. [28]

Řešením mohou být právě vlákna vyztužená polymery, resp. polymerními kompozity. Díky tomu materiál bude mít vhodný nízký modul a současně vysokou pevnost. Výhodou taky může být volba objemového podílu vláken, lokálního i globálního uspořádání vyztužující fáze tak, aby byly splněny nároky na mechanické i fyziologické podmínky konkrétních aplikací. Další výhodou těchto kompozitů je vysoká kompatibilita s moderními diagnostickými metodami (CT, MRI) a jejich transparentnost při použití RTG záření lze upravit přidáním kontrastního media do polymeru. [28]

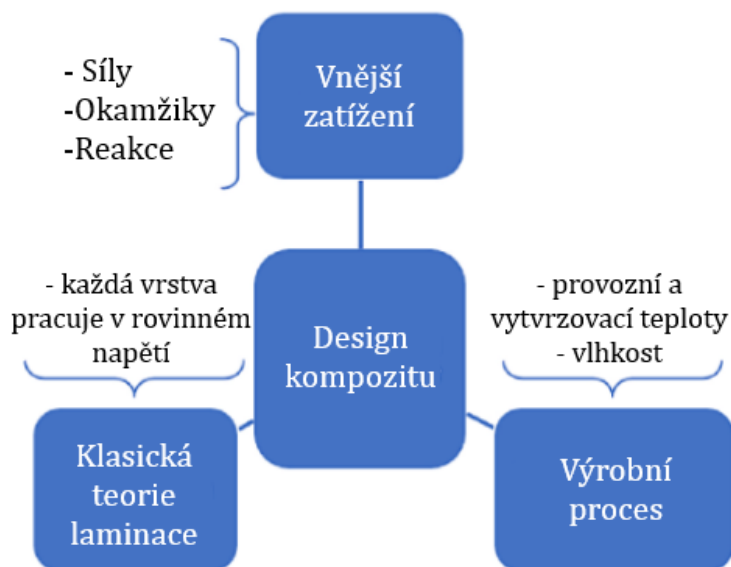
„Centrum inovací pro biomateriály v ortopedickém výzkumu (CIBOR) při Národním institutu pro letecký výzkum aplikuje znalosti o leteckých materiálech a procesech na ortopedická zařízení a spolupracuje s výrobcí leteckého průmyslu při hledání příležitostí v lékařském průmyslu. Má dva patenty na použití uhlíkové pěny jako materiálu kostního

štěpu ke zlepšení úspěchu v ortopedických implantátech. Výzkumný inženýr Joel White ji popisuje jako „tuhá, karbon/keramická pěna s velmi otevřenými buňkami. Jeho struktura napodobuje strukturu trabekulární (houbovitě) kosti a její velikost pórů a propojená struktura může být přizpůsobena našim aplikacím“ [29]

2.2.5.3 Vnější protézy končetin

Výzkum kompozitních materiálů ukázal, že díky vynikajícímu poměru pevnosti a hmotnosti a vysoké specifické tuhosti jsou tyto materiály také vhodné pro nahrazení končetin. Takový materiál může být totiž vystaven různým podmínkám zatížení. Umožňuje použít materiály s výběrem vhodného počtu vrstev, typu vláken a orientace tak, aby splňoval dané požadavky.

Obvykle při návrhu konstrukce protézy jsou předem známy určité specifikace, jako je tloušťka laminátu, možnosti jejich orientace a druh materiálu. Proto je návrh kompozitní struktury redukován na nalezení vhodných diskrétních orientací vrstev a geometrických parametrů v daném rozsahu pro dosažení požadované pevnosti a tuhosti. [27]



Obr. 13 Prvky, které je třeba zvážit při navrhování z kompozitních materiálů

Tato metodika umožňuje implementaci klasické teorie laminace, specifikaci výrobního procesu, vnější zátěže, kterým je dolní protéza končetiny vystavena a hledá schůdná řešení v topologickém návrhu. [27]

U tělesně postižených jde ve většině případů o horní a dolní končetiny. Protézy horních končetin jsou děleny na pažní, předloketní, protézy ruky a prstů, protézy kosmetické a myoelektrické.

Myoelektrické protézy patří mezi složitější a také nákladnější, jelikož umožňují funkci úchopu. Tyto protézy mají zabudované motorky s hydraulickým zařízením, které zajišťují provedení aktivního úchopu nebo otočení ruky. Impuls pro provedení pohybu vychází z povrchových elektrod, které jsou umístěny na těle pacienta.

Protéza dolních končetin se dělá po amputaci v kyčelním kloubu, stehenní, po amputaci v kolenním kloubu. Dále se vyrábí protézy bérce a protézy chodidel. Speciální typ protéz jsou bionické, které umožňují ovládat končetinu silou mysli. Tato technologie využívá implantovaných senzorů a posílá signály do počítače v protéze. Bionickou i myoelektrickou protézu lze vidět na Obr. 14.



Obr. 14 Myoelektrická protéza [30], Bionická protéza [31]

Díky kompozitním materiálům z uhlíkových dostali lidé, kteří mají amputovanou nohu, novou šanci na normální život. Díky těmto novým typům protéz z tak odolných materiálů mohou dosáhnout větší mobility a lepší životní úrovně, než je tomu u běžným kompozitních materiálů.

Kompozity vyrobené z uhlíkových vláken zajišťují téměř dokonalý návrat veškeré energie, bez příliš velkého napětí nebo deformace. Normální pohyby, jako třeba chůze, ale dokonce i skákání, jsou výrazně kvalitnější a pohodlnější než u kovových implantátů.

„Kompozity a uhlíková vlákna nám budou i nadále pomáhat zlepšovat mobilitu lidí, CFRP (Carbon-fiber-reinforced polymer) jsou vzhledem k požadavkům na nosnost a nízkou hmotnost nejčastější v protetice a ortotice dolních končetin. Například u ortézy Cti Knee od Össur je uhlíkové vlákno použito na rámu, kde jeho vysoká tuhost a nízká hmotnost zajišťují kolenní kloub při sportovních aktivitách. Stejný materiál je však použit v našich protetických chodidlech Flex-Foot, protože vynikající nosnost a únavové vlastnosti umožňují tlumit nárazy a vracet energii uživateli“ říká Christophe Lecomte inženýr výzkumu a vývoje ve společnosti Össur, která vyrábí Flex-Foot Cheetah a řadu dalších ortopedických produktů. [32]

Nicméně vývoj kompozitních materiálů roste vpřed. RoboticsTrends.com z prosince 2015 uvádí, že exoskeletony (mechanické rámy, usnadňující pohyb) uvádí, že exoskeletony dolní části těla používané jako rehabilitační nástroje nebo ke zlepšení kvality života jsou současnou špičkou na trhu. Cílem exosketu je snížit zranění a zlepšit produktivitu pracovních úkolů včetně zvedání těžkých břemen, dlouhého stání, dřepu, ohýbání nebo chůze. [33]



SOURCE: ReWalk.

Obr. 15 Exoskeleton [33]

3 MECHANICKÉ VLASTNOSTI KOMPOZITNÍCH MATERIÁLŮ

Kompozitní materiály vyztužené vlákny poskytují správným výběrem materiálových složek (vlákna a matrice) a jejich objemových množství, možnost navrhovat materiály se zlepšenými vlastnostmi a přizpůsobeními mechanickými vlastnostmi. [22]

Každá vrstva může být považována za stavební blok, protože několik vrstev může být naskládáno jedna na druhou pomocí specifické orientace a sekvence dohromady za vzniku laminátu se specifickými a modulovanými vlastnostmi. V důsledku toho vlastnosti laminátu závisí na vlastnostech vrstvy, tloušťce vrstvy, orientace každé vrstvy a pořadí stohování.

Na chování při mechanickém namáhání kompozitních materiálů má vliv především vytvrzení matrice, rozložení plniva nebo vláken, orientace vláken, příp. jejich zakřivení a obsah vláken. Při vzájemném srovnávání vlastností nesmí být opomenuta velikost obsahu vláken. [21]

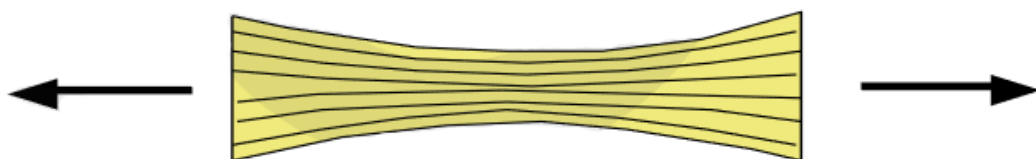
Je nutné rozlišovat porušení, příp. únavové procesy u homogenních materiálů a u vyztužených materiálů. V případě homogenních materiálů (nevyztužené plasty, kovy...), se určuje vznik, případně rychlost šíření jednotlivé trhliny, stav poškození a tím i životnost materiálu. U kompozitů jsou při zkouškách materiálu lokální poškození různého druhu, způsobující porušení nosných vláken, která předcházejí celkový lom materiálu. [21]

3.1 Zatížení materiálu

Existují čtyři hlavní přímá zatížení, kterým musí jakýkoli materiál v konstrukci odolat: tah, tlak, smyk a ohyb. [34]

3.1.1 Napětí

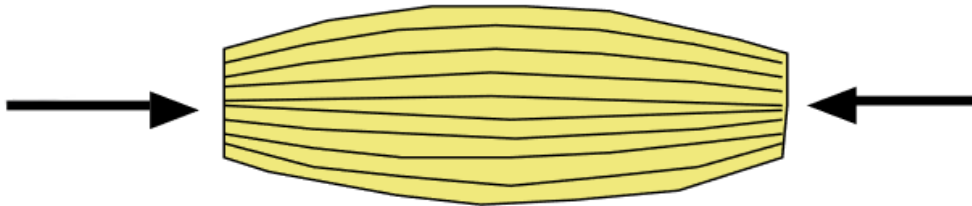
Na Obr. 16 lze vidět tahové zatížení, které působí na kompozit. Působení tahového zatížení na kompozit je velmi závislé na tahové tuhosti a pevnostních vlastnostech výztužných vláken, protože ty jsou mnohem vyšší než samotný systém matrice. [34]



Obr. 16 Zatížení v tahu [34]

3.1.2 Tlak

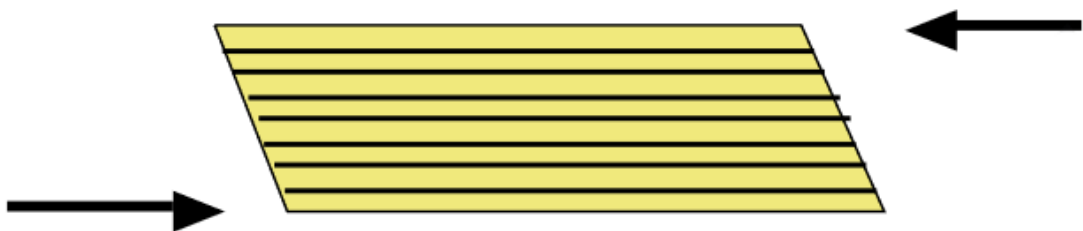
Obr. 17 ukazuje kompozit pod tlakovým zatížením. Zde jsou klíčovými vlastnostmi přilnavost a tuhost pryskyřičného systému, protože jeho úlohou je udržovat vlákna jako „rovné sloupce“ a zabránit jejich vyboulení. [34]



Obr. 17 Tlakové zatížení [34]

3.1.3 Smyk

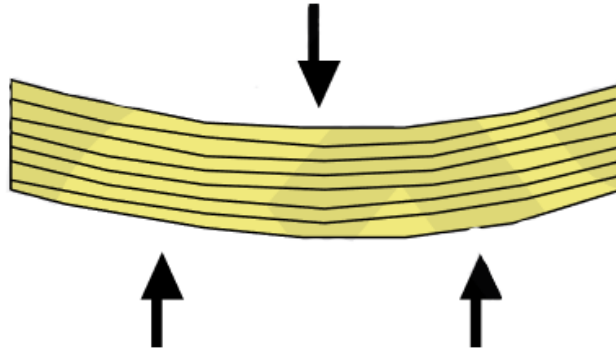
Na Obr. 18 je kompozit vystavený smykovému zatížení. Toto zatížení se snaží klouzat sousední vrstvy vláken přes sebe. Při smykovém zatížení hraje hlavní roli pryskyřice, která přenáší napětí přes kompozit. Pro správnou funkci kompozitu při smykovém zatížení, je třeba, aby matrice vykazovala nejen dobré mechanické vlastnosti, ale také musí mít vysokou adhezi k výztužnému vláknu. Pro označení této vlastnosti ve vícevrstvě laminátu se často používá pojem interlaminární smyková pevnost (ILSS) kompozitu. [34]



Obr. 18 Smykové zatížení [34]

3.1.4 Ohyb

Zatížení v ohybu je ve skutečnosti kombinací zatížení v tahu, tlaku a smyku. Jak znázorňuje Obr. 19, se horní strana stlačí, spodní strana se napne a střední část laminátu podstoupí smyk.



Obr. 19 Ohybové zatížení [34]

Pevnost laminátu je chápána jako schopnost odolat zatížení, než utrpí úplné selhání. Tato mez pevnosti je bodem, ve kterém pryskyřice vykazuje katastrofální rozpad a výztuhy vláken se zlomí. Před dosažením této meze dosáhne laminát úrovně napětí, kdy pryskyřice začne praskat od těch výztuh vláken, které nejsou vyrovnány s aplikovaným zatížením, a tyto trhliny se rozšíří skrz pryskyřičnou matici. Tohle je známé jako příčné „mikropraskání“, a přestože laminát v tomto bodě zcela nezklamal, proces rozpadu začal. V důsledku toho je potřeba, aby lamináty nepřekročily tento bod při běžném provozním zatížení. [34]

3.2 Mechanismus porušování

Vznik poškození vždy závisí na druhu zatížení, nepravidelnosti v uspořádání vláken, vzduchových bublinách. Nedostatky v adhezním spojení složek se projevují jako koncentrace protažení a napětí. Typ trhliny závisí na druhu zatížení. Např. u jednosměrně vyztužených materiálů může dojít k různým mechanismům poškození v závislosti na druhu namáhání.

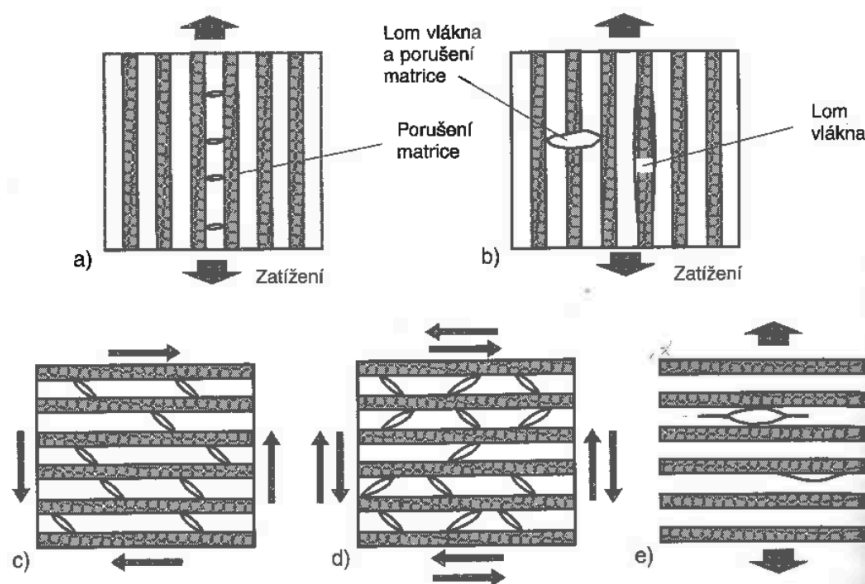
V případě tahu se může jednat o tyto případy:

- při stejné tažnosti matrice ε_{mP} a vláken ε_{fP} nastává převážně porucha tvorbou jednotlivých trhlín,

- při rozdílných tažnostech $\varepsilon_{mP} < \varepsilon_{fP}$ a $\varepsilon_{mP} > \varepsilon_{fP}$ mohou v závislosti na objemovém podílu vláken vznikat v jedné z obou komponent, jak jednotlivé, tak i vícenásobné trhliny vedoucí k porušení materiálu.

Velikost tažnosti samotné matrice lze snížit, pod velikost tažnosti vláken, přidáním matrice. Jakou formou je kompozitní materiál poškozen při rázovém namáhání závisí na velikosti namáhání. Při nižší energii rázu vznikají trhliny v jednotlivých vrstvách. Je-li tato energie dále zvýšena, vznikají navíc kromě příčných trhlín dobře znatelné velkoplošné delaminace podél jednotlivých vrstev vláken.

Možnost vzniku značně různorodého poškození ztěžuje spolehlivou predikci způsobu porušení této skupiny materiálů. Proto také existuje mnoho návrhů a postupů, jak lze tyto mechanismy porušení kompozitů popsat, vypočítat a předem stanovit. [21]



Obr. 20 Vznik trhlín v matrici v mikrostruktuře jednosměrně vyztužené vrstvy kompozitu:

a) zatížení tahem podél vláken, vrubový násobný lom matrice při $\varepsilon_{mP} < \varepsilon_{fP}$

b) zatížení tahem podél vláken, lom vláken při $\varepsilon_{mP} > \varepsilon_{fP}$

c) mezivláknové trhliny pod úhlem 45° při smykovém zatížení, zastavené u vláken nebo působící jako příčina mikroodtržení podél vláken

d) mezivláknové trhliny pod úhlem $\pm 45^\circ$ při střídavém smykovém napětí vedou k rychlejšímu rozvolnění

e) mezivláknové trhliny a odtržení vlákna od matrice v rozhraní při zatížení tahem ve směru kolmo k vláknům. [21]

4 MECHANICKÉ ZKOUŠKY

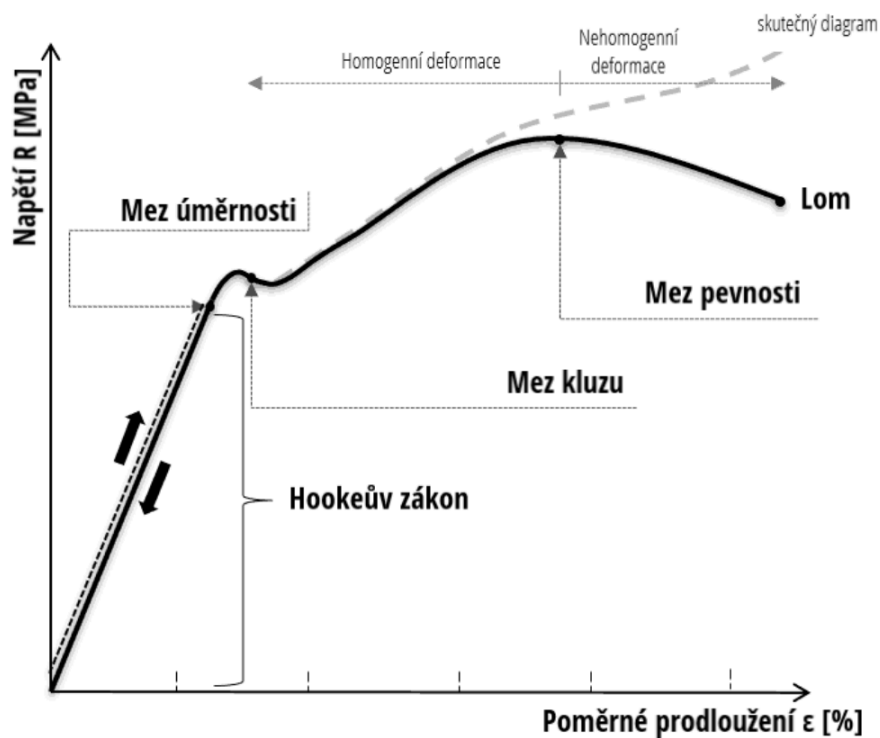
Mechanické zkoušky se dělí na statické, dynamické a zkoušky tvrdosti.

4.1 Statické zkoušky

Mezi nejčastěji používané zkoušky patří statické zkoušky, pomocí kterých se zjišťují pevnostní hodnoty materiálu. Materiál se při těchto zkouškách pozvolna zatěžuje narůstající silou, bez rázu. Základní zkoušky jsou tahem, tlakem, ohybem, krutem a stříhem. Stroje i zkušební tělíska jsou normalizovány. [35]

4.1.1 Zkouška tahem

Zkouška tahem patří mezi nejrozšířenější a používá se téměř u všech materiálů. Při zkoušce tahem zjišťujeme hodnoty potřebné pro výpočet konstrukčních prvků a volbu vhodných materiálů. Stroj, kterým zjišťujeme závislost napětí na deformaci se obecně nazývá trhací stroj. Na těchto strojích většinou lze provést několik dalších zkoušek, například zkoušku tlakem nebo i ohybem. Trhací stroj v průběhu zkoušky vykresluje tzv. pracovní diagram. [35]



Obr. 21 Tahová křivka [36]

Princip zkoušky spočívá v zatěžování zkušební tělesa v jednom směru, přesněji řečeno jednoosým namáháním – tahem, nejčastěji za pokojové teploty. Zkouška probíhá až do úplného porušení soudržnosti materiálu. [35]

Tahovou zkouškou jsou zjišťovány tyto hodnoty:

- pevnost v tahu – největší napětí, kterému vzorek odolal,
- pevnost v kluzu – napětí, při kterém se vzorek začne prodlužovat a zatěžující síla neroste, spíše klesá,
- poměrné prodloužení – poměr změny délky vůči původní délce,
- tažnost – poměrné prodloužení vyjádřené v procentech,
- zúžení – poměr průřezu tyče po přetržení a původního průřezu.

Hlavní body diagramu:

- mez úměrnosti (U) – do tohoto bodu je napětí přímo úměrné deformaci, a tedy platí Hookův zákon,
- mez pružnosti (E) – smluvní dohoda napětí, které vyvolává trvalou deformaci,
- mez kluzu (K) – zkušební vzorek se začne prodlužovat při stejné zatěžující síle,
- mez pevnosti (P) – je to největší napětí, které působilo na zkušební vzorek,
- lom (S) – v tomto bodě dochází k přetržení vzorku.

