

Politechnika Łódzka
Wydział Włókiennictwa i Wzornictwa

Politechnika Łódzka
Wydział
Włókiennictwa i Wzornictwa
Instytut Architektury Tekstyliów

Rozprawa doktorska

**Projekt i realizacja ortezy stabilizującej staw kolanowy
przy zastosowaniu druku 3D oraz powłok kompozytowych**

mgr inż. Jakub Szary

Promotor: dr hab. inż. Marcin Barburski, prof. uczelni

Łódź, 2026

Składam serdeczne podziękowania

Promotorowi dr hab. inż. Marcinowi Barburskiemu, prof. uczelni za merytoryczne wsparcie, cenne wskazówki oraz życzliwe i konstruktywne uwagi, które miały istotny wpływ na ostateczny kształt niniejszej rozprawy doktorskiej.

Dr inż. Jackowi Świniarskiemu za pomoc w realizacji badań mechanicznych i opracowaniu modeli numerycznych.

Na koniec chciałbym złożyć szczególne podziękowania mojej rodzinie.

Mojemu synowi Ignasiowi, za wyrozumiałość i cierpliwość oraz dziecięcą radość, która towarzyszyła mi w trakcie realizacji tej pracy.

*Mojej ukochanej żonie Karolinie, za nieustające wsparcie, motywację i wyrozumiałość.
Dziękuję za Twoją obecność oraz pomoc, bez których realizacja niniejszej pracy nie byłaby możliwa.*

Praca została zrealizowana w ramach programu „Doktorat wdrożeniowy V”, finansowanego przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego.

Streszczenie

Celem niniejszej rozprawy doktorskiej było opracowanie, wykonanie oraz weryfikacja funkcjonalna prototypu indywidualnie dopasowanej ortezy stawu kolanowego, wykonanej z nowego typu kompozytu wielowarstwowego (MLC, z ang. multi-layered composite), łączącego niską masę z wysoką sztywnością i wytrzymałością mechaniczną. Konstrukcja ortezy oparta została na hybrydowym układzie materiałowym, w którym przestrzenny rdzeń, wykonany z wykorzystaniem technologii druku 3D, wzmocniono zewnętrznymi strukturami włókienniczymi, a całość zaimpregnowano żywicą epoksydową.

W ramach prac badawczych zastosowano dwie główne technologie wzmacniania: plecionkę wykonaną z włókien węglowych oraz haft techniczny (TFP, z ang. tailored fiber placement) z włókna szklanego, układanego zgodnie z kierunkiem głównego obciążenia wzdłuż powierzchni rdzenia. Przyjęta metodyka obejmowała analizę literaturową, badania eksperymentalne, modelowanie matematyczne i numeryczne (MES), a także przeprowadzanie prac wdrożeniowych w postaci prototypu ortezy. Przeprowadzono testy mechaniczne kompozytów w różnych konfiguracjach materiałowych, analizę dopasowania struktur włókienniczych do przestrzennego rdzenia oraz ocenę jakości adhezji międzywarstwowej. Do analizy struktury wewnętrznej wykorzystano tomografię komputerową (Micro-CT).

Z powodzeniem zastosowano modele matematyczne do opisu właściwości mechanicznych badanych struktur kompozytowych. Opracowany model analityczny oraz numeryczny został zweryfikowany na podstawie wyników badań eksperymentalnych, wykazując wysoką zgodność, co umożliwiło symulację różnych wariantów modyfikacji materiałowej.

W wyniku przeprowadzonych badań opracowano lekką, funkcjonalną i wytrzymałą konstrukcję ortezy stawu kolanowego, precyzyjnie dopasowaną do anatomicznych kształtów kończyny użytkownika. Wykazano, że zastosowany kompozyt MLC z tekstylnym wzmocnieniem może być z powodzeniem wykorzystany w nowoczesnych rozwiązaniach ortotycznych, łączących technologię druku 3D, inżynierię materiałową oraz zgodność z regulacjami prawnymi. Uzyskane wyniki stanowią podstawę do dalszych prac rozwojowych nad wyrobami, w których produkcja form ze względu na jednostkowy charakter nie ma uzasadnienia biznesowego.

Abstract

The aim of this doctoral dissertation was to develop, manufacture, and functionally verify a prototype of a patient-specific knee joint orthosis made of a novel type of multi-layered composite (MLC), combining low weight with high stiffness and mechanical strength. The orthosis design was based on a hybrid material system in which a spatial core, manufactured using additive manufacturing (3D printing) technology, was reinforced with external textile structures and subsequently impregnated with an epoxy resin.

Within the scope of the research, two main reinforcement technologies were employed: a braided structure made of carbon fibers and tailored fiber placement (TFP) embroidery using glass fibers, arranged in accordance with the principal load directions along the surface of the core. The adopted methodology included a literature review, experimental investigations, mathematical and numerical modeling (finite element method, FEM), as well as implementation activities resulting in the fabrication of a functional orthosis prototype. Mechanical testing of composite specimens with various material configurations was conducted, together with an analysis of the formability of textile reinforcements on the spatial core and an evaluation of interlaminar adhesion quality. Computed tomography (micro-CT) was used to analyze the internal structure of the composites.

Mathematical models were successfully applied to describe the mechanical properties of the investigated composite structures. The developed numerical model was validated against experimental results, demonstrating high agreement and enabling the simulation of various material modification variants.

As a result of the conducted research, a lightweight, functional, and mechanically robust knee orthosis was developed, precisely adapted to the anatomical shape of the user's limb. It was demonstrated that the proposed MLC composite with textile reinforcement can be effectively applied in modern orthotic solutions that integrate additive manufacturing technologies, materials engineering, and compliance with regulatory requirements. The obtained results provide a foundation for further development of products for which conventional mold-based manufacturing is not economically justified due to their individualized nature.

Spis treści

Streszczenie	3
Abstract.....	4
Spis treści.....	5
Wykaz skrótów	8
1. Wstęp	10
1.1. Cel pracy	12
1.2. Hipotezy	13
1.3. Metodyka badań	13
1.4. Zakres i struktura pracy	14
2. Podstawy teoretyczne i stan wiedzy	15
2.1. Budowa i biomechanika stawu kolanowego	15
2.2. Charakterystyka ortozy stawu kolanowego	17
2.2.1. Budowa ortez funkcjonalnych	19
2.2.2. Wymagania użytkowe	20
2.3. Produkcja indywidualnych ortez stawu kolanowego	21
2.3.1. Pomiaru anatomiczne pacjentów	21
2.3.2. Projektowanie indywidualnie dopasowanych ortez.....	23
2.3.3. Materiały i technologie stosowane w produkcji ortez	25
2.4. Materiały i technologie wytwarzania kompozytów z rdzeniem drukowanym 3D.....	26
2.4.1. Technologie przyrostowe w zastosowaniach inżynierskich i medycznych.....	28
2.4.2. Techniki formowania kompozytów z żywic duroplastycznych	32
2.4.3. Włókna techniczne stosowane jako wzmocnienia kompozytów	34
2.4.4. Struktury włókiennicze stosowane jako wzmocnienia w kompozytach.....	37
2.5. Ocena zgodności wyrobu medycznego z wymaganiami Unii Europejskiej	45
2.5.1. Ramy prawne i podstawowe wymagania	45
2.5.2. Procedura oceny zgodności dla wyrobu klasy I	46
2.5.3. Projektowanie wyrobów medycznych	46
2.6. Podsumowanie wstępu teoretycznego.....	47
3. Badania wstępne kompozytów warstwowych	48
3.1. Materiały	49
3.1.1. Rdzeń kompozytu	49
3.1.2. Wzmocnienia włókiennicze	50
3.1.3. Kompozyt warstwowy	51
3.2. Metody pomiarowe	53
3.2.1. Test zginania	53
3.2.2. Test rozciągania	53
3.2.3. Ocena zdolności dopasowania struktur włókienniczych do geometrii rdzenia	53
3.3. Wyniki i dyskusja.....	54
3.3.1. Test zginania.....	54
3.3.2. Test rozciągania	58

3.3.3. Dopasowanie struktur włókienniczych do przestrzennej geometrii rdzenia	60
3.3.4. Podsumowanie badań wstępnych	62
4. Badania wpływu przygotowania powierzchni elementów drukowanych 3D na adhezję połączeń klejonych w próbie ścinania	64
4.1. Materiały	64
4.2. Metody	65
4.2.1. Oznaczenie chropowatości	65
4.2.2. Badanie zwilżalności i swobodnej energii powierzchniowej	66
4.2.3. Badania adhezji połączeń klejonych metodą ścinania.....	66
4.3. Wyniki i dyskusja.....	67
4.4. Podsumowanie	68
5. Kompozyt wielowarstwowy	70
5.1. Struktury włókiennicze zastosowane w badaniach	71
5.1.1. Haft techniczny z włókna szklanego	71
5.1.2. Plecionka z włókna węglowego.....	72
5.2. Wytwarzanie próbek badawczych.....	72
5.2.1. Proces infuzji	72
5.2.2. Kompozyty jednowarstwowe	73
5.2.3. Kompozyt wielowarstwowy	74
5.3. Metody badań.....	74
5.3.1. Test rozciągania	74
5.3.2. Test zginania.....	75
5.3.3. Test ściskania.....	75
5.3.4. Tomografia komputerowa (Micro-CT).....	75
5.3.5. Objętościowy udział włókien	76
5.4. Wyniki i dyskusja pomiarów pojedynczych warstw kompozytu.....	76
5.4.1. Analiza struktury wewnętrznej metodą mikrotomografii komputerowej.....	76
5.4.2. Test rozciągania i ściskania	78
5.5. Wyniki i dyskusja pomiarów kompozytu wielowarstwowego	81
5.5.1. Test rozciągania	81
5.5.2. Test zginania.....	84
5.6. Zastosowanie kompozytu wielowarstwowego MLC w konstrukcji ortez stawu kolanowego	86
5.7. Podsumowanie części badawczej kompozytu wielowarstwowego.....	88
6. Modelowanie właściwości sprężystych	90
6.1. Model kompozytów jednowarstwowych	91
6.1.1. Układ współrzędnych	91
6.1.2. Dane wejściowe do modelowania	92
6.1.3. Jednokierunkowo ułożone warstwy.....	92
6.1.4. Wielokierunkowe laminaty.....	93
6.1.5. Wynik i dyskusja	94
6.2. Modelowanie kompozytu wielowarstwowego.....	96

6.2.1. Modelowanie analityczne - reguła mieszanin.....	96
6.2.2. Modelowanie numeryczne - metoda elementów skończonych	97
6.2.3. Analiza oraz weryfikacja wyników modelowania numerycznego	98
6.3. Analiza wariantowa	100
6.4. Podsumowanie modelowania właściwości sprężystych kompozytu	102
7. Prototyp indywidualnie dopasowanej ortozy stawu kolanowego	103
7.1. Skanowanie 3D kończyny dolnej	103
7.2. Projektowanie ortozy	104
7.3. Wytwarzanie kompozytowej ramy ortozy.....	106
7.3.1. Elementy składowe prototypu	106
7.3.2. Próba produkcyjna ramy ortozy stawu kolanowego	107
7.3.3. Modyfikacja konstrukcji rdzenia w celu poprawy procesu infuzji.....	108
7.4. Pozostałe elementy prototypu	110
7.5. Prototyp indywidualnie dopasowanej ortozy stawu kolanowego	111
7.6. Weryfikacja prototypu.....	112
7.6.1. Materiały.....	112
7.6.2. Analiza i ocena wyników badań	113
7.7. Techniczne koszty wytworzenia	115
7.8. Ocena bezpieczeństwa i działania wyrobu.....	115
7.9. Podsumowanie prac wdrożeniowych	115
8. Podsumowanie i wnioski	118
9. Bibliografia	121

Wykaz skrótów

3DP	druk 3D (z ang. 3D printing)
ACL	więzadło krzyżowe przednie (z ang. anterior cruciate ligament)
AM	wytwarzanie przyrostowe (z ang. additive manufacturing)
BCF	warstwa z plecionki z włókna węglowego (z ang. braided carbon fiber)
BJ	natryskiwanie lepiszcza (z ang. binder jetting)
BW	masa ciała (z ang. body weight)
CAGR	skumulowany roczny wskaźnik wzrostu (z ang. compound annual growth rate)
CAD	komputerowe wspomaganie projektowania (z ang. computer-aided design)
CAM	komputerowe wspomaganie wytwarzania (z ang. computer-aided manufacturing)
CAPRI	proces infuzji żywicy CAPRI (z ang. controlled atmospheric pressure resin infusion)
CE	oznakowanie zgodności europejskiej (z ang. Conformité Européenne)
CF	włókno węglowe (z ang. carbon fiber)
CM	wykonane na zamówienie (z ang. custom made)
CNC	komputerowe sterowanie numeryczne (z ang. computer numerical control)
CLT	klasyczna teoria laminatów (z ang. classical laminate theory)
COGS	koszt wytworzenia produktu (z ang. cost of goods sold)
DED	bezpośrednie osadzanie energią (z ang. directed energy deposition)
FRC	kompozyt wzmocniany włóknami (z ang. fiber reinforced composite)
GF	włókno szklane (z ang. glass fiber)
HDT	temperatura ugięcia pod obciążeniem (z ang. heat deflection temperature)
HT	wysoka wytrzymałość na rozciąganie (z ang. high tensile)
ILM	początkowy liniowy moduł sprężystości (z ang. initial linear modulus)
LCM	formowanie kompozytów metodami ciekłej żywicy (z ang. liquid composite moulding)
LCL	więzadło poboczne boczne (z ang. lateral collateral ligament)
LiDAR	detekcja i pomiar odległości światłem (z ang. light detection and ranging)
MCL	więzadło poboczne przyśrodkowe (z ang. medial collateral ligament)
MDD	dyrektywa dotycząca wyrobów medycznych (z ang. medical devices directive)
MDR	rozporządzenie w sprawie wyrobów medycznych (z ang. medical device regulation)
ME	wyłaczanie materiału (z ang. material extrusion)

MES	metoda elementów skończonych
Micro-CT	mikrotomografia komputerowa (z ang. micro computed tomography)
MJ	natryskiwanie materiału (z ang. material jetting)
MLC	kompozyt wielowarstwowy (z ang. multi-layered composite)
OTC	wyrób seryjny (z ang. off-the-shelf)
PA	poliamid
PAN	poliakrylonitryl
PBF	spiekanie w złożu proszku (z ang. powder bed fusion)
PCL	więzadło krzyżowe tylne (z ang. posterior cruciate ligament)
PU	poliuretan
RTM	formowanie żywicą w zamkniętej formie (z ang. resin transfer moulding)
SCRIMP	metoda Seemanna infuzji żywicy (z ang. seemann composites resin infusion molding process)
SEP	swobodna energia powierzchniowa
SHL	laminowanie arkuszowe (z ang. sheet lamination)
TFP	haft techniczny (z ang. tailored fiber placement)
ToF	pomiar czasu przelotu (z ang. time of flight)
UD	układ jednokierunkowy (z ang. unidirectional)
UGF	warstwa z włókien szklanych ułożonych jednokierunkowo (z ang. unidirectional glass fiber)
VARTM	formowanie próżniowe żywicy (z ang. vacuum assisted resin transfer moulding)
VIMP	zmienny proces infuzji żywicy (z ang. variable infusion moulding process)
VP	fotopolimeryzacja w kadzi (z ang. vat photopolymerization)

1. Wstęp

Niniejsza rozprawa została opracowana w ramach programu „Doktorat wdrożeniowy V”, którego celem jest połączenie badań naukowych z praktycznym zastosowaniem ich wyników. Projekt badawczo-rozwojowy zrealizowano we współpracy z przedsiębiorstwem MDH, producentem wyrobów medycznych. Działania badawcze ukierunkowano na opracowanie nowej technologii wytwarzania oraz nowego materiału kompozytowego przeznaczonego do produkcji ortez stawu kolanowego o niskiej masie, wysokiej wytrzymałości oraz indywidualnym dopasowaniu do anatomii pacjenta, z wykorzystaniem technologii skanowania i druku 3D wzmacnianego strukturami włókienniczymi impregnowanymi żywicą.

Staw kolanowy jako jeden z kluczowych elementów narządu ruchu człowieka, pełni zasadniczą rolę w procesie lokomocji oraz przenoszeniu obciążeń podczas aktywności codziennych i sportowych. Jego złożona budowa anatomiczna oraz narażenie na obciążenia dynamiczne sprawiają, że jest on szczególnie podatny na urazy więzadłowe, uszkodzenia pourazowe oraz zmiany zwyrodnieniowe [1]. W takich przypadkach istotnym elementem postępowania terapeutycznego i rehabilitacyjnego jest stosowanie ortez, których zadaniem jest stabilizacja stawu oraz odciążenie jego uszkodzonych struktur [2].

Pomimo szerokiego zastosowania standardowych ortez w praktyce klinicznej, rosnąca liczba badań wskazuje, że indywidualne dopasowane ortozy mogą korzystnie wpływać na proces powrotu pacjenta do zdrowia lub poprawić standard jego życia [3], [4].

W praktyce większość ekonomicznie uzasadnionych rozwiązań w zakresie produkcji personalizowanych stabilizatorów opiera się na zastosowaniu termoplastycznych tworzyw sztucznych lub sztywnych i wytrzymałych materiałów kompozytowych.

Jedną z najstarszych stosowanych metod jest formowanie próżniowe termoplastycznych płyt na matrycach odzwierciedlających kształt nogi pacjenta, a następnie ich przygotowanie poprzez przycinanie, szlifowanie i montaż ortozy. Technika ta znajduje jednak zastosowanie głównie w konstrukcjach typu skorupowego i oferuje ograniczony wybór materiałów [5].

Wśród materiałów kompozytowych dostępnych na rynku występują liczne rozwiązania umożliwiające kształtowanie właściwości mechanicznych oraz przetwórczych poprzez odpowiedni dobór komponentów, takich jak osnowa i wzmocnienia włókiennicze. Pozwala to na precyzyjne dopasowanie cech kompozytu do określonych wymagań użytkowych i aplikacyjnych. Zastosowanie tego typu materiałów umożliwia projektowanie elementów o wysokiej sztywności przy relatywnie niskiej masie własnej, co ma szczególne znaczenie w przypadku ortez stawu kolanowego. Jednocześnie technologie te wymagają stosowania kosztownych i sztywnych form, na których kształtowana jest geometria ramy ortozy.

Przykładem takich rozwiązań są ortozy CTi produkowane przez firmę Össur oraz ortozy Defiance firmy DonJoy (Enovis), w których zastosowano preimpregnowane maty z włókna węglowego (Rys. 1). W pierwszym przypadku do produkcji ramy wykorzystuje się wycięte fragmenty prepregów formowane próżniowo na frezowanych modelach kończyny dolnej. W drugim przypadku maty z włókna węglowego są zwijane w strukturę rurową, a następnie formowane w stalowych formach w celu uzyskania wymaganej geometrii [6], [7].



Rys. 1. Ortezy stawu kolanowego wykonane z włókna węglowego: a) CTi (Össur), b) Defiance (Enovis) [6], [7]

Najnowsze osiągnięcia w dziedzinie druku 3D i inżynierii kompozytów otwierają natomiast nowe możliwości dla personalizacji wyrobów medycznych, które mogą być precyzyjnie dopasowane do anatomii pacjenta na podstawie skanu 3D. Metody addytywne pozwalają na szybkie wytwarzanie elementów o złożonej geometrii, precyzyjnie odwzorowujących budowę anatomiczną [8].

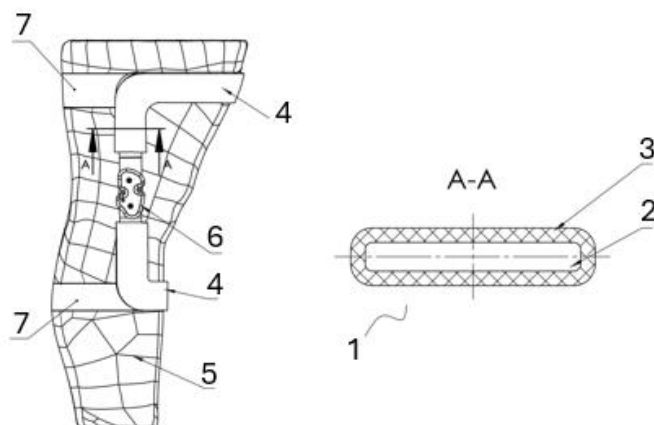
Przykładami w pełni drukowanymi w technologii 3D ortez (Rys. 2) są modele opracowane przez firmy Evoke OssKin oraz Thuasne Rebel 3D, które wykorzystują technologię spiekania proszków do produkcji lekkich, indywidualnie dopasowanych ortez kolana. Pojawiają się również rozwiązania hybrydowe, takie jak orteza Jointcraft 3D firmy MDH [9], której rama wykonana jest z poliamidu wzmocnionego włóknem węglowym, natomiast kluczowe elementy funkcjonalne, takie jak przegub kolanowy z regulowanym zakresem ruchu, wytwarzane są z aluminium.



Rys. 2. Ortezy stawu kolanowego wykonane w technologii druku 3D: a) Evoke (OssKin), b) Rebel 3D (Thuasne), c) Jointcraft 3D (MDH) [10], [11], [12]

Podejście to wiąże się jednak z określonymi ograniczeniami. Początkowe koszty zakupu sprzętu do druku 3D, materiałów oraz infrastruktury produkcyjnej mogą być bardzo wysokie, szczególnie w przypadku technologii spiekania proszków [13]. Ponadto wytrzymałość elementów wytwarzanych addytywne nie zawsze jest wystarczająca, zwłaszcza w porównaniu z kompozytami wzmocnianymi włóknami węglowymi. Alternatywne rozwiązanie stanowi zastosowanie filamentów z ciągłym włóknem w technologii ekstruzji materiału. Ze względu jednak na warstwowy charakter technologii druku 3D nie zawsze możliwe jest precyzyjne rozmieszczenie włókien w obszarach największych koncentracji naprężeń, co może prowadzić do osłabienia konstrukcji w określonych kierunkach obciążenia [14], [15], [16].

Proponowane w niniejszej pracy rozwiązanie (Rys. 3) zakłada zastosowanie kompozytu warstwowego (1), w którym przestrzenny rdzeń (2), opracowany na podstawie skanu 3D nogi (5), wytwarzany jest metodą druku 3D. Na rdzeń (2) nakładana jest następnie struktura włókiennicza (3), która po impregnacji żywicą epoksydową tworzy kompozyt (1). Kompozyt (1) stanowi ramę (4) ortozy stawu kolanowego, połączoną za pomocą mechanizmu przegubowego (6), która może być zamocowana na nodze użytkownika pasami mocującymi (7).



Rys. 3. Koncepcja ortozy stawu kolanowego z zastosowaniem kompozytu warstwowego

Zarówno rozwój technologii druku 3D, jak i inżynierii kompozytów wskazuje na duży potencjał integracji obu tych technologii w celu opracowania struktur o właściwościach dostosowanych do indywidualnych wymagań aplikacyjnych. W tym podejściu sztywny rdzeń, pełniący funkcję przestrzennego szkieletu konstrukcji, może być wytwarzany technologią druku 3D, co eliminuje konieczność stosowania klasycznych form. Następnie, w połączeniu z procesem infuzji żywicy, możliwe jest wytwarzanie złożonych elementów kompozytowych wzmocnianych strukturami włókienniczymi, charakteryzujących się wysoką sztywnością oraz precyzyjnym dopasowaniem do kształtów kończyny dolnej pacjenta.

Zakładane rezultaty pracy mają charakter zarówno badawczy, jak i aplikacyjny. Opracowana konstrukcja może stanowić wkład w rozwój technologii kompozytowych oraz metod druku 3D w kontekście wyrobów medycznych nowej generacji. Co więcej, przedstawione rozwiązanie może znaleźć zastosowanie także w innych sektorach, wymagających lekkich, wytrzymałych i niestandardowych komponentów, takich jak przemysł lotniczy, budownictwo czy zaopatrzenie ortopedyczne.

1.1. Cel pracy

Celem głównym niniejszej rozprawy jest opracowanie, wykonanie i weryfikacja prototypu indywidualnie dopasowanej ortozy stawu kolanowego, zbudowanej w oparciu o nowy kompozyt warstwowy, charakteryzujący się wysoką sztywnością oraz wytrzymałością przy zachowaniu niskiej masy. Konstrukcja ortozy została oparta na hybrydowym połączeniu rdzenia wytwarzanego technologią druku 3D z zewnętrznymi warstwami kompozytowymi wzmocnionymi strukturami włókienniczymi.

1.2. Hipotezy

1. Zastosowanie zewnętrznej warstwy wzmacniającej w postaci struktury włókienniczej impregnowanej żywicą epoksydową na elementach polimerowych wytwarzanych technologią druku 3D prowadzi do poprawy ich właściwości wytrzymałościowych w porównaniu z elementami niewzmocnionymi.
2. Technologia przyrostowa, w połączeniu z zewnętrznymi warstwami wzmacniającymi, umożliwia wytwarzanie indywidualnie dopasowanych ortez stawu kolanowego o wymaganych właściwościach mechanicznych.

1.3. Metodyka badań

Metodyka badań zastosowana w niniejszej rozprawie opiera się na podejściu łączącym analizę teoretyczną, badania materiałowe, modelowanie analityczne i numeryczne oraz budowę i weryfikację prototypu z zachowaniem zasad projektowania wyrobów medycznych. Badania zostały zaplanowane w sposób umożliwiający systematyczną realizację celu pracy oraz weryfikację hipotez badawczych i realizację zadań wdrożeniowych.

W pierwszym etapie przeprowadzono analizę literaturową obejmującą biomechanikę stawu kolanowego, konstrukcję ortez funkcjonalnych oraz materiały i technologie wytwarzania kompozytów. Na tej podstawie określono wymagania funkcjonalne i konstrukcyjne ortez oraz dokonano wstępnego doboru materiałów.

W drugim etapie wykonano badania eksperymentalne kompozytów warstwowych z różnymi strukturami wzmocnień włókienniczych. Określono ich właściwości mechaniczne, takie jak wytrzymałość na zginanie i rozciąganie, a także przeprowadzono analizę właściwości mechanicznych poszczególnych warstw kompozytu, co umożliwiło wybór optymalnej konfiguracji materiałowej do zastosowania w orcie. Dodatkowo przeanalizowano wpływ wybranych technik modyfikacji powierzchni elementów drukowanych 3D na adhezję połączeń klejonych.

Trzeci etap obejmował modelowanie analityczne poszczególnych warstw kompozytu wielowarstwowego oraz modelowanie analityczne i numeryczne samego kompozytu. Uzyskane wyniki zostały następnie zweryfikowane eksperymentalnie. Analiza ta umożliwiła ocenę możliwości zastosowania alternatywnych materiałów wzmacniających w opracowanym kompozycie.

W czwartym etapie przedstawiono technologię wytwarzania indywidualnie dopasowanej ortezy stawu kolanowego z wykorzystaniem opracowanego kompozytu. Ponadto przeprowadzono weryfikację prototypu, obejmującą analizę wytrzymałościową oraz ocenę kosztów technicznych wytworzenia, a także ocenę bezpieczeństwa i funkcjonalności wyrobu.

Przyjęta metodyka badawcza umożliwiła weryfikację hipotez oraz ocenę przydatności kompozytu MLC w konstrukcji lekkiej, wysokowytrzymałej indywidualnie dopasowanej ortezy stawu kolanowego.

1.4. Zakres i struktura pracy

Praca została podzielona na osiem rozdziałów.

W rozdziale 1 przedstawiono cel pracy, sformułowano problem badawczy oraz hipotezy badawcze. Zaprezentowano zastosowaną metodykę oraz ogólną strukturę pracy.

Rozdział 2 zawiera analizę literaturową dotyczącą biomechaniki stawu kolanowego oraz specyfiki ortez funkcjonalnych. Przedstawiono technologie przyrostowe oraz techniki wytwarzania kompozytów z żywic duroplastycznych. Omówiono włókna wzmacniające stosowane w kompozytach oraz stosowane wybrane struktury włókiennicze. Scharakteryzowano również proces projektowania i produkcji indywidualnie dopasowanych ortez oraz wymagania prawne dotyczące wyrobów medycznych w Unii Europejskiej.

W rozdziale 3 zaprezentowano badania wstępne kompozytów warstwowych, których celem było określenie właściwości mechanicznych różnych konfiguracji materiałowych oraz dobór materiałów do dalszych eksperymentów. Omówiono własności zginania i rozciągania próbek oraz ich dopasowanie na przestrzennym rdzeniu.

W rozdziale 4 przeanalizowano wpływ sposobu przygotowania powierzchni elementów drukowanych 3D na adhezję połączeń klejonych, ocenianą na podstawie prób ścinania połączeń na zakładkę. Analizie poddano zależności pomiędzy parametrami topografii powierzchni, zwilżalnością, swobodną energią powierzchniową oraz wytrzymałością mechaniczną połączeń.

Rozdział 5 dotyczy opracowania i charakterystyki kompozytu wielowarstwowego MLC (z ang. multi-layered composite) w kontekście zastosowania go w indywidualnych ortezach stawu kolanowego. Przedstawiono materiały bazowe, w tym struktury włókiennicze w postaci plecionki z włókna węglowego oraz jednokierunkowo ułożone włókna szklane wytwarzane z wykorzystaniem technologii haftu technicznego. Opisano proces wytwarzania próbek, a także zaprezentowano wyniki badań mechanicznych zarówno pojedynczych warstw, jak i samego kompozytu wielowarstwowego. Dodatkowo przeprowadzono analizę struktury wewnętrznej kompozytu z wykorzystaniem tomografii komputerowej Micro-CT.

Rozdział 6 obejmuje modelowanie matematyczne poszczególnych warstw kompozytu oraz modelowanie analityczne i komputerowe kompozytu MLC. Wyznaczono parametry materiałowe oraz opracowano i zweryfikowano modele analityczne i numeryczne umożliwiające analizę i modyfikację struktur wzmacniających kompozyt, a także ocenę wpływu zastosowanych wariantów materiałowych na jego właściwości mechaniczne.

W rozdziale 7 przedstawiono proces opracowania funkcjonalnego prototypu ortozy stawu kolanowego. Omówiono proces pozyskania geometrii kończyny metodą skanowania 3D, projektowania indywidualnej ortozy oraz etapy technologiczne jej wytwarzania. Zaprezentowano próby technologiczne zastosowania kompozytu MLC, budowę prototypu i jego weryfikację wytrzymałościową. Oceniono także koszty wytworzenia, a także ocenę bezpieczeństwa i funkcjonalności wyrobu.

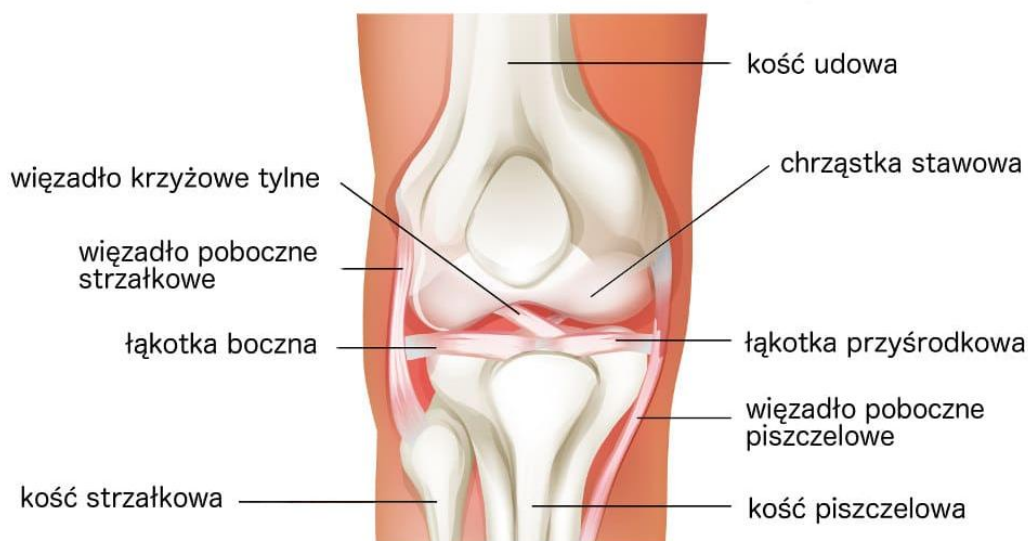
W rozdziale 8 zawarto podsumowanie pracy oraz najważniejsze wnioski wynikające z przeprowadzonych prac badawczych i wdrożeniowych.

2. Podstawy teoretyczne i stan wiedzy

2.1. Budowa i biomechanika stawu kolanowego

Staw kolanowy jest jednym z największych i najbardziej złożonych stawów w organizmie człowieka, odgrywa kluczową rolę w ruchu i codziennym funkcjonowaniu, umożliwiając prawidłowy chód, bieg, wstawanie oraz inne czynności lokomocyjne. Jego specyficzna budowa, obejmująca elementy kostne, chrzęstne, mięśniowe i więzadła, zapewnia zarówno mobilność, jak i stabilność, jednocześnie czyniąc staw szczególnie podatnym na urazy i procesy degeneracyjne [1].