4.1.2 Zkouška tlakem

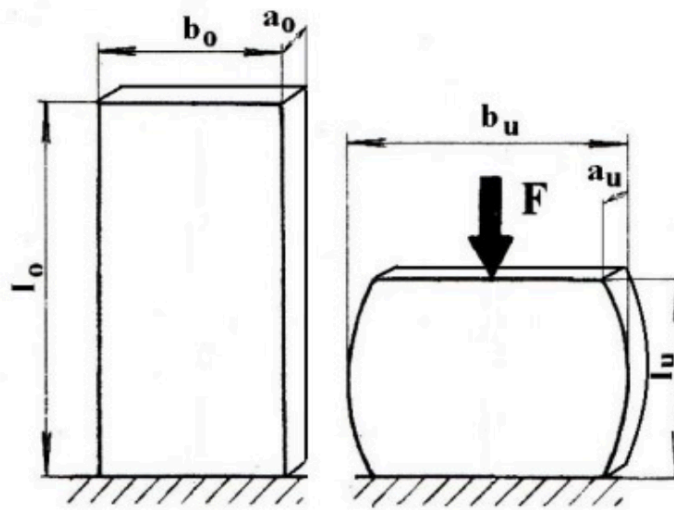
Při této zkoušce je zkušební těleso zatěžováno rovnoměrně rostoucí silou. Konec zkoušky nastává, až zkušební vzorek praskne, rozdrťí se nebo je stlačen na určitou hodnotu. Touto zkouškou se zjišťuje pevnost v tlaku křehkých materiálů (šedé litiny, keramiky, ložiskové kovy, stavební materiály a jiné). Zkušební těleso má tvar válečku nebo kvádru. [35]

Zkouškou jsou zjišťovány hodnoty:

- pevnost v tlaku – poměr největší síly a původního průřezu $R_{mt} = \frac{F_{max}}{S_0}$,
- poměrné zkrácení – je poměr zkrácení zkušební tělesa a jeho původní délky

$$A_t = \frac{\Delta l}{l_0} \cdot 100,$$

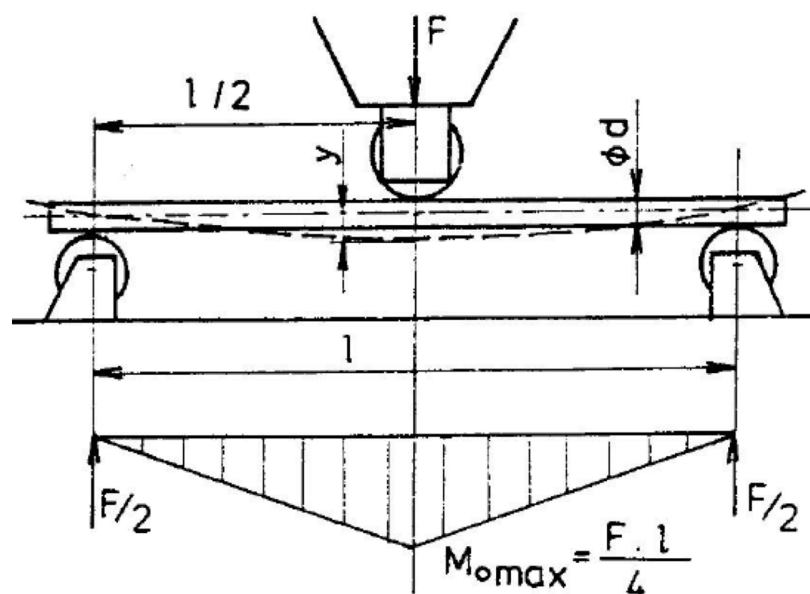
- poměrné příčné rozšíření – poměr změny průřezu a původního průřezu $Z_t = \frac{\Delta S}{S_0} \cdot 100$.



Obr. 22 Zkušební těleso před a po zkoušce tlakem [37]

4.1.3 Zkouška ohybem

Zkušební těleso je obdélníková nebo kruhová tyč, která je položena na dvě opory. Horní část stroje tvoří trn, který zatěžuje zkušební těleso. Zkouška může probíhat tříbodovým nebo čtyřbodovým ohybem, který je popsán v normě ČSN EN ISO 14125. Dle materiálu se volí délka tělesa, vzdálenost podpěr, šířka a tloušťka zkušebního tělesa. Pro zkoušku musí být minimálně 5 zkušebních těles. [38]



Obr. 23 Zkouška tříbodovým ohybem [38]

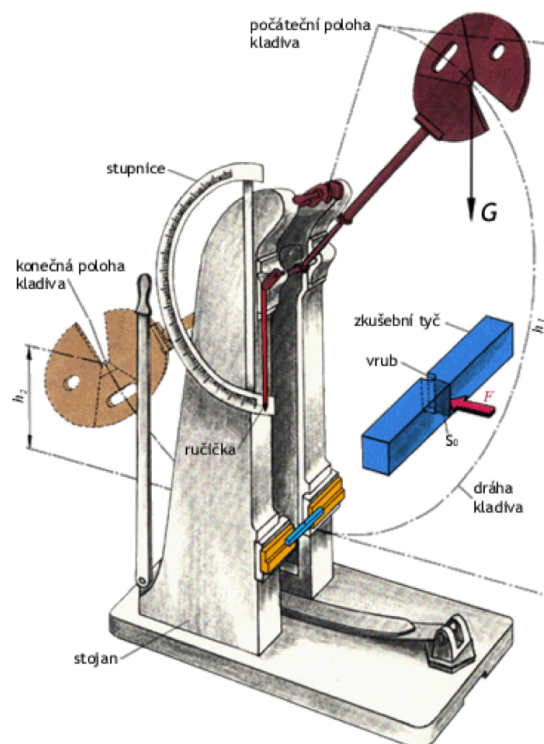
4.2 Dynamické zkoušky

Při dynamickém namáhání je působící síla koncentrována do krátkého časového úseku. Při tomto typu namáhání vzniká porušení materiálu, přestože je zatěžující síla menší než při statickém namáhání. Rozlišují se dynamické zkoušky rázové a cyklické (únavové).

U rázových dynamických zkoušek působí síla nárazově po dobu zlomku vteřiny. Při této zkoušce se zjišťuje, kolik práce se spotřebuje na porušení zkušební tělesa. Rázem lze zkoušet pevnost v tahu, tlaku, ohybu a krutu. [39]

4.2.1 Zkouška rázem v ohybu

Nejpoužívanější je zkouška rázem v ohybu, nebo jinak zkouška rázové (vrubové) houževnatosti. Zkouška se provádí na zkušebním stroji zvaném Charpyho kladivo, které je vyrobeno z masivní litinové desky. Na desce jsou dva stojany, mezi kterými se při zkoušce pohybuje kyvadlo (kladivo). Hlava kladiva má vybrání, kde je uložen kalený břit, který má normalizovaný tvar. Do spodní části stojanu se vloží zkušební těleso s normalizovaným tvarem. Kladivo je zdviženo do počáteční polohy a zajištěno v dané poloze západkou. Vysunutím západky se kladivo uvolní a padá po kruhové dráze vlastní vahou dolů. V nejnižší poloze dopadne břitem na zkušební těleso a přerazí ho (zcela, nebo částečně).



Obr. 24 Princip zkoušky rázem v ohybu [40]

Metodu zkoumání rázových vlastností Charpy u plastů popisuje norma ČSN EN ISO 179-1. V normě jsou popsány možné druhy namáhání vzorků, jejich rozměry, deformace a materiály. V normě je popsán postup zkoušky a výpočty rázové houževnatosti. Metoda je určena pro tuhé termoplasty pro tvářeni, tuhé reaktoplasty pro tvářeni a kompozity. Při zkoušce jsou možné různé směry rázu vůči vzorku. Minimální počet vzorků je 10 kusů. [39]

4.2.2 Rázová zkouška pádem

Zkouška pádem je prováděna na padostroji. Tento stroj funguje na principu rovnoměrně zrychleného pohybu (volného pádu). Těleso, která padá z horní části stroje se nazývá impaktor. Impaktor má nejčastěji tvar koule nebo polokoule. Nárazová plocha impaktoru je leštěná. Padostroj je opatřen vodíci tyčemi, proto dopadne vždy na stejné místo. Energie dopadu je závislá na hmotnosti impaktoru a počáteční výšce. [35]

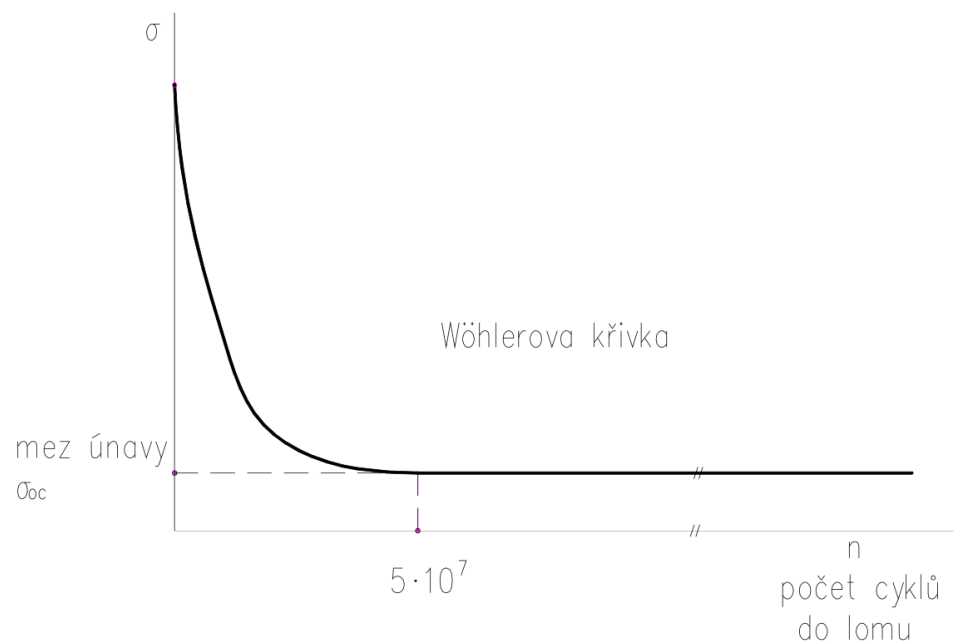


Obr. 25 Padostroj [41]

4.2.3 Únavové zkoušky (cyklické)

Při únavových zkouškách je zjišťována mez únavy. Únava materiálu vzniká u součástí, které jsou v provozu namáhány opakovaným zatížením menším než mez kluzu materiálu. U únavově zatížených materiálů se může po letech provozu objevit trhlinka, která se pomalu šíří až dojde k lomu součásti. Takový lom se nazývá únavový lom a je charakteristický tím, že mu nepředchází žádná plastická deformace. Trhliny vznikají v místech, kde se koncentruje napětí. [42]

Únavové zkoušky probíhají na zkušebních vzorcích hladkých nebo s vrubem. Zkouška probíhá na speciálních strojích, které umožňují mnohonásobně opakovatelné zatížení (např. ohybem za rotace nebo na tzv. pulsátorech). Zkouška může trvat i několik dní. Zkouška se provádí s různým zatížením (zatížení lze zjistit pomocí jiné zkoušky např. zkoušky rázem v ohybu). Je zjišťován počet zatěžovacích cyklů, které vzorek vydrží do okamžiku lomu. Údaje jsou zaznamenány do grafu, který se nazývá Wohlerova křivka – závislost počtu zatěžovacích cyklů na napětí, které vzorek byl schopen vydržet. [42]



Obr. 26 Wohlerova křivka [42]

Mez únavy σ_{oc} – je napětí, které vzorek vydržel nekonečný počet cyklů. Za nekonečný počet cyklů se považuje $5 \cdot 10^7$ cyklů.

II. PRAKTICKÁ ČÁST

5 STANOVENÍ CÍLŮ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Hlavním cílem této diplomové práce je volba vhodného materiálu pro výrobu kompozitních vzorků a zkoumání jeho odolnosti vůči rázovému, ohybovému a cyklickému namáhání. Dále určení, zda tento materiál je vhodný pro aplikaci v medicínské oblasti, konkrétně pro výrobu laminátových protéz dolních končetin.

V této diplomové práci byly stanoveny následující cíle:

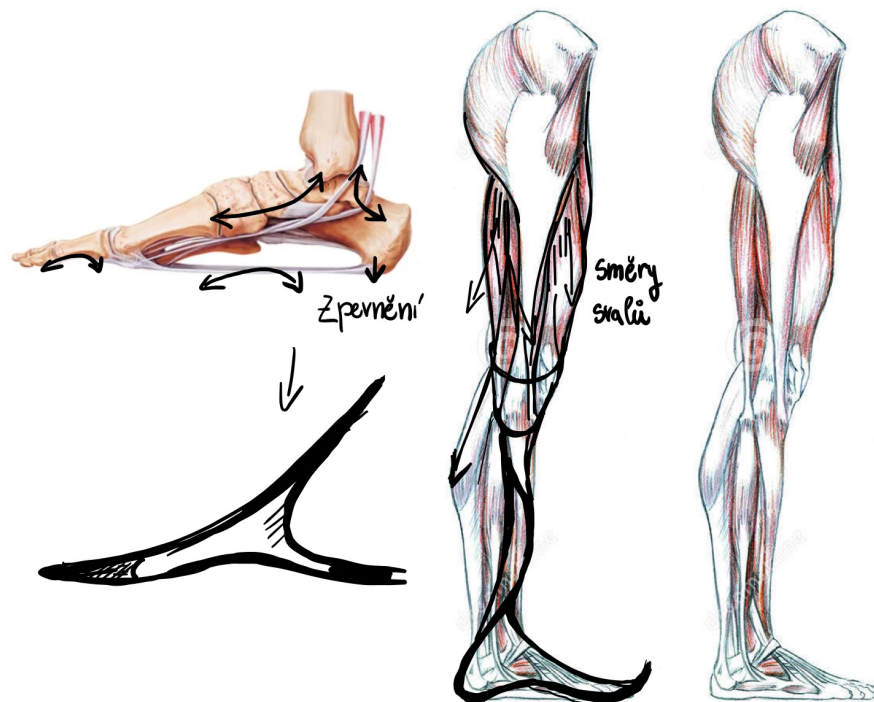
- literární rešerše na problematiku kompozitních materiálů, rozdělení, výrobu a příklady aplikace,
- odolnost kompozitních materiálů vůči rázovému namáhání, kompozity pro biomedicínské aplikace,
- zrealizování experimentální výroby kompozitního materiálu pomocí zvolené výrobní technologie,
- testování mechanických vlastností,
- experimentální vyhodnocení dosažených výsledků,
- závěr.

6 NÁVRH LAMINÁTOVÉ PROTÉZY DOLNÍ KONČETINY

Protézy dolních končetin nahrazují ztracenou končetinu a umožňují tak návrat k původním pohybovým aktivitám a rychlému zařazení do společnosti. Inspirací pro tuto práci byla vlastní zkušenost s člověkem, který přišel o jednu z končetin a tím i o sociální život ve společnosti, kvůli ztrátě sebevědomí.

Protéza byla navržena tak, aby umožňovala běžné aktivity denního života, ale i různé sporty, jako třeba běh, plavání atd.

Návrh byl nejdříve zpracován nákresy viz Obr. 27, kdy jsem studovala anatomii končetiny, chování při pohybu, a následně určila takový tvar, který by neměl zatěžovat pouze pravou či levou část těla, ale váha by se měla rozložit rovnoměrně.



Obr. 27 Nákres návrhu protézy dolní končetiny

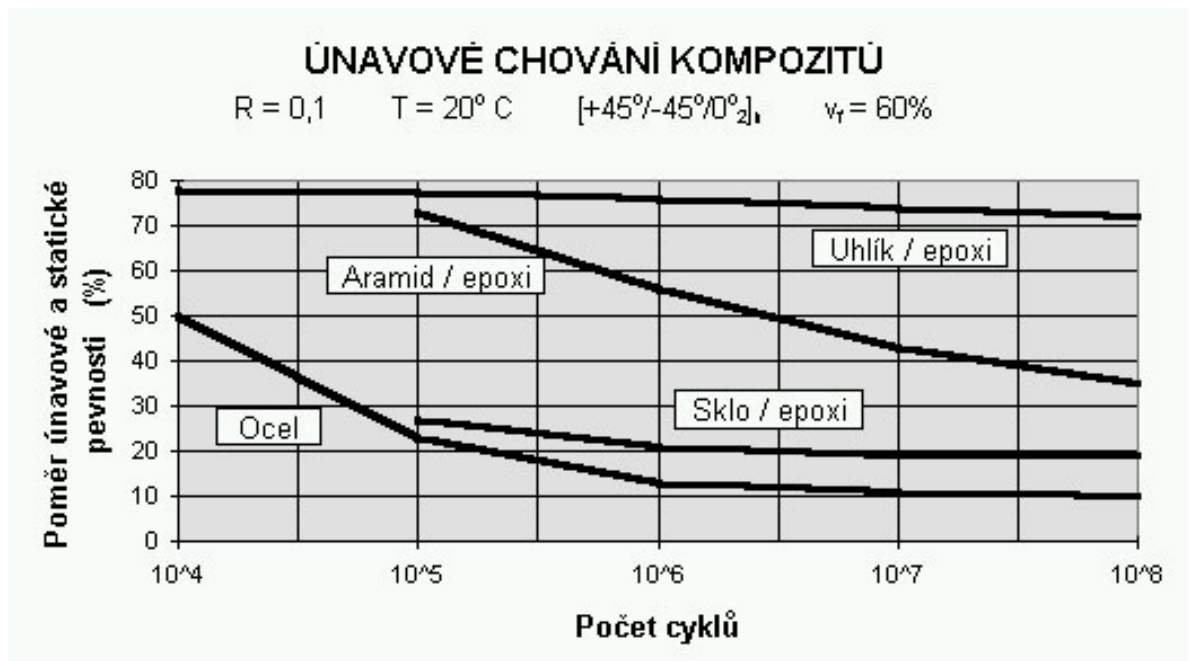
6.1 Výběr materiálu

Materiál pro výrobu protézy dolní končetiny, by měl především odolávat rázové únavě, měl by být pevný, a zároveň pružný, přičemž je samozřejmě důležitý i vzhled protézy. Hmotnost protézy nesmí převyšovat hmotnost amputované nohy, tudíž je potřeba, aby materiál byl lehký.

Materiál byl zvolen po studii různých materiálů, běžně využívaných v medicíně. Po této studii byl jednoznačnou volbou uhlíkový prepreg, který je nejvíce využívaný materiál v oblasti biomedicíny s vhodnými vlastnostmi. Má totiž nízkou hmotnost, a přitom vysokou pevnost, vynikající absorpční vlastnosti rázů, vysokou životnost, velmi příznivou únavovou charakteristiku v porovnání s ostatními materiály (viz Obr. 28). Dále také kompaktnost a atraktivní design, který vychází ze skladby vláken (plátno).

Skelná vlákna mají sice dobré mechanické vlastnosti, ale některé z nich vážou vodu a u nich je taky malá korozní odolnost proti vodním roztokům kyselin a zásad. Oproti tomu jsou zase lepší aramidová vlákna, ale při zatěžování v tlaku kolmo na vlákna se však plasticky deformují, mez kluzu je nízká, téměř srovnatelná s běžnými konstrukčními polymery.

Dle studií Petra Kose v práci Vlastnosti polymerních dlouhovláknových kompozitů s různými výztužemi byly srovnány tyto tři materiály (aramid, sklo, uhlík), které byly podrobeny jednotlivým zkouškám. Z těchto zkoušek a studií vyšla uhlíková vlákna jako nejvhodnější materiál pro aplikaci v biomedicíně a ukázala se jako vhodný materiál pro výrobu kompozitní protézy dolní končetiny.



Obr. 28 Únavové chování materiálů [43]

Zvolený materiál:

Technické označení zvoleného uhlíkového prepregu je **IMP503ZHT/GG380T/100**. Jedná se o prepreg s modifikovanou epoxidovou matricí, které jsou vhodné pro vysoce kosmetické aplikace. Je to materiál, který vydrží vyšší provozní teploty a nejlépe se zpracovává vytvrzováním v autoklávu nebo lisováním (zvolen autokláv). Plošná hmotnost tkaniny je 380 g/m². Použitý prepreg má keprovou vazbu viz Obr. 9.

Výhody a vlastnosti:

- využití v automobilovém, sportovním a rekreačním, námořním a průmyslovém odvětví,
- vynikající odolnost vůči UV záření a environmentální stabilita pro estetické kosmetické komponenty,
- výborné mechanické vlastnosti,
- kompatibilní s prepregy IMP503Z a IMP505L.