Staw kolanowy, obejmujący rzepekę oraz staw udowo-piszczelowy, stanowi połączenie kości udowej z piszczelą (Rys. 4). Za jego stabilizację pasywną odpowiada głównie aparat więzadłowy oraz łąkotki. łąkotka, zbudowana z tkanki chrzęstnej włóknistej, amortyzuje obciążenia, uczestniczy w dystrybucji sił i dopasowaniu powierzchni stawowych. Więzadła krzyżowe: przednie (ACL, z ang. anterior cruciate ligament) zapobiega nadmiernemu przemieszczaniu piszczeli do przodu, a tylne (PCL, z ang. posterior cruciate ligament) przeciwdziała jej przemieszczeniu ku tyłowi. Stabilizację w płaszczyźnie czołowej zapewniają więzadła poboczne: piszczelowe (MCL, z ang. medial collateral ligament) oraz strzałkowe (LCL, z ang. lateral collateral ligament), ograniczając koślawienie i szpotawienie [1].



Rys. 4. Budowa stawu kolanowego [17]

Staw kolanowy nie jest prostym systemem zawiasowym, ponieważ oprócz zgięcia i wyprostu goleni wykonywane są również ruchy obrotowe. Ruchy te odbywają się wokół dwóch prostopadłych osi: poprzecznej (zgięcie i prostowanie) oraz pionowej (rotacje wewnętrzne i zewnętrzne) [1].

Mechanizm ruchu w kolanie łączy toczenie i ślizganie między powierzchniami stawowymi kości udowej i piszczelowej. W początkowej fazie zgięcia (do 25°) przeważa toczenie, ale więzadła krzyżowe ograniczają ten mechanizm, wymuszając ślizganie w dalszym zakresie. Zakres zgięcia w stawie kolanowym wynosi przeciętnie do 160°, z czego czynne zgięcie osiąga

około 130°. Pełniejszy zakres można uzyskać biernie. Niewielki fizjologiczny przeprost jest normalny, ale wartości powyżej 5° uznawane są już za patologiczne [18].

Ruchy rotacyjne są możliwe tylko przy częściowym zgięciu, ponieważ w pełnym wyproście i maksymalnym zgięciu więzadła usztywniają staw. Zakres rotacji rośnie wraz z kątem zgięcia: przy 30° zgięcia rotacja wewnętrzna wynosi średnio 10°, a zewnętrzna 30°. Przy 120° zgięcia rotacja zewnętrzna może osiągnąć 50°. Więzadła ograniczają ruchy obrotowe: rotację na zewnątrz hamują więzadła poboczne, a do wewnątrz - więzadła krzyżowe [1].

Mięśniowo, staw kolanowy ma wyraźną dominację mięśnia czworogłowego uda w prostowaniu, który stabilizuje kończynę w podporze i ruchu. Zginanie realizują mięśnie grupy tylnej uda (półścięgnisty, półbłoniasty, dwugłowy), które także kontrolują rotację, co jest istotne w fazie lądowania i odbicia podczas chodu i biegu [1].

Biomechanicznie, staw kolanowy posiada sześć stopni swobody (Rys. 5), jednak trzy stopnie swobody związane z translacją są znacząco ograniczone przez torebkę włóknistą, więzadła oraz mięśnie. Ograniczenia dotyczą również odwodzenia i przywodzenia oraz rotacji wewnętrznej i zewnętrznej [19]. Dlatego też w przypadkach patologicznych często stosuje się ortezy stawu kolanowego, które wspomagają stabilizację w płaszczyznach czołowej i poprzecznej, jednocześnie nie ograniczając możliwości zgięcia i wyprostowania w płaszczyźnie strzałkowej.



Rys. 5. Stopnie swobody w stawie kolanowym [19]

Staw kolanowy jest jednym z najbardziej obciążanych stawów w ciele człowieka. Podczas normalnego chodu przenosi on siły osiowe sięgające 180-280% masy ciała (BW, z ang. body weight). W trakcie biegu lub skoków, gdzie występuje krótki czas hamowania i wysoka prędkość, wartości te mogą wzrosnąć do 700-900% BW. Szczytowe siły ścinające staw podczas chodu wynoszą około 30% BW [20], [21]. Obciążenia te w sposób nierównomierny rozkładają się na struktury stawu, przy czym 60-80% sił przenoszonych jest przez przedział przysródkowy z powodu fizjologicznego, niewielkiego ustawienia kończyny dolnej w szpotawości [22]. W połączeniu z czynnikami tj. wiek, otyłość, przeciążenia wynikające z pracy

fizycznej lub sportu, urazy w obrębie stawu kolanowego (np. uszkodzenia łąkotek, więzadeł), wady osi kończyn dolnych (szpotawość lub koślawość) czy niestabilność stawu mogą prowadzić do choroby zwyrodnionej stawu kolanowego, która charakteryzuje się stopniowym zużywaniem chrząstki stawowej [23].

Skrajne obciążenia dynamiczne i niekorzystne ustawienie kończyny w płaszczyźnie czołowej zwiększają również ryzyko urazów więzadłowych. Badania eksperymentalne symulujące potrącenie pieszego przez samochód na izolowanych stawach kolanowych pochodzących od dawców pośmiertnych wykazały, że w warunkach złożonego obciążenia boczego (koślawienie i ścinanie) do pierwszego uszkodzenia więzadłowego dochodzi przy kącie koślawienia około $16,2^\circ$ oraz przemieszczeniu ścinającym około 25,2 mm [24].

Analizy mechanizmów urazów w sportach zespołowych wskazują, że szczególnie niebezpieczne jest połączenie niewielkiego zgięcia kolana, gwałtownej koślawości i rotacji wewnętrznej piszczeli przy ustabilizowanej stopie. Taka sytuacja generuje znaczne obciążenia skrętne i szarpnięcie przednie piszczeli, co łatwo prowadzi do zerwania ACL, często wraz z uszkodzeniem MCL i łąkotki przyśrodkowej - tzw. triada O'Donoghue'a [25], [26].

Znajomość biomechaniki stawu kolanowego ma zatem kluczowe znaczenie przy projektowaniu nowoczesnych ortez. Konstrukcja powinna ograniczać niepożądane ruchy w płaszczyźnie czołowej (np. koślawienie), zabezpieczać przed nadmierną niestabilnością przednio-tylną (szczególnie w przypadku uszkodzenia ACL), a jednocześnie nie blokować fizjologicznego zakresu zgięcia i wyprostu. Dobrze zaprojektowana orteza powinna wspomagać stabilność więzadłową, przejmować część obciążeń działających na staw oraz umożliwiać kontrolowany, dynamiczny fizjologiczny ruch.

2.2. Charakterystyka ortezu stawu kolanowego

Ortezy stawu kolanowego stanowią istotną grupę wyrobów medycznych o rosnącym znaczeniu klinicznym i rynkowym. Globalny rynek ortez stawu kolanowego został oszacowany na 1 185,8 mln USD w 2024 roku i prognozuje się, że osiągnie wartość 1 845,7 mln USD do roku 2030, przy średniorocznym tempie wzrostu (CAGR, z ang. compound annual growth rate) na poziomie 7,9% w latach 2025 - 2030 [27].

Ortezy pełnią funkcję wspomagania i stabilizacji jednego z najbardziej złożonych stawów układu ruchu, umożliwiając zarówno skuteczne wsparcie podczas leczenia urazów, jak i zapobieganie ich powstawaniu. Ze względu na złożoną budowę i obciążenia działające na staw kolanowy, konstrukcja ortezu musi zapewniać jednocześnie odpowiednią sztywność, komfort użytkowania oraz dopasowanie do indywidualnej anatomii pacjenta [28], [29].

Pod względem przeznaczenia klinicznego oraz funkcjonalnego ortezu stawu kolanowego klasyfikowane są najczęściej w cztery podstawowe grupy: profilaktyczne, pooperacyjne, odciążające oraz funkcjonalne. Każda z tych kategorii odpowiada odmiennym wskazaniom medycznym i zastosowaniom terapeutycznym. Na Rys. 6 przedstawiono przykłady ortez reprezentujących poszczególne grupy.



Rys. 6. Ortezy stawu kolanowego: a) profilaktyczna, b) pooperacyjna, c) odciążająca, d) funkcjonalna [30]

Ortezy profilaktyczne stosowane są przede wszystkim u osób aktywnych fizycznie i sportowców (Rys. 6a). Ich głównym zadaniem jest ochrona przed urazami, takimi jak skręcenia więzadeł czy uszkodzenia łąkotec. Działanie polega na mechanicznym ograniczeniu nadmiernych ruchów i stabilizacji stawu w warunkach dużych obciążeń dynamicznych. Konstrukcje te wykonywane są najczęściej z elastycznych dzianin wzmocnionych dodatkowymi elementami usztywniającymi, co zapewnia równowagę pomiędzy mobilnością a stabilnością.

Drugą grupę stanowią ortezy pooperacyjne (Rys. 6b), których zadaniem jest kontrolowane ograniczanie ruchu w wybranych płaszczyznach, co umożliwia prawidłowy przebieg procesu gojenia po urazach lub zabiegach chirurgicznych. Dzięki modułowej budowie oraz mechanizmom regulacji kąta zgięcia i wyprost, ortezy tego typu pozwalają na stopniowe przywracanie ruchomości w ramach protokołu rehabilitacyjnego, minimalizując ryzyko przeciążeń.

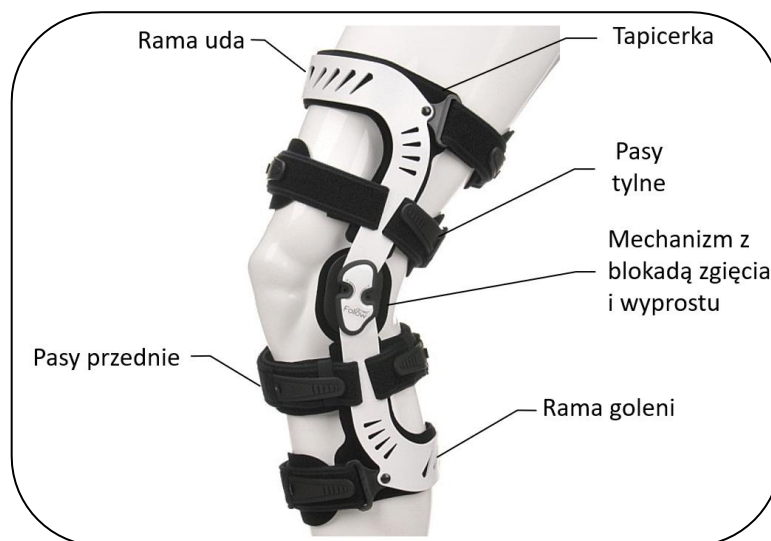
Kolejną kategorią są ortezy odciążające (Rys. 6c), przeznaczone głównie dla pacjentów cierpiących na chorobę zwyrodnieniową stawu kolanowego. W schorzeniu tym dochodzi do asymetrycznego rozkładu obciążeń w obrębie stawu, co prowadzi do przyspieszonej degeneracji chrząstki. Ortezy odciążające, dzięki odpowiednio zaprojektowanej konstrukcji ramowej, umożliwiają przeniesienie ciężaru ciała z bardziej uszkodzonego przedziału stawu (przyśrodkowego lub bocznego) na część mniej zmienioną chorobowo.

Ortezy funkcjonalne (Rys. 6d) stosowane są natomiast u pacjentów po urazach więzadłowych (ACL, PCL, MCL, LCL) oraz po operacjach rekonstrukcyjnych. Ich zadaniem jest przywrócenie stabilności kolana podczas powrotu do aktywności ruchowej i sportowej. Wyposażone są zazwyczaj w zawiasy oraz mechanizmy kontrolujące zakres ruchu. Konstrukcje te często wykorzystują sztywne elementy ramowe z aluminium lub kompozytów polimerowych, które łączą lekkość z wysoką wytrzymałością.

Wybór odpowiedniego rodzaju ortezy zależy od szeregu czynników: charakteru urazu, fazy leczenia, poziomu aktywności pacjenta oraz jego indywidualnych potrzeb funkcjonalnych. W praktyce klinicznej oraz w procesie projektowania wyrobów medycznych szczególne znaczenie mają ortezy odciążające oraz funkcjonalne, które ze względu na złożoną konstrukcję ramową wymagają precyzyjnego dopasowania do anatomii pacjenta oraz zapewnienia odpowiedniego poziomu stabilizacji oraz komfortu w codziennym użytkowaniu.

2.2.1. Budowa ortez funkcjonalnych

Ortezy funkcjonalne oraz odciążające, należące do grupy najczęściej stosowanych rozwiązań klinicznych, charakteryzują się konstrukcją w formie sztywnej ramy obejmującej kończynę powyżej i poniżej stawu kolanowego. Rama ta wykonywana jest zazwyczaj z lekkich stopów aluminium lub wysokowytrzymałych tworzyw sztucznych, co pozwala na uzyskanie korzystnego kompromisu pomiędzy niską masą a wymaganą wytrzymałością. Na Rys. 7 przedstawiono przykład ortozy funkcjonalnej „Follow” produkcji MDH sp. z o.o., stanowiącej typowe rozwiązanie w tej kategorii wyrobów [31].



Rys. 7. Budowa ortozy funkcjonalnej stawu kolanowego [31]

Orteza składa się z ramy uda i ramy goleni, które stanowią sztywną konstrukcję obejmującą kończynę powyżej i poniżej stawu kolanowego. Wewnętrzne powierzchnie ramy wyłożone są elementami tapicerowanymi pełniącymi funkcję ochronną, minimalizującą ryzyko otarcia skóry oraz zwiększającą komfort użytkowania. Dodatkową stabilizację i pewne mocowanie na kończynie zapewnia system pasów regulowanych, umożliwiających indywidualne dopasowanie do warunków anatomicznych pacjenta. Kluczowym elementem ortozy jest mechanizm z blokadą zgięcia i wyprostania, umieszczony po bokach kolana, który pozwala kontrolować zakres ruchu stawu, wspomagając proces leczenia i rehabilitacji. Całość zaprojektowana jest tak, aby zapewnić stabilizację przy jednoczesnym zachowaniu częściowej ruchomości.

W konstrukcji ortez kolanowych stosuje się przede wszystkim metale lekkie, takie jak stopy aluminium, tytanu czy magnezu, a także tworzywa termoplastyczne, charakteryzujące się dobrą podatnością na formowanie. Ważną rolę odgrywają również materiały kompozytowe, w szczególności wzmacniane włóknami technicznymi tj. włókna węglowe i szklane, które cechują się wysoką wytrzymałością i sztywnością oraz zapewniają większy komfort użytkowania dzięki redukcji masy całkowitej konstrukcji. Coraz większe znaczenie mają również technologie przyrostowe (druk 3D), które pozwalają na indywidualne dopasowanie geometrii ortozy do anatomii pacjenta bez użycia specjalistycznego oprzyrządowania tj. formy wtryskowe, krępowniki czy kopyta do formowania próżniowego.

2.2.2. Wymagania użytkowe

Ortezy kolanowe projektowane są tak, aby spełniały określone wymagania funkcjonalne. Muszą one ograniczać nadmierne ruchy w płaszczyźnie czołowej, kontrolować translację przednio-tylną, wspomagać stabilizację rzepki oraz zapewniać prawidłowe przenoszenie obciążeń w obrębie stawu. Jednocześnie nie mogą nadmiernie blokować ruchów fizjologicznych, takich jak zgięcie i wyprost, co wymaga precyzyjnego zbalansowania między stabilizacją a mobilnością.

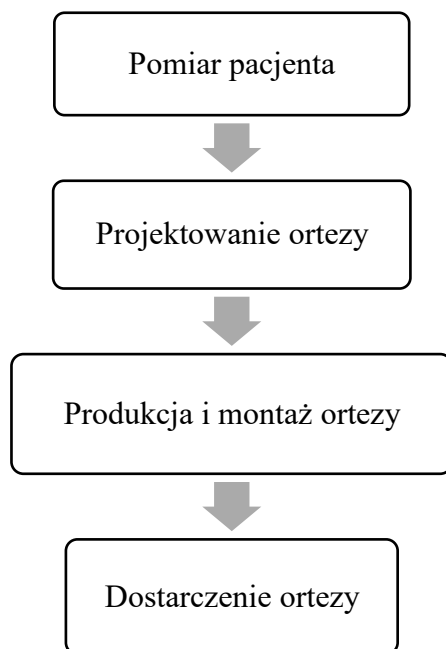
Badania nad siłami mięśniowymi podczas lądowania na jednej nodze wykazały, że zastosowanie ortozy wpływa na aktywność mięśniową, co może zmniejszać obciążenie więzadła krzyżowego przedniego (ACL), a tym samym pełnić funkcję ochronną podczas skoków i lądowań [32]. W badaniu obejmującym 168 pacjentów stwierdzono, że wczesne stosowanie ortez po urazie redukuje ryzyko wystąpienia niestabilności rotacyjnej [33]. Z kolei w eksperymencie przeprowadzonym u pacjentów po rekonstrukcji ACL wykazano, że orteza zwiększa rotacyjną sztywność stawu kolanowego, a efekt ten był szczególnie wyraźny w obciążeniu dynamicznym, takim jak przysiady wykonywane na niestabilnym podłożu [34]. Inne badania, obejmujące 50 pacjentów, wskazały, że w sytuacji zmęczenia mięśni orteza istotnie stabilizuje ruch w płaszczyźnie czołowej, redukując moment koślawiaczy oraz dolegliwości bólowe podczas biegu i skoków. Ponadto wykazano, że stosowanie ortez normalizuje obciążenie kontuzjowanej kończyny, a pacjenci zgłaszali mniejsze nasilenie bólu oraz większe poczucie stabilności [35]. Oprócz ochrony więzadłowej systematyczne badania stwierdzają, że noszenie sztywnych ortez odciążających staw kolanowy, poprzez korekcyjne koślawości są skuteczne w łagodzeniu objawów choroby zwyrodnieniowej i zmniejszają mechaniczne obciążenie przedziału przyśrodkowego kolana [36].

Ortezy, szczególnie przeznaczone do stabilizacji stawu kolanowego, powinny charakteryzować się odpowiednio dobraną sztywnością oraz wytrzymałością mechaniczną. Zbyt niska sztywność konstrukcji nie zapewnia właściwej stabilizacji segmentów kończyny, natomiast nadmierna sztywność, przy niedostatecznym dopasowaniu geometrycznym, może ograniczać naturalną kinematykę stawu, powodować dyskomfort oraz zwiększać ryzyko punktowego ucisku tkanek miękkich [37]. Z tego względu wskazane jest indywidualne dopasowanie ortozy do cech anatomicznych i poziomu aktywności pacjenta, co ma szczególne znaczenie u sportowców oraz osób prowadzących aktywny tryb życia. Personalizacja geometrii ortozy pozwala zoptymalizować rozkład obciążeń kontaktowych, zminimalizować ryzyko otarć i poprawić komfort użytkowania [38]. W najnowszym badaniu z udziałem pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego wykazano, że zastosowanie indywidualnie zaprojektowanej ortozy kolanowej wytworzonej za pomocą technologii druku 3D zmniejszyło kąt koślawości stawu oraz zwiększało aktywację mięśnia czworogłowego podczas chodu, co wskazuje na poprawę stabilizacji funkcjonalnej stawu [4].

Nowoczesne ortozy muszą być lekkie, łatwe do zakładania i regulacji, zapewniać właściwą cyrkulację powietrza oraz minimalizować ryzyko podrażnień skóry. Wpływ na akceptację pacjenta ma również estetyka i dyskrecja konstrukcji, zwłaszcza w codziennym użytkowaniu. Dodatkowo, konstrukcja powinna być trwała, odporna na uszkodzenia mechaniczne oraz zapewniać bezpieczeństwo stosowania nawet w warunkach sportowych.

2.3. Produkcja indywidualnych ortez stawu kolanowego

Proces wytwarzania indywidualnych ortez stawu kolanowego stanowi złożone i wieloetapowe działanie, którego celem jest uzyskanie wyrobu medycznego dopasowanego do budowy anatomicznej oraz potrzeb funkcjonalnych konkretnego pacjenta. Ogólny przebieg procesu wytwarzania przedstawiono na Rys. 8.



Rys. 8. Schemat blokowy procesu wytwarzania indywidualnych ortez stawu kolanowego

W przeciwieństwie do ortez seryjnych, rozwiązania wykonywane na zamówienie umożliwiają uwzględnienie indywidualnych wskazań, stopnia dysfunkcji narządu ruchu oraz warunków użytkowania.

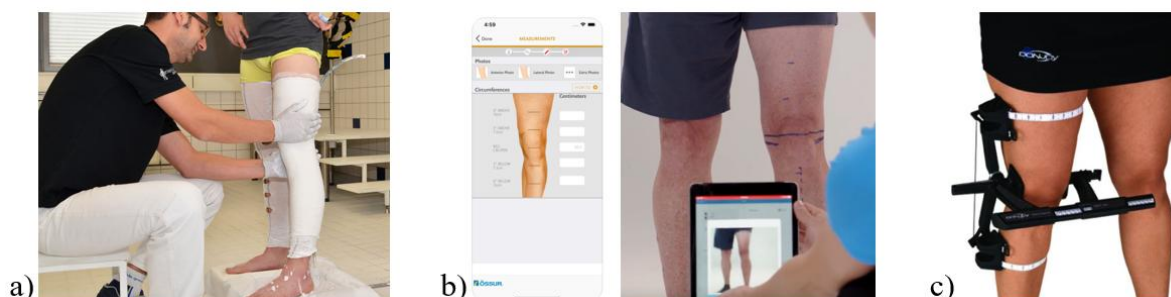
2.3.1. Pomiary anatomiczne pacjentów

Kluczowym elementem procesu projektowania ortez indywidualnych jest uzyskanie precyzyjnych danych geometrycznych opisujących anatomiczny obszar ciała pacjenta. W tym celu coraz częściej wykorzystuje się technologię skanowania trójwymiarowego, która umożliwia bezkontaktowe, szybkie i dokładne odwzorowanie powierzchni ciała.

Skanery 3D znajdują szerokie zastosowanie w opracowywaniu spersonalizowanych ortez, protez, wkładek ortopedycznych oraz w innych dziedzinach medycyny, gdzie wymagana jest wysoka precyzja odwzorowania kształtu anatomicznego. Technologia ta stanowi obecnie jedno z kluczowych narzędzi wspierających procesy diagnostyczne, terapeutyczne oraz projektowe [39].

W porównaniu z tradycyjnymi metodami pozyskiwania wymiarów anatomicznych takimi jak odlewy gipsowe, aplikacja mobilna SmartMeasure opracowana przez Össur czy urządzenie pomiarowe CCMI Mark III firmy Enovis (Rys. 9), technologia skanowania 3D charakteryzuje się wyższą dokładnością i powtarzalnością pomiaru. Dodatkowo istotnie zwiększa komfort pacjenta, skracając czas akwizycji danych do kilkadziesiątu sekund. Współczesne rozwiązania

pozwalają także na integrację z systemami CAD/CAM, co przyspiesza produkcję i umożliwia pełną cyfryzację procesu projektowania zarówno w tradycyjnych metodach wytwarzania ortez, jak i przy projektowaniu ortez wykonywanych w technologii przyrostowej [40].



Rys. 9. Metody pozyskiwania pomiarów kończyn dolnych: a) odlewy gipsowe, b) aplikacja mobilna SmartMeasure (Össur), c) urządzenie pomiarowe CCMi Mark III (Enovis) [41], [42], [43]

Bezkontaktowe technologie skanowania 3D wykorzystywane w antropometrii obejmują systemy wykorzystujące triangulację laserową, fotogrametrię, czujniki czasu przelotu (ToF/LiDAR) oraz światło strukturalne. Każda z nich charakteryzuje się odmiennym zakresem dokładności, odpornością na zakłócenia oraz przydatnością aplikacyjną w pomiarach antropometrycznych [44].

Skanery wykorzystujące triangulację laserową zapewniają bardzo wysoką precyzję (nawet poniżej 0,1 mm), jednak charakteryzują się dłuższym czasem akwizycji danych i większą wrażliwością na ruch pacjenta, przez co są stosowane głównie w pomiarach laboratoryjnych [45].

Fotogrametria, ze względu na niski koszt i dostępność sprzętową np. w postaci aparatów cyfrowych używanych w smartfonach jest interesującą alternatywą. Przykładowo za pomocą aplikacji mobilnej MyFit Solutions istnieje możliwość zeskanowania sylwetki człowieka, jednak brakuje obecnie danych naukowych dotyczących potwierdzenia dokładności pomiarowej [46]. Z kolei systemy laboratoryjne np. IGOODI z wykorzystaniem 128 kamer wykazały w badaniach wysoką dokładność pomiarów obwodów kończyn dolnych na poziomie około 1 cm. Niemniej jednak wysoki koszt tego typu systemów oraz ich ograniczona dostępność stanowią istotną barierę dla ich powszechnego zastosowania w praktyce ortotycznej [47].

W ostatnich latach rośnie również zainteresowanie technologią z zastosowaniem czujnika czasu przelotu (ToF/LiDAR), które coraz częściej występują w telefonach typu smartphone, jednak ich dokładność oraz dostępność oprogramowania jest obecnie we wczesnej fazie rozwoju, co ogranicza ich zastosowanie w projektowaniu ortez [48].

W praktyce pomiarów antropometryczny najczęściej stosowane są technologie skanowania 3D oparte na świetle strukturalnym. Skanery światła strukturalnego wykorzystują projekcję wzorca świetlnego (np. siatki lub pasów w różnych zakresach widma) na powierzchnię ciała pacjenta, a następnie analizują jego deformację rejestrowaną przez kamery. Technika ta umożliwia uzyskanie modeli w warunkach laboratoryjnych o dokładności rzędu 0,1 - 1,0 mm przy czasie pomiaru wynoszącym od kilku do kilkudziesięciu sekund, co sprawia, że jest szczególnie użyteczna w pomiarach kończyn górnych i dolnych [49].

Do popularnych mobilnych rozwiązań tego typu zalicza się Structure Sensor III, Shining 3D Einstar oraz profesjonalny, wysokiej precyzji Artec Eva. Structure Sensor III wyróżnia się tym, że użytkowany jest bezpośrednio z urządzeniami mobilnymi (np. iPad) i nie występuje konieczność użycia komputera stacjonarnego lub laptopa w trakcie skanowania, co ułatwia jego zastosowanie w warunkach klinicznych i terenowych.

Na Rys. 10 przedstawiono przykład mobilnego skanera Structure Sensor III zamocowanego na tablecie oraz jego zastosowanie podczas procesu skanowania kończyny dolnej.



Rys. 10. Mobilny skaner 3D Structure Sensor III oraz proces skanowania kończyny dolnej [50], [51]

W badaniach porównawczych wykazano, że skaner Structure Sensor II (poprzednia generacja urządzenia) oraz Artec Eva charakteryzują się wysoką dokładnością w skanowaniu 3D stopy i stawu skokowego (zgodność $\leq \pm 5\%$), dzięki czemu mogą być z powodzeniem stosowane w praktyce klinicznej, w tym w zastosowaniu ortotycznym. Średni czas akwizycji danych za pomocą Structure Sensor II wynosił około 30 sekund [52].

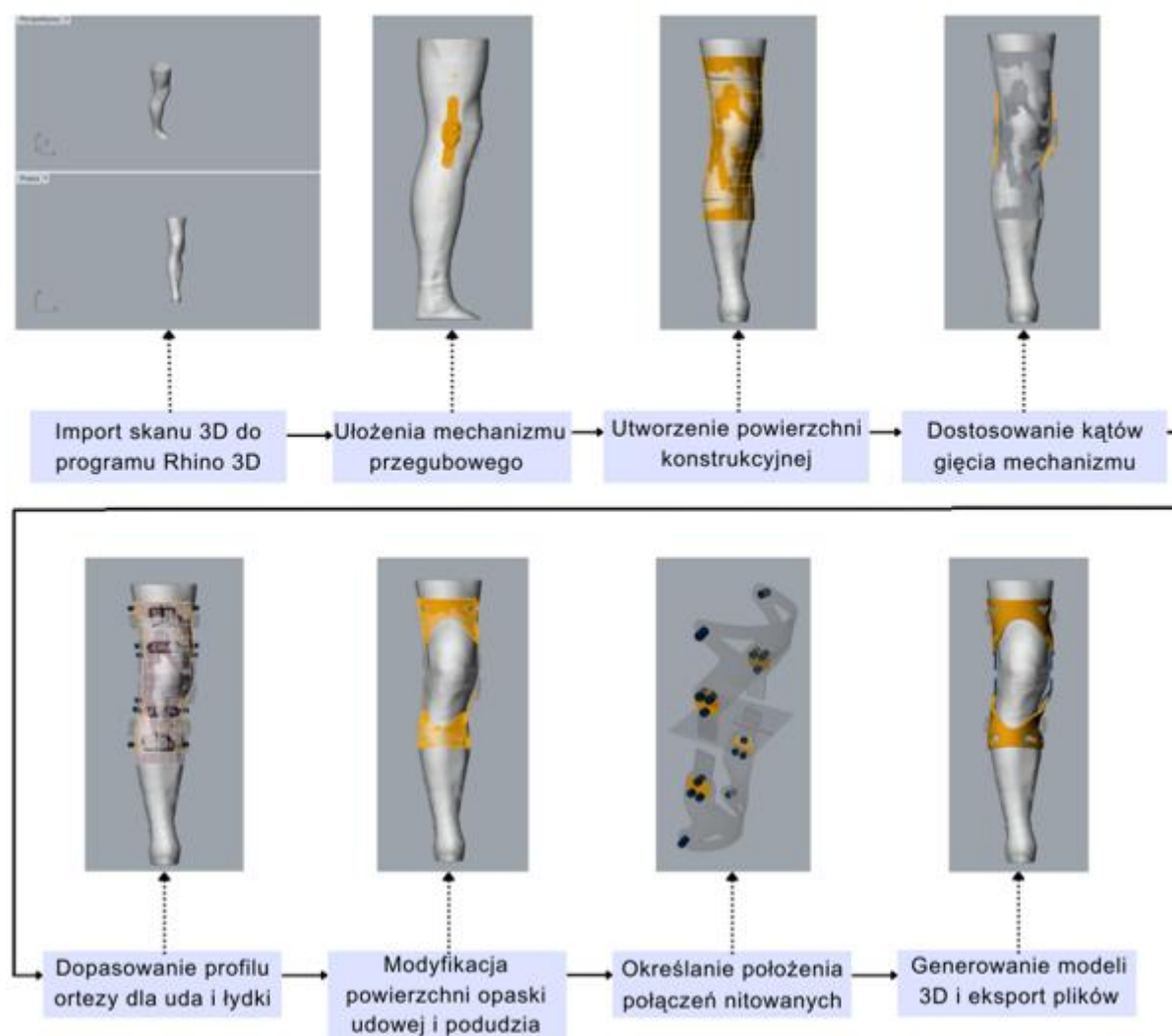
Miniaturyzacja technologii, mobilność urządzeń oraz ich niższy koszt sprawiają, że przenośne skanery 3D niewymagające podłączenia do komputera są coraz częściej stosowane w praktyce klinicznej. Umożliwiają szybki i bezkontaktowy pomiar geometrii kończyn z dokładnością wystarczającą do zastosowań ortotycznych, usprawniając proces projektowania spersonalizowanych ortez oraz eliminując potrzebę zastosowania tradycyjnych metod pomiarowych.

2.3.2. Projektowanie indywidualnie dopasowanych ortez

Proces projektowania wymaga nie tylko zaawansowanej znajomości modelowania CAD, lecz także dogłębnego zrozumienia anatomii i biomechaniki stawu kolanowego. Ze względu na swoją złożoność, jego realizacja jest czasochłonna i wymaga znacznych zasobów ludzkich, a także ścisłej współpracy inżynierów, klinicyistów i techników. Dlatego też zastosowanie koncepcji parametryzacji umożliwia automatyzację procesu projektowego, ograniczenie liczby błędów projektowych oraz zapewnienie powtarzalności [53], [54].

Klasyczne podejście do projektowania ortez polega zazwyczaj na stworzeniu modelu 3D kończyny, a następnie modelowaniu ortez w środowisku CAD przez doświadczonego technika. Proces ten jest czasochłonny, podatny na błędy i trudny do powtórzenia. Co więcej, skuteczność i jakość gotowego produktu w dużej mierze zależy od umiejętności projektanta oraz jego doświadczenia w zakresie anatomicznym i materiałowym [55], [56].

Zautomatyzowane podejście oparte na modelowaniu parametrycznym jest coraz częściej wykorzystywane w nowoczesnych programach inżynierskich CAD. Oprócz popularnych rozwiązań, takich jak SolidWorks, CATIA czy Siemens NX, na rynku dostępne są również narzędzia takie jak Rhinoceros 3D wraz z wtyczką Grasshopper, które umożliwiają tworzenie parametrycznych modeli ortez oraz ich optymalizację pod kątem indywidualnych cech anatomicznych pacjenta. Na Rys. 11 przedstawiono przykładowy schemat procesu projektowego ortozy stawy kolanowego Jointcraft 3D firmy MDH sp. z o.o.



Rys. 11. Schemat procesu projektowania drukowanej 3D ortozy stawu kolanowego [opracowanie własne]

Zastosowanie zautomatyzowanego przepływu projektowego pozwala na znaczące skrócenie czasu modelowania, zwiększenie powtarzalności konstrukcji, a także redukcję ryzyka błędów w porównaniu do klasycznego projektowania ręcznego w środowisku CAD. Dzięki parametryzacji, cały proces sprowadza się do manipulowania kilkoma zmiennymi wejściowymi (takimi jak grubość, długość, kształt perforacji czy zakres unieruchomienia), co umożliwia szybkie dostosowanie projektu do konkretnego pacjenta. W rezultacie czas projektowania zostaje skrócony z kilku godzin do kilkunastu minut [57], [58].

2.3.3. Materiały i technologie stosowane w produkcji ortez

Ortezy stawu kolanowego dostępne są w dwóch podstawowych kategoriach: produkty seryjne (OTS, z ang. off-the-shelf) oraz wyroby indywidualne (CM, ang. custom-made). Ortezy seryjne wytwarzane są w standardowych rozmiarach, zwykle z możliwością regulacji, co umożliwia ich szybkie dopasowanie do szerokiej grupy pacjentów. Charakteryzują się one niższym kosztem, wysoką dostępnością oraz powtarzalną jakością. W odróżnieniu od nich, ortozy wykonywane na zamówienie powstają na podstawie indywidualnych pomiarów, co pozwala na optymalne dopasowanie i uwzględnienie specyficznych potrzeb klinicznych, jednak proces ich wytwarzania jest bardziej czasochłonny i kosztowny. W przypadku ortez kolana o sztywnej ramie najczęściej indywidualnemu dopasowaniu podlega rama uda i podudzia, odpowiadająca za stabilizację kończyny.

W ortezach seryjnych stosuje się najczęściej tradycyjne metody formowania metali, tworzyw sztucznych oraz kompozytów. W przypadku metali wykorzystuje się formowanie wyprofilowanego arkusza blachy przy użyciu stempla i matrycy lub rzadziej proces walcowania na rolkach. Materiał jaki powszechnie jest stosowany to aluminium EN-AW 6061 T6 [59]. Pierwsza metoda wymaga znacznych nakładów finansowych związanych z przygotowaniem oprzyrządowania, natomiast druga jest bardziej czasochłonna, gdyż często wymaga wielokrotnych przejść przez maszynę i precyzyjnego ustawienia parametrów procesu. Obie te technologie nie znajdują szerokiego zastosowania w produkcji indywidualnej.

W przypadku tworzyw sztucznych powszechnie stosuje się technologię wtrysku oraz termoformowanie. Zaletą wtrysku jest niski koszt jednostkowy, jednak wszelkie zmiany w oprzyrządowaniu wiążą się z bardzo wysokimi kosztami, co ogranicza jego wykorzystanie wyłącznie do produkcji standardowych elementów. Natomiast technologia formowania próżniowego (vacuum forming) arkuszy termoplastycznych na wcześniej przygotowanych formach jest powszechnie stosowana zarówno w produkcji seryjnej jak i indywidualnej. Proces termoformowania ramy obejmuje kształtowanie materiału na fizycznym modelu zbliżonym do kształtu nogi, a następnie jego przycinanie oraz szlifowanie. Metoda ta znajduje głównie zastosowanie w konstrukcjach o budowie skorupowej i wiąże się z ograniczonym wyborem materiałów termoplastycznych [5].

Alternatywą jest technologia wykorzystująca tekstylia techniczne i matryce termoplastyczne lub termoutwardzalne nanoszone na formy w celu otrzymania kompozytów zbrojonych włóknami (FRC, z ang. fiber reinforced composites). W tym podejściu najczęściej stosuje się przycięte prepregi z włókna węglowego, rzadziej suche maty później przesączone żywicą, które są impregnowane bezpośrednio na formie. Przykładem może być orteza CTi produkowana przez firmę Össur. Odpowiednio przycięte prepregi z włókna węglowego (Rys. 12a) są nakładane na indywidualnie zaprojektowane formy anatomiczne (Rys. 12b), a następnie utwardzane w warunkach próżniowych (Rys. 12c). Po zakończeniu procesu konstrukcja jest wypełniana szpachlą, polerowana i lakierowana [60].



Rys. 12. Etapy formowania ramy ortozy stawu kolanowego CTi firmy Össur: a) układanie prepregów z włókna węglowego, b) nakładanie prepregów na formę, c) utwardzanie w warunkach próżniowych [60]

Innym przykładem jest orteza Defiance firmy DonJoy (obecnie Enovis), która powstaje przy użyciu technologii podobnej do produkcji rakiet tenisowych. W tym przypadku prepregi z włókna węglowego są zwijane w formę rurową, a następnie wkładane są do formy i utwardzane w podwyższonej temperaturze. Dodatkowo w celu nadania kompozytowi właściwego kształtu stosuje się dodatkowy balon umieszczony wewnątrz kompozytu, który jest nadmuchiwany podczas utwardzania żywicy. Gotowy produkt jest wyjmowany z formy, obrabiany, polerowany i malowany [61].

Obie opisane technologie z wykorzystaniem FRC oferują bardzo korzystny stosunek wytrzymałości do masy, co czyni je odpowiednimi do wykorzystanie w produkcji ortez. Niemniej jednak, ograniczenia w postaci wysokich kosztów materiałów, potrzeby specjalistycznych narzędzi oraz złożonych procedur produkcyjnych powodują, że technologie są wykorzystywane przez wyspecjalizowane firmy posiadające know-how [62], [63].

Alternatywę stanowi technologia druku 3D (3DP), która staje się coraz popularniejszym rozwiązaniem w obszarze produkcji wyrobów spersonalizowanych. Druk 3D pozwala na pełną personalizację konstrukcji i dokładne dopasowanie do anatomii pacjenta. Umożliwia również szybkie prototypowanie i produkcję gotowych elementów, skracając czas realizacji oraz umożliwiając wytwarzanie geometrii trudnych lub niemożliwych do uzyskania przy użyciu tradycyjnych technik [64].

Do przykładów w pełni drukowanych ortez należą konstrukcje firm Evoke OssKin oraz Thuasne Rebel 3D, wytwarzane z użyciem technologii proszków spiekanych. Pozwala ona na uzyskanie lekkich i indywidualnie dopasowanych konstrukcji ortez kolana. Obecnie rozwijane są również rozwiązania hybrydowe, jak np. orteza Jointcraft 3D produkowana przez firmę MDH, w której rama wykonana jest z poliamidu wzmacnianego włóknem węglowym, a kluczowe elementy funkcjonalne, takie jak zawiasy, wykonano z aluminium i wyposażono w mechanizm regulacji zakresu ruchu [10], [11].

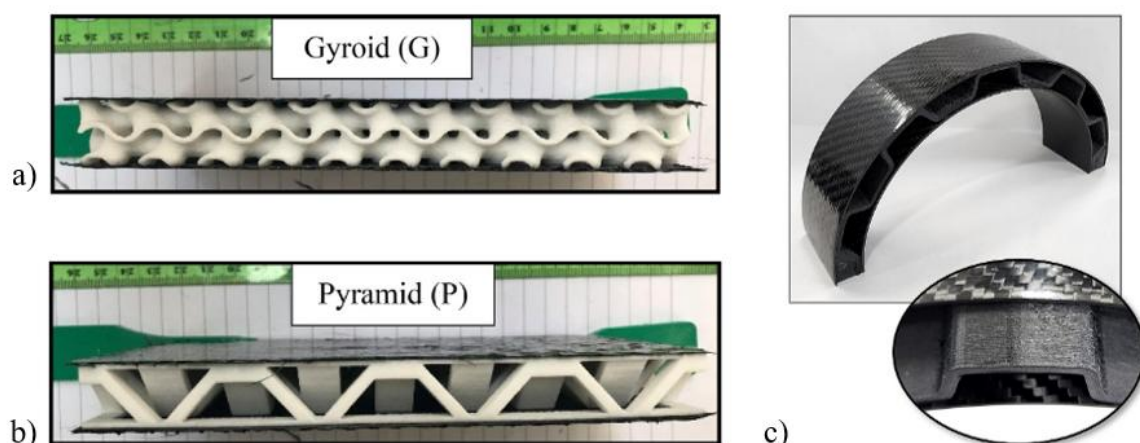
2.4. Materiały i technologie wytwarzania kompozytów z rdzeniem drukowanym 3D

Kompozyty warstwowe z rdzeniem to grupa materiałów inżynierskich, które charakteryzują się wysokim stosunkiem wytrzymałości do masy oraz możliwością dostosowywania właściwości mechanicznych poprzez odpowiedni dobór materiałów składowych. Typowym przykładem tego rodzaju konstrukcji są kompozyty typu „sandwich”. W tych konstrukcjach cienkie, wytrzymałe okładziny wykonuje się najczęściej ze struktur włókienniczych, takich jak

tkaniny szklane lub węglowe, bądź z cienkich blach metalowych. Okładziny te łączone są z lekkim rdzeniem o niskiej gęstości, wytwarzanym zazwyczaj z pianek poliuretanowych (PU) lub PVC, a także z materiałów termoplastycznych albo stopów aluminium. Rdzenie formuje się najczęściej w postaci struktur plastra miodu, falistych lub kratownic, co umożliwia optymalizację sztywności przy jednoczesnym ograniczeniu masy konstrukcji [65].

Kompozyty warstwowe tego typu znajdują szerokie zastosowanie w lotnictwie, motoryzacji, przemyśle stoczniowym, budowie turbin wiatrowych oraz lekkich konstrukcjach inżynierskich [66].

W ostatnich latach coraz większe zainteresowanie budzą konstrukcje, w których rdzeń wytwarzany jest metodą druku 3D. Zastosowanie technologii przyrostowych pozwala na wytwarzanie rdzeni o złożonych topologiach, takich jak np. struktury gyroidalne lub piramidowe (Rys. 13a, b), które trudno byłoby uzyskać tradycyjnymi metodami obróbki [67], [68]. Prowadzone są również prace nad nadawaniem kompozytom pożądanego kształtu już na etapie wytwarzania (Rys. 13c), jednak rozwiązania tego typu nadal znajdują się w fazie badań eksperymentalnych. Wyzwania dotyczą przede wszystkim sposobu łączenia rdzenia z okładzinami oraz doboru odpowiednich metod produkcji. Ponadto konstrukcje te charakteryzują się profilowym kształtem, co w wielu przypadkach uniemożliwia zamknięcie skrajnych powierzchni [68].



Rys. 13. Przykłady kompozytów z rdzeniem wytwarzanym metodą druku 3D o strukturze: a) gyroidalnej, b) piramidowej, c) kratownicy [67], [68]

W tego typu układach kluczową rolę odgrywają zarówno struktury włókiennicze, stanowiące fazę wzmocnienia jak i materiały, z których wykonany jest rdzeń, które odpowiadają za sztywność i wytrzymałość konstrukcji. Dobór właściwej kombinacji materiałów, a także technologii formowania i łączenia poszczególnych warstw, ma istotny wpływ na właściwości użytkowe i trwałość kompozytu [65].

Z praktycznego punktu widzenia istotne jest jednak, aby rozwijane rozwiązania mogły znaleźć bezpośrednie zastosowanie w przemyśle. Pomimo dynamicznego rozwoju technologii addytywnych, kompozyty z rdzeniem drukowanym 3D wciąż stanowią obszar badań eksperymentalnych, a brak komercyjnych odpowiedników na rynku podkreśla znaczenie dalszych prac rozwojowych w tym obszarze [66], [69], [70], [71].

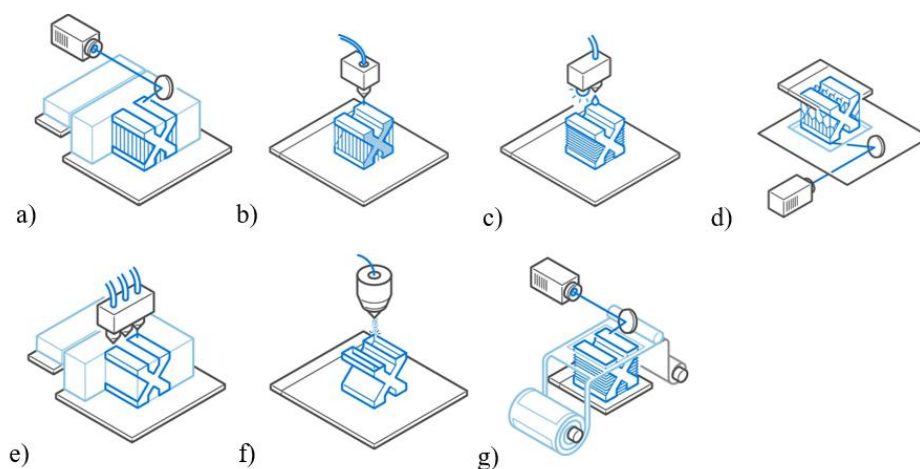
2.4.1. Technologie przyrostowe w zastosowaniach inżynierskich i medycznych

Technologia druku 3D (3DP, z ang. 3D printing) zyskała obecnie znaczenie w wielu dziedzinach nauki, zwłaszcza w inżynierii materiałowej, medycynie oraz naukach przyrodniczych. Jej istotną zaletą jest możliwość wytwarzania produktów o indywidualnie zaprojektowanej geometrii, co pozwala na szybkie i efektywne tworzenie rozwiązań niestandardowych, dostosowanych do potrzeb użytkownika [72].

Wartość rynku technologii przyrostowych (AM, z ang. additive manufacturing) w 2021 roku oszacowano na 14,39 miliarda USD, a prognozy wskazują, że do roku 2030 osiągnie on wartość 83,56 miliarda USD, przy rocznej stopie wzrostu (CAGR) na poziomie 21,2% [73]. Kluczowym obszarem badań i rozwoju pozostaje inżynieria materiałowa, koncentrująca się na opracowywaniu oraz doskonaleniu właściwości nowych materiałów. Równocześnie prowadzone są badania mające na celu obniżenie kosztów produkcji, rozszerzenie zastosowań na duże i złożone elementy oraz poprawę właściwości mechanicznych wyrobów [72].

W AM istotną rolę odgrywają materiały polimerowe, szeroko stosowane w przemyśle lotniczym, motoryzacyjnym, sportowym, medycznym i architektonicznym, a także w produkcji dóbr konsumpcyjnych. Materiały metalowe, z uwagi na wysokie koszty wytwarzania, wykorzystywane są przede wszystkim w sektorze lotniczym, zbrojeniowym i motoryzacyjnym, głównie w elementach o złożonej geometrii i podwyższonych wymaganiach mechanicznych. Z kolei ceramika znajduje zastosowanie jako biomateriał w inżynierii tkankowej oraz jako komponent kompozytów cementowych w budownictwie.

Wszystkie wymienione materiały mogą być przetwarzane w ramach różnych technologii addytywnych, klasyfikowanych na siedem podstawowych kategorii (Rys. 14): spiekanie w łożu proszkowym (PBF, z ang. powder bed fusion), ekstruzja materiału (ME, z ang. material extrusion), natrysk materiału (MJ, z ang. material jetting), fotopolimeryzacja w kadzi (VP, z ang. vat photopolymerization), natrysk lepiszcza (BJ, z ang. binder jetting), osadzanie z energią kierowaną (DED, z ang. directed energy deposition) oraz laminowanie arkuszy (SHL, z ang. sheet lamination) [74]. Poszczególne metody posiadają swoje zalety i ograniczenia, które determinują ich dobór do konkretnych zastosowań przemysłowych i medycznych.



Rys. 14. Technologie druku 3D: a) spiekanie w łożu proszkowym (PBF), b) ekstruzja materiału (ME), c) natrysk materiału (MJ), d) fotopolimeryzacja w kadzi (VP), e) natrysk lepiszcza (BJ), f) osadzanie z energią kierowaną (DED), g) laminowanie arkuszy (SHL) [75]

Najbardziej rozpowszechnioną i rozpoznawalną technologią wytwarzania przyrostowego jest ekstruzja materiału (ME) (Rys. 14b). W tym procesie materiał termoplastyczny, najczęściej w postaci tworzywa sztucznego lub kompozytu, jest topiony w podgrzewanej dyszy, a następnie nanoszony warstwa po warstwie na wcześniej uformowaną powierzchnię. Dzięki zastosowaniu filamentów zawierających włókna ciągle możliwe jest wytwarzanie kompozytów o podwyższonych właściwościach mechanicznych. Jednak ze względu na warstwowy charakter procesu, filament może być układany jedynie w jednej płaszczyźnie, co skutkuje niską adhezją międzywarstwową oraz ograniczoną wytrzymałością mechaniczną w kierunku prostopadłym do warstw [14]. Dodatkowo, tego typu kompozyty charakteryzuje zazwyczaj niskim udziałem objętościowym włókien (ok. 35%) oraz wysoką zawartością porów (do 12%), co negatywnie wpływa na ich właściwości mechaniczne [76], [77]. Pomimo prowadzonych prac nad modyfikacją procesu drukowania, takich jak dogrzewanie warstw czy dociskanie rolką bezpośrednio po ekstruzji, zastosowanie tej technologii do wytwarzania elementów o złożonej geometrii pozostaje wciąż utrudnione [78], [79]. Dodatkowo, proces ten wymaga stosowania struktur podporowych, zwłaszcza w przypadku skomplikowanych geometrii, co komplikuje wytwarzanie i wydłuża czas przetwarzania. Potencjalnym rozwiązaniem wielu z tych ograniczeń może być zastosowanie drukarek 3D wyposażonych w wieloosiowe układy ruchu dyszy lub stołu roboczego, umożliwiającym układanie warstw pod różnymi kątami. Technologia ta znajduje się jednak nadal w fazie intensywnych badań [80].

Technologia natrysku materiału (MJ) polega na selektywnym nanoszeniu kropli materiału (np. tworzywa sztucznego, metalu, wosku), które są następnie utwardzane lub spiekane (Rys. 14c). Metoda ta umożliwia jednoczesne użycie wielu materiałów i kolorów w jednym procesie, co stanowi jej istotną zaletę. Ponadto, drukowane elementy często charakteryzują się quasi-izotropowymi właściwościami wytrzymałościowymi [81]. Jednak technologia ta wymaga stosowania dodatkowego materiału podporowego, a wykonane detale są często kruche i cechują się niską temperaturą ugięcia cieplnego [82].

Fotopolimeryzacja w kadzi (VP) to technologia, w której ciekły fotopolimer (np. żywica) jest selektywnie utwardzany przy użyciu światła (najczęściej UV), inicjującego proces polimeryzacji (Rys. 14d). W porównaniu z innymi metodami druku 3D, technologia ta oferuje wysoką precyzję wymiarową, dobrą jakość powierzchni i szeroki wybór materiałów fotopolimerowych. Jednak proces ten wymaga stosowania podpór do budowy bardziej złożonych geometrii oraz późniejszego procesu utwardzania, a wytwarzane elementy często charakteryzują się niską temperaturą ugięcia pod obciążeniem (HDT, z ang. heat deflection temperature) [83].

W technologii natrysku lepiszcza (BJ) proszek (np. piasek, metal, ceramika) jest selektywnie łączony z cieczą wiążącą (Rys. 14e). Technika ta umożliwia wytwarzanie dużych modeli bez potrzeby stosowania struktur podporowych, jednak stabilność wymiarowa, niska wytrzymałość początkowa oraz konieczność procesów wykończeniowych (np. spiekania końcowego) stanowią istotne ograniczenia tej technologii [84].

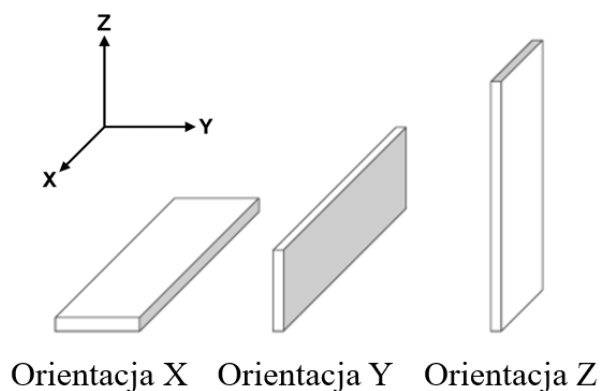
Technologia osadzania z energią kierowaną (DED) jest ukierunkowana głównie na przetwarzanie materiałów metalicznych lub ceramicznych (Rys. 14f). Materiał, najczęściej w postaci proszku lub drutu, jest stapiany za pomocą skoncentrowanego źródła ciepła (np. lasera,

wiązki elektronów, łuku plazmowego) i jednocześnie osadzany na powierzchni detalu. DED znajduje zastosowanie w produkcji i naprawach dużych, funkcjonalnych komponentów, np. w przemyśle lotniczym. Technologia ta jest jednak wysoce energochłonna, wymaga precyzyjnej kontroli parametrów procesu i złożonej infrastruktury [85].

W technologii laminowania arkuszy (SHL) kolejne warstwy cienkich materiałów (np. papieru, folii metalowych, tworzyw sztucznych, kompozytów) są sklejane i wycinane zgodnie z kształtem modelu (Rys. 14g). Technologia ta jest stosunkowo szybka i tania, ale ogranicza się do prostszych geometrii i nie zapewnia wysokiej wytrzymałości mechanicznej [86].

Ostatnią z dostępnych technologii jest oparta na selektywnym spiekaniu proszku w złożu przy użyciu energii cieplnej (PBF) (Rys. 14a). Metoda ta umożliwia wytwarzanie precyzyjnych elementów o złożonej geometrii. Jej istotną zaletą jest wykorzystanie niespiekanego proszku jako naturalnego materiału podporowego, który można łatwo usunąć po zakończeniu procesu. Odmienne niż w innych technologiach przyrostowych, usuwanie podpór nie wymaga tu obróbki mechanicznej ani chemicznej. Dodatkowo, wiele materiałów stosowanych w pozostałych technologiach AM charakteryzuje się niską temperaturą ugięcia cieplnego lub dużą kruchością, co dodatkowo ogranicza możliwości ich zastosowania [14], [82], [83]. Najczęściej stosowanym procesem wykończeniowym jest piaskowanie. W przeciwieństwie do innych takich jak BJ czy VP, PBF nie wymaga dodatkowego utwardzania po procesie druku 3D [83], [84]. Wadą PBF pozostaje jednak stosunkowo długi czas trwania procesu oraz jego wysoki koszt, choć częściowo można je zredukować, drukując wiele elementów w jednym cyklu [72]. Kolejnym ograniczeniem jest mniejsza liczba dostępnych materiałów w porównaniu z najpopularniejszą technologią wytłaczania materiału ME. Wykorzystanie konstrukcyjnych tworzyw sztucznych, takich jak poliamid (PA) z dodatkiem mikrowłókien węglowych, pozwala jednak na zastąpienie części wytwarzanych metodą formowania wtryskowego.

Właściwości mechaniczne elementów wytwarzanych przyrostowo są silnie zależne od kierunku budowy warstw i mikrostruktury, co wynika ze słabego wiązania międzywarstwowego spowodowanego ograniczoną dyfuzją i splątaniem łańcuchów polimerowych, prowadząc do zjawiska anizotropii mechanicznej [87]. Na Rys. 15 przedstawiono przykładowe położenie elementów podczas procesu drukowania 3D.



Rys. 15. Schemat orientacji modelu w przestrzeni roboczej drukarki 3D [opracowanie własne]

Poniżej w tabeli 1 przedstawiono podstawowe właściwości mechaniczne wybranych technologii i materiałów polimerowych.

Tabela 1. Porównanie właściwości mechanicznych wybranych technologii i materiałów stosowanych w druku 3D [88], [89], [90], [91], [92], [93]

Material	Metoda druku 3D	Moduł sprężystości [MPa]	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	Wydłużenie przy zerwaniu [%]	HDT @0,45MPa [°C]
PA 12 (HP 3D HR) [88]	PBF	1,9 (X)	49 (X)	11 (X)	150
		1,8 (Z)	45 (Z)	8 (Z)	
PA 11CF (Ultrasint) [89]	PBF	4,5 (X)	71 (X)	11 (X)	189
		1,7 (Z)	37 (Z)	5,2 (Z)	
PA 6 (Stratasys) [90]	ME	2,2 (X)	68 (X)	38 (X)	160
		1,8 (Z)	36 (Z)	3,2 (Z)	
PA 12CF (Stratasys) [91]	ME	9,5 (X)	84 (X)	2,65 (X)	160
		3 (Z)	33 (Z)	3,1 (Z)	
PA CF (Onyx CCF) [92]	ME	57 (X)	528 (X)	0,85 (X)	105
		5 (Z)	49 (Z)	0,93 (Z)	
Żywica (Rigur) [81], [93]	MJ	2,2	42	20-35	45-50
Żywica (Tough 2000) [93]	VP	2,2	46	48	63

W technologii ME różnice w ułożeniu próbki podczas drukowania 3D zawsze istotnie wpływają na właściwości mechaniczne. Można zaobserwować wyraźny spadek modułu sprężystości, wytrzymałości na rozciąganie, a przede wszystkim wydłużenia przy zerwaniu w osi Z w porównaniu z kierunkiem X. W kompozytach z ciągłym włóknem węglowym moduł poprzeczny odpowiada modułowi matrycy, natomiast wzdłuż włókien uzyskuje się znacznie większą sztywność.

W metodzie MJ i VP anizotropia jest znacznie mniej widoczna niż w pozostałych technologiach. Badania pokazują, że różnice wynikające z orientacji drukowania w większości materiałów polimerowych nie powodują istotnych statystycznie odchyleń we właściwościach mechanicznych [81], [87]. Wadą materiałów wytwarzanych tą metodą jest jednak niska temperatura ugięcia pod obciążeniem (HDT) co może istotnie wpływać na przebieg procesu sieciowania żywicy podczas produkcji kompozytów z rdzeniem drukowanym, w których zachodzi reakcja egzotermiczna.

W technologii PBF anizotropia jest znacznie mniej widoczna niż w innych metodach przyrostowych. Wysoka temperatura procesu i całkowite topienie proszku prowadzą do niemal pełnego zagęszczenia materiału (gęstość dochodząca do 99,9%), co zapewnia bardzo dobrą spójność międzywarstwową i ogranicza występowanie porowatości [87]. Części wykonane z

PA12, bez mikrowłókien węglowych, wykazują quasi-izotropowe zachowanie pod względem wytrzymałości na rozciąganie, z niewielkimi różnicami pomiędzy orientacjami X i Z. Badania jednak pokazują, że orientacja budowy wpływa w większym stopniu na właściwości przy zginaniu w osi Z, gdzie odnotowano nawet 40% wyższe wartości wytrzymałości na zginanie oraz modułu sprężystości przy zginaniu, odpowiednio 50 i 70 MPa oraz 1,1 i 1,6 GPa, w porównaniu z osią X. W trakcie prób zginania próbki nie uległy zerwaniu, osiągając odkształcenia powyżej 8% i po zakończeniu badania wróciły do pierwotnego kształtu [94].

Podsumowując, spośród analizowanych metod przyrostowych technologia PBF zapewnia quasi-izotropowe właściwości mechaniczne przy rozciąganiu, a przy zginaniu nie odnotowano zerwania próbki powyżej 8% odkształcenia. Dodatkowo technologia ta umożliwia wytwarzanie elementów o skomplikowanej geometrii, co jest szczególnie istotne przy projektowaniu rdzeni o złożonej architekturze. Materiały stosowane w PBF, takie jak poliamid charakteryzują się ponadto wysoką HDT, co pozwala zachować stabilność wymiarową w warunkach podwyższonej temperatury. Z tego względu technologia PBF stanowi optymalne rozwiązanie do wytwarzania rdzeni w kompozytach wzmacnianych strukturami włókienniczymi z osnową termoutwardzalną i została wybrana do dalszych prac badawczych.

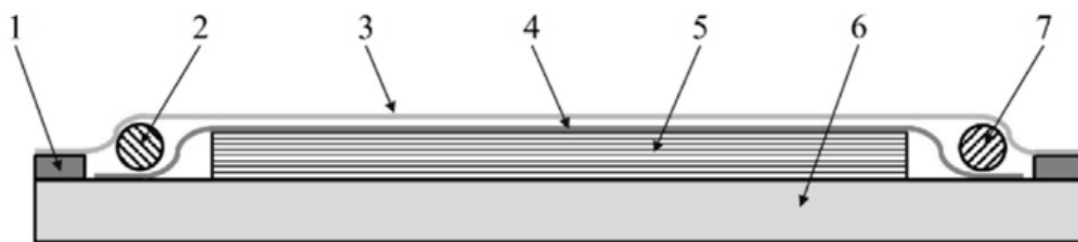
2.4.2. Techniki formowania kompozytów z żywic duroplastycznych

W produkcji elementów kompozytowych istnieje wiele technik formowania, które umożliwiają uzyskanie wyrobów o wysokiej wytrzymałości przy niskiej masie. Procesy formowania z żywic duroplastycznych (LCM, z ang. liquid composite moulding) obejmują techniki wytwarzania, w których sucha struktura włókiennicza jest impregnowana ciekłą żywicą w zamkniętej lub półzamkniętej przestrzeni formy. Metody te stanowią alternatywę dla klasycznego ręcznego laminowania, pozwalając na ograniczenie udziału operatora, poprawę jakości laminatu oraz zwiększenie powtarzalności procesu.

W zależności od konstrukcji formy i sposobu wprowadzania żywicy procesy LCM można podzielić na cztery główne kategorie: RTM (z ang. resin transfer moulding), CRTM (z ang. compression RTM), RTM light oraz proces infuzji znany również jako VARTM (z ang. vacuum assisted RTM). Dobór odpowiedniej techniki zależy od rodzaju wytwarzanego elementu, wymagań jakościowych oraz od możliwości technologicznych produkcji elementów kompozytowych [95].

W trzech pierwszych procesach RTM stosuje się dwie sztywne lub półsztywne połówki formy z uszczelką. Natomiast w procesie VARTM, jedna z części zastępowana jest elastyczną folią. Proces infuzji rozpoczyna się od przygotowania formy poprzez pokrycie jej środkiem lub folią rozdzielającą, co umożliwia późniejsze oddzielenie kompozytu. Następnie na formie układa się strukturę włókienniczą warstwowo, które w metodach infuzyjnych przykrywa się warstwą separacyjną, folią próżniową i uszczelnia taśmą najczęściej butylową. Po odpowietrzeniu układu i wytworzeniu podciśnienia ułożone warstwy ulegają kompresji. Następnie, w miarę wprowadzania żywicy, wzrastające ciśnienie powoduje jej częściowe rozprężenie [96]. Równomierna impregnacja zależy od właściwego rozmieszczenia kanałów

doprowadzających żywicę, którego układ określa się na podstawie doświadczenia lub symulacji ścieżki przepływu żywicy [97]. Na Rys. 16 przedstawiono schemat procesu infuzji VARTM.



Rys. 16. Schemat procesu infuzji próżniowej VARTM: 1 - taśma uszczelniająca, 2 - wlot żywicy, 3 - folia próżniowa, 4 - tkanina separacyjna, 5 - pakiet wzmocnień włókienniczych, 6 - forma, 7 - odprowadzenie żywicy [98]

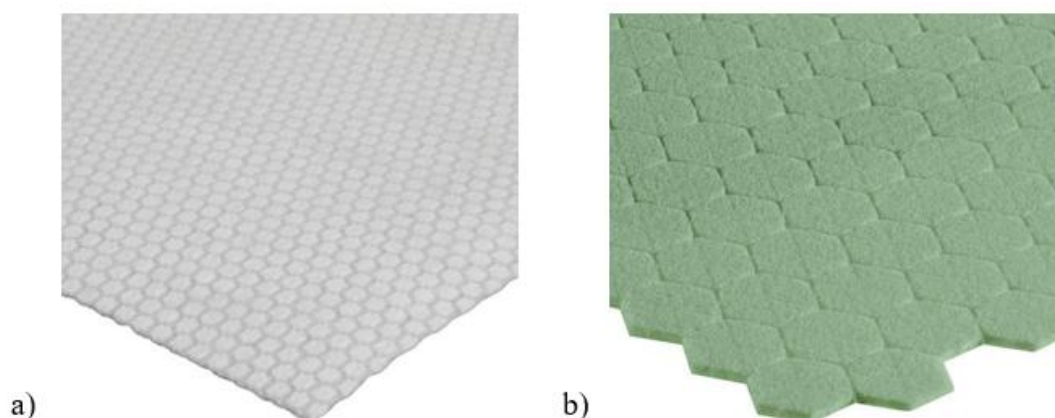
W literaturze opisano kilka odmian tego procesu, różniących się konstrukcją układu próżniowego, sposobem rozprowadzania żywicy i kontrolą ciśnienia w trakcie infuzji [95], [99], [100].

Proces SCRIMP (z ang. Seemann's composite resin infusion moulding process) został opracowany w 1990 roku przez firmę Seemann Composites i stanowi jedną z najbardziej rozpowszechnionych odmian infuzji próżniowej. W porównaniu z klasycznym procesem VARTM, w którym żywica przepływa bezpośrednio przez wzmocnienie włókiennicze, metoda ta wykorzystuje dodatkowe siatki przepływowe oraz kanały w rdzeniach piankowych. Zastosowanie warstwy dystrybucyjnej znacząco przyspiesza proces impregnacji, umożliwiając nasycenie dużych elementów przy zachowaniu niskiego ciśnienia roboczego [99].

Odmiana CAPRI (z ang. controlled atmospheric pressure resin infusion), opatentowana przez firmę Boeing, wprowadza do procesu infuzji próżniowej kontrolę ciśnienia atmosferycznego oraz cykliczną kompresję układu włókienniczego przed wprowadzeniem żywicy. W praktyce polega to na wielokrotnym (10-20 cykli) naprzemiennym przykładaniu i odciążaniu podciśnienia, co powoduje lepsze ułożenie włókien i ich wzajemne zazębianie. Efektem tego jest zwiększenie objętościowego udziału włókien (o ok. 5%) oraz bardziej jednorodna struktura laminatu. Dodatkowo, podczas infuzji żywica umieszczana jest w komorze o obniżonym ciśnieniu (ok. 500 mbar), co powoduje zmniejszenie gradientu ciśnienia, a tym samym ogranicza powstawanie różnic grubości w trakcie formowania [98].