Vlastnosti pryskyřice:*Tab. 3 Vlastnosti epoxidové pryskyřice IMP503Z-HT*

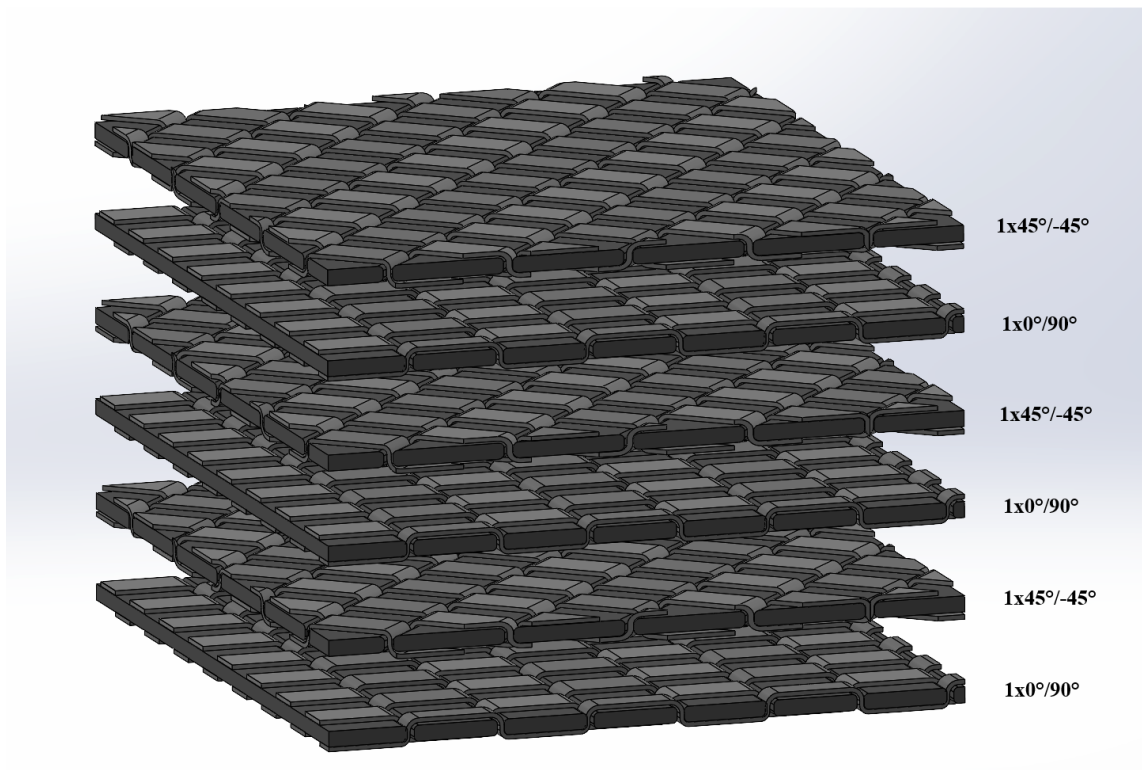
Hustota vytvrzené pryskyřice	g.cm ⁻³	1,20–1,22
Gel time při 125 °C	min	6–8
Gel time při 110 °C	min	20–25
Životnost (23 °C)	týdny	5
Skladovatelnost (-18 °C)	měsíce	12

Vlastnosti prepregu:*Tab. 4 Vlastnosti uhlíkového prepregu GG380T*

Pevnost v ohybu dle ASTM D790	MPa	930
Modul pružnosti v ohybu ASTM D790	MPa	60 000
ILSS ASTM D2344	N.mm ⁻²	71
Objem vláken	%	60

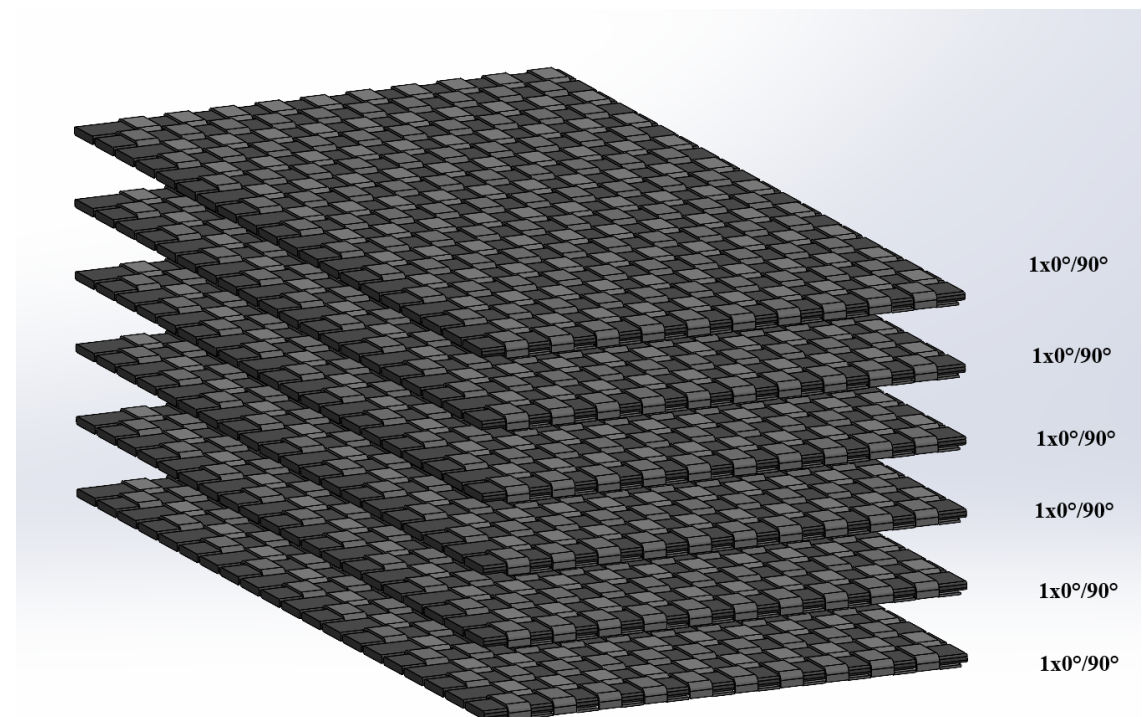
Z materiálu byly vyrobeny dvě desky, se skladbou jednotlivých vrstev:

1. deska ($3 \times 0^\circ/90^\circ$; $3 \times 45^\circ/-45^\circ$)



Obr. 29 Skladba tkanin desky č. 1

2. deska ($6 \times 0^\circ/90^\circ$)



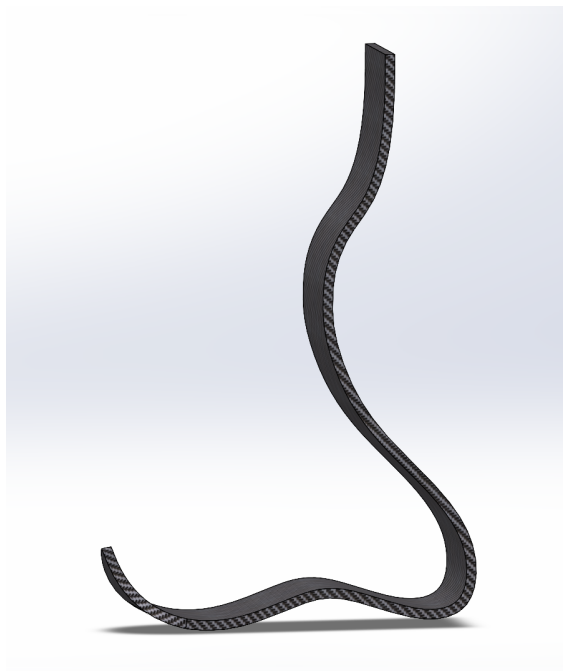
Obr. 30 Skladba tkanin desky č.2

6.2 3D návrh výrobku

Návrh kompozitní protézy byl tvořen v programu SolidWorks. Nejdříve byla vytvořena tvarová plocha, následoval ořez plochy dle požadovaného tvaru a přidání tloušťky. Uhlíkové kompozity mají tu výhodu, že mají přirozeně moderní hi-tech vzhled. Při tvorbě 3D modelu jsem vycházela ze studií o pohybu, směru svalů, váhy, ale i vzhledové stránky protézy.



Obr. 31 Návrh protézy dolní končetiny

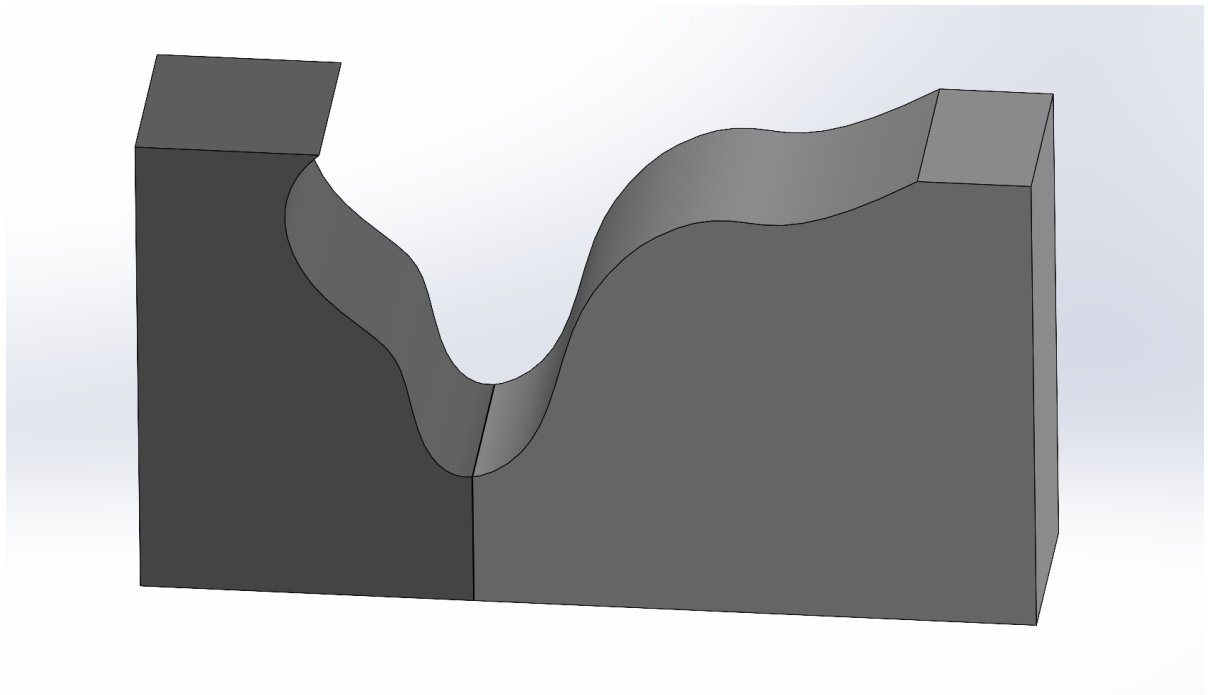


Obr. 32 Návrh protézy dolní končetiny – boční pohled

6.3 Forma pro kompozitní díl

Formy je možné vyrábět mnoha způsoby a z mnoha různých materiálů dle individuálních požadavků. Jednou z možností a zároveň cenově nejpříjemnější jsou formy kompozitní, vyrobené ze speciálních materiálů s naprosto zanedbatelným smršťovacím účinkem, tvarovou stálostí a výbornou leštitelností. Tato forma se obvykle zpevňuje za pomoci kovových insertů a rámu. Zpevnění formy se provádí především pro vyšší odolnost a výdrž při odformování výrobků a také delší životnost. Tyto formy mají výhodu, že je lze poměrně jednoduše a nenákladně upravovat. Při vyšší sériovosti by však měla být zvolena spíše forma hliníková, ocelová či z jiných odolnějších materiálů.

Pro výrobu kompozitního dílu by byla zvolena forma laminátová nebo forma z MDF modelu, minimálně pro výrobu prvních prototypů. Forma, kterou lze vidět na obr. 32 se skládá ze dvou částí a je spojena šrouby, protože výrobek má záporný úhel. Při odformování se forma odšroubuje a pomalu se výrobek oddělí od formy. Forma je navržena s přírůbkem 1 cm ze všech stran pro obrábění.



Obr. 33 Návrh formy pro kompozitní díl protézy dolní končetiny

6.4 Výroba kompozitních desek a vzorků

6.4.1 Forma pro výrobu vzorků

Forma pro výrobu vzorků byla zvolena skleněná tabule. Ta se nejdříve očistila od nečistot pomocí špachtle a ředidla. Následně byla forma rozdělena na dvě části pomocí papírové izolepy, které zároveň tvořily hranici desky, tak aby se nespojily mezi sebou. Na skleněnou tabuli byla nanesena vrstva separačního vosku TR 104.

6.4.2 Příprava prepregu

Dalším krokem byl nástřih jednotlivých vrstev prepregu v rozměrech 460 x 460 mm. Pro první i druhou desku byl použit jeden typ materiálu, pouze u první desky byly použity dva rozdílné stříhy prepregu. Střídali se vrstvy 3x 0°/90° a 3x 45°/-45°. U druhé desky bylo použito 6 vrstev se stejným směrem 0°/90°. V měření mechanických vlastností se následně bude zjišťovat i vliv skladby jednotlivých vrstev.

6.4.3 Ruční laminace

Jelikož byl použit prepreg – předimpregnovaná tkanina, která je rovnoměrně prosycena pryskyřicí, tak nebylo zapotřebí další matrice, použití válečku a dalších pomůcek. Prepreg je skladován v chladných prostorách (cca -21 °C), protože při teplotě okolí začnou hned reagovat a tuhnout. Je nutné z toho důvodu pracovat rychle a přesně. Po nastříhání prepregu se materiál jednoduše kladl na sebe po jednotlivých vrstvách.

6.4.4 Vytvrzení v autoklávu

Proces vytvrzování proběhl v autoklávu při teplotě 140 °C po dobu 120 min. Pomocí folií byla forma s naskládanou tkaninou zabalena do tzv. vakuového pytle. Tento vakuově stabilní celek se vloží do autoklávu, kde se podle přesně regulovaného programu spustí vytvrzování působením tepla a vysokého tlaku. Výsledkem je velice pevný a lehký produkt. Po dokončení vytvrzení byly desky odformovány pomocí špachtlí a forma očištěna pro další použití. Desky jsou po vytvrzení ze strany formy dokonale hladké, bez bublin a jiných vad.

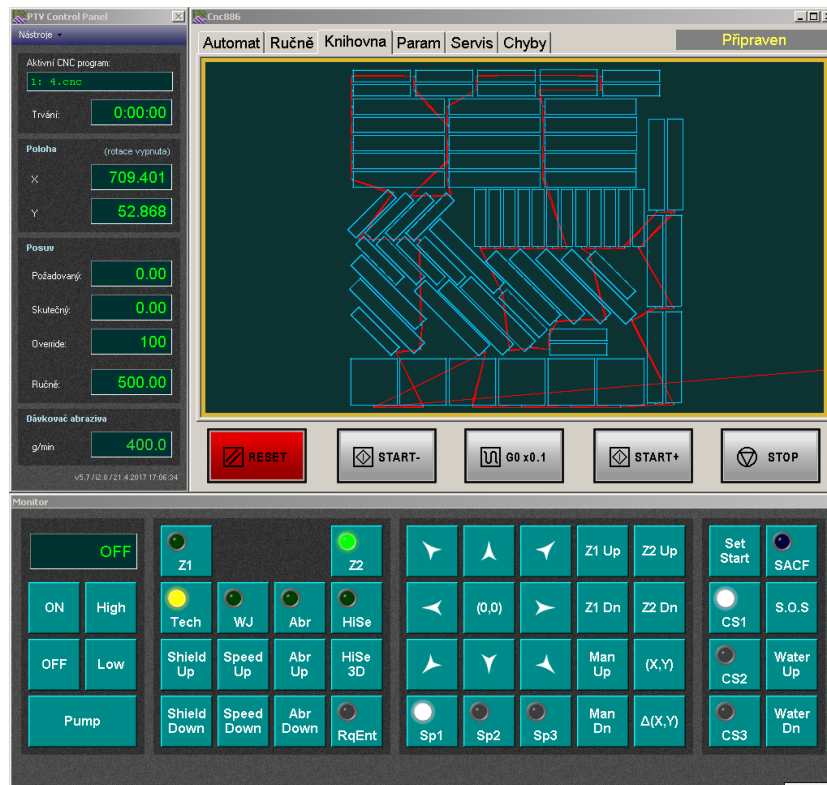
6.4.5 Vyřezání tělísek

Tělíska byla nařezána pomocí vodního paprsku. Z každé desky byl nařezán potřebný počet pro danou zkoušku dle norem:

- ohybová zkouška 5 ks s rozměry 120 x 20 mm,

- rázová zkouška Charpyho kladivem minimálně 10 ks s rozměry 75 x 15 mm,
- únavová zkouška 3x3x2 ks 120 x 20 mm,

Vzorky byly nařezány ve směrech 0, 90 a 45 pro zjištění pevnosti v různých směrech a zvolení vhodnosti a směru kladení materiálu.



Obr. 34 Nastavení programu pro řezání vzorků na vodním paprsku



Obr. 35 Výroba vzorků na vodním paprsku

7 MECHANICKÉ ZKOUŠKY

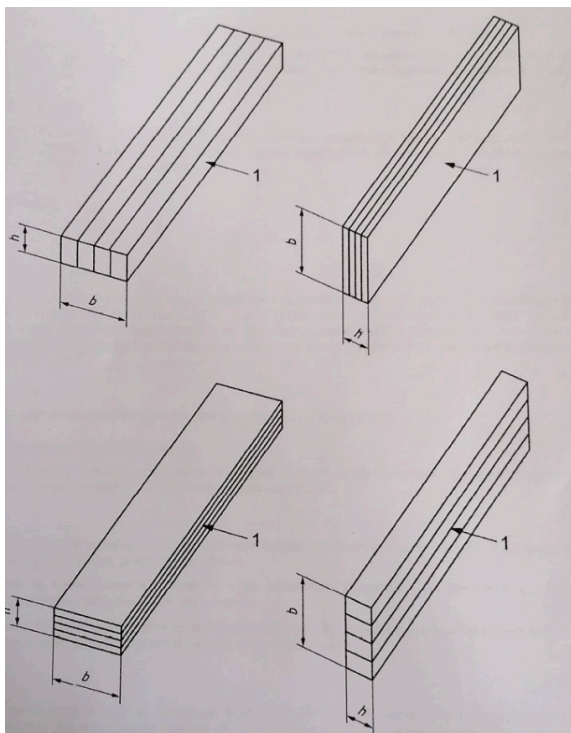
Pro otestování vhodnosti materiálu pro dané použití v biomedicínské oblasti byly zvoleny 3 typy zkoušek: rázová zkouška Charpyho kladivem, zkouška tříbodovým ohybem, únavová zkouška cyklickým ohybem.

7.1 Zkouška rázové houževnatosti metodou Charpy

Rázová zkouška byla provedena dle normy ČSN EN ISO 179-1. Zkouška byla provedena na zkušebním přístroji Zwick/Roell HIT 25P. Stroj je propojen s počítačem, který zapisuje naměřené hodnoty. Pro měření bylo použito kladivo s rozsahem 7,5 J. Zkušební těleso umístěné vodorovně na podpěrách bylo přeraženo úderem Charpyho kladiva, směr nárazu (obr. 37 nahoře vpravo) byl veden středem vzdálenosti mezi podpěrami. Dle normy byla nastavena vzdálenost mezi podpěrami 25 mm (9násobek tloušťky materiálu). Velikost zkušebního tělíska byla 75 x 15 mm. Pro každý typ tělísek bylo provedeno 14 zkoušek. Zkušební tělesa nebyla opatřena vrubem.



Obr. 36 Charpyho kladivo Zwick/Roell HIT 25P – ustavení zkušebního tělíska



Obr. 37 Možnosti směru rázu

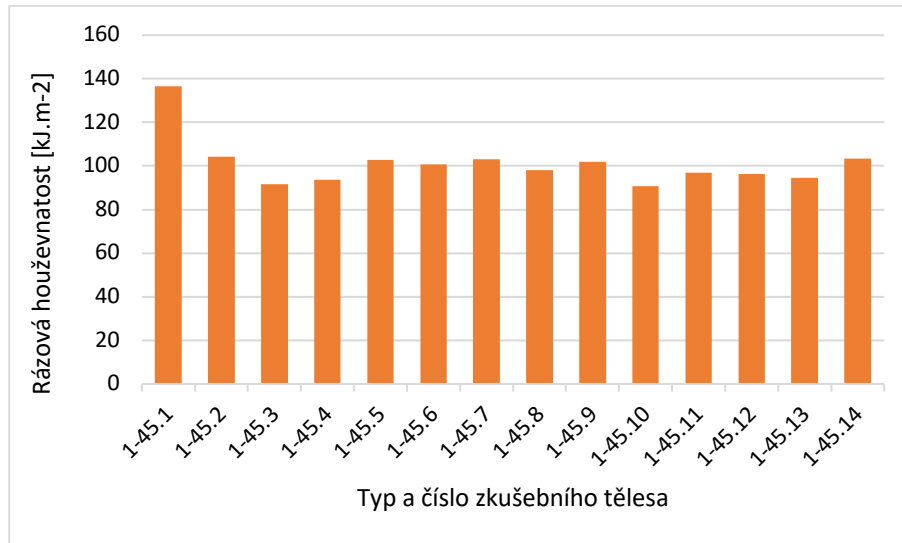
7.1.1 Výsledky jednotlivých měření zkoušky rázové houževnatosti

Při zkoušce Charpyho kladivem byla zapsána následující data:

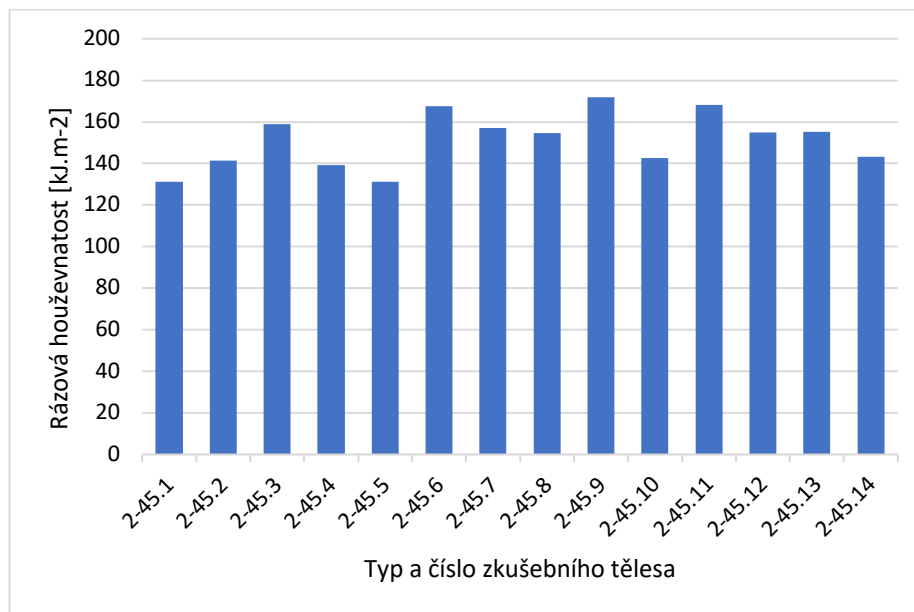
- W [J] – rázová energie
- a_{cU} [$\text{kJ}\cdot\text{m}^{-2}$] – rázová houževnatost

Tab. 5 Rázová zkouška deska č. 1 a 2 s řezem ve směru 45°

Vzorek z desky č. 1 řezaný pod úhlem 45°							
n	1-45.1	1-45.2	1-45.3	1-45.4	1-45.5	1-45.6	1-45.7
a_{cU} [$\text{kJ}\cdot\text{m}^{-2}$]	136,46	104,32	91,67	93,8	102,78	100,76	103,08
n	1-45.8	1-45.9	1-45.10	1-45.11	1-45.12	1-45.13	1-45.14
a_{cU} [$\text{kJ}\cdot\text{m}^{-2}$]	97,99	101,8	90,62	97,01	96,23	94,54	103,25
Vzorek z desky č. 2 řezaný pod úhlem 45°							
n	2-45.1	2-45.2	2-45.3	2-45.4	2-45.5	2-45.6	2-45.7
a_{cU} [$\text{kJ}\cdot\text{m}^{-2}$]	131,34	141,46	158,91	139,12	131,31	167,47	157
n	2-45.8	2-45.9	2-45.10	2-45.11	2-45.12	2-45.13	2-45.14
a_{cU} [$\text{kJ}\cdot\text{m}^{-2}$]	154,51	172,02	142,72	168,23	155,06	155,27	143,25



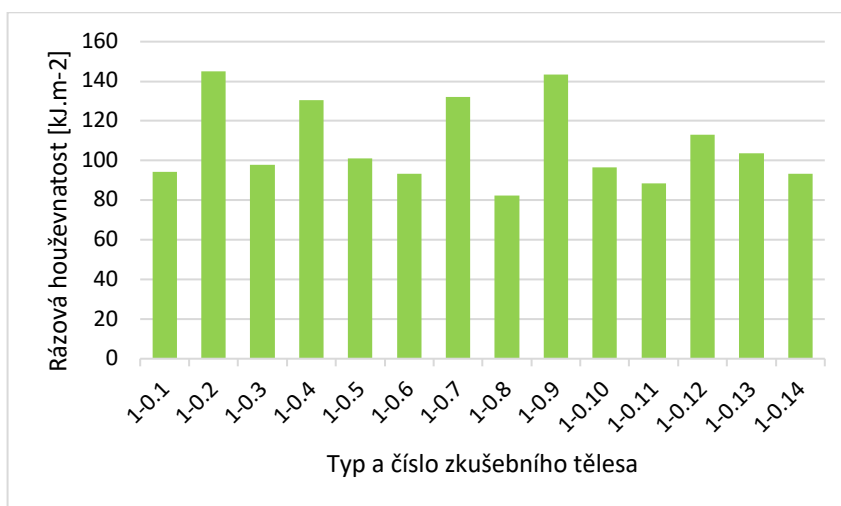
Obr. 38 Histogram zkoušky houževnatosti vzorku č. 1–45°



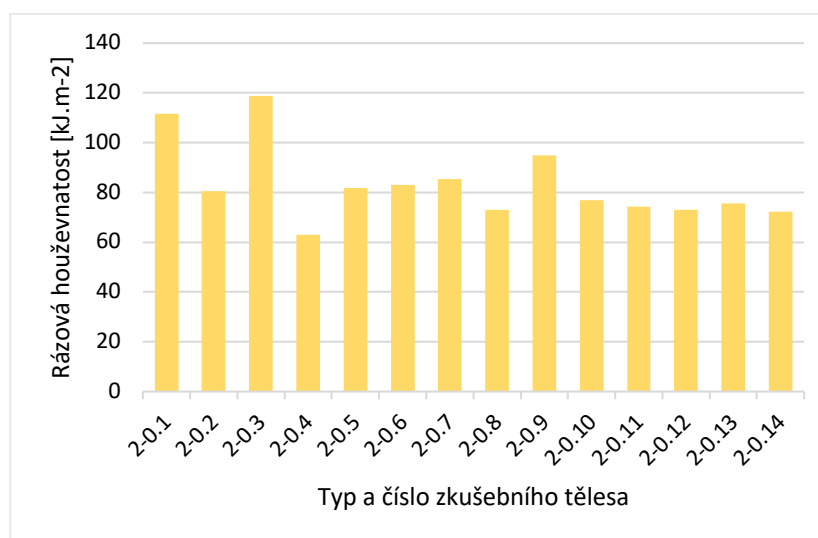
Obr. 39 Histogram zkoušky houževnatosti vzorku č. 2–45°

Tab. 6 Rázová zkouška deska č. 1 a 2 s řezem ve směru 0°

Vzorek z desky č. 1 řezaný pod úhlem 0°							
n	1-0.1	1-0.2	1-0.3	1-0.4	1-0.5	1-0.6	1-0.7
a_{cu} [kJ.m ⁻²]	94,31	145,02	97,79	130,46	101,06	93,43	132,19
n	1-0.8	1-0.9	1-0.10	1-0.11	1-0.12	1-0.13	1-0.14
a_{cu} [kJ.m ⁻²]	82,33	143,49	96,4	88,52	113,13	103,82	93,22
Vzorek z desky č. 2 řezaný pod úhlem 0°							
n	2-0.1	2-0.2	2-0.3	2-0.4	2-0.5	2-0.6	2-0.7
a_{cu} [kJ.m ⁻²]	111,51	80,55	118,93	63,09	81,86	83,04	85,41
n	2-0.8	2-0.9	2-0.10	2-0.11	2-0.12	2-0.13	2-0.14
a_{cu} [kJ.m ⁻²]	73,13	94,95	76,92	74,2	72,93	75,71	72,23



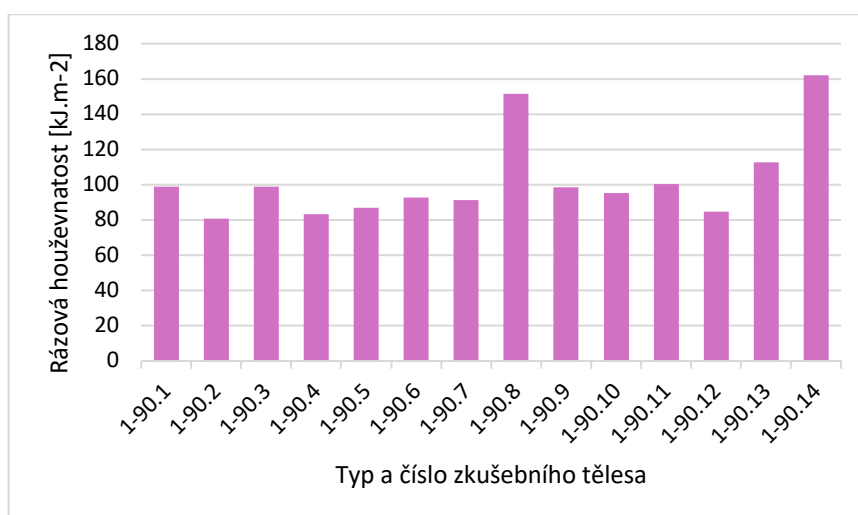
Obr. 40 Histogram zkoušky houževnatosti vzorku č. 1-0°



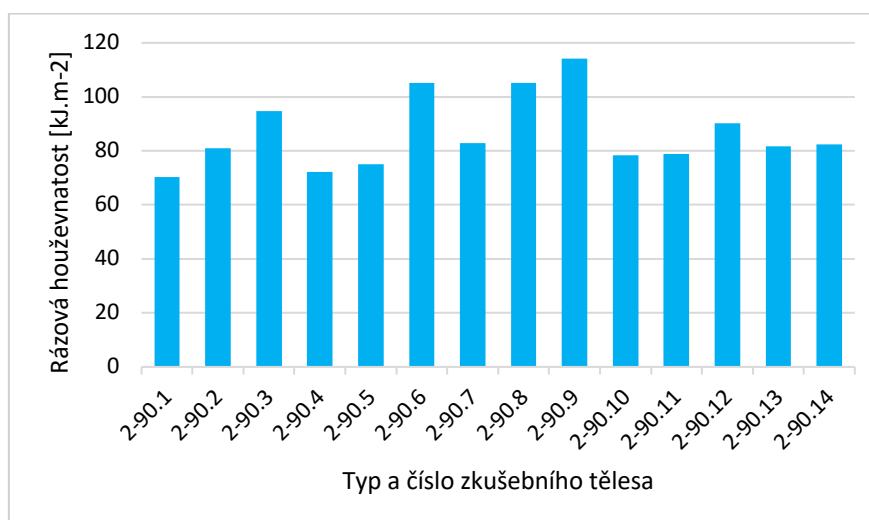
Obr. 41 Histogram zkoušky rázové houževnatosti vzorku č. 2-0°

Tab. 7 Rázová zkouška deska č. 1 a 2 s řezem ve směru 90°

Vzorek z desky č. 1 řezaný pod úhlem 90°							
n	1-90.1	1-90.2	1-90.3	1-90.4	1-90.5	1-90.6	1-90.7
a_{cU} [kJ.m ⁻²]	99	80,58	98,73	83,38	86,93	92,78	91,26
n	1-90.8	1-90.9	1-90.10	1-90.11	1-90.12	1-90.13	1-90.14
a_{cU} [kJ.m ⁻²]	151,38	98,39	95,18	100,45	84,66	112,67	162,04
Vzorek z desky č. 2 řezaný pod úhlem 90°							
n	2-90.1	2-90.2	2-90.3	2-90.4	2-90.5	2-90.6	2-90.7
a_{cU} [kJ.m ⁻²]	70,34	81,05	94,78	72,2	75,07	105,2	82,77
n	2-90.8	2-90.9	2-90.10	2-90.11	2-90.12	2-90.13	2-90.14
a_{cU} [kJ.m ⁻²]	105,13	114,13	78,29	78,73	90,31	81,66	82,33



Obr. 42 Histogram zkoušky rázové houževnatosti vzorku č. 1-90°



Obr. 43 Histogram zkoušky rázové houževnatosti vzorku č. 2-90

V následujících tabulkách č. 8–13 jsou zapsány průměrné hodnoty jednotlivých měření. V tabulkách lze vidět i odhad aritmetického průměru a směrodatné odchylky rázové houževnatosti Charpy a_{cU} .

Rázová zkouška č. 1

Deska č. 1–45°

Tab. 8 Zkouška rázové houževnatosti vzorek č. 1–45°

1-45	W [J]	a_{cU} [kJ.m⁻²]
\bar{X}	3,79	100,51
s	0,37	9,88
v	9,83	9,83

Z tabulky č. 8 lze vidět, že aritmetický průměr a směrodatná odchylka rázové houževnatosti Charpy a_{cU} u vzorků řezaných pod úhlem 45° z 1. typu desky činí $100,51 \pm 9,88$ kJ.m⁻².

Rázová zkouška č. 2

Deska č. 1–0°

Tab. 9 Zkouška rázové houževnatosti vzorek č. 1–0°

1-0	W [J]	a_{cU} [kJ.m⁻²]
\bar{X}	4,04	107,26
s	0,69	18,42
v	17,17	17,17

Z tabulky č. 9 lze vidět, že aritmetický průměr a směrodatná odchylka rázové houževnatosti Charpy a_{cU} u vzorků řezaných pod úhlem 0° z 1. typu desky činí $107,26 \pm 18,42$ kJ.m⁻².

Rázová zkouška č. 3

Deska č. 1 90°

Tab. 10 Zkouška rázové houževnatosti vzorek č. 1–90°

1-90	W [J]	a_{cU} [kJ.m⁻²]
\bar{X}	3,95	104,75
s	0,86	22,84
v	21,81	21,81

Z tabulky č. 10 lze vidět, že aritmetický průměr a směrodatná odchylka rázové houževnatosti Charpy a_{cU} u vzorků řezaných pod úhlem 90° z 1. typu desky činí $104,75 \pm 22,84$ kJ.m⁻².

Rázová zkouška č. 4

Deska č. 2–45°

Tab. 11 Zkouška rázové houževnatosti vzorek č.2–45°

2-45	W [J]	a _{cU} [kJ.m ⁻²]
\bar{X}	5,7	151,26
s	0,5	13,27
v	8,77	8,77

Z tabulky č. 11 lze vidět, že aritmetický průměr a směrodatná odchylka rázové houževnatosti Charpy a_{cU} u vzorků řezaných pod úhlem 45° z 2. typu desky činí 151,26 ± 13,27 kJ.m⁻².

Rázová zkouška č. 5

Deska č. 2–0°

Tab. 12 Zkouška rázové houževnatosti vzorek č.2–0°

2-0	W [J]	a _{cU} [kJ.m ⁻²]
\bar{X}	3,14	83,18
s	0,59	15,54
v	18,68	18,68

Z tabulky č. 12 lze vidět, že aritmetický průměr a směrodatná odchylka rázové houževnatosti Charpy a_{cU} u vzorků řezaných pod úhlem 0° z 2. typu desky činí 83,18 ± 15,54 kJ.m⁻².

Rázová zkouška č. 5

Deska č. 2–90°

Tab. 13 Zkouška rázové houževnatosti vzorek č.2–90°

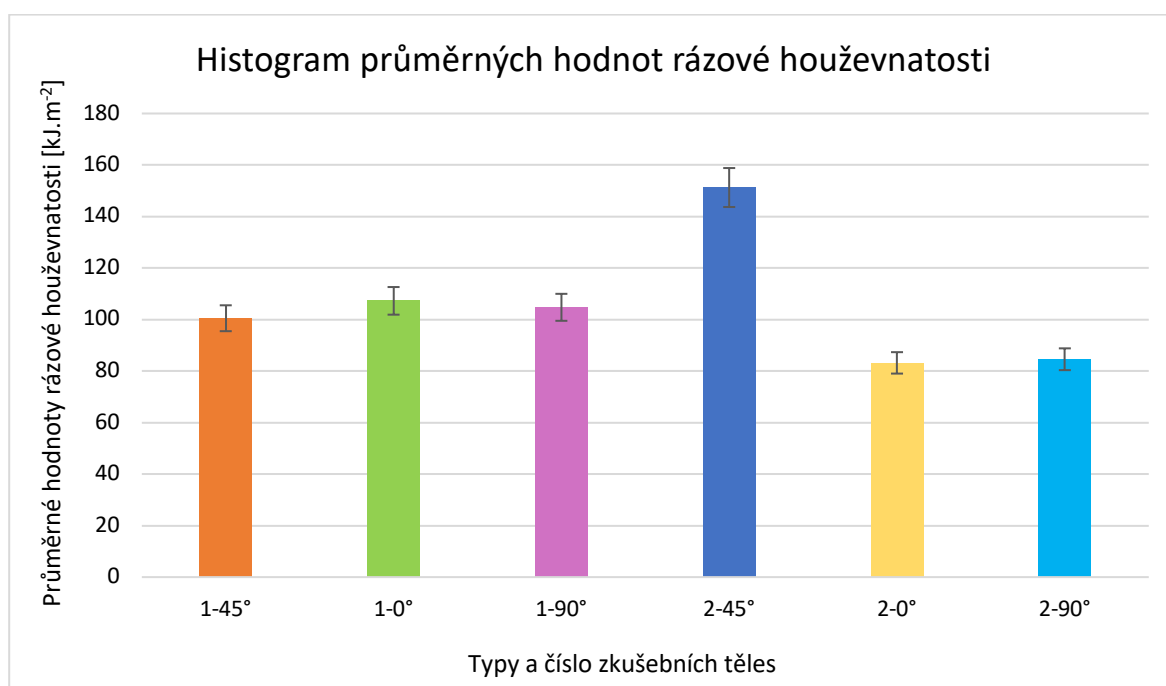
2-90	W [J]	a _{cU} [kJ.m ⁻²]
\bar{X}	3,19	84,59
s	0,45	11,92
v	14,09	14,09

Z tabulky č. 13 lze vidět, že aritmetický průměr a směrodatná odchylka rázové houževnatosti Charpy a_{cU} u vzorků řezaných pod úhlem 90° z 2. typu desky činí 84,59 ± 11,92 kJ.m⁻².

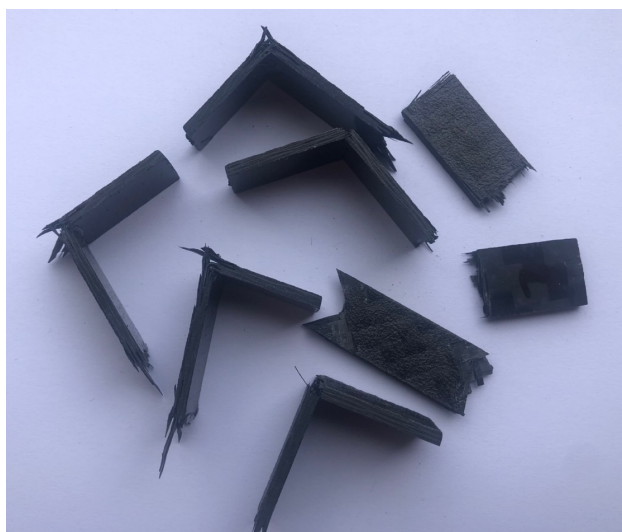
7.1.2 Vyhodnocení výsledků zkoušky rázové houževnatosti

Při této zkoušce je zjišťováno množství energie, které materiál absorbuje při vzniku lomu. Při zkoušce byla zkušební tělíska buď zcela nebo částečně přeražena.

Pro lepší porovnání byl vytvořen histogram (Obr. 44), kde lze snáze vidět, že nejvyšší rázové houževnatosti dosahuje vzorek č.2-45° $a_{cU} = 151,26 \text{ kJ.m}^{-2}$. Vzorky z desky č.1 jsou přibližně stejné, dosahují hodnot v rozmezí 100–107 kJ.m^{-2} . Vzorky z desky č.2 se směrem řezu 0° a 90° jsou v rozmezí 83–84 kJ.m^{-2} a dosahují hodnot nejnižších. Pro srovnání by se tyto výsledky daly porovnat s výsledky z diplomové práce pana Ing. Grunta, který testoval podobný materiál s označením IMP503Z GG204P (stejná matrice, jiný typ uhlíkové výztuže). V jeho práci dosáhla rázová houževnatost Charpy a_{cU} nejvyšších hodnot $58,41 \pm 3,76 \text{ kJ.m}^{-2}$.



Obr. 44 Histogram průměrných hodnot rázové houževnatosti

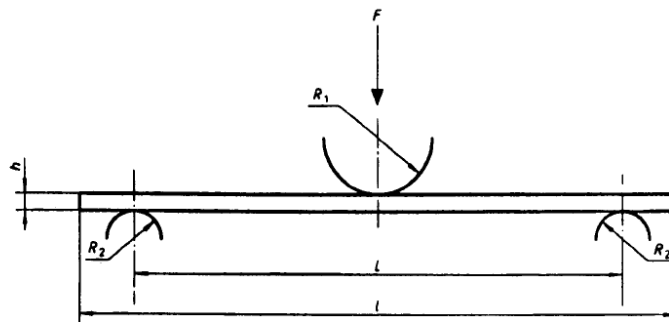


Obr. 45 Fotka několika přeražených tělísek ze zkoušky Charpyho kladivem

7.2 Zkouška třibodovým ohybem

Ohybová zkouška byla provedena na zkušebním stroji Zwick 1456 pomocí softwaru TestExpert II. Zkušební vzorky byly navrženy dle normy ČSN EN ISO 14125. Norma doporučuje v případě uhlíkového vlákna jako vzdálenost podpěr 40násobek tloušťky. Vzorek měl tloušťku 2,6 mm, proto byla zvolena délka vzorku 120 mm a šířka 20 mm a vzdálenost mezi podpěrami 100 mm. Tato zkouška se provádí především pro stanovení pevnosti v ohybu, ohybového modulu a dalších parametrů. Pro zkoušku byl použit volně podepřený hranol s rozměry $R_1 = 5 \pm 0,2$ mm a $R_2 = 2 \pm 0,2$ mm. Rychlost byla nastavena na $2 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$. Zkoušek musí být provedeno minimálně 5 pro každý typ řezaných vzorků.

ČSN EN ISO 14125



Obrázek 3 – Uspořádání při třibodovém zatěžování

Obr. 46 Uspořádání při třibodovém zatěžování [44]



Obr. 47 Fotografie ohybové zkoušky vzorku uhlíkového kompozitu

Zkušební stroj Zwick 1456

Maximální posuv příčnicku	800 mm/min
Snímače síly	do 20 kN
Tepelná komora	-80 °C až +250 °C
TestExpert II software	Tah/Tlak/Ohyb



Obr. 48 Zwick 1456

7.2.1 Výsledky jednotlivých měření zkoušky ohybu

Při zkoušce statickým tříbodovým ohybem byla zapsána následující data:

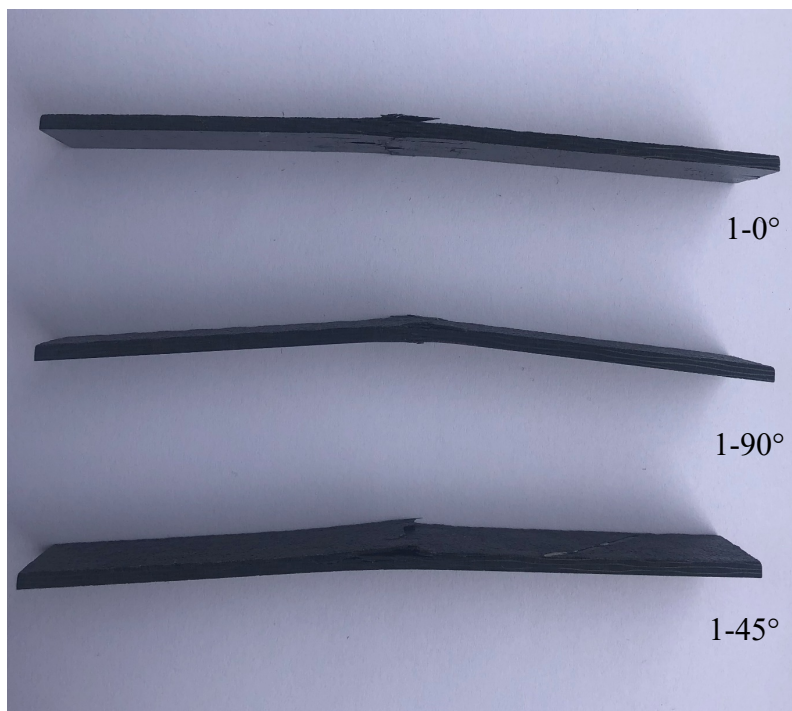
- E [MPa] – modul pružnosti v ohybu,
- σ_M [N; MPa] – maximální síla,
- ε při σ_M [%] – poměrná deformace,
- W při σ_M [J] – práce potřebná k přerušení tělíska,

- \bar{X} – průměrná hodnota,
- s – směrodatná odchylka,
- v – variační koeficient.