Ciekawym rozwiązaniem jest również metoda VIMP (z ang. variable infusion moulding process), w której w przeciwieństwie do większości innych technik impregnacja struktur włókienniczych przebiega od wnętrza elementu na zewnątrz. Jest to możliwe dzięki zastosowaniu warstwy rdzeniowej pełniącej podwójną funkcję: podczas infuzji umożliwia rozprowadzanie żywicy, a po utwardzeniu pozostaje integralną częścią kompozytu. W rdzeniu wykonuje się kanały przepływowe, które kierują żywicę ku zewnętrznym warstwom zbrojenia, zapewniając równomierne nasycenie i gładkie powierzchnie po obu stronach wyrobu. Rdzeń zbudowany jest z niechłonnych materiałów, takich jak pianki polimerowe, drewno lub perforowane tworzywa, które umożliwiają kontrolowany przepływ żywicy [101]. Rozwinięciem tego rozwiązania są dostępne na rynku materiały piankowe wyposażone w

system kanałów przepływowych (Rys. 17), które umożliwiają równomierne rozprowadzanie żywicy w trakcie infuzji oraz pełnią funkcję rdzenia konstrukcyjnego po utwardzeniu laminatu.



Rys. 17. Przykładowe rdzenie piankowe z kanałami przepływowymi: a) Lantor Soric, b) 3D|CORE PET [102]

Wszystkie znane techniki formowania kompozytów w zastosowaniach standardowych wymagają użycia sztywnej formy, na której układa się warstwy zbrojenia nadające wyrobowi jego ostateczny kształt. W przypadku produkcji ortez formą taką jest model segmentu kończyny, odwzorowujący kształt anatomiczny pacjenta. Zastosowanie odpowiednio przygotowanej, najczęściej jednorazowej formy, ma kluczowe znaczenie dla uzyskania właściwego kształtu i dokładnego dopasowania wyrobu. Forma powinna być wystarczająco sztywna, aby zachować geometrię podczas działania podciśnienia, a jej powierzchnia musi umożliwiać rozłożenie suchych zbrojeń oraz późniejsze oddzielenie utwardzonego laminatu.

Zarówno w metodzie worka próżniowego, jak i w procesach infuzyjnych można rozważyć ideę kształtowania kompozytów bez użycia zewnętrznych form sztywnych, co otwiera nowe możliwości wytwarzania elementów o złożonej geometrii w których kształt wyrobu nadawany jest przez drukowany 3D rdzeń. Technologie infuzji, ze względu na swoją elastyczność, znajdują szczególne zastosowanie w produkcji elementów cienkościennych i nieregularnych, wymagających jednocześnie wysokiej jakości powierzchni, takich jak ortozy. Procesy te umożliwiają ograniczenie emisji lotnych związków organicznych, redukcję kosztów narzędzi, a także wytwarzanie komponentów o zmiennej grubości przy zachowaniu dobrej impregnacji zbrojenia [100].

2.4.3. Włókna techniczne stosowane jako wzmocnienia kompozytów

Włókna techniczne stanowią kluczowy element struktur włókienniczych w kompozytach. Dobór rodzaju włókien, ich orientacji oraz sposobu rozmieszczenia ma zasadniczy wpływ na końcowe właściwości wytrzymałościowe kompozytu i zakres jego zastosowań. Włókna te charakteryzują się wysokim stosunkiem długości do średnicy, zdolnością do zginania oraz wysoką wytrzymałością wzdłuż swojej osi, co umożliwia formowanie złożonych struktur włókienniczych stanowiących wzmocnienie kompozytu [103].

Najczęściej spotykanymi włóknami w kompozytach są włókna syntetyczne, tj. włókna węglowe czy aramidowe oraz mineralne tj. szklane i bazaltowe występują najczęściej w formie

ciągłych niedoprzędów (rowingów), jak również włókna naturalne, np. z lnu czy konopi, które zyskują coraz większe znaczenie ze względu podejście zrównoważonego rozwoju gospodarki [104].

Poniżej w tabeli 2 przedstawiono przykładowe podstawowe właściwości mechaniczne wybranych włókien technicznych.

Tabela 2. Właściwości mechaniczne wybranych włókien technicznych (dane literaturowe) [105], [106], [107]

Rodzaj włókna	Moduł sprężystości [GPa]	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	Wydłużenie przy zerwaniu [%]	Gęstość [g/cm³]
Włókno szklane typu E	70-74	2 000 - 2 400	3	2,54
Włókno węglowe T300	230	353	1,5	1,76
Włókna aramidowe Kevlar 49	113	2 965	2,4	1,44
Włókno lniane	55 - 75	800 - 1 500	1,2 - 3,3	1,4 - 1,5

Włókna szklane

Włókna szklane są najczęściej wybierane ze względu na ich relatywnie niski koszt. W praktyce stanowią one ekonomiczną alternatywę dla włókien węglowych, zwłaszcza w zastosowaniach, gdzie kluczowe jest obniżenie kosztów produkcji przy zachowaniu odpowiednich właściwości wytrzymałościowych.

Produkcja tego materiału opiera się na procesie ciągnięcia stopionego szkła krzemianowego. Standardowym typem włókna szklanego jest E-glass, którego pojedyncze filamenty charakteryzują się średnicą w zakresie 5-20 μm , o gęstości 2,5 g/cm³. Gęstość włókna szklanego jest najwyższa spośród powszechnie stosowanych włókien, co zwiększa masę samego wzmocnienia. Włókna pokrywa się często cienką warstwą powłoki np. w postaci silanów, aby poprawić adhezję do matrycy, co finalnie wpływa na właściwości mechaniczne kompozytu [108].

Typowa wytrzymałość dla tego materiału wynosi około 2400 MPa, choć specjalne odmiany, takie jak S-glass, mogą osiągać nawet 4500 MPa. Moduł Younga włókien szklanych kształtuje się na poziomie około 70-74 GPa, co stanowi wartość niższą w porównaniu z włóknami węglowymi, lecz zbliżoną do niektórych włókien naturalnych. Włókno szklane są materiałem izotropowym, jednak w postaci długich, ciągłych filamentów efektywnie przenosi obciążenia wyłącznie wzdłuż swojej osi. Do zalet włókna szklanego należą: niska cena, niepalność, odporność chemiczna oraz właściwości izolacyjne elektrycznie i niewpływające na propagację fal elektromagnetycznych. Włókna szklane cechują się również dobrą udarnością, lepiej absorbując energię niż włókna węglowe, co wynika z większej odkształcalności do momentu zerwania (około 2,5% wydłużenia względnego).

Podstawowe zastosowania kompozytów obejmują kadłuby łodzi, zbiorniki, rury, obudowy i panele w pojazdach oraz łopaty turbin wiatrowych.

Włókna węglowe

Włókna węglowe zazwyczaj stosowane w aplikacjach, gdzie wymagana jest wysoka wytrzymałość, sztywność oraz odporność chemiczna i stabilność termiczna. W porównaniu z włóknami szklanymi, włókna węglowe charakteryzują się znacznie wyższą wytrzymałością mechaniczną oraz modułem sprężystości, lecz mniejszym wydłużeniem przy zerwaniu. W przeciwieństwie do kompozytów zbrojonych włóknami szklanymi, w kompozytach węglowych propagacja zniszczenia przebiega szybciej i ma bardziej gwałtowny charakter [109].

Produkcja włókien węglowych opiera się na procesie pirolizy polimerowych substratów organicznych, najczęściej poliakrylonitrylu (PAN), rzadziej ze smoły. Ze względu na wysoki stopień uporządkowania struktury atomowej, włókna te wykazują znaczną anizotropię, jednak w ujęciu makroskopowym są uznawane za materiał poprzecznie izotropowy [110].

Pojedyncze filamenty włókien węglowych typu PAN mają zwykle średnicę w zakresie 5-7 μm , a ich gęstość wynosi 1,75-1,95 g/cm^3 , co stanowi wartość niższą o około 30-40% w porównaniu z włóknami szklanymi. Dzięki temu możliwe jest znaczące obniżenie masy kompozytu przy jednoczesnym zachowaniu bardzo wysokiej sztywności. Wytrzymałość na rozciąganie komercyjnych włókien węglowych mieści się w zakresie 3000-7000 MPa, natomiast moduł Younga wynosi 200-500 GPa, w zależności od rodzaju włókna i temperatury karbonizacji. W strukturach włókienniczych, takich jak tkaniny i plecionki, ze względu na dobrą układalność oraz mniejszą kruchość w porównaniu z włóknami o wysokim module, stosuje się zazwyczaj włókna wysokowytrzymałe typu HT (high tensile) oraz IM (intermediate modulus). Charakteryzują się one wytrzymałością na rozciąganie w zakresie 3500-5700 MPa, modułem sprężystości 230-276 GPa, wydłużeniem przy zerwaniu 1,3-1,9% oraz gęstością około 1,8 g/cm^3 [105], [111], [112].

Powierzchnia włókien węglowych ma charakter obojętny i niepolarny, co powoduje słabą adhezję do matryc polimerowych. Aby poprawić zwilżalność i przyczepność, włókna pokrywa cienką warstwą powłoki często na bazie silanów lub żywic epoksydowych, co znacząco zwiększa trwałość połączenia międzyfazowego w kompozycie [113].

Typowe zastosowania obejmują lotnictwo i kosmonautykę, sporty wyczynowe, motoryzację, energetykę wiatrową, a także w ortotyce i protetyce.

Włókna aramidowe

Włókna aramidowe stosowane są najczęściej w kompozytach, gdzie wymagane są jednocześnie wysoka wytrzymałość, odporność uderzeniowa oraz stabilność termiczna i chemiczna. Są to aromatyczne poliamidy o usystematyzowanej strukturze molekularnej, co przekłada się na wysoką anizotropię właściwości mechanicznych. Typowe parametry dla włókien para-aramidowych obejmują wytrzymałość na rozciąganie rzędu 2800-3600 MPa, moduł Younga około 60-130 GPa oraz gęstość ok. 1,44 g/cm^3 , co zapewnia korzystny stosunek

wytrzymałości i sztywności do masy oraz plasuje je pomiędzy włóknami szklanymi a węglowymi [114]. Włókna aramidowe charakteryzują się bardzo dobrą odpornością zmęczeniową, wysoką udarnością oraz odpornością na pękanie, co czyni je szczególnie przydatnymi w zastosowaniach wymagających pochłaniania energii (elementy ochronne, osłony balistyczne, strefy zgniotu). Do ich ograniczeń zalicza się stosunkowo niską wytrzymałość na ściskanie, wrażliwość na promieniowanie UV oraz podwyższoną chłonność wilgoci, co może pogarszać przyczepność do matrycy. Z tego względu powierzchnia włókien aramidowych często poddawana jest modyfikacjom w celu poprawy adhezji międzyfazowej [115].

Kompozyty zbrojone włóknami aramidowymi znajdują zastosowanie m.in. w lotnictwie, przemyśle obronnym, sprzęcie ochronnym, elementach narażonych na uderzenia, oponach, linach i cięgnach, a także w specjalistycznych elementach sportowych.

Włókna naturalne (len)

Włókna lnu i zaliczane są do włókien łykowych pochodzenia roślinnego i stanowią alternatywę dla tradycyjnych włókien syntetycznych w kompozytach, szczególnie w kontekście zrównoważonego rozwoju i redukcji śladu węglowego. Charakteryzują się niższą gęstością (ok. 1,4-1,5 g/cm³) niż włókna szklane, co umożliwia obniżenie masy kompozytu. Dla włókien lnianych wytrzymałość na rozciąganie pojedynczych włókien mieści się zazwyczaj w zakresie 500-1500 MPa, a moduł sprężystości 30-80 GPa, w zależności od warunków uprawy, obróbki [116]. Włókna te cechują się dobrą sztywnością wzdłuż włókna oraz korzystnym stosunkiem wytrzymałości do masy, jednak ich właściwości są znacząco wrażliwe na wilgoć i jakość procesu przygotowania. Hydrofilowy charakter powierzchni utrudnia adhezję do matryc polimerowych oraz sprzyja pęcznieniu, dlatego stosuje się różne modyfikacje chemiczne (alkalizacja, silanizacja) w celu poprawy kompatybilności z matrycą [104].

Kompozyty wzmacniane lnem i konopiami znajdują zastosowanie głównie w przemyśle motoryzacyjnym (panele wnętrza), budownictwie, wyposażeniu sportowo-rekreacyjnym oraz wyrobach, gdzie istotne są niska masa, dobre własności tłumienia drgań i aspekt ekologiczny, przy umiarkowanych wymaganiach wytrzymałościowych.

2.4.4. Struktury włókiennicze stosowane jako wzmocnienia w kompozytach

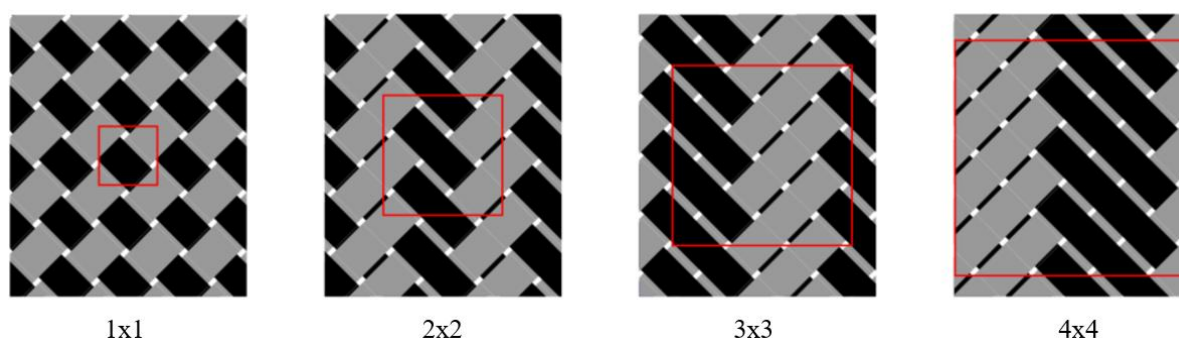
Struktury włókiennicze stanowią istotny element konstrukcyjny materiałów kompozytowych, mający bezpośredni wpływ na ich właściwości mechaniczne. Kluczowe znaczenie w tym kontekście ma architektura elementów wzmacniających, które można projektować w sposób umożliwiający przenoszenie obciążeń w wybranych kierunkach. Poprzez odpowiednią modyfikację zarówno struktury, jak i doboru materiałów, możliwe jest znaczące zwiększenie wytrzymałości i sztywności kompozytu. Istotnym parametrem technologicznym pozostaje także układalność struktury włókienniczej, rozumiana jako jej zdolność do dopasowania się do złożonych powierzchni bez utraty ciągłości i jakości wzmocnienia.

W kontekście kompozytów z przestrzennym drukowanym 3D rdzeniem istotnym ograniczeniem pozostaje możliwość dopasowania struktury włókienniczej do złożonej geometrii powierzchni wewnętrznej. W praktyce zastosowanie znajdują przede wszystkim te struktury, które mogą zostać wytworzone w formie rękawa o zamkniętym przekroju lub jako płaskie rozwinięcie odpowiadające docelowemu kształtowi przestrzennemu. Takie podejście umożliwia efektywne formowanie materiału wokół rdzenia bez powstawania fałd, deformacji włókien czy utraty ciągłości włókien. Wymogi te spełniają m.in. struktury plecione, dzianinowe i tkane, jak również nowoczesne rozwiązania bazujące na technice haftu technicznego, znanej jako Tailored Fiber Placement (TFP).

Plecionka

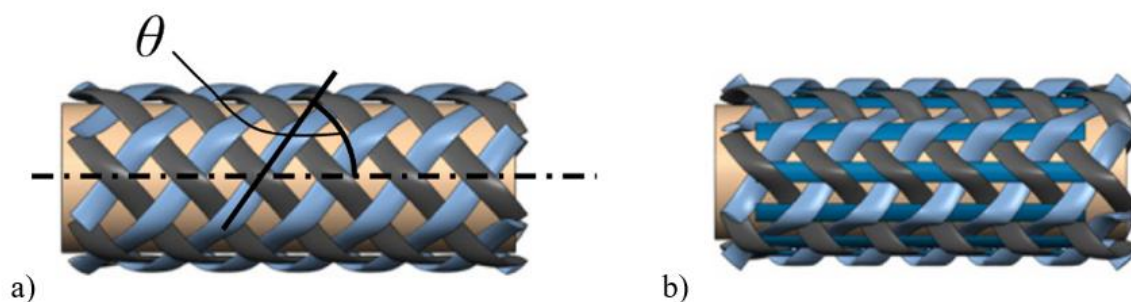
Plecionki stanowią rodzaj struktury włókienniczej często wykorzystywanej jako zbrojenie w kompozytach, powstającej w wyniku przeplatania co najmniej dwóch układów przędz pod określonym kątem względem kierunku wytwarzania. Ich szerokie zastosowanie wynika zarówno z korzystnych właściwości mechanicznych i użytkowych, jak i z relatywnie niskich kosztów procesu.

W praktyce stosuje się różne wzory splotu, takie jak 1x1, 2x2, 3x3 czy splot 4x4, których dobór wpływa na wrobienie przędzy, zdolność do układania się w złożone kształty oraz jednorodność rozkładu włókien w przekroju [117], [118]. Przykładowe rodzaje splotów przedstawiono na Rys. 18.



Rys. 18. Rodzaje splotów w plecionkach dwuosiowych [118]

Kluczowym parametrem struktury plecionki jest kąt ułożenia włókien, mieszczący się zazwyczaj w zakresie od 20° do 80° . Wartość tego kąta decyduje o właściwościach mechanicznych kompozytu: małe kąty (układy zbliżone do wzdłużnych ułożeń włókien) sprzyjają zwiększeniu nośności osiowej, natomiast duże kąty poprawiają właściwości w kierunku poprzecznym oraz zdolność materiału do pochłaniania energii [119]. W celu zwiększenia sztywności oraz nośności wzdłużnej do struktury dwuosiowej często wprowadza się dodatkowe włókna osiowe (0°), uzyskując w ten sposób plecionki trójosiowe (Rys. 19). Rozwiązanie to znacząco poprawia właściwości wzdłużne kompozytu, jednak jednocześnie ogranicza jego układność na powierzchniach zakrzywionych [120].



Rys. 19. Struktury plecionki: a) dwuosiowa, b) trójosiowa [118]

Proces przeplatania realizowany jest najczęściej na plecionkarkach, które umożliwiają ciągle formowanie zarówno taśm, jak i rur plecionych, a także prowadzenie procesu tzw. plecienia. Technika ta, wymaga kosztownych maszyn i często zaprogramowanego manipulatora, polega na oplataniu włókien bezpośrednio na rdzeniu o geometrii zbliżonej do kształtu docelowego elementu. Jej istotną zaletą jest wysoka powtarzalność ułożenia włókien oraz kąta plecienia, osiągnięta dzięki dodatkowemu sterowaniu CNC ruchem rdzenia i prędkościami przędz. Pozwala to na precyzyjniejsze projektowanie właściwości mechanicznych kompozytu oraz minimalizację ryzyka powstawania pustych przestrzeni pomiędzy wiązkami włókien (szczególnie przy zmianach średnicy trzpienia), czego skutkiem może być powstawanie porów w późniejszym procesie impregnacji żywicą. Technologie plecionkowe mogą być również integrowane z innymi metodami, np. pultruzją, w której oplot nakładany jest na ciągniony rdzeń z jednoczesną impregnacją i utwardzaniem. Pozwala to na produkcję prętów, tulei i cięgien o zbrojeniu plecionym [121].

Właściwości mechaniczne kompozytów plecionych wynikają z ich specyficznej architektury tekstylnej. Skrzyżowane i faliste wiązki zwiększają udarność oraz odporność na propagację pęknięć. Pęknięcia są rozpraszane na przecięciach nitek, co sprzyja stopniowemu mechanizmowi uszkodzenia. Jednocześnie falistość i lokalne odchylenia orientacji włókien obniżają efektywną sztywność i wytrzymałość w porównaniu z laminatami o włóknach jednokierunkowych (UD, z ang. unidirectional) czy tkaninami. Z tego względu plecionki charakteryzują się zazwyczaj niższym modułem sprężystości i wytrzymałością na rozciąganie w kierunku osiowym, ale przewyższają inne struktury włókniste pod względem udarności oraz odporności na obciążenia złożone [122].

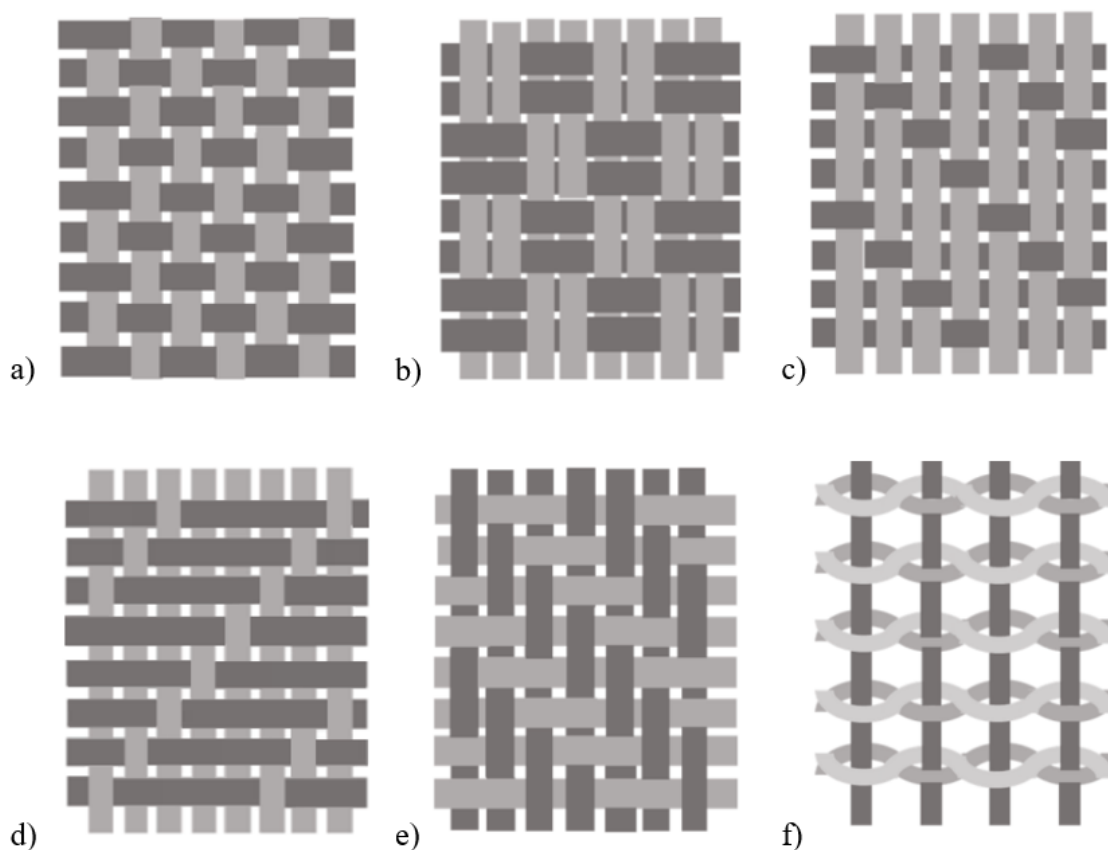
Zastosowania plecionek obejmują szeroki zakres dziedzin inżynierii. W transporcie wykorzystywane są do wytwarzania komponentów o złożonych przekrojach zamkniętych, takich jak ramy, żebra, dźwigary skrzynkowe czy wały. Ciągłość struktury zmniejsza liczbę połączeń, redukuje masę i jednocześnie zwiększa odporność na uszkodzenia eksploatacyjne. W przemyśle motoryzacyjnym i sportowym stosuje się je w elementach energochłonnych, takich jak strefy zgniotu, kije sportowe, ramy rowerowe czy wędkę. W medycynie plecione struktury wykorzystywane są m.in. do produkcji lejów protezowych.

Tkanina

Tkaniny stanowią jedną z najczęściej stosowanych form wzmocnień w kompozytach polimerowych. Powstają poprzez przeplatanie prostokątnych układów włókien - osnowy

i wążku - co zapewnia im stabilność wymiarową oraz możliwość przenoszenia obciążeń w dwóch kierunkach. Uzyskana w ten sposób struktura umożliwia orientację włókien zgodnie z kierunkiem działania obciążeń, a odpowiednie nakładanie kolejnych warstw pod różnymi kątami pozwala na uzyskanie quasi-izotropowego wzmocnienia. Obok klasycznych tkanin dwuosiowych występują także tkaniny trójosiowe, w których trzy układy nitek (0° , $+60^\circ$, -60°) tworzą strukturę quasi izotropową. Charakteryzują się one jednak większą porowatością i niższą wytrzymałością na rozciąganie w porównaniu z tkaninami dwuosiowymi [123].

Ze względu na rodzaj splotu włókien wyróżnia się m.in. splot płócienny, skośny (twill) oraz atlasowy (satin), jak również ich pochodne i modyfikowane. Wybrane przykłady przedstawiono na Rys. 20. Każda z tych struktur różni się wrobieniem nitek, układalnością oraz właściwościami mechanicznymi.



Rys. 20. Przykłady splotów tkanych: a) płócienny, b) panamowy, c) skośny 1/3, d) atlasowy, e) skośny 2/2 Z, f) gazejski [124]

Właściwości kompozytu wzmocnianego tkaniną zależą w dużym stopniu od architektury splotu. Splot płócienny charakteryzuje się wysoką stabilnością i równomiernym rozkładem włókien, jednak liczne punkty przeplotu powodują ich pofalowanie, co obniża wytrzymałość na rozciąganie i układalność struktury. Splot skośny ma mniejszą liczbę przeplotów, co ogranicza wrobienia i sprzyja poprawie właściwości mechanicznych, a jednocześnie zapewnia większą podatność na formowanie. Splot atlasowy cechuje się najdłuższymi odcinkami prostych włókien, co minimalizuje efekt pofalowania struktury i zwiększa wytrzymałość zmęczeniową, a także zapewnia najlepszą układalność [124]. Splot gazejski nie jest zazwyczaj stosowanych w elementach kompozytowych ze względu na ich otwartą strukturę, która

proceeds to a low volume fraction of fibers. Usually, it is used to introduce a unidirectional structure, in which the thin threads stabilize the fiber arrangement [125].

The main limitation is their ability to be laid out on complex, double-curved surfaces without wrinkling or creasing. This may require cutting the material into smaller fragments and using overlaps, which can introduce potential weaknesses in the composite structure.

The use of fabric structures in composites results from a beneficial compromise between mechanical properties and resistance to damage. In consequence, they have found wide application in many industries. In aviation and space, they are used as structural elements, fuselage, panels of complex geometry. In motorization, they are used as parts of chassis and impact components, where a combination of low mass and resistance to impact is required. In defense - ballistic shields and bulletproof vests, where the key is the ability to absorb impact energy. In construction - prefabricated load-bearing elements and reinforcement of existing structures, as well as in sports equipment such as bicycle frames, skis, rackets, and surfboards, combining lightness and high impact resistance.

Dzianina

Dzianiny as a reinforcement of polymer composites represent an interesting alternative to traditional reinforcements, mainly due to features related to architecture and technology of production. Dzianiny are distinguished by high complexity, which makes them particularly advantageous in the production of elements of complex geometry, which is difficult to achieve with fabric or unidirectional structures. This technology allows for the production of flat or curved, cylindrical and non-cylindrical structures, for example in the form of sleeves or elements of a shape close to the final product. Thanks to this, material waste can be limited and the processing time of the composite can be reduced, but it should be emphasized that the process itself remains usually time-consuming and expensive [126]. Curved and cylindrical structures can instead represent an alternative for complex shapes.

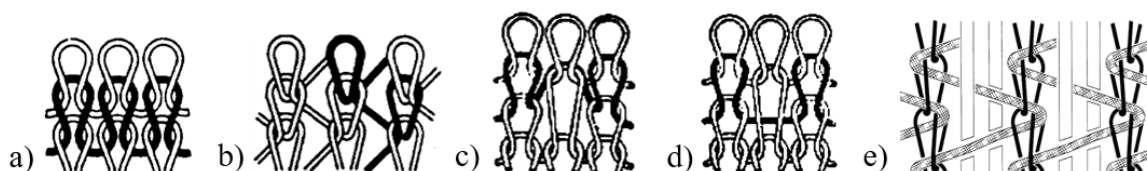
Despite the above advantages, the development of composites reinforced with fabric structures is slow - their use has a mainly research character, and industrial applications are limited [127]. The main reason is the fact that fabric-reinforced composites show generally lower mechanical properties in the laminate plane compared to their counterparts reinforced with fabrics or unidirectional fibers [128]. As research shows, the complex architecture of fabric structures hinders the effective use of fiber strength. The uneven layout causes that not all fiber segments carry the load. Moreover, the typical fiber content in fabric-reinforced laminates is relatively low (around 40% volume, while in laminates reinforced with fabric or unidirectional fibers it reaches 50-60%). The reduced fiber content results from the more complex structure of the fabric and the presence of voids between the folds. Additionally, the curvature of fibers in the folds leads to stress concentration, which promotes the initiation of microcracks in the matrix and accelerates the formation of damage. Moreover, in

trakcie procesu produkcyjnego może dochodzić do częściowego uszkodzenia włókien, na przykład poprzez przecieranie czy łamanie pojedynczych filamentów [126], [129].

Warto jednak podkreślić, że kompozyty wzmacniane dzianinami odznaczają wysoką zdolność pochłaniania energii, co przypisuje się możliwości rozpraszania energii poprzez odkształcenia pętelkowej struktury oraz stopniowej propagacji uszkodzeń. Charakteryzują się także podwyższoną udarnością z karbem, co czyni dzianiny obiecującym wzmocnieniem tam, gdzie występują otwory, nacięcia lub koncentracja naprężeń [126].

Anizotropowość jest kolejnym istotnym aspektem dzianinowych kompozytów. W przeciwieństwie do wielu laminatów tkanych, laminaty dzianinowe zazwyczaj wykazują różne parametry mechaniczne w zależności od kierunku obciążenia względem układu dzianiny [128], [130]. Analizy pęknięć w laminatach wykazały dwa charakterystyczne tryby zniszczenia: pęknięcie w obszarach o bardzo niskim lokalnym udziale włókien (między pętlami) oraz pęknięcie spowodowane koncentracją naprężeń przy przepłotach pętli [128], [131]. Z uwagi na te zjawiska, ważne jest odpowiednie projektowanie konstrukcji dzianiny. Zaobserwowano również, że wstępne rozciągnięcie wzmocnienia przed impregnacją, dzięki wstępnemu wyprostowaniu pętli wpływa na poprawę właściwości mechanicznych kompozytu [132].

Szerokie możliwości modyfikacji struktury stwarzają warunki do prowadzenie badań nad poprawą właściwości mechanicznych kompozytu. Jednym z podejść jest wprowadzenie włókien prostoliniowych do struktury - zarówno w kierunku rzędów jak i kolumniek [133]. Inną metodą jest stosowanie specjalnych ściegów w dzianinie, które powodują, że część włókien biegnie niemal prosto (bez tworzenia pętli) na pewnym odcinku struktury [126]. Wykorzystuje się również oczka wydłużone i podwójne w celu zwiększenia zagęszczenia włókien i stabilności dzianiny, co przekłada się na lepsze parametry wytrzymałościowe kompozytu [127]. Na Rys. 21 przedstawiano klasyczne struktury dzianinowe wraz z przykładowymi modyfikacjami.



Rys. 21. Struktury dzianinowe i ich modyfikacje: a) splot rządkowy, b) splot kolumnkowy, c) odcinki proste w kolumnkach, d) odcinki proste w rzędkach, e) przedze o układzie prostoliniowym wprowadzone do splotu kolumnkowego [126]

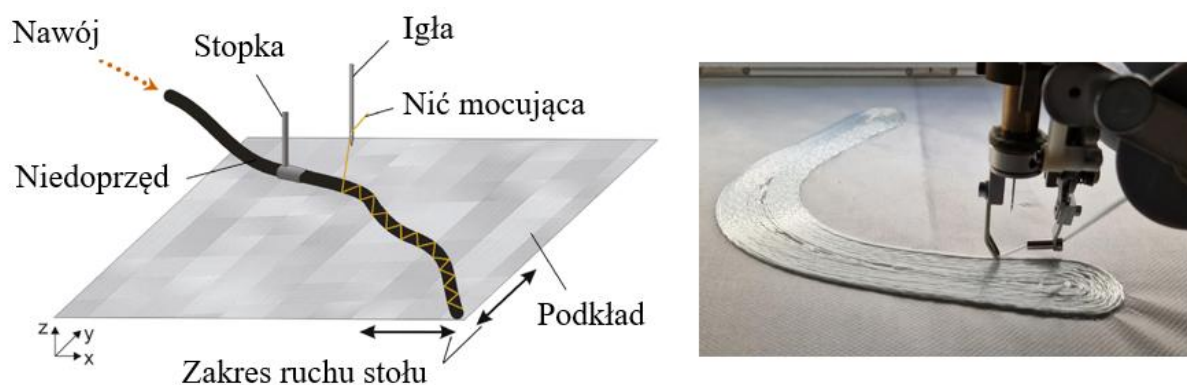
Zastosowanie dzianin w kompozytach stwarza szanse na wdrożenie ich w wielu dziedzinach inżynierii. W lotnictwie i kosmonautyce opracowano prototypy elementów poszycia, w motoryzacji do części energochłonnych i paneli nadwozia, w budownictwie jako wzmocnienia betonowe i lekkie elementy elewacyjne, w sporcie do wytwarzania kasków czy komponentów rowerowych, a w medycynie do implantów i lejów protezowych [127].