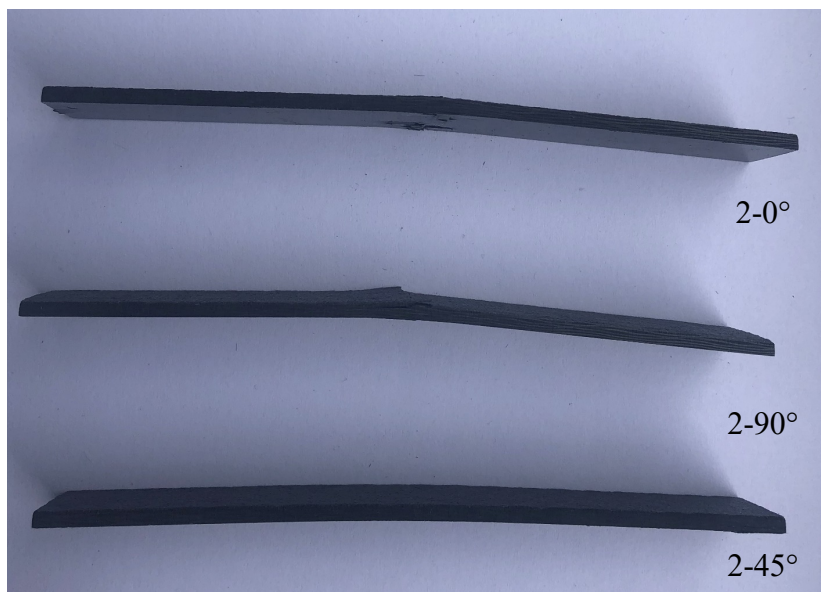
Tabulka č. 14 zobrazuje naměřené hodnoty zkoušky tříbodovým ohybem jednotlivých vzorku.

Tab. 14 Výsledky statické zkoušky ohybem

Typ vzorku a číslo měření	E_r [MPa]	σ_{fM} [MPa]	ε při σ_{fM} [%]	W při σ_{fM} [J]
1-0.1	32300	610	2,4	4,72
1-0.2	30700	538	2,1	3,51
1-0.3	31700	557	2,3	4,37
1-0.4	32400	528	2,1	3,6
1-0.5	31100	616	2,6	5,19
1-45.1	31100	589	2,2	4,14
1-45.2	30400	590	2,3	4,3
1-45.3	30800	626	2,5	5,16
1-45.4	31000	614	2,4	4,71
1-45.5	30800	614	2,4	4,88
1-90.1	32800	535	2,1	3,66
1-90.2	31700	626	2,5	5,12
1-90.3	32400	565	2,2	4,12
1-90.4	32600	573	2,1	3,7
1-90.5	31700	620	2,4	4,75
2-0.1	47200	776	2	4,92
2-0.2	46800	809	2	5,01
2-0.3	47400	819	1,9	4,76
2-0.4	45000	779	2	5,02
2-0.5	47100	802	1,9	4,57
2-45.1	11900	194	2,9	2,09
2-45.2	12100	193	3,2	2,43
2-45.3	11900	194	3,3	2,61
2-45.4	12100	191	3,5	2,75
2-45.5	11900	188	3,4	2,59
2-90.1	44500	787	2,1	5,07
2-90.2	44900	730	1,9	4,55
2-90.3	45100	724	1,7	3,79
2-90.4	44900	798	2	4,94
2-90.5	45600	798	2	4,87



Obr. 49 Zobrazení porušení vzorků po zkoušce tříbodovým ohybem



Obr. 50 Zobrazení porušení vzorků po zkoušce tříbodovým ohybem

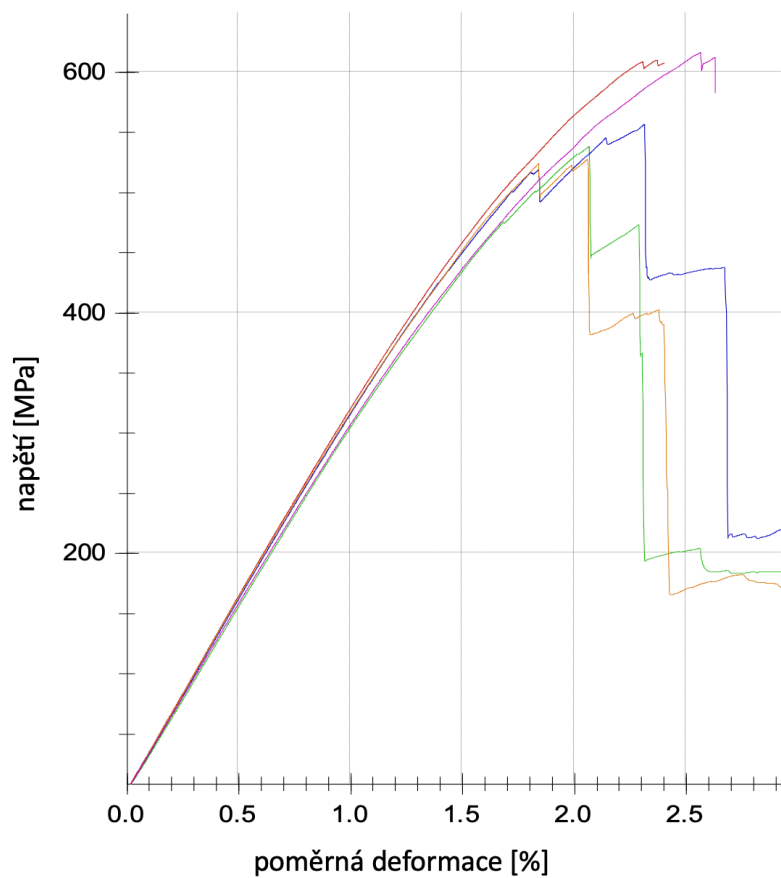
V následujících tabulkách č. 15–20 jsou zapsány průměrné hodnoty jednotlivých měření. V tabulkách lze vidět i odhad aritmetického průměru a směrodatné odchylky pro modul pružnosti v ohybu a pro pevnost v ohybu (maximální ohybové napětí, kterému během ohybové zkoušky těleso odolá).

Ohybová zkouška 1:

Deska č. 1 směr řezu 0°

Tab. 15 Zkouška ohybem desky č.1-0°

1-0	E_r [MPa]	σ_{fM} [MPa]	ε při σ_{fM} [%]	W při σ_{fM} [J]
\bar{X}	31600	570	2,3	4,28
s	711	41	0,2	0,72
v	2,25	7,19	9,41	16,94



Obr. 51 Ohybová zkouška deska č.1-0°

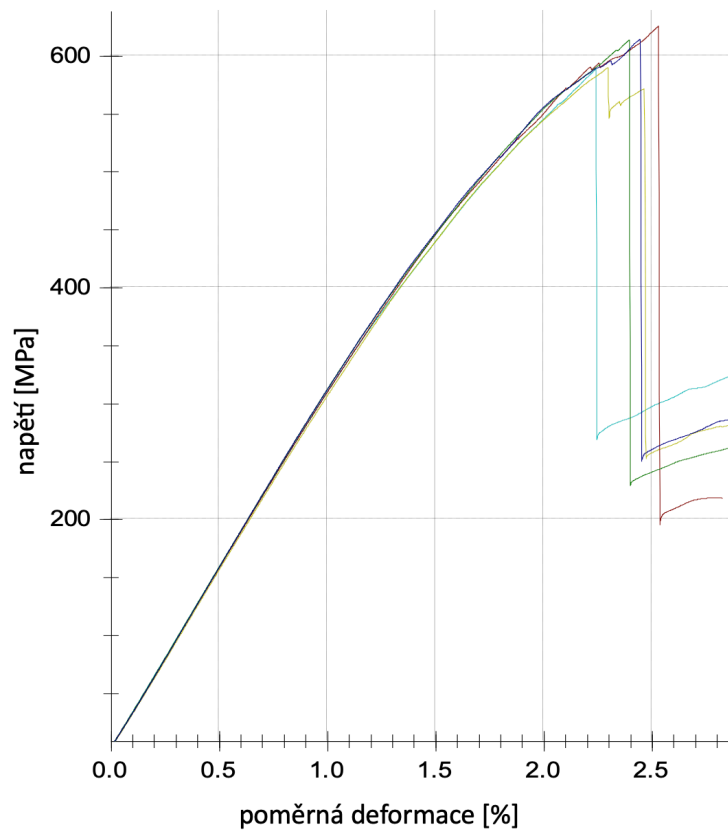
Z Tab. 15 a Obr. 51 lze vidět odhad aritmetického průměru vybraného souboru z 5 měření a odhad směrodatné odchylky pro modul pružnosti v ohybu $E_r = 31600 \pm 711$ MPa. Pro pevnost ohybu je $\sigma_{fM} = 570 \pm 41$ MPa a vykonaná práce $W = 4,27 \pm 0,72$ J.

Ohybová zkouška 2:

Deska č. 1 směr řezu 45°

Tab. 16 Zkouška ohybem desky č.1–45°

1-45	E_r [MPa]	σ_{fM} [MPa]	ε při σ_{fM} [%]	W při σ_{fM} [J]
\bar{X}	30800	607	2,4	4,64
s	262	16,5	0,1	0,42
v	0,85	2,72	4,87	9,01



Obr. 52 Ohybová zkouška deska č. 1–45°

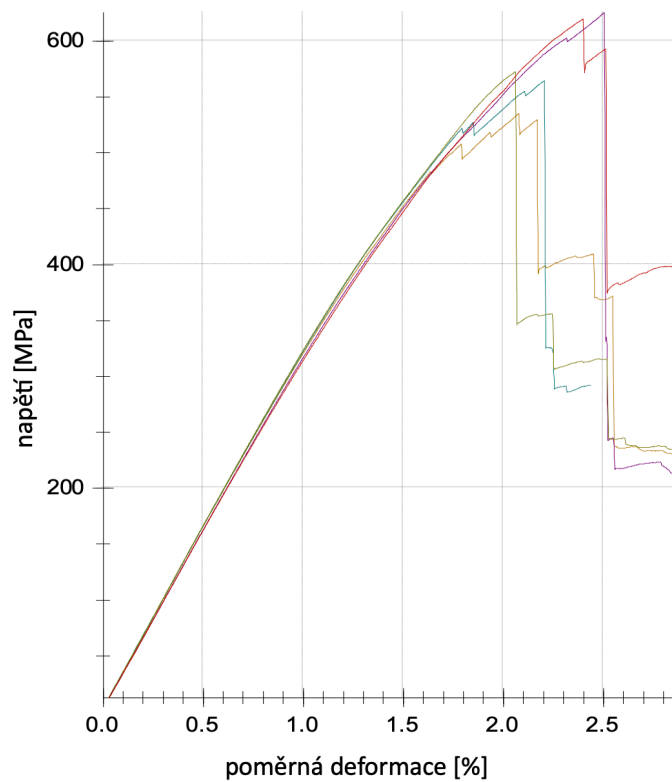
Z Tab. 16 a Obr. 52 lze vidět odhad aritmetického průměru vybraného souboru z 5 měření a odhad směrodatné odchylky pro modul pružnosti v ohybu $E_r = 30800 \pm 262$ MPa. Pro pevnost ohybu je $\sigma_{fM} = 607 \pm 16,5$ MPa a vykonaná práce $W = 4,64 \pm 0,42$ J.

Ohybová zkouška 3:

Deska č. 1 směr řezu 90°

Tab. 17 Zkouška ohybem desky č.1–90°

1-90	E_r [MPa]	σ_{fM} [MPa]	ε při σ_{fM} [%]	W při σ_{fM} [J]
\bar{X}	32200	584	2,2	4,27
s	482	38,5	0,2	0,65
v	1,5	6,59	8,74	15,19



Obr. 53 Ohybová zkouška deska č. 1–90°

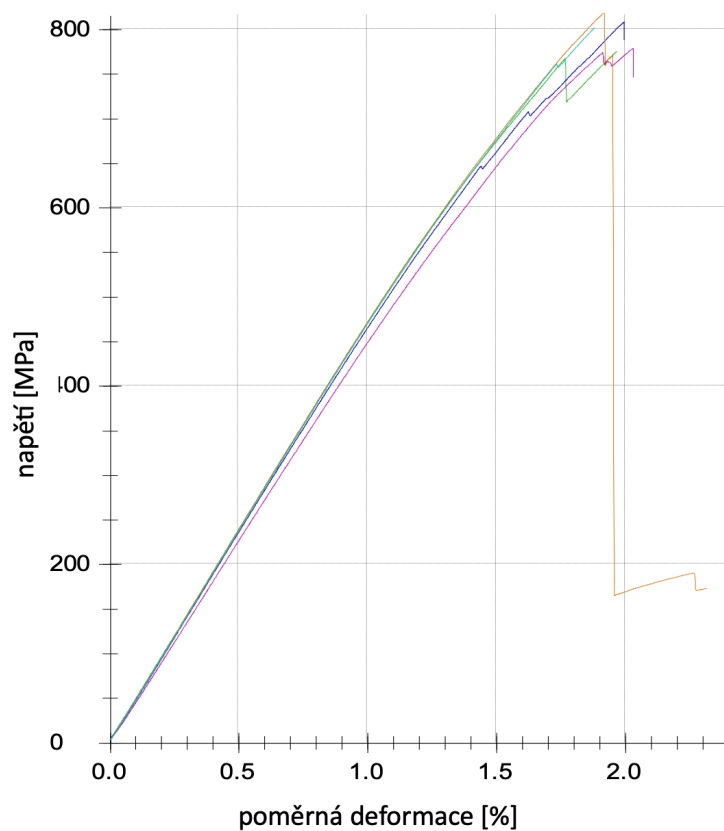
Z Tab. 17 a Obr. 53 lze vidět odhad aritmetického průměru vybraného souboru z 5 měření a odhad směrodatné odchylky pro modul pružnosti v ohybu $E_r = 32200 \pm 482$ MPa. Pro pevnost ohybu je $\sigma_{fM} = 607 \pm 16,5$ MPa a vykonaná práce $W = 4,27 \pm 0,65$ J.

Ohybová zkouška 4:

Deska č. 2 směr řezu 0°

Tab. 18 Zkouška ohybem desky č.2-0°

2-0	E_r [MPa]	σ_{fM} [MPa]	ε při σ_{fM} [%]	W při σ_{fM} [J]
\bar{X}	46700	797	2	4,86
s	989	18,9	0,1	0,19
v	2,12	2,38	3,06	3,89



Obr. 54 Ohybová zkouška deska č. 2-0°

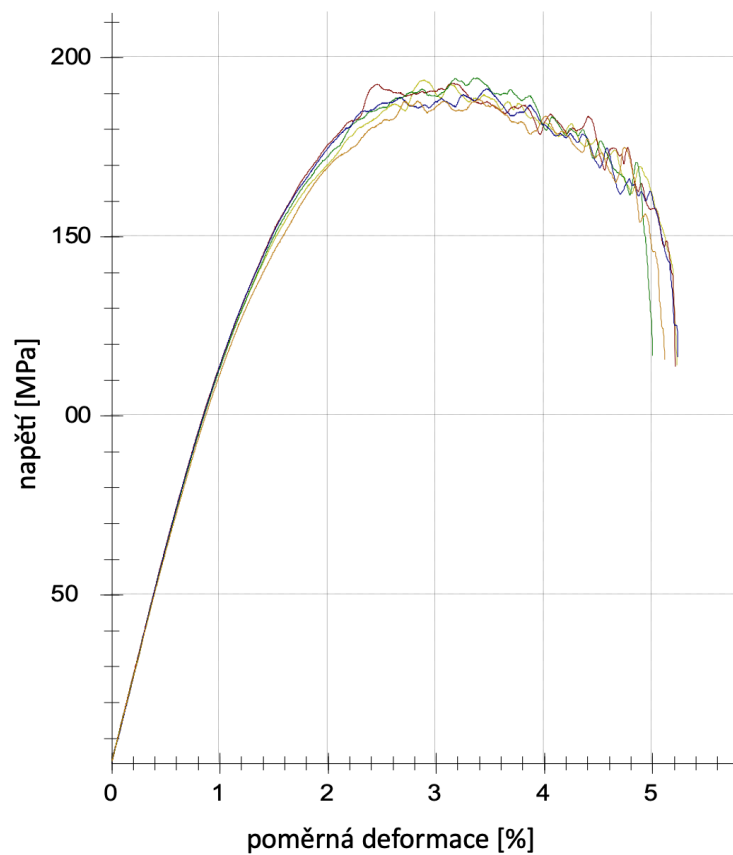
Z Tab. 18 a Obr. 54 lze vidět odhad aritmetického průměru vybraného souboru z 5 měření a odhad směrodatné odchylky pro modul pružnosti v ohybu $E_r = 46700 \pm 989$ MPa. Pro pevnost ohybu je $\sigma_{fM} = 797 \pm 18,9$ MPa a vykonaná práce $W = 4,86 \pm 0,19$ J.

Ohybová zkouška 5:

Deska č. 2 směr řezu 45°

Tab. 19 Zkouška ohybem desky č. 2–45°

2-45	E_r [MPa]	σ_{fM} [MPa]	ε při σ_{fM} [%]	W při σ_{fM} [J]
\bar{X}	12000	192	3,2	2,49
s	123	2,42	0,2	0,25
v	1,03	1,26	7,31	10,16



Obr. 55 Ohybová zkouška deska č. 2–45°

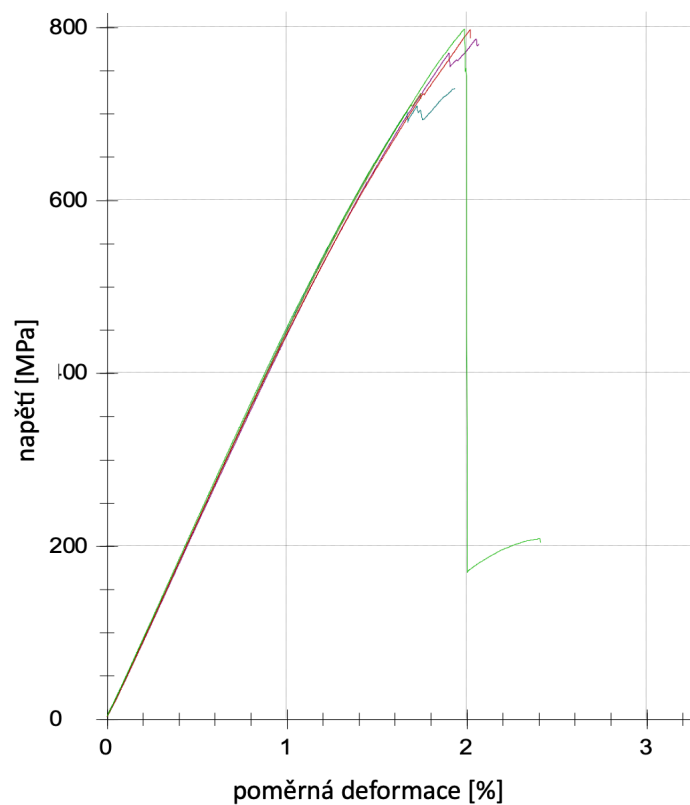
Z Tab. 19 a Obr. 55 lze vidět odhad aritmetického průměru vybraného souboru z 5 měření a odhad směrodatné odchylky pro modul pružnosti v ohybu $E_r = 12000 \pm 123$ MPa. Pro pevnost ohybu je $\sigma_{fM} = 192 \pm 2,42$ MPa a vykonaná práce $W = 2,49 \pm 0,25$ J.

Ohybová zkouška 6:

Deska č. 2 směr řezu 90°

Tab. 20 Zkouška ohybem desky č. 2–90°

2-90	E_r [MPa]	σ_{fM} [MPa]	ϵ při σ_{fM} [%]	W při σ_{fM} [J]
\bar{X}	45000	767	1,9	4,64
s	399	37,4	0,1	0,52
v	0,89	4,87	6,26	11,11



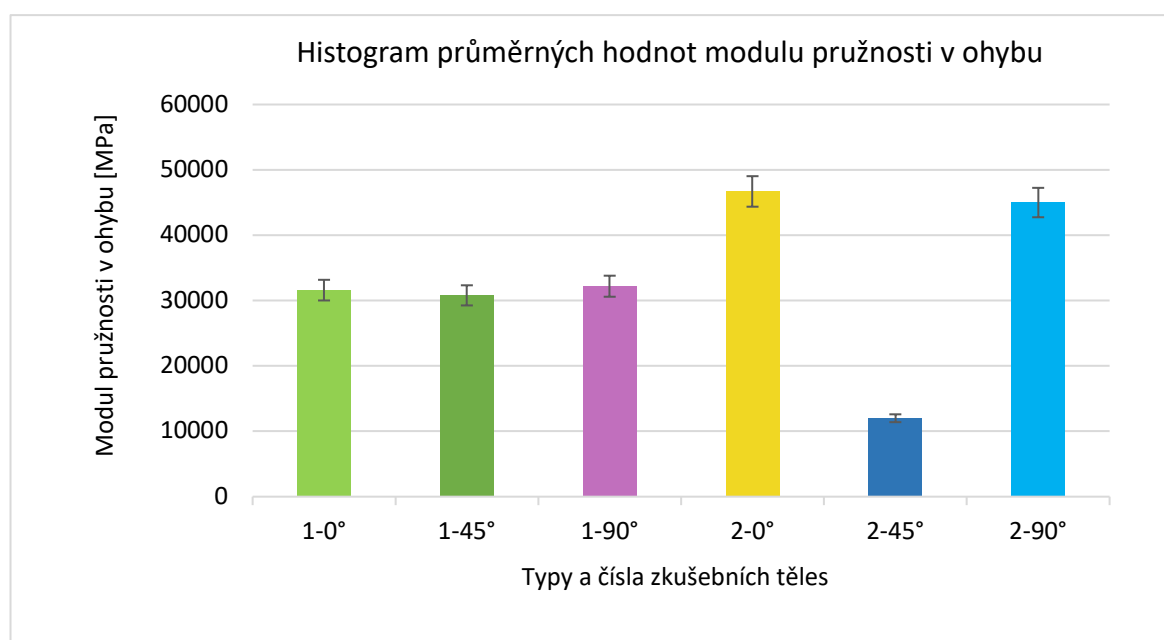
Obr. 56 Ohybová zkouška deska č. 2–90°

Z Tab. 20 a Obr. 56 lze vidět odhad aritmetického průměru vybraného souboru z 5 měření a odhad směrodatné odchylky pro modul pružnosti v ohybu $E_r = 45000 \pm 399$ MPa. Pro pevnost ohybu je $\sigma_{fM} = 767 \pm 37,4$ MPa a vykonaná práce $W = 4,64 \pm 0,52$ J.

7.2.2 Vyhodnocení výsledků zkoušky statickým tříbodovým ohybem

Z výsledků ohybových zkoušek je patrné, že při řezání desek směrem 90° a směrem 0° má materiál téměř stejné hodnoty. Modul pružnosti v ohybu pro desku č. 1 řezanou ve směru 0° má průměrnou hodnotu 31 600 MPa a pevnost v ohybu 570 MPa, řez ve směru 90° má průměrnou hodnotu 32 200 MPa a pevnost v ohybu 584 MPa. S podobnými hodnotami dopadly i ohybové zkoušky u tělísek z desky č.1, které byla řezaná ve směru 45° . Zde je průměrná hodnota modulu pružnosti v ohybu 30 800 MPa a pevnost v ohybu 607 MPa. Tato deska (č.1) byla sestavena ze 6 vrstev, kde se střídaly $0^\circ/90^\circ$ a $45^\circ/-45^\circ$. Odlišných hodnot dosahovala zkušební tělíska z desky č. 2 ve směru 0° a 45° . U této desky bylo na sebe kladeno 6 vrstev stejným směrem $0^\circ/90^\circ$. Zde ohybový modul pružnosti ve směru 0° dosáhl hodnoty 46 700 MPa a pevnost v ohybu 797 MPa a ve směru 45° dosáhl hodnot pouhých 12 000 MPa a síly 192 MPa. Tělíska se při zkoušce ani nezlomilo, jako u všech předchozích typů tělísek. U 90° byly hodnoty opět podobné, jako ve směru 0° . Modul pružnosti v ohybu dosáhl 45 000 MPa a pevnosti v ohybu 767 MPa.

Z těchto výsledků lze vyvodit, že výsledné hodnoty jsou nejvíce ovlivněny směrem kladených vrstev při výrobě a následně řezáním pod úhlem 45° a 90° nebo 0° . Směr 90° a 0° bude dosahovat téměř stejných hodnot. Takže na pevnost v ohybu ani modul pružnosti v ohybu nemají tyto směry vliv, jejich hodnoty budou poměrně stejné. Nejlepších hodnot jednoznačně dosáhla deska č. 2 v řezu směrem 0° a 90° . Zde byly, jak již bylo zmíněno, desky na sebe kladeny stejným směrem 6 x $0^\circ/90^\circ$.



Obr. 57 Histogram průměrných hodnot modulu pružnosti v ohybu

7.3 Zkouška únavy v cyklickém ohybu

Pro tuto zkoušku byla vyřezána zkušební tělesa o rozměrech 120 x 20 x 2,6 mm. Zkouška byla realizována na zkušebním stroji Zwick HC25. Pro stanovení zatížení byla provedena předcházející zkouška tříbodového ohybu s 5 zkušebními vzorky od každého typu (viz kapitola 7.2). Jak již bylo zmíněno v kapitole 4.2.3, zkouška probíhá na stroji, který umožňuje mnohonásobné opakovatelné zatížení viz Obr. 58. Velikost zatížení byla zvolena vzhledem k materiálu na 75 %, 95 % a 97,5 % z maximální ohybové síly.

Tělíska byla uložena na podpěry o rozteči 80 mm. Jelikož je tato zkouška časově náročná, tak byly zvoleny pouze některé typy vzorků, protože např. vzorek řezaný pod úhlem 0 a 90° vykazoval téměř stejné výsledky v předcházejících zkouškách.



Obr. 58 Cyklická zkouška vzorku 2–90° na stroji Zwick HC25

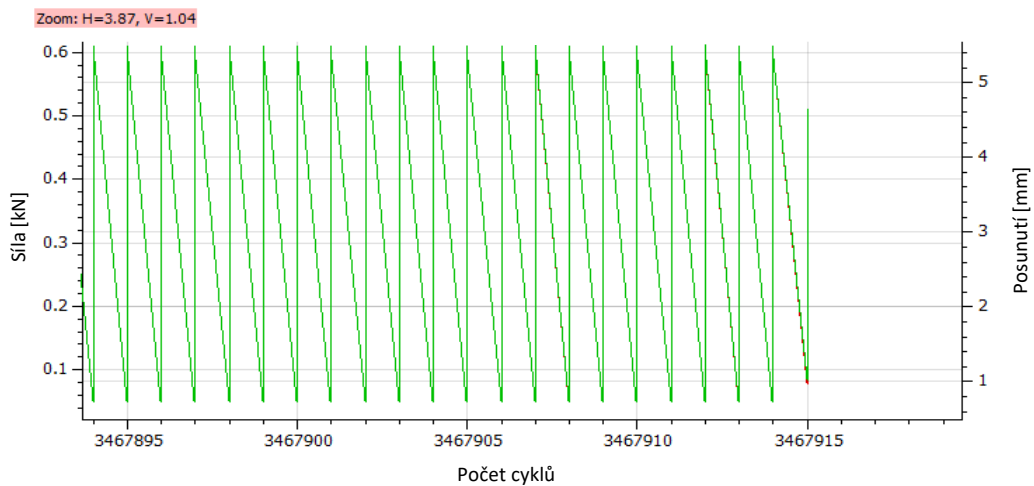
7.3.1 Výsledky jednotlivých měření zkoušky únavy v cyklickém ohybu

Ze zkoušky únavy v cyklickém ohybu lze vypožorovat z grafů, při jakém zatížení [kN] zkouška probíhala, počet cyklů, které těleso vydrželo před porušením a o kolik mm se zvětšila deformace (průhyb) tělesa při zatěžování.

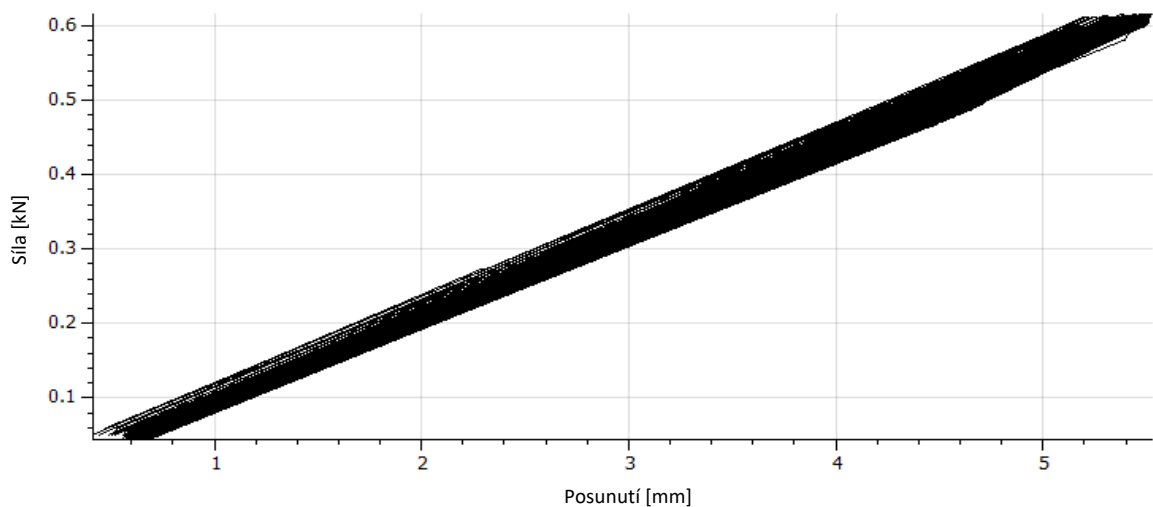
Únavová zkouška deska č. 2–90°

Zkouška proběhla na 3 tělískách z jednoho souboru.

První tělísko bylo zatíženo silou 610 N, což odpovídá cca 75 % síly na mez pevnosti. Zatěžování probíhalo při frekvenci 5 Hz a zatěžovací křivka má sinusový průběh.



Obr. 59 Počet cyklů při cyklickém zatížení 610 N z 1. vzorku tělíška 2–90°

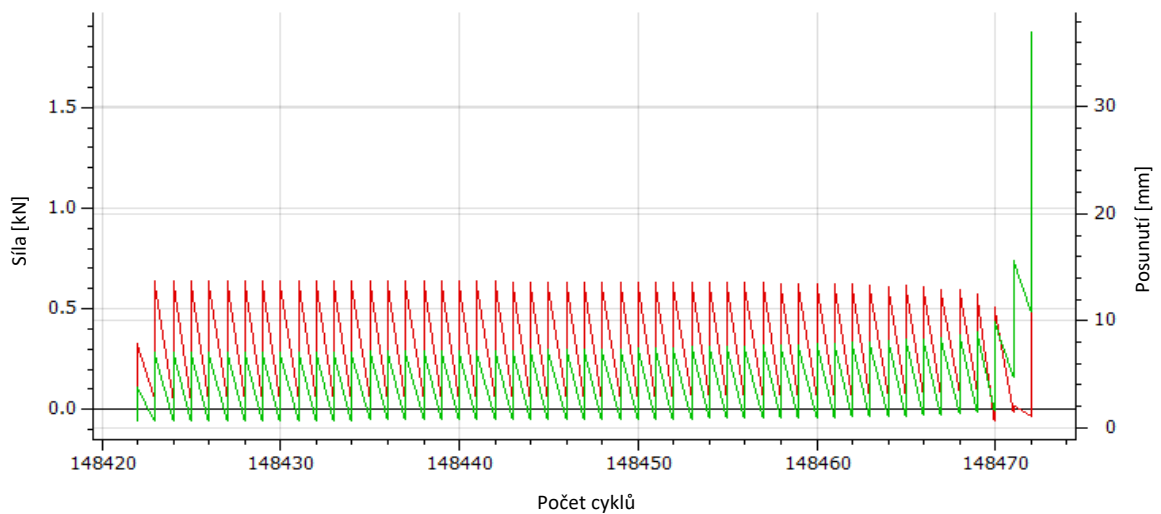


Obr. 60 Zatěžující síla v závislosti na posunutí v mm 1. vzorku tělíška 2–90°

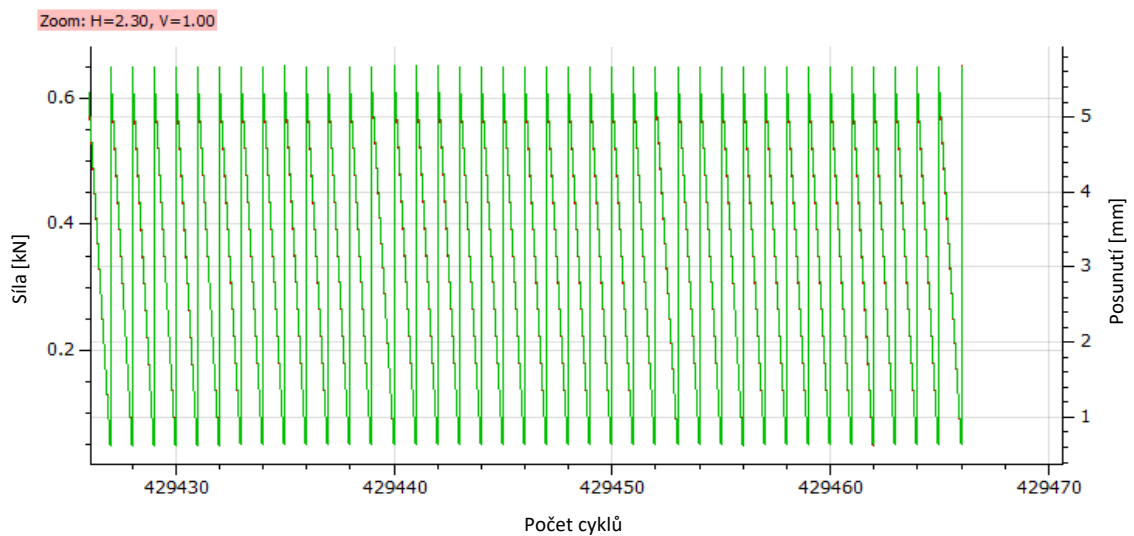
Z Obr. 60, lze vidět, že při cyklickém zatěžování silou 610 N se deformace postupně posunula o 2 desetiny milimetru.

Celkový počet cyklů je 3 467 915, potom bylo měření zastaveno.

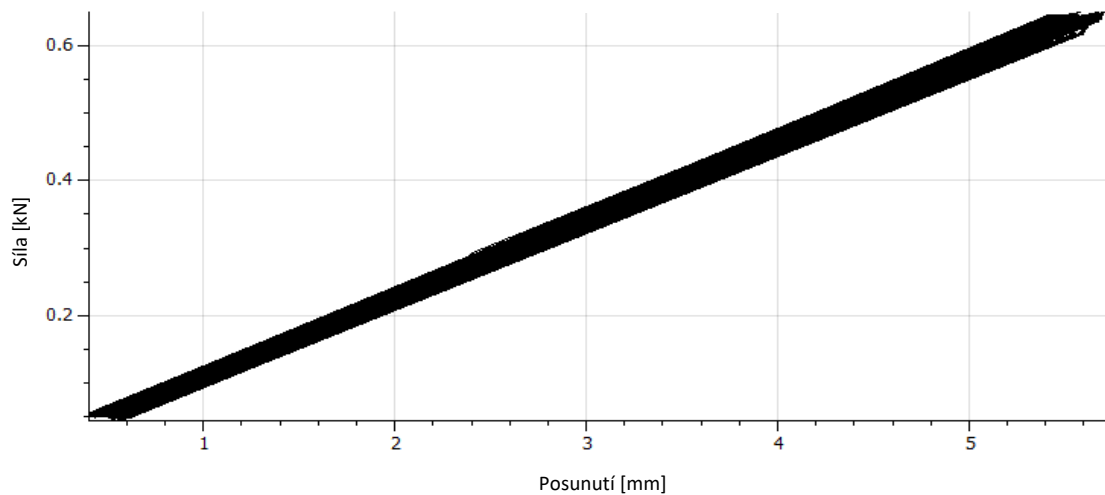
Druhé tělísko bylo zatíženo silou 644 N, což odpovídá 95 % síly na mez pevnosti. Zatěžování probíhalo při frekvenci 5 Hz a zatěžovací křivka má sinusový průběh.



Obr. 61 Počet cyklů při cyklickém zatížení 644 N z 2. vzorku tělíska 2–90° (1.část)



Obr. 62 Počet cyklů při cyklickém zatížení 644 N z 2. vzorku tělíska 2–90° (2. část)

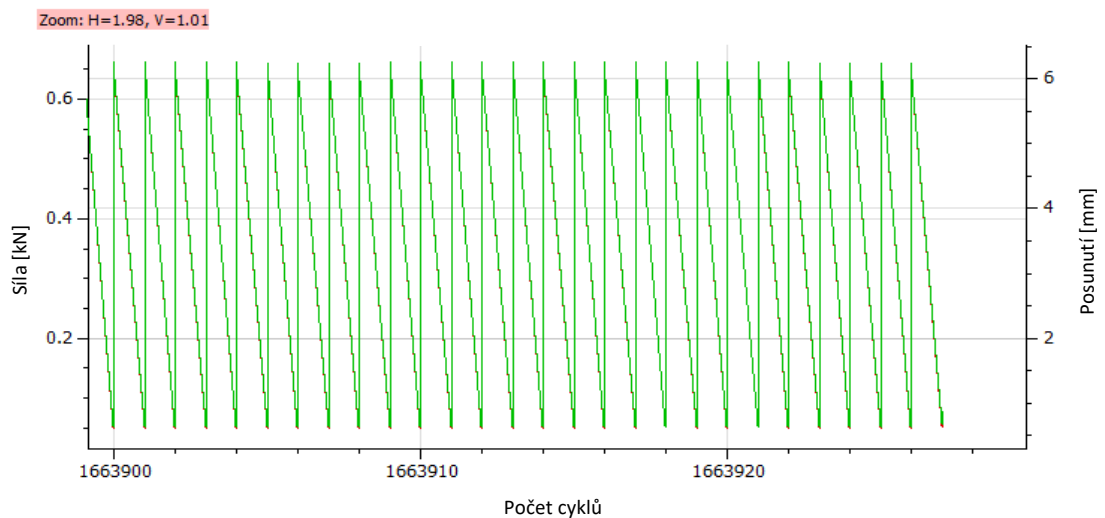


Obr. 63 Zatěžující síla v závislosti na posunutí v mm 2. vzorku tělíska 2–90°

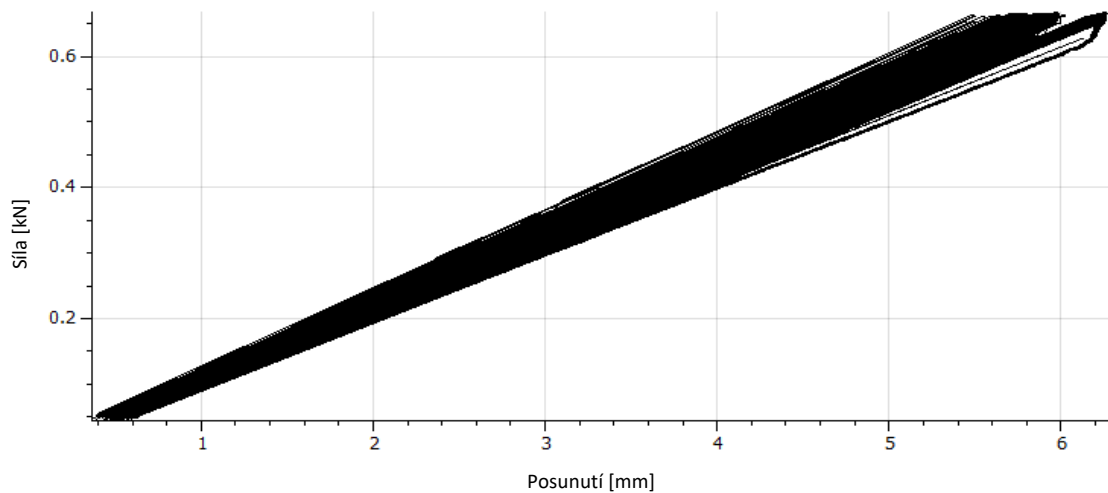
Při tomto měření došlo k vysmeknutí vzorků z upínacího zařízení. Proto se měření rozdělilo na dvě části, které byly sečteny. Celkový počet cyklů z grafu má hodnotu 577 936, potom bylo měření zastaveno.

Z Obr. 63, lze vidět, že při cyklickém zatěžování silou 610 N se deformace postupně posunula o 2 desetiny milimetru.

Třetí tělísko bylo zatíženo silou 661 N, což odpovídá 97,5 % síly na mez pevnosti. Zatěžování probíhalo při frekvenci 5 Hz a zatěžovací křivka má sinusový průběh.



Obr. 64 Počet cyklů při cyklickém zatížení 661 N z 3. vzorku tělíska 2–90°



Obr. 65 Zatěžující síla v závislosti na posunutí v mm 3. vzorku tělíska 2–90°

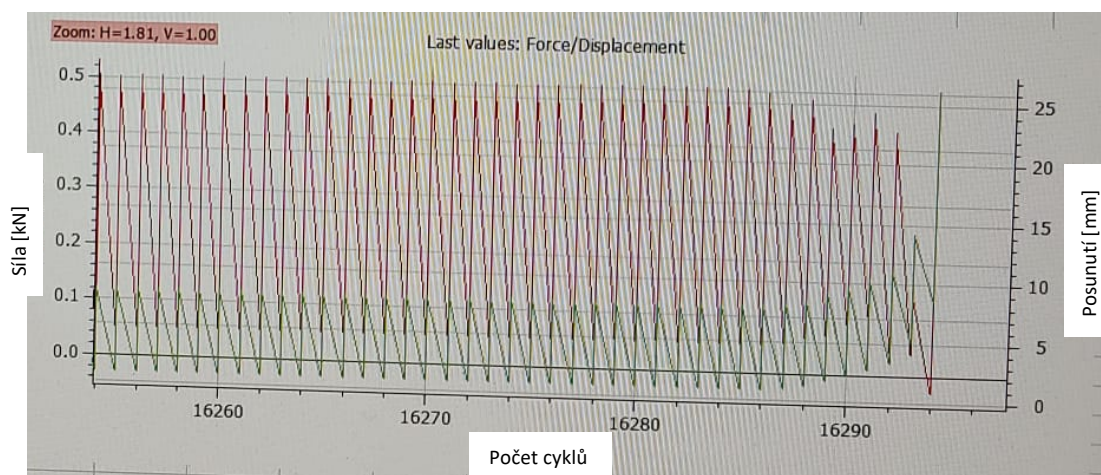
Z Obr. 65, lze vidět, že při cyklickém zatěžování silou 661 N se deformace postupně posunula o 8 desetin milimetru.

Celkový počet cyklů je 1 663 928, potom bylo měření zastaveno.