Dzięki niskiej masie, dobrej udarności oraz możliwości łatwego dopasowania do skomplikowanych kształtów, dzianiny otwierają nowe perspektywy w projektowaniu kompozytów o wysokiej funkcjonalności. Choć ich podstawowym ograniczeniem pozostaje niższa sztywność i wytrzymałość w porównaniu z innymi strukturami włóknistymi, rozwój

technologii w zakresie modyfikowania struktur sprawia, że materiały te uzyskują coraz większe znaczenie w zaawansowanych zastosowaniach inżynierskich.

Haft techniczny

Technologia haftu technicznego (TFP, z ang. tailored fiber placement), została opracowana w latach 90 XX wieku w Leibniz Institute of Polymer Research w Dreźnie. Jej podstawy opierają się na standardowej technologii haftu, jednak została ona zaadaptowana do wytwarzania tekstylnych wzmocnień przeznaczonych do elementów kompozytowych, z możliwością układania włókien w dowolnym kierunku [134]. Zasadę działania zaprezentowano na Rys. 22.



Rys. 22. Schemat technologii haftu technicznego (TFP, z ang. tailored fiber placement) wraz z przykładem procesu układania włókien [135]

Ciągłe pasma włókien mogą być układane w dowolnym kierunku dzięki rotacji przewodnicy włókna oraz przesuwaniu stołu wraz z materiałem pokładowym. Włókna mocowane są do podłoża za pomocą ściegu (np. zygzakowego) obejmującego nić górną i dolną. Metoda ta umożliwia formowanie zarówno prostoliniowych układów włókien, jak i zakrzywionych ścieżek o małym promieniu, które odzwierciedlają kierunki działania głównych naprężeń w przyszłym elemencie konstrukcyjnym [136].

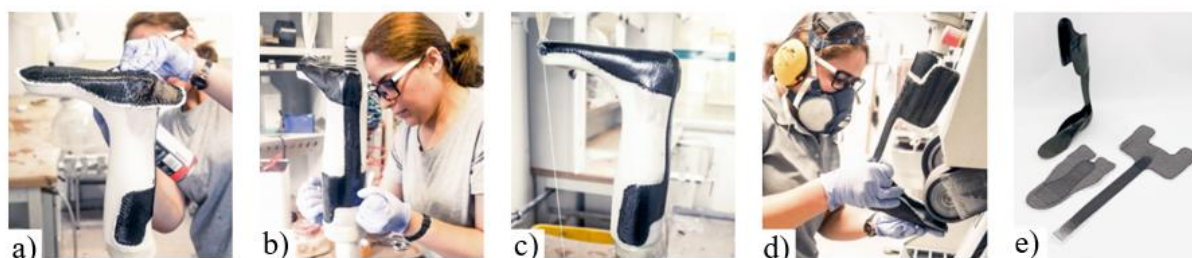
Technologia TFP umożliwia wytwarzanie wstępnie uformowanych struktur zbrojeniowych w sposób zbliżony do kształtu końcowego, bez potrzeby późniejszego wykrawania materiału. Dzięki temu znacząco ogranicza się ilość odpadów produkcyjnych, szczególnie jeśli zastosuje się odpowiednio dopasowane tamborki i zoptymalizowaną wielkość podkładu haftującego [137], [138].

Wytworzone struktury w linii prostej można scharakteryzować jako układ jednokierunkowy UD. Badania jednak wykazały, że podczas przebijania materiału przez igłę hafciarki może dochodzić do miejscowej separacji niedoprzędów, a nawet uszkodzenia pojedynczych filamentów [138], [139]. Na kształt i naprężenie wkładanego włókna wpływają również takie czynniki jak: ścieg typu zig-zag nici zabezpieczającej, oscylacyjny ruch stopki podającej oraz pantografu maszyny haftującej [137]. Dodatkowym czynnikiem jest napięcie niedoprzędu w trakcie podawania, którego niewłaściwe ustawienie może prowadzić do nadmiernej falistości włókien i zmniejszenia efektywnej nośności struktury. Powstające w wyniku tych zjawisk falowanie włókien wpływa negatywnie na sztywność i wytrzymałość laminatu w kierunku

obciążeń głównych, co zostało potwierdzone zarówno analizami mikroskopowymi, jak i modelowaniem numerycznym [140].

Istotne znaczenie ma również materiał podkładowy, stanowiący bazę dla całej struktury włókienniczej. Często stosuje się papier filtracyjny lub włókniny techniczne, które stabilizują włókna w trakcie haftu. W modelowaniu matematycznym komponent ten bywa często pomijany lub traktowany jako struktura nienośna. Na podstawie przeprowadzanych badań mikroskopowych w laminatach powstałych z wykorzystaniem TFP i procesu RTM, określono, że objętościowy udział włókien węglowych w całej strukturze to 34% [138]. Wskazuje to, że udział objętościowy w strukturze końcowej nie może być pomijany w opracowywanych modelach matematycznych. W literaturze jednak brakuje zweryfikowanych metod analitycznych umożliwiających przewidywanie podstawowych właściwości mechanicznych.

W projektowaniu wyrobów kluczowe znaczenie ma orientacja włókien wzmacniających względem kierunku działania sił. W odróżnieniu od konwencjonalnych struktur tkanych czy plecionych umożliwia precyzyjne układanie włókien w kierunkach dostosowanych do rzeczywistych stanów naprężenia. Na Rys. 23 przedstawiono przykładowy proces formowania łuski ortozy stawu skokowego na opadającą stopę, w której zastosowano technologie haftu technicznego TFP.



Rys. 23. Proces formowania kompozytowej łuski ortozy stawu skokowego z wykorzystaniem struktury włókienniczej wykonanej za pomocą haftu technicznego TFP [141]

W pierwszym etapie (a) precyzyjnie ułożono struktury wzmacniające (e) na formie odwzorowującej kształt kończyny dolnej. Następnie przeprowadzono proces impregnacji żywicą epoksydową (b), zapewniając odpowiednie nasycenie włókien. Kolejnym krokiem było sieciowanie żywicy (c), które nadało strukturze wymaganą sztywność. Po utwardzeniu materiału wykonano obróbkę wykończeniową (d), uzyskując gotową, funkcjonalną łuskę ortopedyczną (e).

Technologia haftu technicznego TFP stanowi innowacyjne podejście do projektowania wzmocnień kompozytowych, umożliwiając precyzyjne układanie włókien zgodnie z rzeczywistym rozkładem naprężeń. TFP znajduje coraz szersze zastosowanie w przemyśle, w tym również w wyrobach medycznych, gdzie złożona geometria i indywidualne dopasowanie stanowią kluczowe wymagania. Dalsze badania powinny koncentrować się na udoskonalaniu i weryfikacji modeli matematycznych oraz optymalizacji procesu wytwarzania, w celu pełniejszego wykorzystania potencjału tej technologii w zastosowaniach przemysłowych.

2.5. Ocena zgodności wyrobu medycznego z wymaganiami Unii Europejskiej

2.5.1. Ramy prawne i podstawowe wymagania

Unia Europejska utrzymuje rygorystyczne ramy prawne dla wyrobów medycznych, aby zapewnić ich bezpieczeństwo i skuteczność kliniczną. Kluczowym aktem prawnym jest Rozporządzenie (UE) 2017/745 (MDR, z ang. medical device regulation) w sprawie wyrobów medycznych, które od 26 maja 2021 r. zastąpiło poprzednią Dyrektywę 93/42/EWG (MDD, z ang. medical device directive) oraz Ustawa z dnia 7 kwietnia 2022 r. o wyrobach medycznych (Dz. U. 2022, poz. 974). Jako rozporządzenie unijne MDR obowiązuje bezpośrednio we wszystkich państwach członkowskich, ustanawiając jednolite wymagania dla producentów i innych podmiotów gospodarczych.

Rozporządzenie MDR ustanawia klasy ryzyka wyrobów medycznych (I, IIa, IIb, III) na podstawie przewidzianego zastosowania i stopnia ryzyka związanego z używaniem wyrobu. Ortezy kolanowe zaklasyfikowano jako wyroby nieinwazyjne do użytku krótkotrwałego, co odpowiada regule 1 i wskazuje na klasę I.

Dla wyrobów klasy I producent przeprowadza samodzielnie ocenę zgodności zgodnie w wybranym załączniku MDR, kończąc ją sporządzeniem Deklaracji Zgodności UE oraz nadaniem oznakowania CE, potwierdzającego spełnienie wymagań Rozporządzenia (UE) 2017/745 (MDR). Interesującym zagadnieniem pozostaje jednak kwestia kwalifikacji ortez stawu kolanowego wykonywanych w technologii druku 3D opartym na skanie nogi pacjenta - czy są to wyroby wytwarzane na indywidualne zamówienie, czy raczej produkty seryjne z dopasowaniem do pacjenta. W przypadku, gdy proces projektowania opiera się na istniejącym, powtarzalnym modelu konstrukcyjnym, a personalizacja ogranicza się do skalowania geometrii lub lokalnych modyfikacji wynikających z danych skanowania 3D, ortezę można uznać za wyrób seryjny z indywidualnym dopasowaniem. W praktyce różni się to jednak tylko sposobem prowadzenia dokumentacji, oznakowania i rejestracji wyrobu, ponieważ kwestia bezpieczeństwa i ryzyka jest w dalszym ciągu kluczowa.

Kluczowym elementem procesu oceny zgodności wyrobów medycznych są tzw. normy zharmonizowane, opracowane w celu ujednoczenia wymagań technicznych w całej Unii Europejskiej. Ich stosowanie, umożliwia producentowi wykazanie spełnienia zasadniczych wymagań bezpieczeństwa i funkcjonalności określonych w MDR. W odniesieniu do ortez stawu kolanowego szczególne znaczenie mają następujące normy zharmonizowane:

- PN-EN ISO 13485 - *Wyroby medyczne - Systemy zarządzania jakością - Wymagania dla celów przepisów prawnych* - określa wymagania dotyczące systemu zarządzania jakością w procesie projektowania, wytwarzania oraz kontroli wyrobów medycznych;
- PN-EN ISO 14971 - *Wyroby medyczne - Zastosowanie zarządzania ryzykiem do wyrobów medycznych* - definiuje zasady identyfikacji, analizy, oceny i kontroli ryzyka na każdym etapie cyklu życia wyrobu;

- PN-EN ISO 10993-1 - *Biologiczna ocena wyrobów medycznych - Część 1: Ocena i badania w ramach procesu zarządzania ryzykiem* - dotyczy zasad oceny biokompatybilności materiałów mających kontakt ze skórą i tkankami;
- PN-EN 62366-1 - *Wyroby medyczne - Część 1: Stosowanie inżynierii użyteczności do wyrobów medycznych* - określa proces projektowania zorientowanego na użytkownika, mający na celu minimalizowanie ryzyka związanego z błędami użycia oraz poprawę ergonomii i bezpieczeństwa obsługi wyrobu.
- PN-EN ISO 22523 - *Ortezy i protezy zewnętrzne - Wymagania ogólne i metody badań* - określa wymagania techniczne oraz procedury badań dotyczące protez i ortez kończyn;
- PN-EN ISO 15223-1 - *Wyroby medyczne - Symbole do stosowania na etykietach wyrobów medycznych, ich opakowaniach i w towarzyszących dokumentach - Część 1: Wymagania ogólne* - określa zasady oznakowania i identyfikacji wyrobów;
- PN-EN ISO 20417 - *Wyroby medyczne - Informacje dostarczane przez producenta* - określa wymagania dotyczące treści, formy i sposobu udostępniania informacji użytkownikom i organom nadzoru

2.5.2. Procedura oceny zgodności dla wyrobu klasy I

W przypadku ortozy stawu kolanowego zaliczanej do wyrobów medycznych klasy I, producent przeprowadza procedurę oceny zgodności samodzielnie, bez udziału jednostki notyfikowanej. Proces ten kończy się sporządzeniem Deklaracji Zgodności UE oraz nadaniem oznakowania CE, które potwierdza spełnienie wymagań Rozporządzenia Parlamentu Europejskiego i Rady (UE) 2017/745 (MDR). Procedura oceny zgodności jest realizowana zgodnie z Załącznikiem I, II oraz IV MDR.

Załącznik I Rozporządzenia MDR określa ogólne wymagania dotyczące bezpieczeństwa i działania, które producent musi potwierdzić w oparciu o odpowiednie dane techniczne. Ich dokumentowanie odbywa się w formie dokumentacji technicznej, której strukturę i zakres określa Załącznik II.

Zebrane dane pozwalają na potwierdzenie, że wyrób spełnia zasadnicze wymagania dotyczące bezpieczeństwa, jakości i skuteczności. Po pozytywnym zakończeniu procedury oceny zgodności producent sporządza Deklarację Zgodności UE i wprowadza wyrób do obrotu, oznakowany znakiem CE.

2.5.3. Projektowanie wyrobów medycznych

Proces projektowania nowego wyrobu medycznego obejmuje etap koncepcyjny, opracowanie rozwiązania konstrukcyjnego oraz jego weryfikację i walidację, prowadzące do przygotowania wyrobu do wprowadzenia do obrotu. Wraz z postępowaniem prac projektowych tworzona jest dokumentacja techniczna, zawierająca opis i specyfikację wyrobu, w tym informacje dotyczące wcześniejszych i podobnych generacji wyrobów dostępnych na rynku. Dokumentacja ta obejmuje również informacje przekazywane przez producenta, takie jak oznakowanie, etykiety oraz instrukcje użytkowania, a także dane dotyczące projektu i procesu

wytwarzania, umożliwiające zrozumienie przyjętych rozwiązań konstrukcyjnych, etapów produkcji oraz ich walidacji.

Integralnym elementem procesu projektowania jest potwierdzenie spełnienia ogólnych wymagań dotyczących bezpieczeństwa i działania wyrobu, realizowane poprzez weryfikację i walidację przyjętych rozwiązań konstrukcyjnych oraz odniesienie do właściwych norm zharmonizowanych i specyfikacji technicznych. Proces ten obejmuje analizę stosunku korzyści do ryzyka oraz zarządzanie ryzykiem zgodnie z normą ISO 14971, a także weryfikację i walidację wyrobu na podstawie wyników badań i testów prowadzonych w symulowanych warunkach użytkowania. Uzupełnieniem tych działań jest analiza literaturowa dotycząca wyrobów o zbliżonym zastosowaniu oraz opracowanie oceny klinicznej, stanowiące podstawę do potwierdzenia bezpieczeństwa i skuteczności projektowanego rozwiązania.

2.6. Podsumowanie wstępu teoretycznego

Przedstawione w przeglądzie zagadnienia dotyczące biomechaniki stawu kolanowego, konstrukcji i wymagań użytkowych ortez funkcjonalnych, a także materiałów i technologii ich wytwarzania wskazują jednoznacznie, że kluczowym elementem decydującym o skuteczności i trwałości ortozy jest odpowiedni dobór materiału konstrukcyjnego ramy. W szczególności istotne jest zapewnienie wysokiej sztywności i wytrzymałości mechanicznej przy jednoczesnym zachowaniu niskiej masy oraz możliwości indywidualnego dopasowania geometrycznego do anatomii pacjenta.

Technologie przyrostowe, w połączeniu z metodami skanowania 3D oraz parametrycznym projektowaniem CAD, stwarzają możliwość wytwarzania indywidualnie dopasowanych kształtów, które mogą pełnić m.in. funkcję rdzenia ramy ortozy stawu kolanowego. Zastosowanie technik kompozytowych, takich jak infuzja żywicy, umożliwia integrację rdzenia wytwarzanego metodą druku 3D z warstwami struktur włókienniczych, prowadząc do uzyskania wytrzymałej konstrukcji ramy ortozy bez konieczności stosowania kosztownych form. Jednocześnie analiza dostępnej literatury wskazuje na brak jednoznacznych wyników dotyczących wpływu architektury tekstyliów na właściwości mechaniczne kompozytów z rdzeniem drukowanym 3D.

Zidentyfikowana luka badawcza dotyczy w szczególności porównania różnych dwuwymiarowych struktur włókienniczych takich jak tkaniny, plecionki, dzianiny oraz hafty techniczne pod kątem ich przydatności do wzmacniania kompozytów stosowanych w elementach ortez. Kluczowe znaczenie mają tu nie tylko osiągnięte właściwości mechaniczne, lecz również możliwość dopasowania struktur do przestrzennego rdzenia, zdolność do równomiernej impregnacji żywicą oraz możliwość uzyskania jednorodnej powierzchni wyrobu.

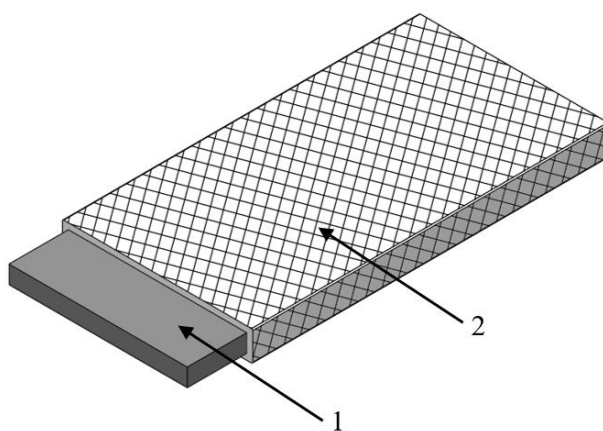
W związku z powyższym kolejnym etapem pracy są badania wstępne kompozytów warstwowych, których celem jest eksperymentalna ocena wpływu rodzaju struktury włókienniczej na właściwości mechaniczne i technologiczne kompozytu. Uzyskane wyniki stanowią podstawę do wyboru optymalnego rozwiązania materiałowego oraz dalszego rozwijania koncepcji kompozytu, przeznaczonego do zastosowania w indywidualnie dopasowanych ortezach stawu kolanowego.

3. Badania wstępne kompozytów warstwowych

Celem badań było określenie przydatności poszczególnych struktur włókienniczych do pełnienia funkcji wzmocnienia w kompozytach stosowanych w elementach ortez. Szczególną uwagę zwrócono na wpływ architektury wzmocnienia na właściwości mechaniczne kompozytu, zdolność dopasowania struktur na przestrzennych elementach oraz możliwość uzyskania jednorodnej, gładkiej powierzchni, co ma istotne znaczenie przy ocenie potencjału tej technologii w produkcji ortez stawu kolanowego.

Zgodnie z założeniami projektu, opracowany kompozyt warstwowy przeznaczony do wytwarzania rami ortezy stawu kolanowego powinien charakteryzować się podwyższonymi właściwościami mechanicznymi, w szczególności wytrzymałością oraz modułem sprężystości, w porównaniu z polimerami termoplastycznymi stosowanymi w technologiach przyrostowych. Spełnienie tych wymagań przy zachowaniu niskiej masy oraz możliwości indywidualnego dopasowania geometrycznego stanowi jedno z głównych wyzwań projektowych niniejszej pracy.

Do najczęściej stosowanych dwuwymiarowych struktur włókienniczych stosowanych jako zbrojenie kompozytów, należą tkaniny, plecionki, dzianiny oraz coraz częściej hafty techniczne [142], [143]. W niniejszych badaniach skupiono się na trzech z nich - tkaninie, plecionce oraz dzianinie - wytworzonych w formie rękawów tekstylnych, które nałożono bezpośrednio na płaski rdzeń wykonany metodą druku 3D.



Rys. 24. Schemat budowy kompozytu warstwowego w badaniach wstępnych, 1 - rdzeń drukowany 3D, 2 - rękaw włókienniczy

Schemat budowy badanego kompozytu warstwowego przedstawiono na Rys. 24. Układ składający się z rdzenia drukowanego 3D z nałożonym rękawem włókienniczym został zaimpregnowany żywicą epoksydową z wykorzystaniem technologii formowania w worku próżniowym, zapewniającej skuteczną impregnację zbrojenia oraz ograniczenie porowatości struktury.

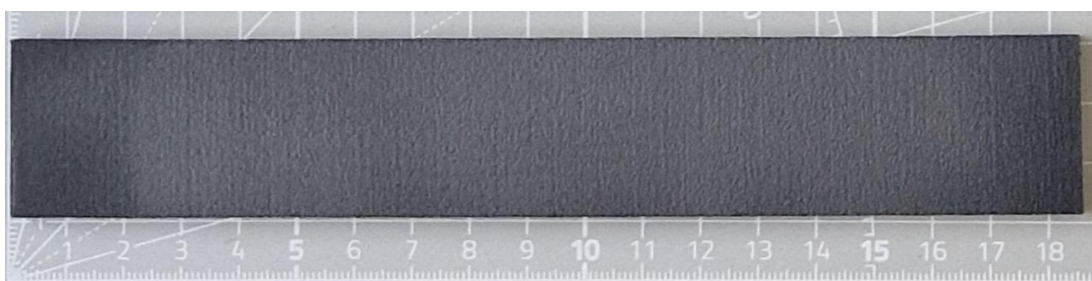
Wyniki uzyskane na tym etapie badań stanowiły podstawę do dalszego rozwijania koncepcji kompozytu warstwowego oraz doboru optymalnej struktury włókienniczej przeznaczonej do zastosowania w indywidualnie dopasowanych ortezach stawu kolanowego.

3.1. Materiały

3.1.1. Rdzeń kompozytu

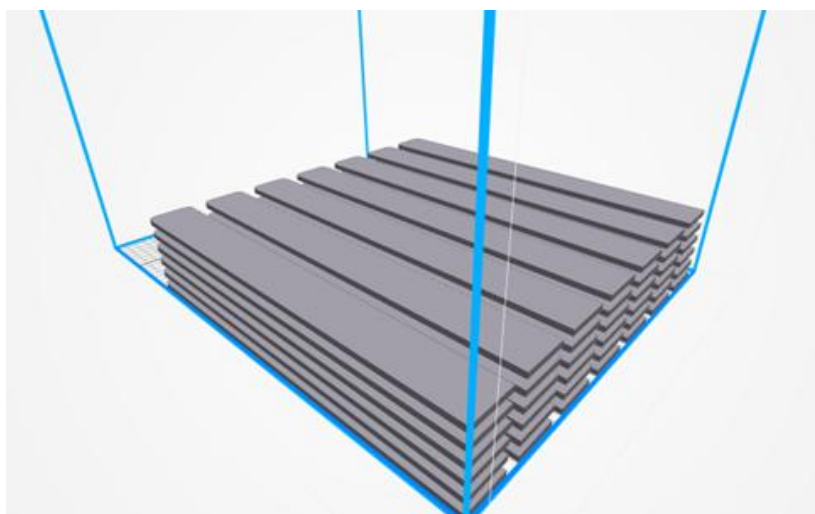
Rdzeń kompozytu wykonano w technologii proszków spiekanych (PBF) z zastosowaniem drukarki HP Jet Fusion 3D 4200 (MJF, z ang. Multi Jet Fusion). Metoda ta została wybrana ze względu na możliwość wytwarzania precyzyjnych elementów o złożonej geometrii oraz korzystne właściwości mechaniczne wytwarzanych części. Do istotnych zalet technologii PBF należy stosowanie niespiekanego proszku jako materiału podporowego, co ułatwia usuwanie resztek proszku po wydruku. Ponadto technologia ta zapewnia wysoką wytrzymałość zmęczeniową w porównaniu z innymi metodami addytywnymi oraz zwiększoną wytrzymałość połączeń międzywarstwowych [72].

Rdzeń miał postać płaskownika o przekroju prostokątnym i wymiarach $4 \times 30 \times 250$ mm. Wydrukowany element przedstawiono na Rys. 25.



Rys. 25. Rdzeń drukowany 3D

Do wytwarzania rdzeni wykorzystano proszek poliamidowy PA12 w proporcji 80/20, z czego 80% stanowił proszek odzyskany po poprzednich procesach druku, natomiast 20% materiał świeży, co odpowiada zalecany parametrom podany przez producenta. Parametry druku obejmowały: wysokość warstwy - 0,08 mm, prędkość drukowania - $4115 \text{ cm}^3/\text{h}$ (tryb zrównoważony, wypełnienie stałe). Całkowity czas procesu wynosił 15 godz. i 22 min. Gęstość upakowania próbek ustawiono na 8,98%, a odstęp między poszczególnymi elementami w komorze roboczej - 5 mm. Wszystkie rdzenie drukowano w orientacji X (Rys. 26).



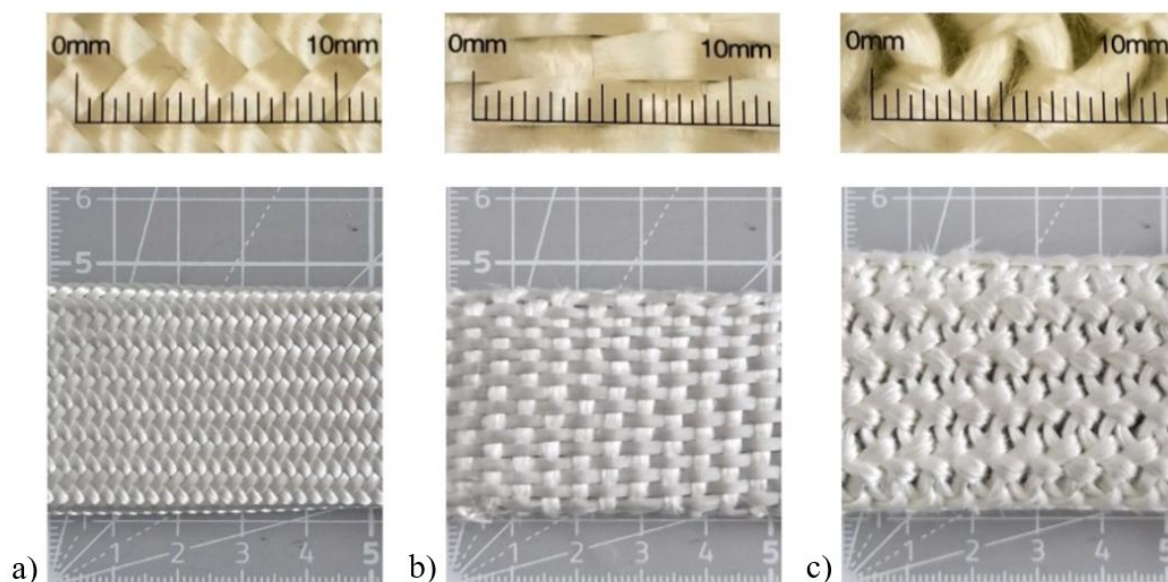
Rys. 26. Ułożenie rdzenia drukowanego 3D w komorze drukarki (orientacja X)

Orientacja druku ma istotny wpływ na właściwości mechaniczne wytwarzanych elementów. Jak wykazano w badaniach próbki drukowane w orientacji X osiągają o około 40% wyższą wytrzymałość na zginanie w porównaniu z próbkami wykonanymi w orientacji Z [94]. Z tego względu zachowano jednakowe ułożenie próbek, aby zapewnić porównywalność wyników. Gęstość wydrukowanego elementu wyniosła $1,10 \text{ g/cm}^3$.

3.1.2. Wzmocnienia włókiennicze

Jednym z kluczowych etapów projektowania kompozytów jest dobór odpowiedniego układu warstwowego, który zapewnia wymaganą sztywność i wytrzymałość, a jednocześnie umożliwia dopasowanie do złożonej geometrii rdzenia drukowanego w technologii 3D, odwzorowującego kształt kończyny.

W ramach badań przygotowano trzy warianty kompozytów, które różniły się strukturą włókienniczą: tkaniną, plecionką lub dzianiną w formie rękawów. Zdjęcia wzmacniających struktur przed impregnacją przedstawiono na Rys. 27.



Rys. 27. Wzmocnienie włókiennicze nałożone na rdzeń drukowany 3D: a) plecionka, b) tkanina, c) dzianina

Wszystkie struktury włókiennicze dostarczyła firma Dorteck EU. Zastosowano włókna szklane typu E-glass (EC9-34 T63) produkcji Saint-Gobain Vetrotex. Podstawowe parametry materiałów zestawiono w tabeli 3.

Tabela 3. Parametry struktur włókienniczych

Parametr	Plecionka	Tkanina	Dzianina
Masa powierzchniowa struktury tekstylnej [g/m^2]	1 100	800	4 200
Masa liniowa przędzy [tex]	800	800 x 1200 ¹	2 600
Rodzaj splotu	2/2	1/1	S1 ²

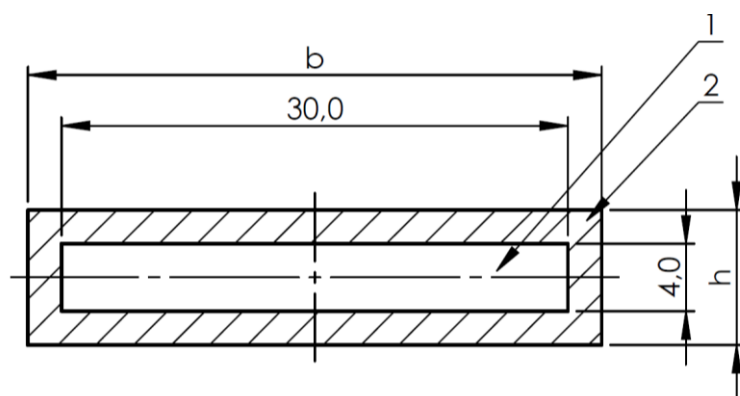
¹ wątek x osnowa

² oznaczenie producenta

Dla każdej ze struktur włókienniczych określono także charakterystyczne parametry geometryczne. W przypadku plecionki kąt oplotu względem osi rdzenia o przekroju prostokątnym wynosił 45° i 44 nitek/dm. Tkanina charakteryzowała się liczebnością osnowy 51 nitek/dm oraz liczebnością wątku 24 nitek/dm. Dzianina natomiast wykazywała gęstość ułożenia 18 oczek/dm przy 16 rzędach/dm.

3.1.3. Kompozyt warstwowy

Wzmocnienia włókiennicze nałożono na prostopadłościennie rdzenie wykonane w technologii druku 3D (MJF), a następnie zaimpregnowano żywicą epoksydową metodą worka próżniowego. Zastosowano żywicę epoksydową HAVEL Composite LH145 oraz utwardzacz HAVEL Composite H135 w proporcji wagowej 100:35. Proces utwardzania prowadzono w temperaturze 25 °C przez co najmniej 24 godziny, po czym kompozyty poddano obróbce mechanicznej przy użyciu frezarki. Przekrój poprzeczny przygotowanych kompozytów przedstawiono na Rys. 28.



Rys. 28. Schemat budowy kompozytu: 1- rdzeń wykonany w technologii druku 3D, 2 - warstwa wzmocnienia włókienniczego zaimpregnowana żywicą

W tabeli 4 zestawiono wymiary kompozytów, natomiast w tabeli 5 przedstawiono ich podstawowe parametry fizyczne. Wymiary rdzeni wykonanych metodą druku 3D pozostały niezmiennione, natomiast wymiary zewnętrzne kompozytów zależały od zastosowanej struktury tekstylnej.

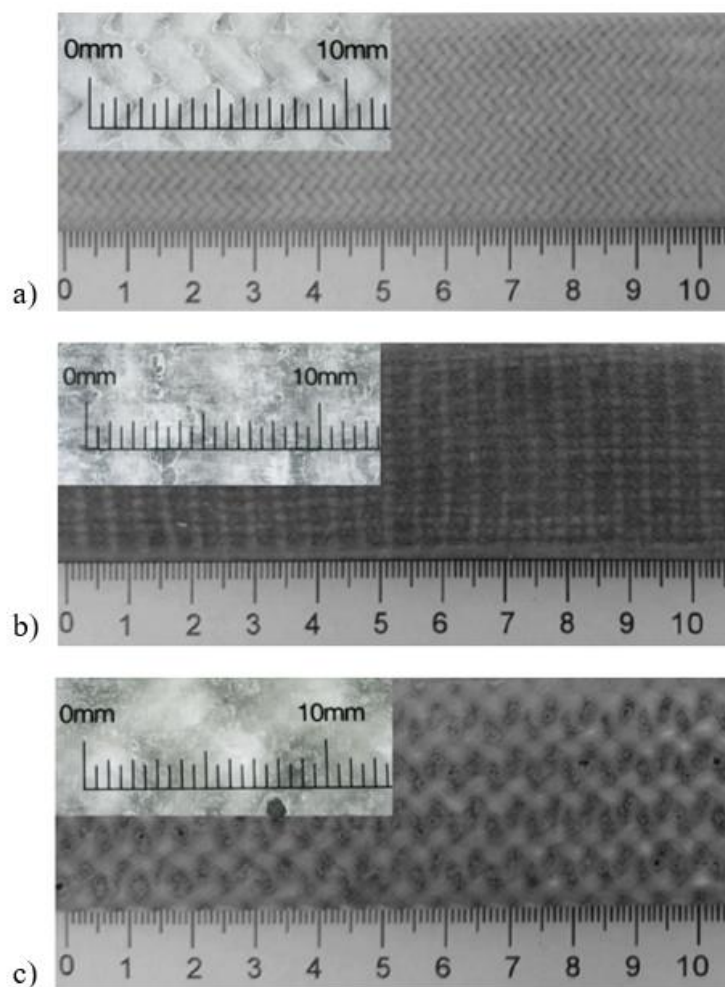
Tabela 4. Wymiary płaskich próbek kompozytowych

Struktura tekstylna	h [mm]	b [mm]
Plecionka	5,5	31,5
Tkanina	5,8	31,8
Dzianina	9,5	35,5

Średnią gęstość kompozytów obliczono jako stosunek całkowitej masy próbki (obejmującej rdzeń oraz warstwy wzmocnienia) do jej objętości. Masę powierzchniową poszczególnych warstw tekstylnych określono na podstawie bezpośrednich pomiarów. Udział masy każdej warstwy wyznaczono jako stosunek masy powierzchniowej danej warstwy do łącznej masy wszystkich zastosowanych struktur tekstylnych.

Tabela 5. Parametry płaskich próbek kompozytowych

Parametr	Plecionka	Tkanina	Dzianina
Średnia gęstość kompozytu [g/cm^3]	1,17	1,11	1,23
Masa powierzchniowa warstwy zewnętrznej [g/m^2]	2 340	1 545	9 310
Udział masowy warstwy zewnętrznej [%]	45,5	50,5	45



Rys. 29. Próbkki kompozytów zaimpregnowane żywicą epoksydową wzmocnione strukturami włókienniczymi: a) plecionki, b) tkaniny, c) dzianiny

Na Rys. 29 przedstawiono próbki wytworzonych kompozytów w dwóch skalach powiększenia. We wszystkich wariantach zaobserwowano obecność pustych przestrzeni, powstałe na skutek zastosowanego formowania w worku próżniowym oraz ograniczeń wynikających ze struktury tekstylnej, które utrudniają pełną impregnację włókien żywicą. Zjawisko to jest szczególnie wyraźne w dzianinie, gdzie w oczkach struktury widoczne są lokalne, nieregularne pory. Plecionka i tkanina charakteryzowały się najmniejszą liczbą pustych przestrzeni.

3.2. Metody pomiarowe

Wytworzone kompozyty poddano badaniom mechanicznym obejmującym próby zginania oraz rozciągania, w celu określenia wpływu rodzaju zastosowanego wzmocnienia włókienniczego na właściwości materiału. Dodatkowo przeprowadzono ocenę możliwości aplikacji rękawów na przestrzennych rdzeniach, odwzorowujących geometrię ramy ortezy stawu kolanowego.

3.2.1. Test zginania

Badania zginania wykonano zgodnie z normą ISO 14125 [144], stosując trójpunktowy układ obciążający. Wykorzystano maszynę wytrzymałościową Zwick/Roell Z005, rejestrującą przebieg siły w czasie próby. Dla każdej struktury włókienniczej przebadano pięć próbek. Badanie kończono w chwili osiągnięcia 5% odkształcenia.

W celu zapewnienia porównywalności wyników zachowano stały przekrój rdzenia drukowanego w technologii 3D. Rozstaw podpór ustalono jako 16 - krotność grubości próbki, co odpowiadało wartościom: 88 mm dla kompozytów z plecionką, 92,8 mm dla tkaniny oraz 152 mm dla dzianiny. Prędkość przesuwu głowicy obciążającej ustalono na 1 mm/min, a średnice elementów podpierających i obciążających wynosiły 5 mm.

3.2.2. Test rozciągania

Badania rozciągania przeprowadzono zgodnie z normą ISO 527-4 [145], a analizę wyników wykonano zgodnie z wytycznymi normy ISO 527-1:2019 [146]. Próby zrealizowano na uniwersalnej maszynie wytrzymałościowej INSTRON (model 8032) przy prędkości przesuwu głowicy 1 mm/min. Do pomiaru odkształceń wykorzystano ekstensometr o długości pomiarowej 50 mm. Próby prowadzono bez zastosowania dedykowanych podkładek (typ 2). Początkowa odległość między uchwytami maszyny została ustawiona na 150 mm. Dla każdej struktury włókienniczej przebadano pięć próbek

3.2.3. Ocena zdolności dopasowania struktur włókienniczych do geometrii rdzenia

W celu oceny zdolności dopasowania struktur włókienniczych do przestrzennego rdzenia wykonano ramę ortezy wykonaną metodą druku 3D (Rys. 30). Rdzeń został zamodelowany na podstawie kształtu zbliżonego do konstrukcji stosowanych w ortezach kolanowych, a jego przekrój poprzeczny odpowiadał przekrojowi zastosowanemu w próbkach płaskich (Rys. 28). Na przygotowany rdzeń nałożono kolejno każdą z analizowanych struktur, co umożliwiło ocenę ich dopasowania w warunkach odwzorowujących rzeczywiste kształty elementów ortopedycznych.



Rys. 30. Przestrzenny rdzeń drukowany w technologii druku 3D odwzorowujący kształt ramy ortozy

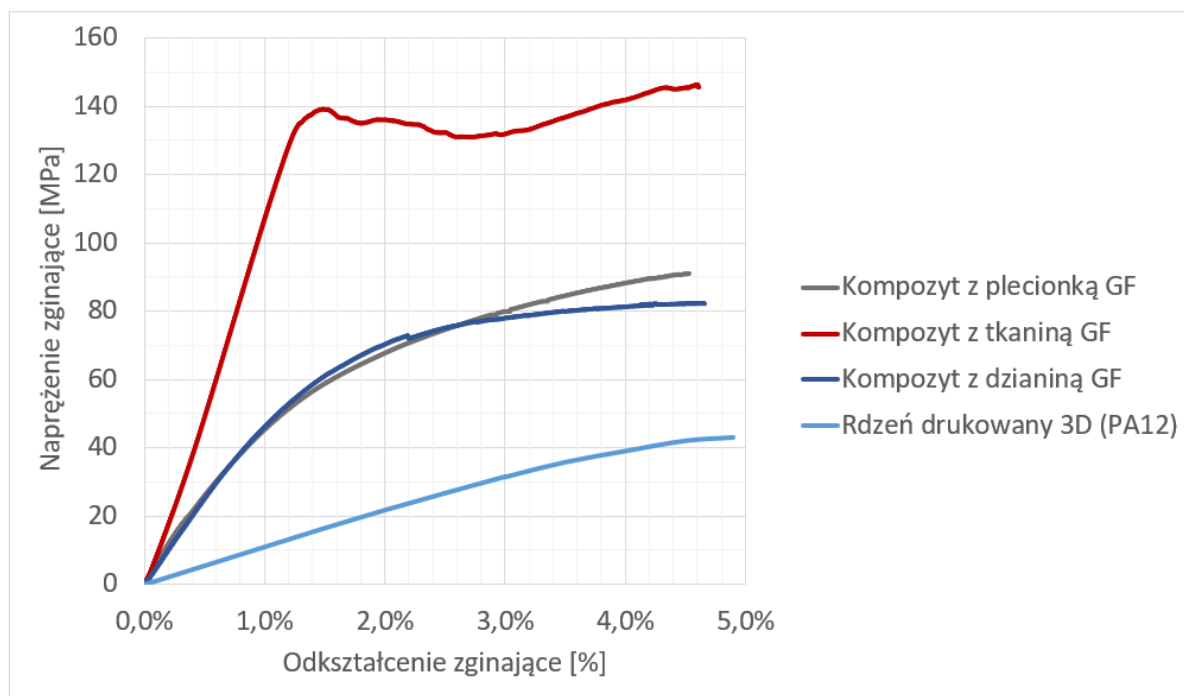
Oceny dokonano na podstawie następujących kryteriów:

- równomierność przylegania struktury do powierzchni rdzenia,
- brak fałd i zmarszczeń,
- brak lokalnych odkształceń mogących prowadzić do obniżenia właściwości mechanicznych.

3.3. Wyniki i dyskusja

3.3.1. Test zginania

Zgodnie z przedstawioną metodyką przebadano pięć próbek każdego rodzaju kompozytu. Obciążenie zginające przykładano w połowie rozpiętości próbki do momentu osiągnięcia odkształcenia rzędu 5%. Na Rys. 31 przedstawiono krzywe naprężenie-odkształcenie przy zginaniu kompozytów o różnych strukturach włókienniczych z włókna szklanego (GF, z ang. glass fiber) oraz samego rdzenia wydrukowanego w technologii druku 3D.



Rys. 31. Porównanie krzywych naprężenie-odkształcenie przy zginaniu kompozytów warstwowych wzmocnionych różnymi strukturami włókienniczymi z włókna szklanego (GF) oraz rdzenia PA12

Początkowe nachylenie krzywej naprężenie-odkształcenie, zgodnie z normą, przyjęto jako moduł sprężystości. Wstępny zakres krzywej miał charakter quasi-elastyczny dla wszystkich analizowanych struktur włókienniczych. Moduł zginania kompozytów zbrojonych plecionką i dzianiną był porównywalny, a różnice nie były istotne statystycznie. Kompozyt wzmocniony strukturą tkaninową osiągnął natomiast wartość modułu zginania około dwukrotnie wyższą w porównaniu z pozostałymi wariantami. Wszystkie kompozyty wykazywały większą wytrzymałość na zginanie niż rdzeń wytworzony metodą druku 3D. Należy jednak podkreślić, że rdzeń 3DP nie ulegał pęknięciu podczas badań, a odkształcenia do poziomu 5% mieściły się w zakresie ich granicy plastyczności.

Krzywe naprężenie-odkształcenie uzyskane w próbach zginania dla wzmocnień plecionych i dzianych miały podobny przebieg, jednak w obszarze maksymalnych naprężeń zaobserwowano odmienne zachowania. W przypadku plecionki widoczny był niewielki spadek odpowiadający rozwarstwieniu warstwy zewnętrznej. Poprzeczne naprężenia ścinające wystąpiły na styku dwóch materiałów - rdzenia drukowanego 3D oraz warstwy szklano-epoksydowej. Ponieważ rdzeń nie uległ pęknięciu, proces delaminacji rozprzestrzenił się wzdłuż łączenia między warstwami. Mimo lokalnego rozwarstwienia żadna z warstw nie została mechanicznie uszkodzona. Efektem było obniżenie sztywności konstrukcji, lecz bez całkowitej utraty zdolności do przenoszenia obciążeń. Dla dzianiny pierwszy spadek na krzywej, przy odkształceniu 2,2%, odpowiadał pęknięciu matrycy.

Odkształcenie quasi-proporcjonalne do naprężenia w całym przebiegu krzywej zaobserwowano jedynie dla struktury tkaney. W tym przypadku wykres wskazuje dwa zakresy liniowe. W pierwszym, obejmującym odkształcenia od 0% do ok. 0,3%, nachylenie krzywej było mniejsze i odpowiadało modułowi sprężystości. Natomiast powyżej tego progu

odnotowano wyższy moduł, który związany z przejściem obciążeń przez włókna osnowy ułożone wzdłuż rdzenia kompozytu [147]. Średnie wartości uzyskane ze wszystkich próbek zestawiono w tabeli 6.

Tabela 6. Właściwości mechaniczne przy zginaniu kompozytów warstwowych z rdzeniem drukowanym 3D, wzmocnionych różnymi strukturami włókienniczymi z włókna szklanego

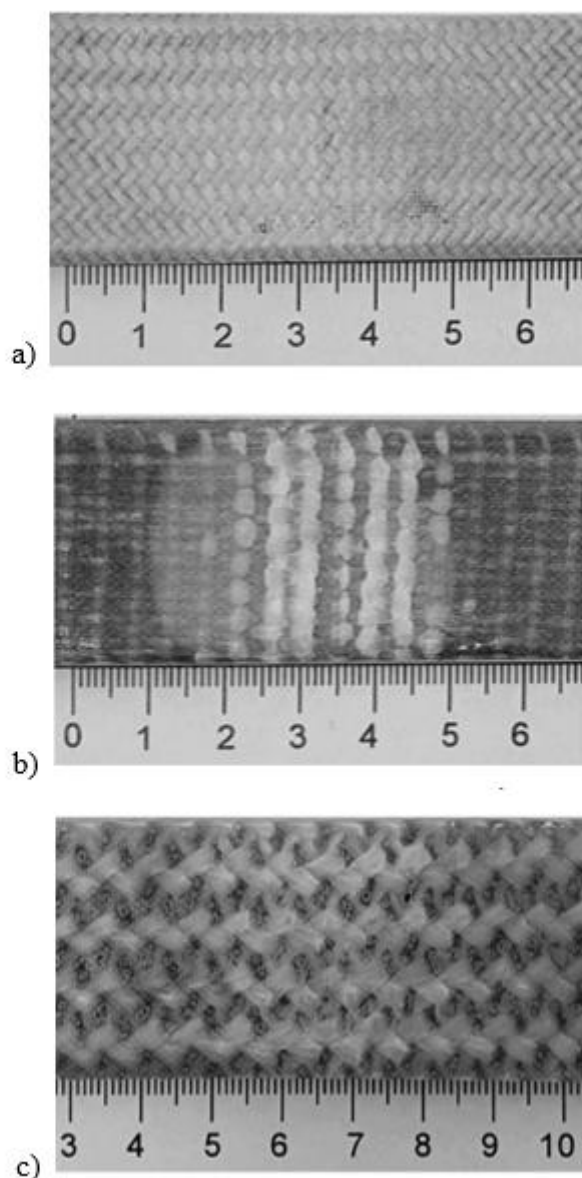
Parametr	Plecionka	Tkanina	Dzianina	Druk 3D
Wytrzymałość na zginanie σ_{fM} [MPa]	79 ±3,5	140 ±5	73 ±4	48 ±0,9
Odształcenie przy wytrzymałości na zginanie ε_{fM} [%]	2,9 ±0,3	1,3 ±0,1	2,2 ± 0,4	-
Moduł sprężystości przy zginaniu E_f [MPa]	5 820 ±675	9 330 ±575	5 210 ±180	1 015 ±50

Należy podkreślić, że prezentowane parametry opisują materiał jako jednorodną strukturę i służą wyłącznie porównaniu właściwości badanych kompozytów. Różnice w grubości oraz w architekturze warstwy zewnętrznej poszczególnych struktur tekstylnych mogą istotnie wpływać na właściwości mechaniczne całej kompozycji wielowarstwowej. W praktyce średnie naprężenie zależy nie tylko od właściwości materiałowych, lecz także od kolejności ułożenia warstw oraz rozkładu naprężeń ścinających [148]. Z tego względu przedstawione wyniki odnoszą się wyłącznie do opracowanych struktur i odnoszą się do założeń, w których rdzeń 3DP pozostaje niezmienny we wszystkich wariantach kompozytów.

Różnice w wartościach odchylenia standardowego mogą wynikać ze sposobu nakładania rękawa na rdzeń wydrukowany w technologii 3D. Rurowa forma wzmocnienia włókienniczego charakteryzowała się pewnym stopniem rozciągliwości. Podczas procesu zginania dolna warstwa ulegała rozciąganiu, co prowadziło do zwiększenia kąta między przędzami w przypadku struktur plecionki i dzianiny. Natomiast wytrzymałość kompozytu wzmocnionego strukturą tkaną była około dwukrotnie wyższa w porównaniu z pozostałymi wariantami, co wskazuje, że osnowa ułożona wzdłuż rdzenia odpowiadała za przenoszenie głównych obciążeń.

W przypadku próbek drukowanych 3D krzywa naprężenie-odkształcenie charakteryzowała się wyraźnie odmiennym przebiegiem w porównaniu z kompozytami z GF. Początkowy zakres odkształceń miał charakter quasi-liniowy, jednak wraz ze wzrostem odkształcenia następowało stopniowe odejście od proporcjonalności krzywej. Test został przerwany przy odkształceniu 5%, przy czym po odciążeniu próbki powróciły do pierwotnego kształtu, co wskazuje, że test odbył się w zakresie odkształceń sprężystych. Moduł sprężystości rdzenia był istotnie niższy niż w przypadku wszystkich wariantów kompozytów co wskazuje na to, że przenoszenie obciążeń zginających realizowane było przez warstwy wzmocnienia włókienniczego.

Na Rys. 32 przedstawiono próbki po teście zginania. Jaśniejszy obszar odpowiada miejscu przyłożenia trzpienia gnącego. Każdy z kompozytów wykazywał odmienny mechanizm zniszczenia, jednak we wszystkich przypadkach dolna warstwa wzmocnienia pozostała nienaruszona.



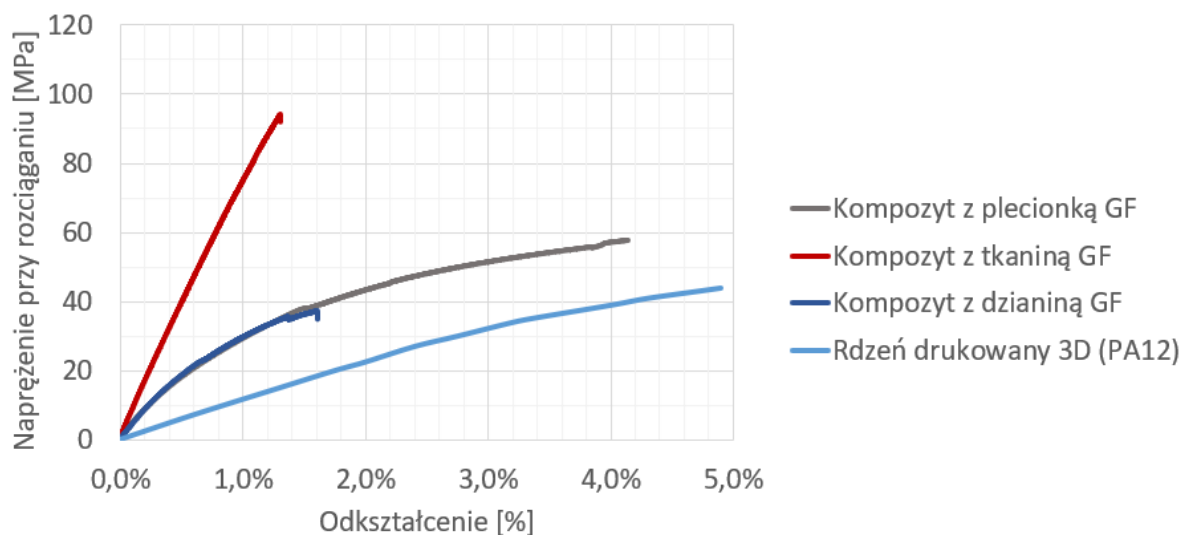
Rys. 32. Kompozyty warstwowe po próbie zginania ze wzmocnieniami z włókna szklanego:
a) plecionka, b) tkanina, c) dzianina

W przypadku plecionego wzmocnienia jaśniejszy obszar wskazuje na rozwarstwienie warstwy kompozytu. Nie stwierdzono uszkodzeń struktury. Warstwa zewnętrzna odkształcała się zgodnie ze strukturą plecionki, natomiast do pęknięcia osnowy dochodziło między włóknami. Zarejestrowano również niewielką zmianę kąta ułożenia przędz, co świadczy o ich rozciąganiu podczas próby zginania. Po usunięciu obciążenia próbki nie powróciły do pierwotnego kształtu. W obrębie rdzenia nie wystąpiły pęknięcia. Zaobserwowany mechanizm uszkodzenia sklasyfikowano jako międzywarstwowe pęknięcie ścinające.

Uszkodzenia pozostałych typów wzmocnień - tkanych i dzianych - sklasyfikowano zgodnie z normą jako pęknięcia przy ściskaniu [145]. Zniszczenie próbek wskazuje na pęknięcie matrycy połączone z zerwaniem włókien. Dodatkowo zaobserwowano efekt delaminacji warstwy wzmacniającej od rdzenia.

3.3.2. Test rozciągania

Dla wszystkich typów kompozytów przeprowadzono testy rozciągania, które kontynuowano do momentu zerwania próbki lub osiągnięcia odkształcenia na poziomie 5%. W każdym wariancie przebadano pięć próbek. Na Rys. 33 przedstawiono uśrednione krzywe naprężenie-odkształcenie dla analizowanych materiałów, natomiast w tabeli 7 zestawiono średnie wartości wraz z odchyleniami standardowymi.



Rys. 33. Krzywe naprężenie-odkształcenie przy rozciąganiu kompozytów z rdzeniem drukowanym 3D o różnych strukturach włókienniczych z włókna szklanego (GF) oraz rdzenia drukowanego 3D (PA12)

Zaobserwowano, że kompozyty zbrojone plecionką i dzianiną wykazywały zbliżony przebieg krzywych naprężenie-odkształcenie, a różnice w module sprężystości podczas rozciągania nie były statystycznie istotne. Dla plecionki zarejestrowano wyraźny zakres, w którym odkształcenie przestało być proporcjonalne do naprężenia. Struktury w takich wzmocnieniach wykazują tendencję do rozciągania [149]. Już na początku testu doszło do pęknięcia matrycy znajdującej się pomiędzy włóknami, co skutkowało stopniowym zwiększaniem kąta ich ułożenia w strukturze aż do momentu zerwania zarówno rdzenia jak i samego wzmocnienia.

Podobnie jak w przypadku struktury plecionej, wzmocnienie dziane również wykazywało nieliniowy przebieg krzywej. W początkowym zakresie (do ok. 0,7% odkształcenia) obserwowano rozciąganie struktury tekstylnej. Ułożenie włókien zarówno w strukturach plecionych, jak i dzianych nie pokrywa się z osią działania siły rozciągającej, w związku z tym włókna wykazywały tendencję do prostowania się, co prowadziło do inicjacji pęknięć matrycy. Powstające w tym procesie naprężenia ścinające sprzyjały rozwojowi zjawisk delaminacji. W dalszym etapie następowała progresywna degradacja matrycy, aż do zerwania zarówno rdzenia, jak i włókien zbrojenia. Pierwszy spadek na krzywej zidentyfikowano jako granicę wytrzymałości na rozciąganie. Następnie odnotowano ponowny wzrost naprężenia, aż do momentu pęknięcia zewnętrznej warstwy kompozytu.

Odmienną charakterystykę uzyskano dla kompozytu zbrojonego tkaniną. Krzywa naprężenie-odkształcenie dla tkanego zbrojenia szklanego wykazywała zachowanie quasi-

sprężyste oraz niewielką, nieproporcjonalną zależność. Materiał ten można sklasyfikować jako kruchy, bez wyraźnie zdefiniowanej granicy plastyczności. Zerwanie następowało po przekroczeniu granicznego naprężenia sprężystego, przy czym odpowiadające mu odkształcenie stanowiło jednocześnie odkształcenie przy zerwaniu. Proces zniszczenia przebiegał nagle i rozpoczynał się od pęknięcia matrycy, po czym obserwowano jednoczesne zrywanie osnowy oraz zjawiska rozwarstwiania. Takie zachowanie wynika z faktu, że włókna osnowy, zorientowane wzdłuż kierunku działania sił rozciągających, przejmowały zasadniczą część obciążenia. Ostatecznie dochodziło do pęknięcia rdzenia, co objawiało się charakterystycznym spadkiem na wykresie.

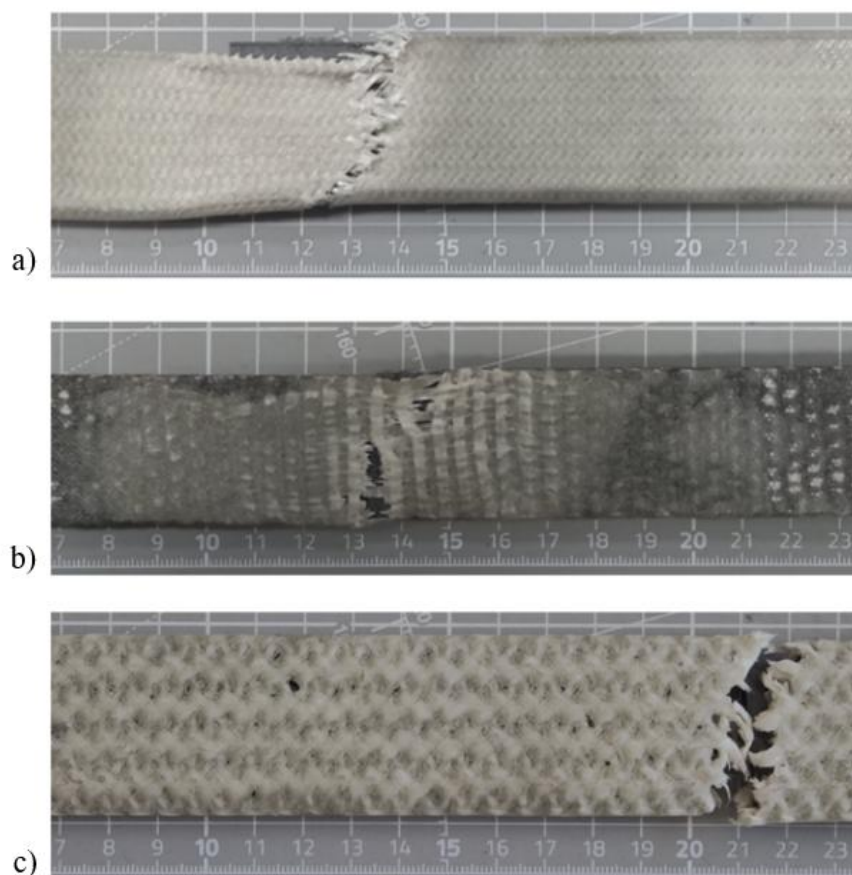
Tabela 7. Właściwości mechaniczne przy rozciąganiu kompozytów warstwowych z rdzeniem drukowanym 3D, wzmocnionych różnymi strukturami włókienniczymi z włókna szklanego

Parametr	Plecionka	Tkanina	Dzianina	Druk 3D
Wytrzymałość na rozciąganie σ_m [MPa]	37,8 ±0,4	94 ±16	23 ±1	43,6 ±1,3
Odkształcenie przy wytrzymałości na rozciągnięciu ε_m [%]	1,5 ±0,1	1,3 ±0,2	0,7 ±0,1	-
Moduł sprężystości przy rozciąganiu E_t [MPa]	3 875 ±240	7 970 ±440	4 140 ±130	1 420 ±80

Wytrzymałość na rozciąganie badanych kompozytów była niższa niż ich wytrzymałość na zginanie. Stosunek wytrzymałości na zginanie do rozciągania może osiągać wartość nawet 1,40 [150]. Zależność tę potwierdzono dla kompozytów zbrojonych tkaniną, natomiast w przypadku struktur plecionych i dzianych stosunek ten był istotnie wyższy, przekraczając odpowiednio wartości 2 i 3. Wyniki te mogą sugerować, że uszkodzenie kompozytu podczas próby zginania występowało wcześniej, niż wskazywałyby na to obserwacje makroskopowe. Prawdopodobną przyczyną było zjawisko delaminacji pomiędzy tekstylnym wzmocnieniem a rdzeniem wytworzonym w technologii druku 3D.

Na Rys. 34 przedstawiono próbki po testach rozciągania. Obszary delaminacji widoczne są jako jaśniejsze fragmenty. Pęknięcia zbrojenia następowały przy różnych poziomach odkształcenia, a delaminacja propagowała także po uszkodzeniu rdzenia. Próbki z plecionką charakteryzowały się większym odkształceniem przy zerwaniu, wykazywały wyraźne odkształcenia poprzeczne oraz przewężenie w pobliżu strefy uszkodzenia w obrębie oplotu.

Warto zauważyć, że próbki drukowane 3D wykazywały wytrzymałość na rozciąganie porównywalną, a nawet wyższą niż w przypadku kompozytów z plecionką i dzianiną. Jednocześnie charakteryzowały się one znacznie niższym modułem sprężystości. Niskie wartości odkształcenia przy rozciąganiu dla wszystkich wariantów kompozytów (poniżej 2%) wskazują na to, że wraz ze wzrostem sztywności maleje wartość maksymalnego odkształcenia w zakresie sprężystym. Zjawisko to jest charakterystyczne dla kompozytów wzmacnianych włóknami, w których mechanizmy zniszczenia, takie jak inicjacja pęknięć w matrycy oraz zerwanie włókien, występują przy zbliżonych odkształceniach [151]. Wyniki te potwierdzają, że w projektowaniu tego typu struktur kluczowe znaczenie ma nie tylko dobór materiału wzmocnienia, lecz także jego architektura i orientacja względem kierunku obciążenia.



Rys. 34. Kompozyty warstwowe po próbie rozciągania ze wzmocnieniami z włókna szklanego:
a) plecionka, b) tkanina, c) dzianina

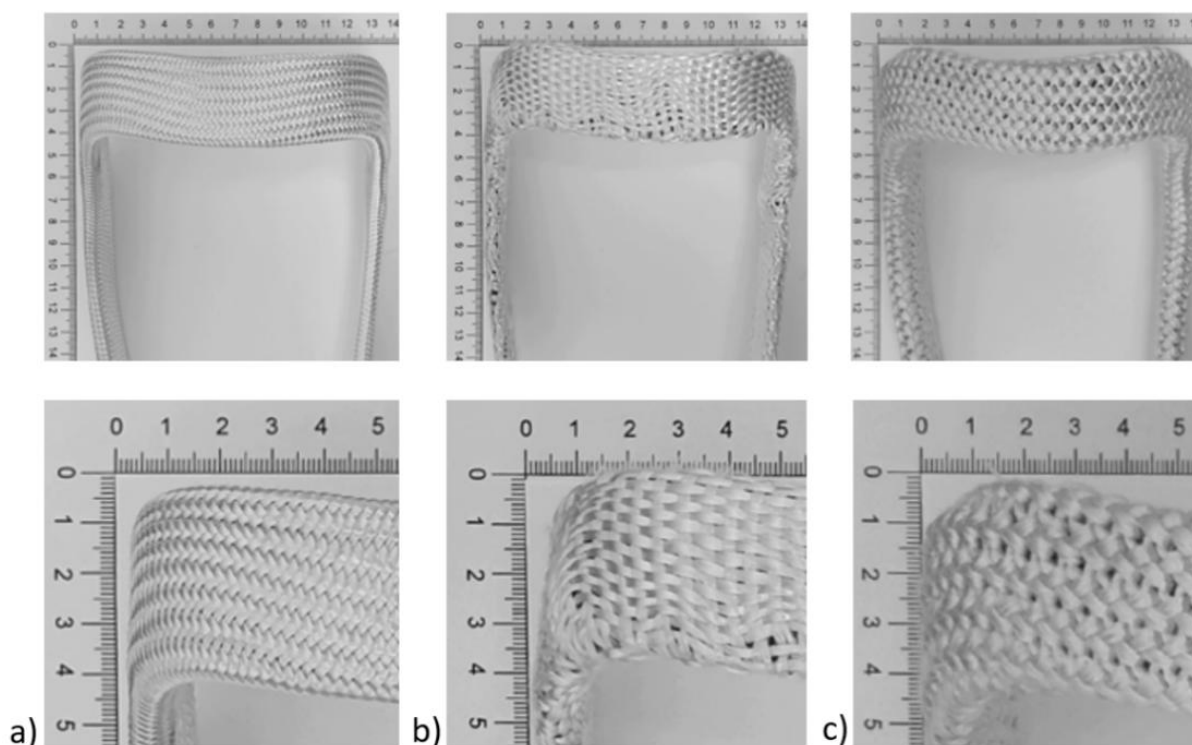
Zaobserwowane mechanizmy zniszczenia wskazują na złożoną interakcję pomiędzy strukturą tekstylnego zbrojenia, matrycą a rdzeniem kompozytu. W kompozytach zbrojonych plecionką i dzianiną dominującym zjawiskiem była delaminacja, inicjowana często już we wczesnej fazie odkształcenia. Pęknięcia matrycy oraz wzajemne przesunięcia włókien prowadziły do lokalnej utraty spójności między warstwami, a w konsekwencji do zniszczenia całej struktury.

W kompozytach zbrojonych tkaniną głównym mechanizmem było równoczesne pęknięcie matrycy i włókien. Plecionka i dzianina, dzięki swojej zdolności do rozciągania, umożliwiały większe odkształcenie przed uszkodzeniem, jednak ostatecznie prowadziło to do lokalnej koncentracji naprężeń i pęknięcia rdzenia.

3.3.3. Dopasowanie struktur włókienniczych do przestrzennej geometrii rdzenia

Dopasowanie struktur włókienniczych do przestrzennej geometrii rdzenia zilustrowano na Rys. 35. Do oceny wykorzystano element przestrzenny w formie ramy z dwoma równoległymi ramionami, zaprojektowany na wzór konstrukcji stosowanych w ortezach stawu kolanowego. Zastosowany rdzeń charakteryzował się przekrojem poprzecznym identycznym jak w próbkach wykorzystywanych do badań kompozytów o wymiarach 4×30 mm, co umożliwiło ocenę

rzeczywistych właściwości formowania tekstyliów w kontekście ich potencjalnych zastosowań. Ocena dopasowania polegała na organoleptycznej analizie ułożenia struktury włókienniczej na zadanym kształcie.



Rys. 35. Dopasowanie struktur włókienniczych w postaci rękawa z włókna szklanego do przestrzennego rdzenia: a) plecionka, b) tkanina, c) dzianina

Najlepsze dopasowanie do rdzenia o złożonej geometrii wykazały struktury plecione oraz dziane. Struktura tkana o splotcie płóciennym wykazała natomiast wyraźnie gorsze dopasowanie w porównaniu z pozostałymi strukturami tekstylnymi. Ponadto obecność fałd i zmarszczeń może negatywnie wpływać na właściwości mechaniczne końcowego kompozytu. Pomimo wykazanej w literaturze lepszej formowalności splotów skośnych i satynowych [124], [152] oraz możliwości dobrego przylegania tkanin do powierzchni zakrzywionych, takich jak kopuły [153], problem ściskania i pofałdowania włókien w obszarach o złożonej geometrii nie zostaje całkowicie wyeliminowany. Ponad to, zastosowanie płaskich arkuszy tkaniny w analizowanym przypadku może okazać się nieefektywne, co prowadzić może do trudności technologicznych, strat materiałowych oraz ograniczenia jakości końcowego produktu.