Únavová zkouška deska č. 1–90°

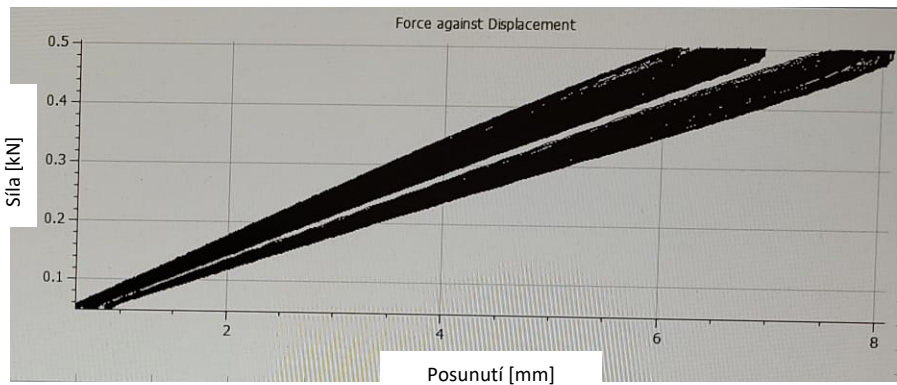
Zkouška proběhla na 1 tělísku ze souboru 1-90°.

Tělisko bylo zatíženo silou 503 N, což odpovídá cca 97,5 % síly na mez pevnosti. Zatěžování probíhalo při frekvenci 5 Hz a zatěžovací křivka má sinusový průběh.



Obr. 66 Počet cyklů při cyklickém zatížení 503 N z 1. vzorku tělíska 1–90°

Z Obr. 67, lze vidět, že při cyklickém zatěžování silou 503 N se deformace postupně posunula o 2 milimetry.



Obr. 67 Zatěžující síla v závislosti na posunutí v mm 1. vzorku tělíska 1–90°
Celkový počet cyklů je 16 294, potom bylo se vzorek přerazil viz Obr. 67 a 68.



Obr. 68 Vzorek ze souboru 1–90°

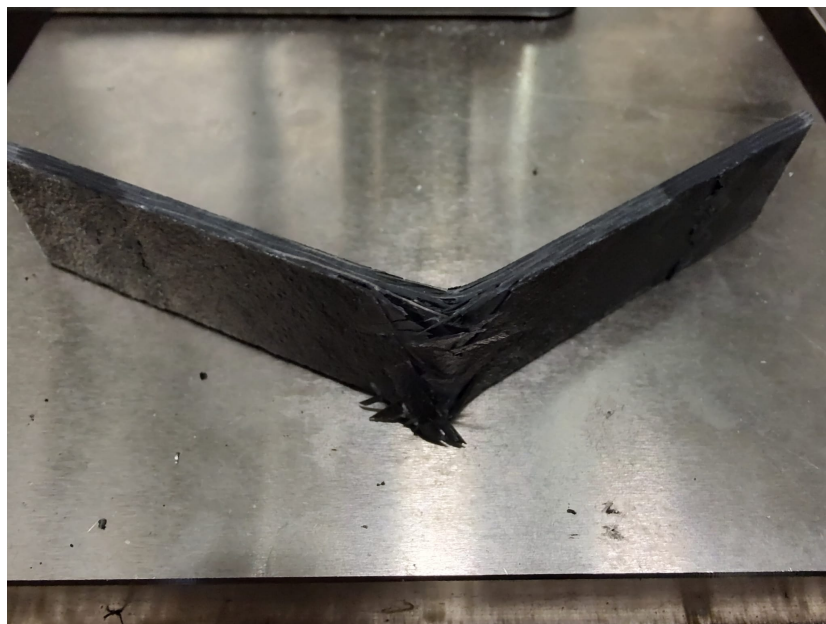
7.3.2 Vyhodnocení výsledků zkoušky únavy v cyklickém ohybu

Zkouška v cyklickém ohybu byla provedena na tělískách ze souboru 2–90° a tělisku ze souboru 1-90, z časových důvodů byla další zkoušení provedena již po uzavření této diplomové práce. Měření těchto každého z vzorků probíhalo několik dní, a i tak nedošlo ani v jednom případě k porušení vzorku ze souboru 2–90°. Na vzorcích kromě otlacení od podpěr a trnu není vidět žádné poškození. Výsledky této zkoušky dokazují, že se jedná o velmi odolný materiál z hlediska únavy a pevnosti. Největší počet cyklů byl naměřen při prvním vzorku (3 467 915), nicméně jak u vzorku č. 1, tak i u těch ostatních by měření

pokračovalo dále. U vzorku ze souboru 1-90° byly výsledky značně rozdílné, zde se tělísko přetrhlo již při 16 tisících cyklů. Z toho můžeme vyhodnotit, že při sestavování kompozitního materiálu velmi záleží na úhlech, ve kterých je tkanina na sebe poskládána. Zde se ukázalo, že odolnější kompozit ve zkoušce únavy v cyklickém ohybu je deska č. 2, kde byly tkaniny na sebe naskládány ve stejném směru, nestřídal se.



Obr. 69 Vzorky ze souboru 2-90° po únavové zkoušce cyklickým zatěžováním



Obr. 70 Vzorek ze souboru 1-90° po únavové zkoušce cyklickým zatěžováním

7.4 Diskuze výsledků provedených mechanických zkoušek

Pro celkové zhodnocení materiál z hlediska vhodnosti pro aplikaci v biomedicíně (pro výrobu protézy dolní končetiny), byl materiál podroben statickým a dynamickým zkouškám. Jednalo se konkrétně o tyto zkoušky: statická zkouška tříbodovým ohybem, rázová zkouška houževnatosti Charpy a únavová zkouška v cyklickém ohybu. Po provedení těchto zkoušek lze rozdělit jednotlivé soubory ($1-0^\circ$, $1-90^\circ$, $1-45^\circ$; $2-0^\circ$, $2-90^\circ$, $2-45^\circ$) z hlediska nejlepších výsledků. Ze zkoušek vyplívá, že nezáleží, zda bude kompozit nařezán ve směru 0° nebo 90° .

Výsledky mechanických zkoušek jsou u obou souborů při těchto směrech téměř stejné. Přisuzuji takové výsledky tomu, že se jedná o keprovou vazbu a anizotropie bude v těchto směrech stejná. Jako nejlepší směr řezu a skladba tkaniny se ukázal soubor $2-45^\circ$, kde hodnota $a_{cU} = 151,26 \pm 13,27 \text{ kJ.m}^{-2}$. Nicméně u zkoušky tříbodovým ohybem vykazoval tento soubor naopak nejnižší hodnoty $\sigma_{fM} = 192 \pm 2,42 \text{ MPa}$. Zde při ohybu vzniká nevhodná deformace. Tělísko se sice při zatěžování nezlomí, ale během krátké chvíle překoná pevnost v ohybu a následně se „vymrští“ z podpěr. U ohybové zkoušky dosáhl nejlepších výsledků soubor $2-0^\circ$, kde hodnota pro modul pružnosti v ohybu $E_r = 46700 \pm 989 \text{ MPa}$. Pro pevnost ohybu je $\sigma_{fM} = 797 \pm 18,9 \text{ MPa}$ a vykonaná práce $W = 4,86 \pm 0,19 \text{ J}$. Tento soubor však dosáhl, s porovnáním s ostatními soubory, nejnižších hodnot při zkoušce rázové $a_{cU} = 83,18 \pm 15,54 \text{ kJ.m}^{-2}$. Ve vzájemně podobných hodnotách se pohybovaly výsledky ze mechanických zkoušek z desky č.1. U zkoušky rázové houževnatosti se tyto hodnoty pohybovaly v rozmezí $a_{cU} = 100 - 107 \text{ kJ.m}^{-2}$ a u zkoušky tříbodovým ohybem byly hodnoty modulu pružnosti v ohybu $E_r = 30800 - 32200 \text{ MPa}$, pevnosti v ohybu $\sigma_{fM} = 570 - 607 \text{ MPa}$.

Zkouška únavy v cyklickém ohybu byla provedena pro soubor $2-90^\circ$ a $1-90^\circ$. Byla otestována celkem čtyři tělíska. První tři zkoušky na stroji Zwick HC25 musely být zastaveny. I po několika dnech cyklování tělísek vzorek nevykázal vůbec žádné poškození. Největší počet cyklů 3 467 915 byl u prvního vzorku, a stále by dál cykloval. Čtvrté testované tělísko bylo ze souboru $1-90^\circ$ a vydrželo pouhých 16 tisíc cyklů. Z tohoto lze vyhodnotit, že záleží na směru skládání tkanin při výrobě kompozitu. Vzorky z desky 2 by pravděpodobně dosáhly nekonečný počet cyklů (přes $5 \cdot 10^7$).

ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo ověření vhodnosti uhlíkového materiálu (prepregu) pro výrobu laminátové protézy dolní končetiny, dále zjištění vlivu skladby a orientace vrstev na houževnatost, odolnost vůči ohybu a opotřebení. Vzorky proto byly řezané v různých směrech (0,45,90).

Teoretická část diplomové práce byla zaměřena na popis kompozitních materiálů, jejich rozdělení. Především na využití v biomedicínské oblasti, jelikož se jedná o jedinečný materiál, jehož potenciál stále není zcela využit a vývoj pokračuje. V neposlední řadě byly popsány a rozděleny zkoušky, které se při testování mechanických vlastností u kompozitů využívají.

Praktická část se zabývá návrhem 3D laminátové protézy dolní končetiny a formy, ověřením vhodnosti zvoleného materiálu a vlivu orientace vrstev laminátu. Pro toto zkoumání byl použit uhlíkový prepreg s technickým označením IMP503ZHT/GG380T/100, z něhož byly ruční laminací a vytvrzením v autoklávu vyrobeny dva typy desky s různou skladbou 6 vrstev materiálu. Z této desky se následně na vodním paprsku vyřezaly dle norem tělíska obdélníkového tvaru. Tloušťka vyrobených desek byla 2,6 mm. Dle tohoto rozměru a norem se následně určily rozměry tělísek pro jednotlivé zkoušky materiálu. Pro určení mechanických vlastností tohoto kompozitu, byly provedeny zkoušky tříbodového ohybu, zkoušky únavy v cyklickém ohybu, zkoušky rázové houževnatosti metodou Charpy. Všem nařezaným vzorkům byla změřena jejich tloušťka, která byla téměř stejná na všech vzorcích. Důvodem bude použití předimpregnované tkaniny, která má větší přesnost a rozložení matrice v celém obsahu tkaniny. Před výběrem tkaniny byla stanovena kritéria, podle kterých byl materiál zvolen.

Z provedených mechanických zkoušek vyplynulo, že nezáleží, zda je materiál řezaný (skládán) pod úhlem 90° nebo 0°. Soubor takových vzorků ukazoval téměř stejné hodnoty. Naopak vzorky řezané pod úhlem 45° sice měly vysokou rázovou houževnatost, ale nízký modul pružnosti a mez pevnosti, což souviselo i s nevhodnou deformací. Nyní je otázka, zda je lepší střídavé skládání tkaniny na sebe pod úhlem 45°/-45° a 0°/90° (deska č. 1) nebo skládání tkaniny na sebe pod stejným úhlem 0°/90° (deska č. 2). Vzorky z desky č. 1 se totiž ukázaly lepší ve zkoušce rázové houževnatosti, a naopak dosáhly horších výsledků u meze pevnosti a modulu pružnosti v ohybu. Těmito zkouškami se prokázalo, že záleží na tom, v jakých úhlech je tkanina poskládána. Projevilo se to při zkoušce únavy v cyklickém ohybu.

Při této zkoušce vydržely vzorky z desky č. 1 pouhých 16 tisíc cyklů, naopak vzorky z desky č. 2 vydržely přes 3 miliony, a kdyby nebyla zkouška přerušena, tak by dále cyklovaly. Z toho důvodu můžu usoudit, že složení kompozitu $0^\circ/90^\circ$ (stejný směr) je nejvhodnější volba pro výrobu protézy.

Při chůzi je lidské tělo při kontaktu se zemí vystaveno opakovaným silám o vysoké velikosti. Materiál byl zvolen takový, aby tyto opakované rázy dokázal tlumit. Mechanickými zkouškami, které materiál absolvoval, bylo prokázáno, že tento materiál je vysoce pevný, odolný a vydrží dlouhodobé cyklické namáhání v ohybu. Dle mého názoru tento materiál může být vyhodnocen, jako vhodný materiál pro výrobu protézy dolních končetin.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] WILLIAMS, J.: *The science and technology of composite materials*. Australian Academy of Science [online]. 2015(1) [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: <https://www.science.org.au/curious/technology-future/composite-materials>
- [2] A Field of Dreams; Lignin valorization into chemicals, materials, fuels, and health-care product [online], 2019. [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: doi:10.1016
- [3] History of Composite Materials. Mar-Bal, Inc. [online]. [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: <https://www.mar-bal.com/language/en/applications/history-of-composites/>
- [4] VRBKA, J., 2008. *Mechanika kompozitů* [online]. Brno [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/19075854-Mechanika-kompozitu-prof-rndr-ing-jan-vrbka-drsc-ustav-mechaniky-teles-mechatroniky-a-biomechaniky-fakulta-strojního-inženýrství-vut-v-brně.html>. Publikace. Fakulta strojního inženýrství VUT v Brně.
- [5] Materials & Processes: Resin matrices for composites. CW CompositesWorld: Delivering the global Composites Market[online]. [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: <https://www.compositesworld.com/articles/the-matrix>
- [6] STRONG, A.B., 2008. *Fundamentals of composites manufacturing*. Michigan: Society of Manufacturing Engineers. ISBN 0-978-087263-854-5.
- [7] Composite prepregs-manufacturing, benefits and applications. AZO MATERIALS [online]. [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: <https://www.azom.com/articles.aspx>
- [8] PTÁČEK, L., 2002. *Nauka o materiálu II*. Brno: Akademické nakladatelství CERM. ISBN 80-7224-568-3.
- [9] Delivering the future of composite solutions. Gurit: Guide to composites [online]. [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: <https://www.gurit.com/>
- [10] Kompozity Michalík, s.r.o. [online]. [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: <http://www.kompozity-michalik.cz/materialy>
- [11] Bezpečná práce s epoxidovou pryskyřicí. EPOXIO [online]. [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: www.epoxio/akademie/bezpecna-prace-s-epoxidovou-pryskyrici/
- [12] DUCHÁČEK, V., 2006. *Polymery: výroba, vlastnosti, zpracování, použití*. Vyd. 2., přeprac. Praha: Vydavatelství VŠCHT. ISBN 80-708-0617-6.

- [13] JANČÁŘ, J., 2003. *Úvod do materiálového inženýrství polymerních kompozitů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně. ISBN 80-214-2443-5.
- [14] BAUMAN, M.: *Kompozity s bioplňivy: úspěšné řešení z České republiky*. *Enviweb* [online]. [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: www.enviweb.cz/103798
- [15] HU, J. et al. *Correlation between glass fiber suspension characteristics and physical of glass fiber felt: Role of beating time and speed* [online]. [cit. 2023-02-16]. ISSN 1528S-1541. Dostupné z: <https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1177/15280837221076575>
- [16] GARDINER, G.: *The making of glass fiber*. *Composites world*[online]. [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: www.compositesworld.com/article/the-making-of-glass-fiber
- [17] KIRON, M.I. *Glass Fiber: Types, Properties, Manufacturing Process and Uses* [online]. In: . [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: <https://textilelearner-net.translate.goog/glass-fiber-types-properties>
- [18] What is carbon fiber?. *Innovative composite engineering*[online]. [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: www.innovativecomposite.com
- [19] Uhlíkové vlákno: společnost Korfcarbon, a.s. - *výrobce uhlíkových a hybridních tkanin* [online]. [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: www.kordcarbon.cz/uhlikove_vlakno
- [20] What is carbon fiber? How is it made and is it indestructible?. *PUR CARBON* [online]. [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: <https://pur-carbon.com>
- [21] EHRENSTEIN, Gottfried W., 2009. *Polymerní kompozitní materiály*. V ČR 1. vyd. Praha: Scientia. ISBN 978-80-86960-29-6.
- [22] Technical features and criteria in design fiber reinforces composite materials: from the aerospace and aeronautical fiels to biomedical applications: Review. *Institute of Composite and Biomedical materials* [online]. [cit. 2023-02-16]. ISSN 1722-6899.
- [23] 2003. *Journal of applied biomaterials and biomechanics*[online]. Milano, Italy: Wichtig Editore [cit. 2023-02-16]. ISBN 1724-6024. Dostupné z: <https://www.safetylit.org/week/journalpage.php?jid=12996>
- [24] SUCHÝ, T. *Kompozitní materiály v medicíně* [online]. In: . [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: http://www.csm-kompozity.wz.cz/tomas_suchy_kompozity.pdf

- [25] TATHE, A. a A.P. NIKALJE. *Brief review on biomaterials and their applications. International Journal of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences* [online]. (vol. 2) [cit. 2023-02-16]. ISSN 0975-1491.
- [26] CVETELIN, V.: *Nově vyvinuté hydrogelové kompozity a jejich využití při náhradě kolenní chrupavky. AZOM* [online]. [cit. 2023-02-16]. Dostupné z: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=19453>
- [27] SUCHÝ, T., 2015.: *Biokompozitní náhrady kostní tkáně*. Holešovičky: Středisko společných činností AV ČR.
- [28] MARSHALL, I.H., 1981.: *Composite Structures*. 1. Scotland: Springer. ISBN 978-9400981225.
- [29] GARDINER, G.: *Orthopedics: Carbon foam fosters bone growth*. 27.5.2016. [online] Dostupné z: <https://www.compositesworld.com/articles/orthopedics-carbon-foam-fosters-bone-growth>
- [30] BOCK, O., 2009. *Prothetik: Obere Extremität*. 1. Duderstadt: HealthCare. ISBN 646K6-01-1010.
- [31] KOLKOVÁ, O. *První bionická protéza dolní končetiny řízená myslí je na světě*, 26.5.2015, [online], dostupné z: <https://cdr.cz/clanek/prvni-bionicka-proteza-dolni-koncetiny-rizena-mysli-je-na-svete>
- [32] GARDIER, G.: *CFRP: Opportunities in orthopedics*. 15.4.2016. [online]. Dostupné z: <https://www.compositesworld.com/articles/cfrp-opportunities-in-orthopedics>
- [33] GARDINER, G.: *Composites in exoskeletons*. 8.4.2016. [online]. Dostupné z: <https://www.compositesworld.com/articles/composites-in-exoskeletons>
- [34] MANOHAR, D. M.: *Polymer Engineering*. PEB3213 – Polymer Composites Engineering. 2019. online. Dostupné z: <https://crescent.education/wp-content/uploads/2019/02/Module1-IntroductiontoComposites.pdf>
- [35] SHYR, Tien-Wei a Yu-Hao PAN. *Impact resistance and damage characteristics of composite laminates. Composite Structures* [online]. 2003, 2003, 62(2), 193-203 [cit. 2022-05-10]. ISSN 02638223. Dostupné z: doi:10.1016/S0263-8223(03)00114-4
- [36] Projekt NCK MATCA. [online]. dostupné z: <https://matca.cz/technologie/analyticke-metody/zkouska-tahem/>

[37] LECIÁN, V.: *Studium mechanických vlastností kompozitů na bázi Kordcarbon tkaniny*. 2014, Zlín: Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, 112 s. Dostupné také z: <http://hdl.handle.net/10563/28574>. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně. Fakulta technologická, Ústav výrobního inženýrství. Vedoucí práce Žaludek, Milan.

[38] OŠŤÁDAL, J.: *Zkoušky tvářitelnosti a jejich uplatnění v praxi*. [online]. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 34 s. [cit. 2022-04-30]. Dostupné z: <https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/5106/final-thesis.pdf?sequence=6>.
Bakalářská.

[39] ČSN EN ISO 179, Plasty – Stanovení rázové houževnatosti metodou Charpy, Český normalizační institut, 1998

[40] LIČKOVÁ, Dagmar. *Vlastnosti a zkoušení materiálu*. Ostrava. [online]. Dostupné z: http://homel.vsb.cz/~lic098/files/10.cviceni_VZM.pdf

[41] Padostroj pro zkoušení vlivu rychlosti deformace na tvářitelnost kovů. Ostrava – Vítkovice. KOMPASS. [online]. Dostupné z: <https://cz.kompass.com/p/materialovy-a-metalurgicky-vyzkum-s-r-o/cz021780/padostroj-pro-zkouseni-vlivu-rychlosti-deformace-na-tvaritelnost/2cf14f93-7044-4be2-a6ca-09293e86624b/>

[42] MARTINÁK, M.: *Kontrola a měření*. Praha: SNTL, 1989. ISBN 80-03-00103-X.

[43] Uhlíková vlákna – karbonové kompozity. online. Dostupné z: <https://www.duratec.cz/cs/techinfo/pouzivane-materialy/uhlikova-vlakna-karbonove-kompozity/>

[44] ČSN EN ISO 14125. Vlákny vyztužené plastové kompozity – Stanovení ohybových vlastností. červen 1999. Vydal ČESKÝ NORMALIZAČNÍ INSTITUT, Praha. 24 stran.