Zaletą struktur plecionych jest możliwość uzyskania bardziej jednorodnej i estetycznej powierzchni kompozytu. Zwarta architektura plecionki sprzyja równomiernemu rozkładowi włókien oraz ogranicza lokalne przemieszczenia oraz minimalizuje puste przestrzenie w porównaniu ze strukturą dzianą. W efekcie powierzchnia kompozytu zbrojonego plecionką cechować się mniejszą liczbą nierówności oraz defektów powierzchniowych, co może ułatwiać dalsze procesy obróbki wykończeniowej, takie jak szlifowanie, lakierowanie czy nanoszenie warstw ochronnych.

3.3.4. Podsumowanie badań wstępnych

W badaniach wstępnych przeanalizowano możliwość poprawy właściwości mechanicznych przestrzennych konstrukcji wytwarzanych w technologii druku 3D (3DP) poprzez zastosowanie zbrojenia tekstylnego z włókna szklanego. Doświadczenia objęły trzy rodzaje wzmocnień: struktury plecione, tkane i dziane, zastosowane w formie rękawów nakładanych i impregnowanych na płaski i przestrzenny rdzeń drukowany 3D.

Uzyskane wyniki potwierdziły, że rodzaj zastosowanej struktury włókienniczej w istotny sposób wpływa na właściwości mechaniczne kompozytów zarówno w próbach zginania, jak i rozciągania. Wszystkie analizowane struktury prowadziły do zwiększenia wytrzymałości na zginanie w porównaniu z nieuzbrojonym rdzeniem drukowanym w technologii 3D, przy czym odnotowane przyrosty mieściły się w zakresie od kilkunastu do kilkudziesięciu procent. Największy wzrost uzyskano dla kompozytu wzmocnionego tkaniną, co było związane z efektywnym przenoszeniem obciążeń przez włókna zorientowane wzdłuż kierunku działania sił. Podobną zależność zaobserwowano również w próbach rozciągania. Jednak w tym przypadku struktury plecione i dziane charakteryzowały się obniżoną wytrzymałością, zarówno w porównaniu ze strukturą tkaną, jak i z samym rdzeniem 3DP.

Niezależnie od rodzaju zastosowanego wzmocnienia, we wszystkich badanych próbkach zaobserwowano wzrost modułu sprężystości zarówno przy zginaniu, jak i przy rozciąganiu w porównaniu z rdzeniem 3DP. Uzyskane wartości wskazują na kilkukrotny wzrost modułu sprężystości w stosunku do rdzenia, co potwierdza skuteczność zastosowanego zbrojenia w poprawie właściwości sprężystych całej struktury kompozytowej. Jednocześnie, ze względu na ograniczoną wytrzymałość mechaniczną zastosowanych struktur z włókna szklanego, zasadne jest prowadzenie dalszych prac nad poprawą tych właściwości. Potencjalnym kierunkiem badań jest wykorzystanie włókien węglowych, które charakteryzują się nawet kilkukrotnie wyższym modułem sprężystości w porównaniu z włóknami szklanymi oraz są powszechnie stosowane w strukturach plecionych.

W przeprowadzonych badaniach stwierdzono występowanie procesu delaminacji struktur włókienniczych od 3DP rdzenia, wynikającego z działania sił ścinających pomiędzy warstwami. Zjawisko to może niekorzystnie wpływać na wytrzymałość opracowanego kompozytu. W związku z tym zasadne jest również przeprowadzenie pogłębionej analizy wpływu przygotowania powierzchni rdzenia na adhezję żywicy do materiału rdzenia.

Istotnym aspektem z punktu widzenia potencjalnego zastosowania opracowanego rozwiązania okazała się również zdolność dopasowania zastosowanych struktur włókienniczych do przestrzennego elementu. Najbardziej korzystne właściwości w tym zakresie wykazały plecionki i dzianiny, umożliwiające dopasowanie wzmocnienia do złożonej geometrii elementów przestrzennych bez występowania pofałdowań i zmarszczeń. Jednak w przypadku dzianin pętłkowa architektura oraz występowanie pomiędzy nimi pustych przestrzeni utrudniają efektywne wykorzystanie wytrzymałości włókien. Natomiast struktura pleciona, oprócz zdolności do wielokierunkowego przenoszenia obciążeń, może sprzyjać uzyskaniu większej jednorodności powierzchni kompozytu, co może korzystnie wpływać na estetykę gotowego wyrobu.

Analiza dostępnej literatury wskazuje na wysoki potencjał zastosowania struktur o ukierunkowanych włóknach wzdłuż działania obciążeń [142], [154]. W tym kontekście szczególnie obiecującym kierunkiem dalszych badań jest wykorzystanie haftu technicznego (TFP, z ang. tailored fiber placement) jako warstwy zbrojeniowej. Technologia TFP umożliwia wytwarzanie wstępnie uformowanych struktur o geometrii zbliżonej do kształtu końcowego elementu, bez konieczności późniejszego wykrawania materiału. Pozwala to nie tylko na precyzyjne kształtowanie przebiegu włókien zgodnie z przewidywanym rozkładem obciążeń, lecz również na znaczące ograniczenie ilości odpadów produkcyjnych [137], [138]. Zastosowanie haftu technicznego jako dodatkowej warstwy wzmacniającej w połączeniu z plecionką może stanowić istotny krok w kierunku dalszej poprawy właściwości mechanicznych.

Uzyskane wyniki mają charakter wstępny i obejmują wybrane konfiguracje materiałowe oraz warunki technologiczne. Stanowią one jednak potwierdzenie zasadności przyjętych założeń projektowych oraz podstawę do dalszych prac badawczych, ukierunkowanych na rozwój wielowarstwowych kompozytów hybrydowych z 3DP rdzeniem przeznaczonych do zastosowań w wyrobach medycznych, w szczególności w konstrukcjach ram ortez stawu kolanowego.

4. Badania wpływu przygotowania powierzchni elementów drukowanych 3D na adhezję połączeń klejonych w próbie ścinania

W kompozytach przekładkowych wiązanie adhezyjne pomiędzy materiałem wierzchnim a rdzeniem odgrywa ważną rolę w zapewnieniu integralności i efektywnym przenoszeniu obciążeń. Niewystarczająca przyczepność może prowadzić do rozwarstwień oraz istotnego spadku właściwości mechanicznych [155].

Celem przeprowadzonych badań było określenie wpływu różnych metod przygotowania powierzchni elementów drukowanych wytworzonych w technologii spiekania proszków (PBF) na wytrzymałość połączeń klejonych w układzie zakładkowym. Często elementy po drukowaniu 3D metodą PBF posiadają niejednorodną topografię oraz lokalne pozostałości proszku lub ślady obróbki wykończeniowej prowadzonej z użyciem ścierniw zawierających różne dodatki, np. grafit [156]. Czynniki te mogą istotnie wpływać na jakość i powtarzalność połączeń klejonych, prowadząc do obniżenia ich wytrzymałości oraz trwałości. Z tego względu konieczny jest odpowiedni dobór oraz standaryzacja metody obróbki i przygotowania powierzchni.

Analizie poddano cztery warianty obejmujące zarówno mechaniczne, jak i chemiczne metody obróbki powierzchni, a także modyfikację składu żywicy epoksydowej.

Ocenie podlegały:

- parametry chropowatości powierzchni (R_a , R_z),
- zwilżalność powierzchni (kąty zwilżania wodą i diiodometanem),
- energia powierzchniowa obliczona metodą Owensa-Wendta,
- wytrzymałość w ścinaniu połączeń zgodnie z PN-EN 1465 (z modyfikacją geometrii zakładki),
- obserwacje mechanizmu zniszczenia połączenia.

Przyjęto założenie, że zarówno topografia powierzchni, jak i jej właściwości adhezyjne będą istotnie różnić się pomiędzy grupami, co powinno znaleźć odzwierciedlenie w wytrzymałości połączeń.

4.1. Materiały

Do badań wykorzystano próbki polimerowe PA12 wykonane w technologii PBF przy użyciu drukarki 3D HP Jet Fusion 4200, drukowane w orientacji X. Szczegółowy opis technologii wytwarzania oraz parametrów procesu przedstawiono w rozdziale 3.1.1.

Do łączenia elementów zastosowano żywicę epoksydową HAVEL Composite LH145 oraz utwardzacz HAVEL Composite H135, stosowane w proporcji wagowej 100:35.

W celu oceny wpływu modyfikacji materiałowej oraz obróbki powierzchniowej na jakość połączeń klejonych zastosowano kilka wariantów przygotowania próbek. W jednym z nich wykorzystano żywicę modyfikowaną dodatkiem 20% wagowych proszku PA12. Dobór tego rozwiązania oparto na doniesieniach literaturowych wskazujących, że obecność cząstek

polimerowych w spoinie klejowej może prowadzić do zwiększenia odporności na pękanie oraz poprawy zgodności materiałowej na granicy faz żywica - podłoże [157].

Pozostałe próbki zostały poddane różnym procesom obróbki powierzchniowej obejmujące piaskowanie, obróbka wibrościerna oraz wygładzania chemicznego (Rys. 36). Piaskowanie stanowi jedną z najprostszych i najtańszych metod poprawy adhezji, opartą na zwiększeniu chropowatości powierzchni, co sprzyja wnikaniu żywicy w pory na powierzchni. W badaniu uwzględniono również próbki poddane obróbce wibrościernej, która pozwala na usunięcie luźnych cząstek proszku, wygładzenie powierzchni i poprawę jej jednorodności. Dodatkowo zastosowano technologię wygładzania chemicznego (vapour smoothing), polegające na chemicznym uplastycznieniu i częściowym przetopieniu warstwy powierzchniowej, prowadzące do jej wygładzenia oraz zamknięcia porów [158].



Rys. 36. Modyfikacje powierzchni elementów drukowanych 3D metodą spiekania proszku (PBF):
a) piaskowanie, b) obróbka wibrościerna, c) wygładzanie chemiczne

Badaniem objęto cztery rodzaje próbek z uwzględnieniem wyżej wymienionych modyfikacji:

- P1 - próbka po obróbce piaskowaniem z użyciem kulek szklanych GlassMATT o granulacji 70-110 μm , przy ciśnieniu roboczym 6 bar,
- P2 - próbka po obróbce wibrościernej prowadzonej przez 2 godziny z użyciem kształtek ściernych stożkowych o spoinie żywicznym K20-AX firmy Marbad (Warszawa),
- P3 - próbka po wygładzaniu chemicznym (vapour smoothing),
- P4 - próbka klejona z użyciem żywicy zmodyfikowanej dodatkiem 20% wagowych proszku PA12 zastosowanego do druku próbek.

4.2. Metody

4.2.1. Oznaczenie chropowatości

Chropowatość powierzchni próbek wyznaczono przy użyciu profilometru stykowego Mitutoyo SurfTest SJ-410. Dla każdej próbki wykonano pięć niezależnych pomiarów w losowo wybranych lokalizacjach wzdłuż próbki. Na podstawie zarejestrowanych profili obliczono dwa parametry chropowatości [159]:

- R_a - średnią arytmetyczną odchyłek profilu od linii średniej, stanowiącą najczęściej stosowaną miarę chropowatości w badaniach materiałów polimerowych,
- R_z - dziesięciopunktową wysokość profilu, umożliwiającą ocenę skrajnych nierówności powierzchni oraz charakteru struktury wytworzonego materiału.

4.2.2. Badanie zwilżalności i swobodnej energii powierzchniowej

Pomiar kąta zwilżania przeprowadzono z wykorzystaniem metody stojącej kropli. Wszystkie próbki odfuszczało przed pomiarem za pomocą izopropanolu. Na przygotowanej, płaskiej powierzchni próbek nanoszono kroplę cieczy testowej: wody destylowanej oraz di-jodometanu. Kroplę o stałej, powtarzalnej objętości aplikowano przy użyciu precyzyjnej strzykawki Hamiltona.

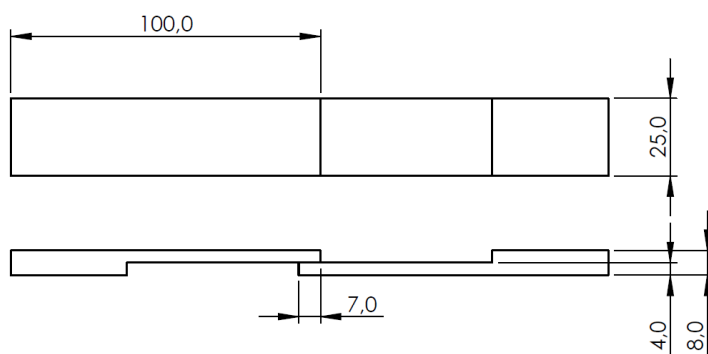
Bezpośrednio po naniesieniu kropli rejestrowano jej obraz za pomocą aparatu fotograficznego podłączonego do komputera. Zapis zdjęcia wykonywano w krótkim czasie od kontaktu cieczy z podłożem.

Analizę graficzną zarejestrowanych obrazów wykonywano w programie ImageJ, wyposażonym w wtyczkę Contact Angle umożliwiającą półautomatyczne wyznaczenie profilu kropli oraz obliczenie kąta zwilżania. Dla każdej powierzchni wykonano serię 5 pomiarów, a ostateczną wartość kąta zwilżania obliczano jako średnią arytmetyczną z uzyskanych danych.

W badaniach do wyznaczania swobodnej energii powierzchniowej (SEP) zastosowano metodę Owensa-Wendta. Wykorzystano dwie cieczy testowe o znanych parametrach powierzchniowych: wodę jako ciecz polarną oraz di-jodometan jako ciecz dyspersyjną. Pozwoliło to na obliczenie całkowitej energii powierzchniowej badanych próbek.

4.2.3. Badania adhezji połączeń klejonych metodą ścinania

Metodę badania oparto na normie PN-EN 1465 - „Kleje - Oznaczanie wytrzymałości na ścinanie przy rozciąganiu połączeń na zakładkę” [160], która jest powszechnie stosowana do oceny jakości połączeń adhezyjnych w kompozytach i tworzywach sztucznych. Zaletą tej metody jest możliwość bezpośredniego porównania różnych wariantów przygotowania powierzchni i klejenia przy zachowaniu prostych i powtarzalnych warunków pomiaru [161]. Kształt i wymiary próbek przedstawiono na Rys. 37.



Rys. 37. Kształt i wymiary próbek do badania wytrzymałości na ścinanie przy rozciąganiu połączeń na zakładkę

Ze względu na to, że w badaniach wstępnych wytrzymałość połączenia przewyższała wytrzymałość samego materiału 3DP, długość zakładki zmniejszono z 12,5 mm do 7 mm. Dodatkowo, w celu zapewnienia powtarzalności procesu przygotowania próbek, zastosowano wydrukowaną płytę z gniazdami dopasowanymi do ich kształtu, co umożliwiło prawidłowe pozycjonowanie podczas klejenia. Aby uzyskać jednorodne warunki utwardzania, miejsca łączenia obciążono ciężarkami o masie 2 kg. Dla każdego wariantu przebadano 5 próbek.

4.3. Wyniki i dyskusja

W ramach badań dla każdej próbki określono parametry chropowatości powierzchni, kąty zwilżania oraz obliczono swobodną energię powierzchniową, a następnie odniesiono je do wytrzymałości połączeń klejowych. Zestawienie wariantów oraz uzyskanych wyników przedstawiono w tabeli 8.

Tabela 8. Wyniki pomiarów właściwości powierzchni druków 3D oraz wytrzymałości na ścinanie połączeń klejonych na zakładkę

Nr	Opis	Chropowatość		Kąt zwilżania	SEP	Wytrzymałość na ścinanie
		R _a	R _z	H ₂ O		
		[μm]		[°]	[mJ/m ²]	[MPa]
P1	Piaskowanie	8,4 ±0,9	42,7 ±9	85 ±3,1	38,9 ±12,5	4,8 ±0,3
P2	Obróbka wibrościerna	4,5 ±0,4	33,6 ±3,7	79,3 ±4,5	34,5 ±9,3	4,0 ±0,3
P3	Wyglądanie chemiczne	1,2 ±0,1	6,3 ±0,4	66,2 ±8,2	40,7 ±25,3	2,4 ±0,3
P4	Dodatek 20% PA12 do żywicy	8,4 ±0,9 ¹	42,7 ±9 ¹	85 ±3,1 ¹	38,9 ±12,5 ¹	5,6 ±0,3

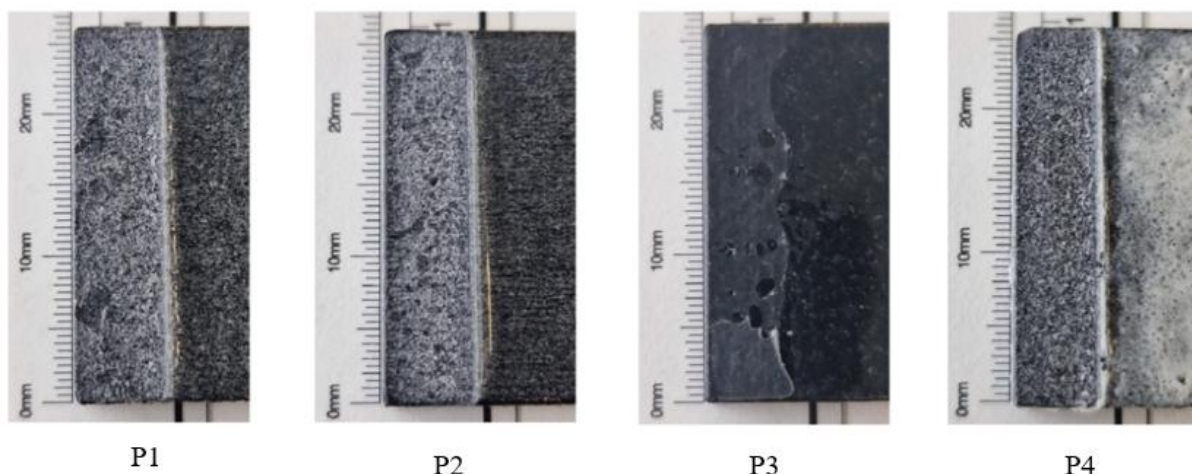
¹ próbka piaskowana

Analiza topografii powierzchni wykazała istotne różnice pomiędzy poszczególnymi wariantami obróbki. Powierzchnia piaskowana (P1) charakteryzowała się najwyższą chropowatością (R_a = 8,4μm), co sprzyjało rozwinięciu powierzchni kontaktu oraz mechanicznemu zakotwieniu żywicy epoksydowej. Obróbka wibrościerna (P2) prowadziła do istotnego zmniejszenia chropowatości, natomiast wyglądanie chemiczne (P3) skutkowało powstaniem gładkiej, szczelnej warstwy powierzchniowej o najniższych wartościach R_a i R_z.

Zmiany topografii powierzchni wpływały na wartości kątów zwilżania oraz obliczoną swobodną energię powierzchniową. Próbki P3 charakteryzowały się najniższym kątem zwilżania wodą oraz najwyższą wartością SEP, co wskazuje na wysoką aktywność fizykochemiczną warstwy wierzchniej. Należy jednak zaznaczyć, że ze względu na chropowaty i porowaty charakter powierzchni PA12 uzyskane wartości należy traktować jako niewystarczające do jednoznacznej oceny adhezji. Podczas pomiarów obserwowano dynamiczne rozprzestrzenianie się kropli cieczy pomiarowej na powierzchni P3, co znalazło odzwierciedlenie w podwyższonym odchyleniu standardowym wyników. W konsekwencji obliczone wartości swobodnej energii powierzchniowej należy traktować jako orientacyjne i obarczone zwiększoną niepewnością.

Najwyższą wytrzymałość na ścinanie uzyskano dla próbek klejonych z zastosowaniem żywicy modyfikowanej proszkiem PA12 (P4), dla których odnotowano wzrost wytrzymałości o około 17% w porównaniu z próbkami piaskowanymi (P1). Wariant P4 różnił się od P1 wyłącznie składem żywicy, przy niezmiennych parametrach topografii i zwilżalności powierzchni podłoża, co wskazuje na korzystny wpływ modyfikacji spoiwa na mechanizm przenoszenia obciążeń w strefie połączenia.

Z kolei zastosowanie wygładzania chemicznego (P3) spowodowało wyraźny, nawet dwukrotny spadek wytrzymałości na ścinanie w porównaniu z próbkami piaskowanymi. Obróbka wibrościerna (P2) prowadziła natomiast do obniżenia wytrzymałości o około 20%. Analiza powierzchni po zniszczeniu (Rys. 38) wykazała, że w przypadku próbek P3 dochodziło do całkowitego odspojenia żywicy od podłoża PA12, co świadczy o adhezyjnym charakterze zniszczenia. Pomimo korzystnych parametrów zwilżania i wysokiej wartości SEP, gładka i szczelna warstwa powierzchniowa nie stanowiła trwałego podłoża dla przenoszenia obciążeń.



Rys. 38. Powierzchnia elementów drukowanych po próbie rozciągania w połączeniu klejonym na zakładkę

Uzyskane wyniki potwierdzają, że skuteczność adhezji epoksydowej do PA12 zależy w istotnym stopniu od zachowania odpowiedniej struktury topograficznej powierzchni, umożliwiającej mechaniczne zakotwienie żywicy. Parametry zwilżania oraz swobodna energia powierzchniowa opisują fizykochemiczny stan warstwy wierzchniej, jednak nie uwzględniają jej kohezji ani zdolności do przenoszenia obciążeń w złączy.

4.4. Podsumowanie

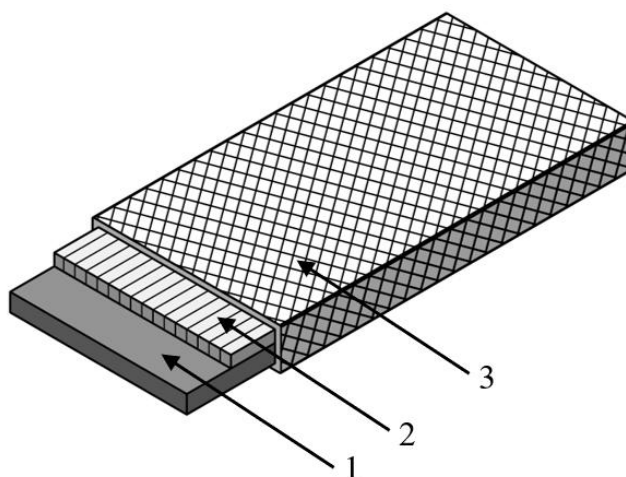
Przeprowadzone badania wykazały, że sposób przygotowania powierzchni próbek PA12 wytworzonych metodą PBF w istotny sposób wpływa na ich strukturę powierzchni oraz zdolność do tworzenia trwałych połączeń klejowych z żywicą epoksydową. Wysoka zwilżalność i podwyższona swobodna energia powierzchniowa nie stanowią jednak wystarczających kryteriów do oceny przydatności powierzchni do klejenia, kluczowym parametrem jest chropowatość powierzchni, która wpływa na mechaniczne zakotwiczenie żywicy.

Najkorzystniejsze właściwości mechaniczne uzyskano dla połączeń wykonanych z zastosowaniem żywicy modyfikowanej dodatkiem proszku PA12. Rozwiązanie to może jednak wykazywać ograniczenia w aplikacjach wykorzystujących procesy infuzji, ze względu na możliwość zatrzymywania cząstek proszku w strukturze wzmocnień włókienniczych oraz zaburzenia procesu impregnacji. Z kolei piaskowanie, ze względu na prostotę metody, niskie koszty oraz szeroką dostępność technologii, można uznać za optymalny sposób przygotowania powierzchni w warunkach przemysłowych.

5. Kompozyt wielowarstwowy

Przeprowadzone badania i analizy kompozytów warstwowych pozwoliły na wyodrębnienie dwóch struktur wzmacniających o największym potencjale aplikacyjnym w projektowanym materiale. Pierwszą z nich jest struktura z włóknami ułożonymi jednokierunkowo. Zastosowanie technologii haftu technicznego (TFP, z ang. tailored fiber placement) umożliwia precyzyjne prowadzenie włókien zgodnie z kierunkiem działania sił w konstrukcji, co przekłada się na zwiększenie wytrzymałości elementu przy jednoczesnym optymalnym wykorzystaniu materiału. Drugim rozwiązaniem jest struktura plecionki, zapewniająca wielokierunkowe wzmocnienie oraz sprzyjająca uzyskaniu jednorodnej powierzchni kompozytu, istotnej zarówno z punktu widzenia dalszej obróbki, jak i estetyki gotowego wyrobu.

Połączenie obu opisanych struktur wzmacniających z rdzeniem wytworzonym metodą druku 3D (3DP) prowadzi do utworzenia kompozytu wielowarstwowego (MLC, z ang. multi-layered composite). Koncepcję tego rozwiązania przedstawiono na Rys. 39.



Rys. 39. Schemat kompozytu wielowarstwowego: 1 - rdzeń wytworzony metodą druku 3D, 2 - warstwa z włóknami ułożonymi jednokierunkowo (haft techniczny), 3 - warstwa plecionki

W pierwszym etapie badań wytworzono osobne kompozyty składające się z pojedynczych struktur włókienniczych. Badaniami objęto struktury haftu technicznego z włókien szklanych oraz struktury plecione z włókien węglowych. Zakres analizy obejmował ocenę struktury wewnętrznej oraz analizę właściwości mechanicznych, ze szczególnym uwzględnieniem wpływu orientacji włókien na przenoszenie obciążeń.

W kolejnym etapie wytworzono kompozyt wielowarstwowy, składający się z rdzenia wytwarzanego metodą 3DP oraz zewnętrznych warstw wzmacniających impregnowanych żywicą epoksydową. Dla tak otrzymanego materiału przeprowadzono analizę struktury wewnętrznej kompozytu oraz badania jego właściwości mechanicznych.

W końcowym etapie analizy właściwości kompozytu MLC porównano z właściwościami materiałów powszechnie stosowanych w produkcji ortez stabilizujących staw kolanowy, opisanych w rozdziale 2.3.3. Porównanie to pozwoliło na ocenę potencjału aplikacyjnego opracowanego rozwiązania.

5.1. Struktury włókiennicze zastosowane w badaniach

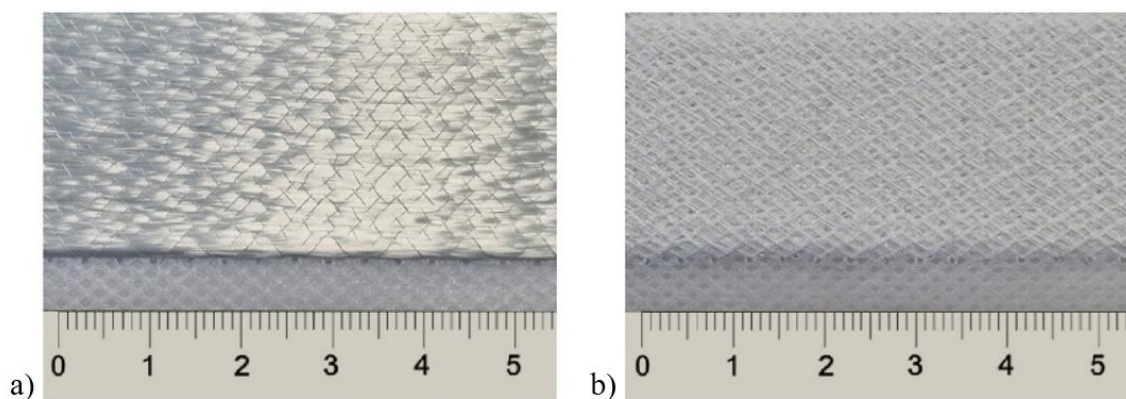
5.1.1. Haft techniczny z włókna szklanego

Struktura z jednokierunkowo ułożonym włóknem szklanym (UGF, z ang. unidirectional glass fiber) została wytworzona przy użyciu technologii haftu technicznego (TFP) na hafciarce ZSK (model JCZA 0109-550) (Rys. 40). Trzy równoległe warstwy niedoprzędu z włókna szklanego typu E ($\rho = 2,54 \text{ g/cm}^3$) o masie liniowej 600 tex z preparacją silanową, wyprodukowanego przez Krosglass S.A., zostały przyszyte do podkładu poliestrowego o masie powierzchniowej 50 g/m^2 . Do mocowania użyto nici poliamidowej o masie liniowej 11 tex po stronie wierzchniej oraz nici poliestrowej $2 \times 10 \text{ tex}$ po stronie dolnej. Gęstość ułożenia włókien szklanych w pojedynczej warstwie wynosiła 14 nitek/cm, a długość ściegu ustalono na 4 mm [142].



Rys. 40. Proces haftowania technicznego (TFP, z ang. tailored fiber placement) jednokierunkowo ułożonych wzmocnień włókienniczych z włókna szklanego

Zmierzona całkowita masa powierzchniowa wzmocnienia włókienniczego wyniosła 2755 g/m^2 , z czego 2520 g/m^2 stanowiły włókna szklane, 120 g/m^2 - nić poliestrowa umieszczona od spodu, a 65 g/m^2 - nić poliamidowa po stronie wierzchniej. Widok struktury przedstawiono na Rys. 41.



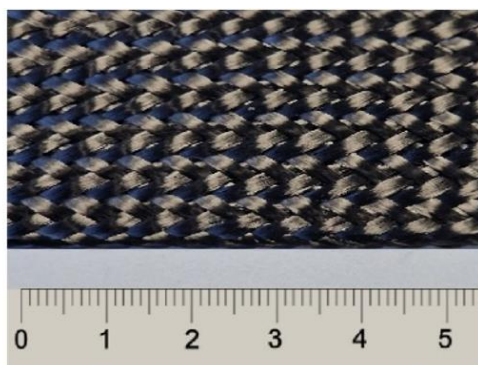
Rys. 41. Wzmocnienie włókiennicze z jednokierunkowo ułożonego włókna szklanego za pomocą haftu technicznego: a) widok z góry, b) widok z dołu

Zastosowanie struktury jednokierunkowej umożliwia ukierunkowanie wzmocnienia wzdłuż przewidywanych kierunków obciążeń, co jest szczególnie istotne w konstrukcji elementów ortezy, gdzie kluczowe znaczenie ma sztywność w wybranych osiach.

5.1.2. Plecionka z włókna węglowego

Dwuosiowa plecionka z włókna węglowego (BCF, z ang. braided carbon fiber) o splocie 2×2 i masie liniowej włókien 800 tex (Grafil 43-700) została wyprodukowana przez firmę Eurocarbon B.V. Na Rys. 42 przedstawiono plecionkę (nr kat. D-048-14) nałożoną na rdzeń.

Kąt oplotu został zmierzony na rdzeniu i wynosił $30^\circ \pm 1$. Zaobserwowana tolerancja wynika z trudności jednoznacznego wyznaczenia orientacji włókien, związanej z ich charakterystyczną tendencją do układania się w kształt litery S niedoprzędu w strukturze plecionki [162]. Masa powierzchniowa materiału wynosiła 665 ± 10 g/m², a gęstość odpowiadała 20 nitkom/dm.



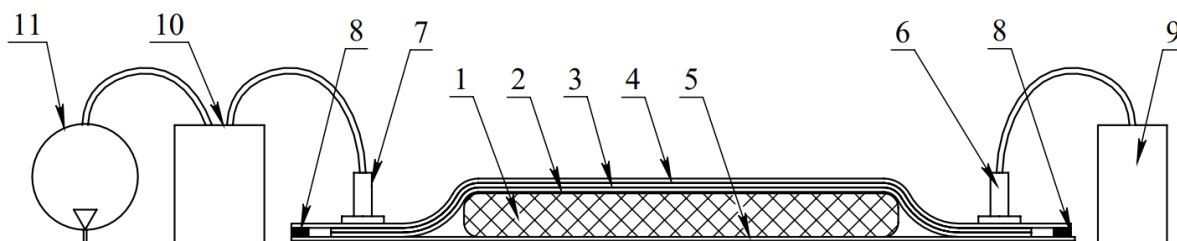
Rys. 42. Plecionka z włókna węglowego (BCF, ang. braided carbon fiber) o kącie oplotu $\pm 30^\circ$

Zastosowanie plecionki umożliwia uzyskanie wielokierunkowego wzmocnienia przy dobrym dopasowaniu materiału do elementu przestrzennego ramy, co ma kluczowe znaczenie w procesie formowania zewnętrznych warstw kompozytu. Dodatkową zaletą jest możliwość uzyskania gładkiej, jednorodnej powierzchni, co ułatwia dalszą obróbkę oraz zwiększa walory estetyczne gotowego wyrobu.

5.2. Wytwarzanie próbek badawczych

5.2.1. Proces infuzji

Proces impregnacji wzmocnień włókienniczych oraz kompozytu MLC przeprowadzono metodą infuzji. Schemat tego procesu przedstawiono na Rys. 43.