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

FRP	Fiber Reinforced Polymer
SMC	Sheet Moulding Compound
BMC	Bulk Moulding Compound
W	Wolfram
Fe	Železo
Cr	Chrom
Mo	Molybden
Ti	Titan
Ni	Nikl
Al	Hliník
Ag	Stříbro
Mg	Hořčík
Co	Kobalt
Cu	Měď
UHMWPE	Vysokopevnostní polyethylen
SiO ₂	Oxid křemičitý
UV	Ultrafialové záření
PET	Polyethylenterefralát
PTFE	Polytetrafluoretylen
PU	Polyuretan
PELA	Kopolymer kyseliny mléčné a polyethylenu glykolu
HA	Hydroxyapatit
Bis-GMA	Bisfenol A-glycidylmethakrylát
PMMA	Polymethylmetakrylát
PLLA	Poly-L-kyselina mléčná

TCP	Trikalciumfosfát
PCL	Polykaprolaktonové vlákna
BC	Bakteriální celulóza
PVA	Polyvinylalkoholu
PAMPS	Poly-2-akrylomido-2-methyl-1-propansulfonová kyselina soli sodné
GPa	Giga Pascal
MPa	Mega Pascal
CT	Výpočetní tomografie
MRI	Magnetická rezonance
RTG	Rentgen
ILSS	Interlaminární smyková pevnost
U	Mez úměrnosti
E	Mez pružnosti
K	Mez kluzu
P	Mez pevnosti
S	Lom
2D	Dvourozměrný
3D	Trojrozměrný
J	Joule
W	Watt
mm	Milimetry
ČSN EN ISO	Česká technická norma
R	Radius
kN	Kilo Newton
s	Směrodatná odchylka
u	variační koeficient

SEZNAM OBRÁZKŮ

<i>Obr. 1 Kompozity v přírodě [2]</i>	11
<i>Obr. 2 Historie vývoje kompozitu [3]</i>	13
<i>Obr. 3 Typy vláknových kompozitů [4]</i>	14
<i>Obr. 4 Částicový kompozitní materiál, skeletonový kompozitní materiál [4]</i>	15
<i>Obr. 5 Povrchová energie a kontaktní úhel θ u kapky matrice na tuhém povrchu – dobré smáčení (vlevo), špatné smáčení (vpravo) [8]</i>	17
<i>Obr. 6 Rozdělení vláknových kompozitů dle výztuže</i>	20
<i>Obr. 7 Výroba skleněných vláken – rozvláknění [16]</i>	21
<i>Obr. 8 Tkanina z uhlíkového vlákna [20]</i>	23
<i>Obr. 9 Druhy vazeb vyztužujících tkanin [21] a) plátňová vazba, b) keprová vazba, c) atlasová (saténová vazba)</i>	25
<i>Obr. 10 Proces výroby prepregu [7]</i>	27
<i>Obr. 11 Využití kompozitních materiálů v biomedicině [25]</i>	29
<i>Obr. 12 Obnova chrupavky pomocí hydrogelu [26]</i>	32
<i>Obr. 13 Prvky, které je třeba zvážit při navrhování z kompozitních materiálů</i>	34
<i>Obr. 14 Myoelektrická protéza [30], Bionická protéza [31]</i>	35
<i>Obr. 15 Exoskeleton [33]</i>	36
<i>Obr. 16 Zatížení v tahu [34]</i>	37
<i>Obr. 17 Tlakové zatížení [34]</i>	38
<i>Obr. 18 Smykové zatížení [34]</i>	38
<i>Obr. 19 Ohybové zatížení [34]</i>	39
<i>Obr. 20 Vznik trhlin v matrici v mikrostruktuře jednosměrně vyztužené vrstvy kompozitu</i>	40
<i>Obr. 21 Tahová křivka [36]</i>	41
<i>Obr. 22 Zkušební těleso před a po zkoušce tlakem [37]</i>	43
<i>Obr. 23 Zkouška tříbodovým ohybem [38]</i>	43
<i>Obr. 24 Princip zkoušky rázem v ohybu [40]</i>	44
<i>Obr. 25 Padostroj [41]</i>	45
<i>Obr. 26 Wohlerova křivka [42]</i>	46
<i>Obr. 27 Návrh protézy dolní končetiny</i>	49
<i>Obr. 28 Únavové chování materiálů [43]</i>	50
<i>Obr. 29 Skladba tkanin desky č. 1</i>	52
<i>Obr. 30 Skladba tkanin desky č.2</i>	52
<i>Obr. 31 Návrh protézy dolní končetiny</i>	53
<i>Obr. 32 Návrh protézy dolní končetiny – boční pohled</i>	53

<i>Obr. 33</i>	<i>Návrh formy pro kompozitní díl protézy dolní končetiny</i>	54
<i>Obr. 34</i>	<i>Nastavení programu pro řezání vzorků na vodním paprsku</i>	56
<i>Obr. 35</i>	<i>Výroba vzorků na vodním paprsku</i>	56
<i>Obr. 36</i>	<i>Charpyho kladivo Zwick/Roell HIT 25P – ustavení zkušebního tělíska</i>	57
<i>Obr. 37</i>	<i>Možnosti směru rázu</i>	58
<i>Obr. 38</i>	<i>Histogram zkoušky houževnatosti vzorku č. 1–45°</i>	59
<i>Obr. 39</i>	<i>Histogram zkoušky houževnatosti vzorku č. 2–45°</i>	59
<i>Obr. 40</i>	<i>Histogram zkoušky houževnatosti vzorku č. 1–0°</i>	60
<i>Obr. 41</i>	<i>Histogram zkoušky rázové houževnatosti vzorku č. 2–0°</i>	60
<i>Obr. 42</i>	<i>Histogram zkoušky rázové houževnatosti vzorku č. 1–90°</i>	61
<i>Obr. 43</i>	<i>Histogram zkoušky rázové houževnatosti vzorku č. 2–90</i>	61
<i>Obr. 44</i>	<i>Histogram průměrných hodnot rázové houževnatosti</i>	64
<i>Obr. 45</i>	<i>Fotka několika přeražených tělísek ze zkoušky Charpyho kladivem</i>	64
<i>Obr. 46</i>	<i>Uspořádání při třibodovém zatěžování [44]</i>	65
<i>Obr. 47</i>	<i>Fotografie ohybové zkoušky vzorku uhlíkového kompozitu</i>	65
<i>Obr. 48</i>	<i>Zwick 1456</i>	66
<i>Obr. 49</i>	<i>Zobrazení porušení vzorků po zkoušce třibodovým ohybem</i>	68
<i>Obr. 50</i>	<i>Zobrazení porušení vzorků po zkoušce třibodovým ohybem</i>	68
<i>Obr. 51</i>	<i>Ohybová zkouška deska č. 1–0°</i>	69
<i>Obr. 52</i>	<i>Ohybová zkouška deska č. 1–45°</i>	70
<i>Obr. 53</i>	<i>Ohybová zkouška deska č. 1–90°</i>	71
<i>Obr. 54</i>	<i>Ohybová zkouška deska č. 2–0°</i>	72
<i>Obr. 55</i>	<i>Ohybová zkouška deska č. 2–45°</i>	73
<i>Obr. 56</i>	<i>Ohybová zkouška deska č. 2–90°</i>	74
<i>Obr. 57</i>	<i>Histogram průměrných hodnot modulu pružnosti v ohybu</i>	75
<i>Obr. 58</i>	<i>Cyklická zkouška vzorku 2–90° na stroji Zwick HC25</i>	76
<i>Obr. 59</i>	<i>Počet cyklů při cyklickém zatížení 610 N z 1. vzorku tělíska 2–90°</i>	77
<i>Obr. 60</i>	<i>Zatěžující síla v závislosti na posunutí v mm 1. vzorku tělíska 2–90°</i>	77
<i>Obr. 61</i>	<i>Počet cyklů při cyklickém zatížení 644 N z 2. vzorku tělíska 2–90° (1. část)</i>	78
<i>Obr. 62</i>	<i>Počet cyklů při cyklickém zatížení 644 N z 2. vzorku tělíska 2–90° (2. část)</i>	78
<i>Obr. 63</i>	<i>Zatěžující síla v závislosti na posunutí v mm 2. vzorku tělíska 2–90°</i>	79
<i>Obr. 64</i>	<i>Počet cyklů při cyklickém zatížení 661 N z 3. vzorku tělíska 2–90°</i>	79
<i>Obr. 65</i>	<i>Zatěžující síla v závislosti na posunutí v mm 3. vzorku tělíska 2–90°</i>	80
<i>Obr. 66</i>	<i>Počet cyklů při cyklickém zatížení 503 N z 1. vzorku tělíska 1–90°</i>	80
<i>Obr. 67</i>	<i>Zatěžující síla v závislosti na posunutí v mm 1. vzorku tělíska 1–90°</i>	81

<i>Obr. 68 Vzorek ze souboru 1-90°</i>	81
<i>Obr. 69 Vzorky ze souboru 2-90° po únavové zkoušce cyklickým zatěžováním</i>	82
<i>Obr. 70 Vzorek ze souboru 1-90° po únavové zkoušce cyklickým zatěžováním</i>	82

SEZNAM TABULEK

<i>Tab. 1 Vlastnosti různých druhů matric [6]</i>	18
<i>Tab. 2 Všeobecné srovnání vlastností kompozitů s hlavními výztužnými vlákny [21].....</i>	24
<i>Tab. 3 Vlastnosti epoxidové pryskyřice IMP503Z-HT.....</i>	51
<i>Tab. 4 Vlastnosti uhlíkového prepregu GG380T.....</i>	51
<i>Tab. 5 Rázová zkouška deska č. 1 a 2 s řezem ve směru 45°</i>	58
<i>Tab. 6 Rázová zkouška deska č. 1 a 2 s řezem ve směru 0°</i>	60
<i>Tab. 7 Rázová zkouška deska č. 1 a 2 s řezem ve směru 90°</i>	61
<i>Tab. 8 Zkouška rázové houževnatosti vzorek č. 1–45°</i>	62
<i>Tab. 9 Zkouška rázové houževnatosti vzorek č. 1–0°</i>	62
<i>Tab. 10 Zkouška rázové houževnatosti vzorek č.1–90°</i>	62
<i>Tab. 11 Zkouška rázové houževnatosti vzorek č.2–45°</i>	63
<i>Tab. 12 Zkouška rázové houževnatosti vzorek č.2–0°</i>	63
<i>Tab. 13 Zkouška rázové houževnatosti vzorek č.2–90°</i>	63
<i>Tab. 14 Výsledky statické zkoušky ohybem</i>	67
<i>Tab. 15 Zkouška ohybem desky č.1–0°</i>	69
<i>Tab. 16 Zkouška ohybem desky č.1–45°</i>	70
<i>Tab. 17 Zkouška ohybem desky č.1–90°</i>	71
<i>Tab. 18 Zkouška ohybem desky č.2–0°</i>	72
<i>Tab. 19 Zkouška ohybem desky č. 2–45°</i>	73
<i>Tab. 20 Zkouška ohybem desky č. 2–90°</i>	74

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha P I: Technický list materiálu IMP503ZHT/GG380T/100

PŘÍLOHA P I: TECHNICKÝ LIST MATERIÁLU



COMPANY WITH QUALITY MANAGEMENT SYSTEM ISO 9001: 2015 CERTIFIED BY BUREAU VERITAS N° 223933

Via Tiepolo, 19 20022 CASTANO PRIMO (MI) Tel. +39 0331 880564 www.impregnatex.it

MATRIX PRODUCT DATA

IMP503Z-HT

ST-010415- rev12-09/09/2020

DESCRIPTION

Modified epoxy matrix IMP503Z-HT prepregs are suitable for high cosmetic applications such as Carbon Look composite parts.

IMP503Z-HT can withstand higher service temperatures than IMP503Z.

Both composite and metal tools can be used.

IMP503Z-HT prepregs are best processed by autoclave curing or press moulding.

IMP503Z-HT is available with woven carbon, glass, aramid and natural fibers reinforcements.

Light-black pigmented IMP503Z-HT, named IMP503Z-HT P, is also available.

BENEFITS AND FEATURES

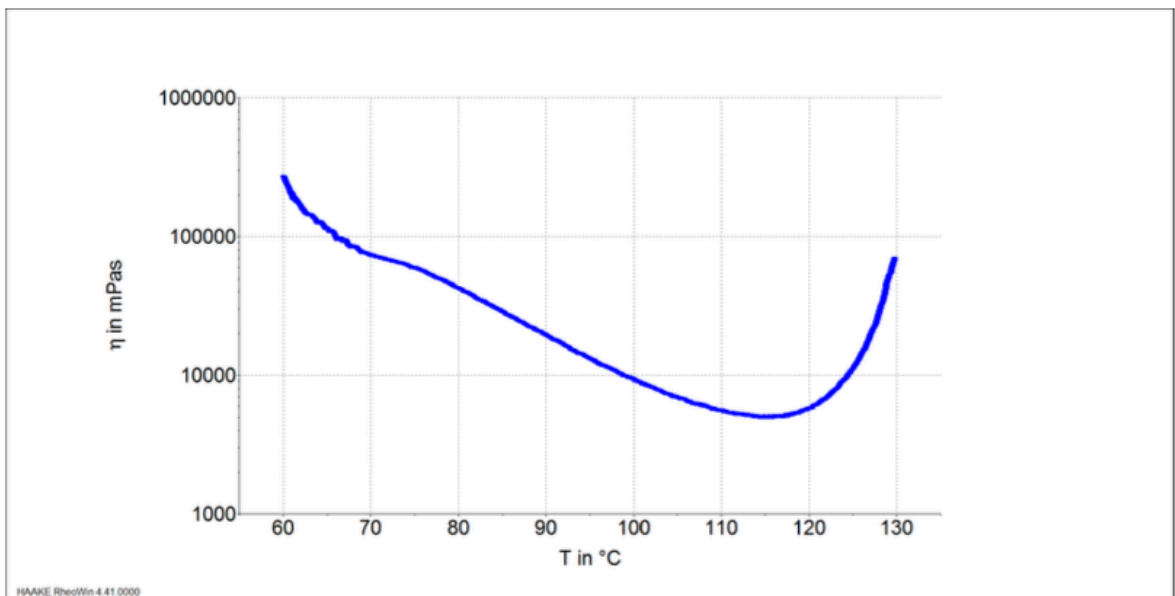
- IMP503Z-HT finds its main uses in automotive, sports & leisure, marine and industrial applications.
- Good mechanical properties.
- Toughened resin.
- Compatible with IMP503Z and IMP505L prepregs.
- Excellent UV resistance and environmental stability for aesthetic cosmetic components.

RESIN PROPERTIES

TYPE		TOUGHENED
Cured resin's density	g/cm ³	1.20 to 1.22
Gel Time at 125 °C	min	6 to 8
Gel Time at 110 °C	min	20 to 25
TACK		MEDIUM
Out-life (23 °C)	weeks	5
Shelf Life (-18 °C)	months	12

VISCOSITY PROFILE

The chart below shows the rheological behaviour of IMP503Z-HT.
Cone-plate rheometer, frequency 0.2 Hz and heating rate 3 °C/min



HAAKE RheoWin 4.41.0000
Slope: 3 °C/min
Rotation cycles: 0.2 Hz

RECOMMENDED CURE SCHEDULES

One of the following autoclave cure schedules needs to be selected:

2 Hours @ 140°C For Development of Maximum Glass Transition Temperature (115 °C to 120 °C, DMA Onset Tg).

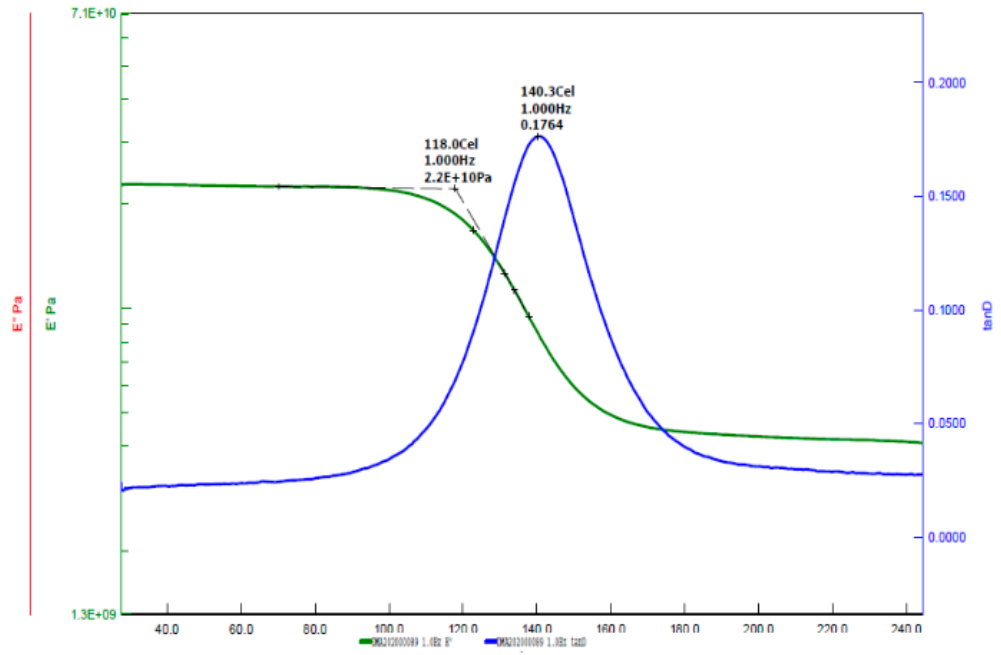
or

1.5 Hours @ 135°C General Cure Cycle (Tg approximately 110 °C).

THERMAL PERFORMANCE

The following chart shows a DMA-Tg trace for GG204T-GG380T-IMP503Z-HT laminate, tested to ASTM D7028.

Cure schedule: 120 minutes @ 140 °C.



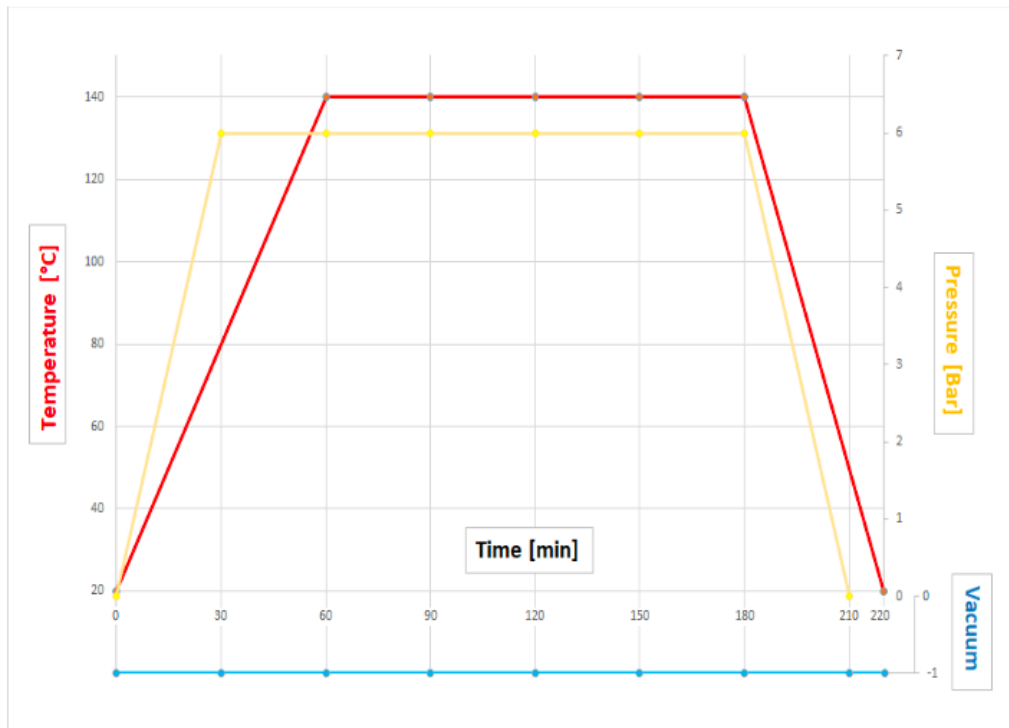
█ E'
█ Tan δ

Frequency: 1 Hz
 Heating rate: 5 °C/min

PROCESSING GUIDELINES

Recommended 140°C Autoclave Cure Cycle:

- From the beginning of the cure cycle apply maximum vacuum pressure to the bagged component(s).
- From the beginning of cure cycle apply an over pressure of 6.0 ± 1.0 Bar.
- Use temperature monitoring thermocouples applied to the surface of the component(s) to define the actual cure temperature. At those places with the highest thermal inertia in responding to heating ("Coldest Area").
- Use a controlled heating rate of 1.0 to 2.0 °C/min from room temperature to 140 °C.
- The tolerance on actual cure temperature on the component bag is 140 °C, +5 °C -0 °C.
- The cure cycle dwell duration starts once the slowest monitoring thermocouple on the component(s) reaches the 140 °C.
- The tolerance on the 120 minutes cure time at 140 °C is +30 minutes, -0 minutes.
- Once cured, the cooling rate can be 2.0 to 3.0 °C/min back to room temperature or 30 °C whichever is higher.



IMP503Z-HT is a reactive resin formulation which may undergo high exothermic heating during initial curing process if guidelines are not followed. Carefully setting recommended heating rate and dwell temperatures cure schedules is required. Exotherm risk increases with increasing laminate thickness.

MECHANICAL PROPERTIES

The table below shows average mechanical properties of IMP503Z-HT laminates.

Reinforcement	Flexural Strength ASTM D790 [MPa]	Flexural Modulus ASTM D790 [GPa]	ILSS ASTM D2344 [N/mm²]	Volume of fibre [%]
GG204T	830	57	68	58
GG204P	846	58	67	59
GG 240T	901	54	59	54
GG380T	930	60	71	60
GG428T	920	57	69	62
GG450T	890	59	63	58
GG630T	705	62	55	63
UD-DYX HS 15/130 DLN2	1350	88	-	45
DYF15 GG180P	660	42	54	43
KK285T	456	22	46	58
GV335UD	650	234	59	43
VV 350	400	21	45	60

The mechanical data shown above refers to laminates press-mould cured 90 minutes @ 135°C.

STORAGE

Prepreg materials should be stored as received @ - 18 °C.

Shelf-life @ -18 °C : 12 months
Out-life @ 23 °C: 5 weeks

Allow the material to fully thaw before removing it from its packaging.

MATERIAL HANDLING - SAFETY

Operators should wear protective gloves to avoid direct contact with the skin and to prevent product contamination.
Please consult MSDS.

NOTE

The technical specifications, data and measures provided are accurate to the best of Impregnatex Compositi knowledge. Impregnatex Compositi give no warranty, express or implied, as to the completeness, accuracy, reliability or fitness for any specific or particular use, field of use, application, performance, result or purpose. Above mentioned technical information are based on our actual knowhow and accurate, reproducible laboratories tests but due to the product complexity and its further processing, is not possible guarantee these.