Rys. 43. Schemat procesu impregnacji metodą infuzji próżniowej: 1 - kompozyt, 2 - warstwa oddzielająca (peel ply), 3 - siatka infuzyjna, 4 - worek próżniowy, 5 - płaska powierzchnia szklana, 6 - wlot żywicy, 7 - wylot żywicy, 8 - uszczelniacz, 9 - zbiornik z żywicą, 10 - separator żywicy, 11 - pompa próżniowa

Rdzeń 3DP wraz z wyrobem tekstylnym (1) ułożono na płaskiej powierzchni szklanej (5), po czym przykryto go warstwą oddzielającą (peel ply) (2), siatką infuzyjną (3) oraz workiem próżniowym (4). Wlot żywicy (6) połączono ze zbiornikiem z żywicą (9), natomiast wylot (7) z separatorem żywicy (10), który zabezpieczał układ przed przedostaniem się żywicy do pompy próżniowej (11).

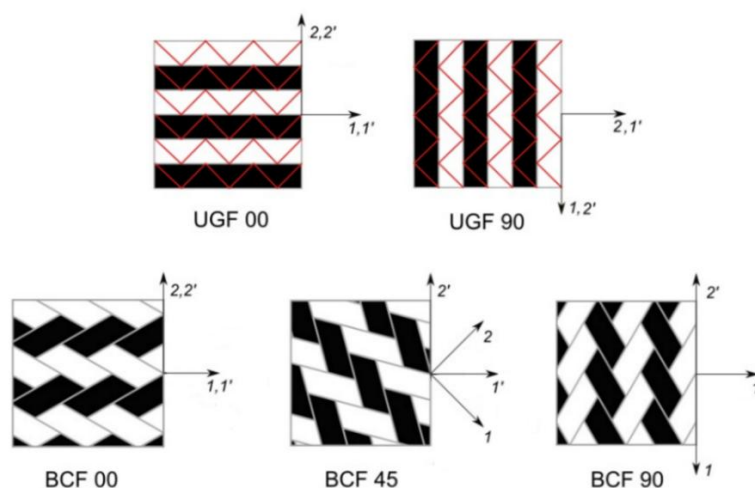
Wlot (6) i wylot (7) zlokalizowano po przeciwnych stronach układu, co zapewniało równomierny przepływ żywicy impregnującego przez całą powierzchnię materiału. Układ uszczelniono za pomocą taśmy uszczelniającej (8). W przypadku kompozytu MLC wlot żywicy umieszczono na początku, a wylot na końcu rdzenia, co umożliwiło pełne i jednorodne przesycenie struktur włókienniczych

Do impregnacji zastosowano mieszaninę żywicy epoksydowej HAVEL Composite LH145 oraz utwardzacza HAVEL Composite H135 w stosunku masowym 100:35. Po procesie infuzji kompozyty utwardzano w temperaturze 25 °C przez co najmniej 24 godziny.

5.2.2. Kompozyty jednowarstwowe

W badaniach pojedynczych warstw kompozytu wykorzystano plecionkę o tych samych parametrach co w kompozycie MLC (Eurocarbon B.V., nr kat. D144/11). Rękaw przecięto wzdłuż osi podłużnej i rozłożono na płasko. Krawędzie zabezpieczono taśmą techniczną, co pozwoliło ograniczyć strzępienie włókien.

Próbki wytwarzano zgodnie z procedurą opisaną w rozdziale 5.2.1. Po procesie impregnacji i utwardzania kompozytu próbki wycinano metodą cięcia strumieniem wody do kształtów i wymiarów określonych w rozdziale 5.3, poświęconym metodom badawczym.



Rys. 44. Orientacje badanych kompozytów jednowarstwowo-plecionkowych: haftowane technicznie włókno szklane o układzie jednokierunkowym: 0° (UGF 00), 90° (UGF 90); plecione włókno węglowe: 0° (BCF 00), 45° (BCF 45), 90° (BCF 90).

Na Rys. 44 przedstawiono schematy orientacji struktur włókienniczych zastosowanych w badaniach. Jednowarstwowo-plecionkowy kompozyt z włóknami szklanymi ułożonymi jednokierunkowo (UGF) przygotowano w dwóch orientacjach: 0° (UGF 00) oraz 90° (UGF 90). Czerwone, zygzakowane linie widoczne na schematach przedstawiają szwy używane w procesie haftowania, które nie uczestniczą w przenoszeniu obciążeń.

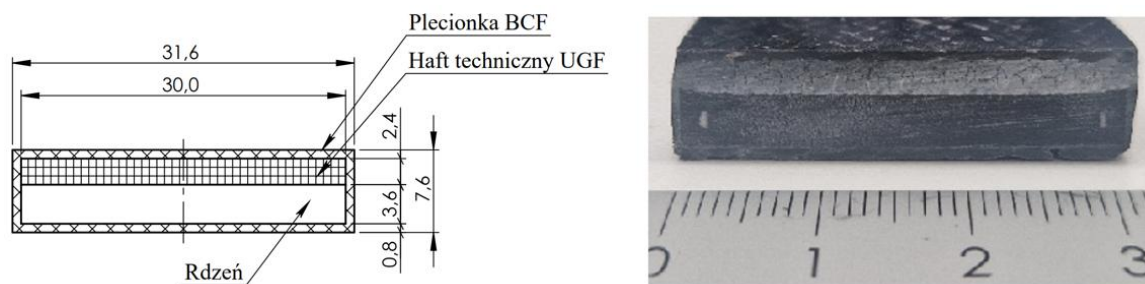
Struktura plecionka BCF została natomiast przygotowana w trzech orientacjach: 0° (BCF 00), 45° (BCF 45) oraz 90° (BCF 90). Osie 1-2 odpowiadają osiom laminatu kompozytu MLC, natomiast osie 1'-2' reprezentują osie badawcze.

5.2.3. Kompozyt wielowarstwowy

W produkcji kompozytu wielowarstwowego MLC zastosowano rodzaje wzmocnień tekstylnych omówione w podrozdziałach 5.1.1 i 5.1.2: jednokierunkowo ułożone włókna szklane wykonane z wykorzystaniem technologii haftu technicznego (UGF) oraz struktury plecione z włókien węglowych (BCF). Wzmocnienia umieszczone na rdzeniu drukowanym 3D w technologii spiekania proszku (PBF), szczegółowo opisanej w rozdziale 3.1.1. Następnie całość zaimpregnowano żywicą epoksydową w procesie infuzji próżniowej, zgodnie z procedurą przedstawioną w podrozdziale 5.2.1.

Dla wzmocnienia UGF zastosowano formatki o wymiarach 30 × 250 mm (Rys. 40). W przypadku wzmocnienia BCF użyto rękawa węglowego wyprodukowanego przez firmę (Eurocarbon B.V., nr kat. D-048-14).

Przekrój poprzeczny przygotowanego kompozytu, wraz z wymiarami oraz kolejnością ułożenia warstw przedstawiono na Rys. 45.



Rys. 45. Budowa kompozytu wielowarstwowego MLC

Średnia gęstość całego kompozytu, uwzględniająca rdzeń i zastosowane wzmocnienia tekstylne, wyniosła 1,4 g/cm³. Otrzymana wartość wskazuje na możliwość uzyskania materiału o stosunkowo niskiej masie przy jednoczesnym zapewnieniu odpowiedniej sztywności konstrukcji, co ma kluczowe znaczenie w zastosowaniach ortotycznych.

5.3. Metody badań

5.3.1. Test rozciągania

Test rozciągania przeprowadzono dla próbek UGF i BCF w orientacjach przedstawionych na Rys. 44 oraz dla kompozytu MLC wzdłuż osi rdzenia. Badania wykonano zgodnie z normą ISO 527-4 [145] na uniwersalnej maszynie wytrzymałościowej INSTRON (model 8982) z prędkością przesuwu głowicy równą 1 mm/min. Natomiast obliczenia prowadzono według normy ISO 527-1 [146]. Dla każdego kompozytu przygotowano i przetestowano pięć próbek do momentu ich zniszczenia.

Wydłużenie próbek mierzono za pomocą ekstensometru o długości pomiarowej 50 mm. W pierwszej kolejności badania przeprowadzono dla próbek UGF i BCF. Wymiary próbek UGF wynosiły $2,4 \times 25 \times 250$ mm. W przypadku próbek BCF, ze względu na ograniczenia wymiarowe wynikające ze spłaszczenia rękawa plecionki, wymiary próbek zmniejszono do $0,8 \times 25 \times 150$ mm.

Następnie badania przeprowadzono dla kompozytu MLC, którego wymiary próbek wynosiły $7,6 \times 31,6 \times 250$ mm. Zarówno w przypadku próbek UGF, jak i MLC, początkowa odległość między szczękami maszyny wytrzymałościowej wynosiła 150 mm. W celu zminimalizowania koncentracji naprężeń zastosowano dodatkowe podkładki wykonane z tkaniny węglowej impregnowanej żywicą epoksydową, które zostały trwale przyklejone do powierzchni próbek. W przypadku próbek BCF początkowa odległość między szczękami wynosiła 100 mm, a podkładki nie były stosowane.

5.3.2. Test zginania

Test zginania wykonano dla kompozytu MLC zgodnie z normą ISO 14125 [144], stosując trójpunktowy układ zginania. Badania przeprowadzono na maszynie Zwick/Roell Z005. Dla każdej serii przygotowano pięć próbek, które obciążano do momentu uszkodzenia próbki.

Rozstaw podpór odpowiadał 16-krotności grubości próbki i wynosił 121,6 mm. Prędkość przesuwu głowicy ustawiono na 1 mm/min, a średnice trzpieni podpierających i obciążających wynosiły 5 mm.

5.3.3. Test ściskania

Test ściskania wykonano dla próbek UGF i BCF, zgodnie z normą ISO 14126 [163], przy użyciu maszyny Zwick/Roell Z005. Dla każdej serii przygotowano pięć próbek, które obciążano do momentu spadku wartości siły ściskającej. Prędkość przesuwu głowicy obciążającej wynosiła 1 mm/min.

Próbki UGF miały wymiary $2,4 \times 10 \times 110$ mm i zostały przygotowane w dwóch orientacjach: 0° i 90° . Próbki BCF wycięto w trzech orientacjach: 0° , 45° i 90° . W przypadku tej struktury zastosowano dwie warstwy plecionki ze względu na niską sztywność pojedynczej warstwy o grubości 0,8 mm. Ostateczne wymiary próbek BCF wynosiły $1,6 \times 25 \times 110$ mm. W celu poprawy stabilności podczas badania zastosowano 50-milimetrowe podkładki wykonane z tkaniny węglowej impregnowanej żywicą epoksydową. Odległość między uchwytami wynosiła 10 mm.

5.3.4. Tomografia komputerowa (Micro-CT)

Do analizy struktury wewnętrznej zastosowano mikrotomografię komputerową (Micro-CT). Badania przeprowadzono zgodnie z normami PN-EN 16016-3 oraz PN-EN 16016-4 [164], [165]. Analizie poddano warstwy UGF i BCF. W przypadku kompozytu MLC metodę tę wykorzystano do analizy struktury kompozytu po teście rozciągania. Badany obszar znajdował się w odległości około 10 cm od głównej strefy zniszczenia.

Próbki o długości 20 mm zostały poddane nieniszczącej analizie z wykorzystaniem systemu GE Nanotom. Parametry ekspozycji były następujące: napięcie 112 kV, prąd 50 μ A, czas ekspozycji 500 ms, rozdzielczość przestrzenna 17,16 μ m/voxel.

W celu szczegółowego opisu poszczególnych warstw kompozytu wykorzystano przekroje wydzielone ze skanów Micro-CT. Analizę danych przeprowadzono z użyciem oprogramowania VGStudioMax 2023.4.

5.3.5. Objętościowy udział włókien

Objętościowy udział włókien (V_f) struktur UGF i BCF obliczono przy użyciu następującego równania:

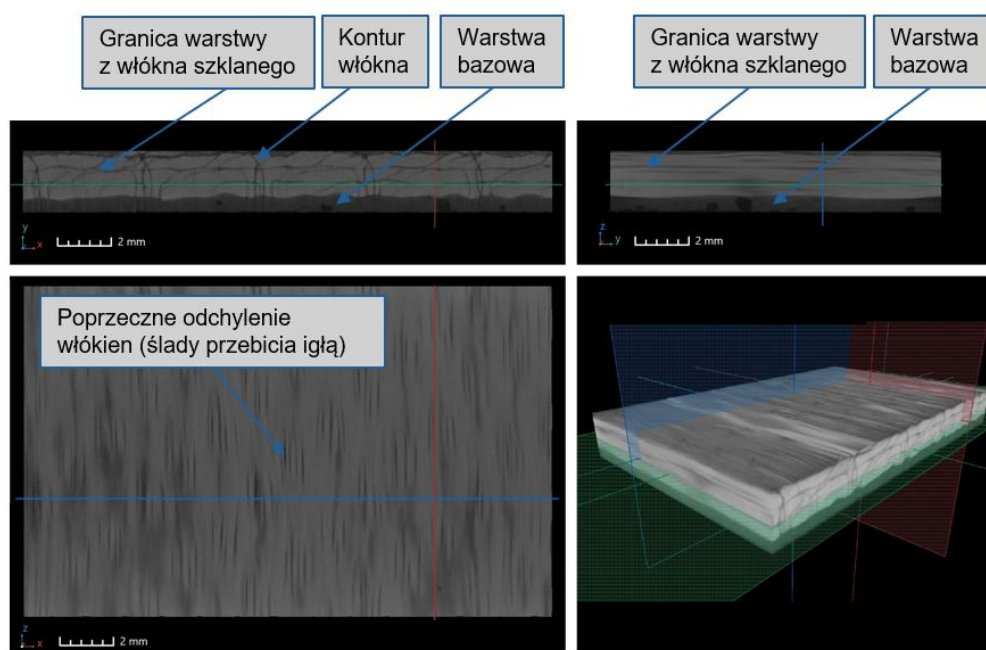
$$V_f = \frac{V_{włókna}}{V_{kompozytu}} = \frac{m}{\rho h} \quad (1)$$

gdzie m to masa powierzchniowa struktury włókienniczej, ρ to gęstość włókien, a h to grubość warstwy kompozytowej.

5.4. Wyniki i dyskusja pomiarów pojedynczych warstw kompozytu

5.4.1. Analiza struktury wewnętrznej metodą mikrotomografii komputerowej

Wzmocnienie UGF składa się z trzech warstw jednokierunkowo ułożonych włókien szklanych wykonanych w technologii haftu technicznego (TFP), warstwy bazowej w postaci podkładu poliestrowego oraz dwóch rodzajów nici nieprzenoszących obciążeń mechanicznych: poliestrowej, umieszczonej od strony spodniej, oraz poliamidowej, zlokalizowanej po stronie wierzchniej. Na Rys. 46 przedstawiono przekroje w trzech płaszczyznach oraz widok izometryczny struktury UGF.



Rys. 46. Obraz z mikrotomografii komputerowej jednokierunkowo haftowanej struktury włókien szklanych

W płaszczyznach XY oraz YZ wyraźnie widoczne są granice pomiędzy poszczególnymi warstwami struktury. Dodatkowo, w płaszczyźnie XY można zaobserwować zarys pojedynczych włókien. Obrazy tomograficzne ujawniają cztery wyraźnie warstwy: trzy jaśniejsze, zbudowane z włókien szklanych ułożonych metodą TFP oraz czwartą, ciemniejszą, stanowiącą podkład poliestrowy wraz z nićmi mocującymi strukturę wzmacniającą.

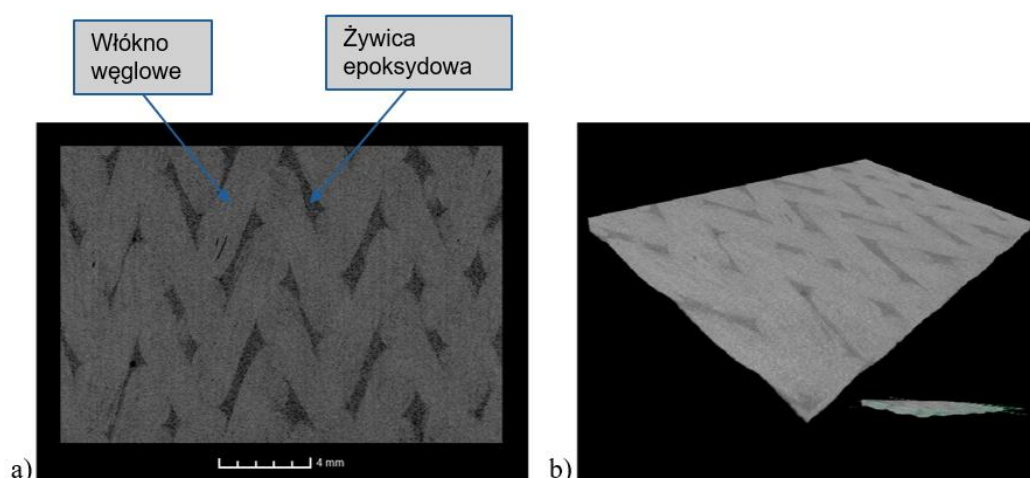
Grubość każdej z warstw, zarówno warstw włókien szklanych, jak i warstwy bazowej, wynosiła około 0,6 mm. Należy jednak zaznaczyć, że warstwa podkładowa charakteryzowała się stosunkowo dużą grubością w porównaniu z warstwami wzmacniającymi i, jako element nieuczestniczący w przenoszeniu obciążeń mechanicznych, zwiększała całkowitą objętość struktury. W konsekwencji prowadziło to do obniżenia udziału objętościowego włókien oraz potencjalnego zmniejszenia modułu sprężystości kompozytu.

Udział objętościowy włókien (V_f) w strukturze UGF, liczony z uwzględnieniem warstwy bazowej, wyniósł 41%. Po wyłączeniu z obliczeń warstwy nienośnej wartość V_f wzrosła do 55%, co jednoznacznie potwierdza istotny wpływ obecności warstwy bazowej na udział objętościowy włókien w całej strukturze.

W płaszczyźnie XZ zaobserwowano ślady nakłuć igłą oraz lokalne boczne odchylenia włókien, wynikające z procesu wprowadzania nici mocujących. Podczas nakłuwania włókna szklane ulegają lokalnym przemieszczeniom, co prowadzi do falowania niedoprzędu i utraty precyzyjnego, jednoosiowego wyrównania. Badania pokazują, że technologia TFP może powodować separację włókien podczas penetracji igły, odchylenia niedoprzędu, a nawet przerywanie włókien monofilamentowych [140].

Na ułożenie i naprężenie włókien wpływają również nici zabezpieczające występujące w postaci zygzakowatego ściegu, ruchy oscylacyjne stopki podającej włókno oraz ruchy pantografu maszyny hafciarskiej [142]. Dodatkowo istotną rolę odgrywa napięcie włókien podawanych z podajnika. Wszystkie wymienione czynniki sprzyjają powstawaniu falistości włókien w strukturze haftu, co może negatywnie wpływać na wytrzymałość mechaniczną kompozytu.

Na Rys. 47 przedstawiano dwa widoki plecionki z włókna węglowego: przekrój wzdłużny BCF (a) i widok izometryczny (b).



Rys. 47. Obraz z tomografii komputerowej struktury dwuosiowej 2x2 plecionki z włókna węglowego: a) przekrój wzdłużny, b) widok izometryczny

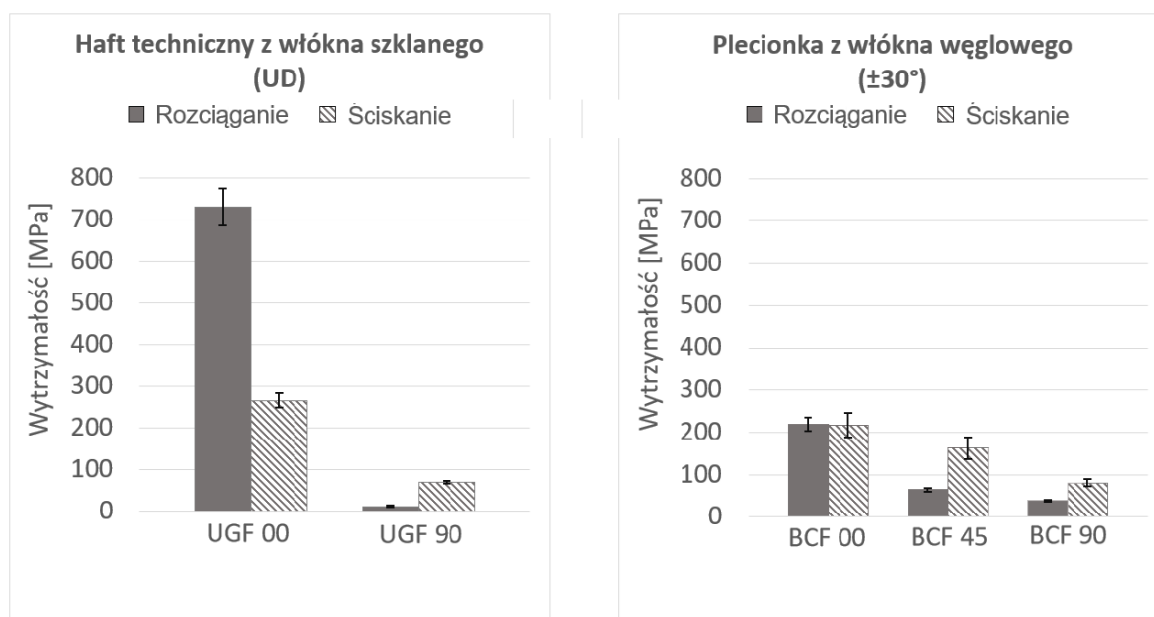
W mikrotomografii struktury plecionki widoczne są skrzyżowane włókna, natomiast ciemniejsze obszary pomiędzy nimi odpowiadają osnowie z żywicy epoksydowej. Włókna ułożone w splocie, charakteryzujące się spłaszczonym przekrojem poprzecznym, nie wypełniały całkowicie obszaru przekroju próbki, co jest zgodne z eliptycznym kształtem niedoprzędów w strukturze plecionki. Obliczony udział objętościowy włókien (V_f) wyniósł $46\% \pm 1$, przy czym zakres niepewności wynikał z dokładności pomiaru masy liniowej zastosowanej plecionki.

Ze względu na charakter splotu plecionki, polegający na wzajemnym przeplataniu się niedoprzędów, w strukturze obserwowano powstawanie falistości włókien oraz występowanie odstępów pomiędzy poszczególnymi niedoprzędami, co prowadziło do obniżenia udziału objętościowego włókien V_f [166]. Dodatkowo wysoka masa liniowa włókien węglowych przyczyniała się również do ograniczenia gęstości ich upakowania w strukturze kompozytu [167].

Należy jednak podkreślić, że pomimo opisanych cech udział objętościowy włókien w strukturze BCF był nieznacznie wyższy w porównaniu do struktury UGF, w której obecność warstwy bazowej, nieuczestniczącej w przenoszeniu obciążeń mechanicznych, zwiększała całkowitą objętość struktury, prowadząc do obniżenia efektywnego udziału objętościowego włókien V_f całego układu.

5.4.2. Test rozciągania i ściskania

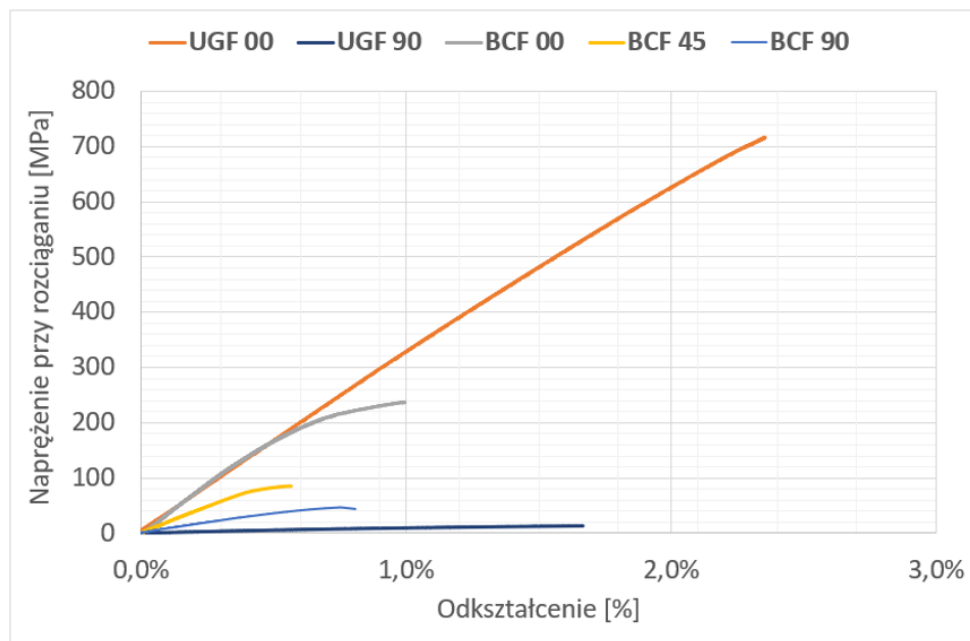
Struktury UGF i BCF poddano próbom rozciągania i ściskania zgodnie z orientacjami opisanymi w podrozdziale 5.2.2. W celu zilustrowania wpływu orientacji na wytrzymałość badanych struktur wyniki przedstawiono w formie wykresów słupkowych (Rys. 48). Szczegółowe wartości liczbowe zestawiono w tabeli 9, natomiast krzywe naprężenie-odkształcenie z prób rozciągania zaprezentowano na Rys. 49.



Rys. 48. Wytrzymałość na rozciąganie i ściskanie warstw kompozytowych w różnych orientacjach: a) haft techniczny z włókna szklanego UD (UGF), b) plecionka z włókna węglowego (BCF)

Tabela 9. Właściwości mechaniczne warstw kompozytowych w różnych orientacjach

Parametr	UGF 00	UGF 90	BCF 00	BCF 45	BCF 90
Wytrzymałość na rozciąganie σ_m [MPa]	730 \pm 44	12 \pm 1,5	219 \pm 16	64 \pm 5	39 \pm 2
Wytrzymałość na ściskanie σ_{cM} [MPa]	260 \pm 17	69 \pm 3	205 \pm 30	153 \pm 25	78 \pm 8
Odształcenie przy wytrzymałości na rozciąganie ε_m [%]	2,3 \pm 0,2	1,3 \pm 0,2	0,8 \pm 0,1	0,4 \pm 0,1	0,8 \pm 0,1
Moduł sprężystości przy rozciąganiu E_t [MPa]	32 860 \pm 485	5 870 \pm 450	35 880 \pm 1 570	18 950 \pm 1 430	7 060 \pm 240

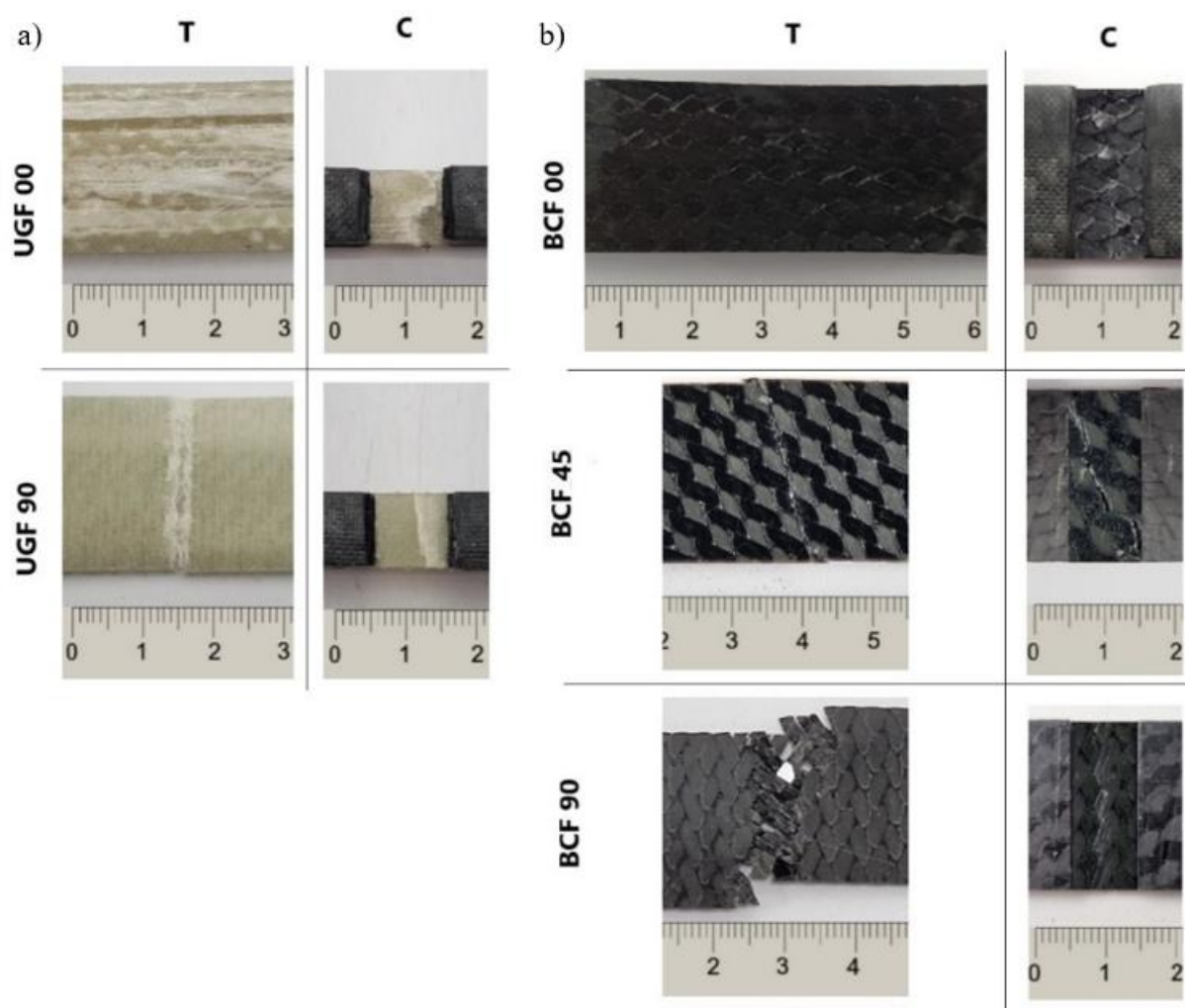
**Rys. 49.** Krzywe naprężenie-odkształcenie pojedynczych warstw kompozytowych w różnych orientacjach uzyskane w próbach rozciągania

Uzyskane wyniki wykazały istotne różnice w wytrzymałości na rozciąganie i ściskanie pomiędzy oboma typami struktur. Struktura UGF w orientacji 0° osiągnęła trzykrotnie większą wytrzymałość na rozciąganie w porównaniu z plecionką BCF, przy czym plecionka charakteryzowała się nieznacznie wyższym modułem sprężystości (ok. 8%). Badania literaturowe wskazują, że struktury plecione przy wielowarstwowym układzie (np. osiem warstw) mogą osiągać znacznie wyższe wartości - do 468 \pm 22 MPa (rozciąganie) i 300 \pm 22 MPa (ściskanie) w orientacji 0° [118]. W niniejszej pracy stosowano jednak pojedyncze warstwy, co istotnie obniżało uzyskane wartości.

W strukturach plecionych istotną rolę odgrywa również efekt przygotowania próbek do badań mechanicznych. Cięcie próbek do kształtu prostokątnego prowadzi do przerwania ciągłości włókien, co negatywnie wpływa na zdolność przenoszenia obciążeń. Podczas obciążania rozciągającego włókna wykazują tendencję do prostowania się i ustawiania wzdłuż kierunku działania siły, co dodatkowo wpływa na przebieg zniszczenia. Z tego względu zmierzone wartości wytrzymałości na rozciąganie i odkształcenie mogą nie w pełni odzwierciedlać właściwości rzeczywistych [168]. Parametry te pozostają jednak istotne z

punktu widzenia dalszych etapów przetwarzania materiału, takich jak np. szlifowanie, gdzie może nastąpić lokalne przerwanie ciągłości włókien, szczególnie na krawędziach elementu.

Na Rys. 50 przedstawiono obrazy próbek struktur UGF i BCF po próbach rozciągania (T) oraz ściskania (C), ilustrujące charakter i zakres uszkodzeń powstałych w wyniku obciążenia.



Rys. 50. Próbkę kompozytów jednowarstwowych po próbach rozciągania (T) i ściskania (C): a) haft techniczny z jednokierunkowo ułożonym włóknem szklanym (UGF), b) plecionka z włókna węglowego (BCF)

W rozciąganej próbce w orientacji BCF 00 zaobserwowano uszkodzenia obejmujące rozległy obszar. Włókna miały tendencję do prostowania się, powodując pęknięcie matrycy. Gdy napotykały opór ze strony sąsiednich włókien, mechanizm uszkodzenia przechodził w pęknięcie włókna w strukturze plecionki.

Dla próbek BCF 45 pierwsze pęknięcia pojawiały się wzdłuż włókien zorientowanych pod kątem 75° względem osi rozciągania. Włókna naprężane w tym kierunku powodowały dodatkowo pęknięcie matrycy wzdłuż ścieżek włókien poprzecznych. Jednak z uwagi na ograniczenia wynikające z przygotowania próbek i nieciągłość włókien wartości te nie mogą być traktowane jako reprezentatywne dla pełnej struktury plecionej. W próbkach BCF 90 zniszczenie było skoncentrowane wzdłuż włókien, które podlegały równomiernemu naprężeniu. Dla tej konfiguracji wytrzymałość na ściskanie była wyższa niż na rozciąganie, co odpowiada poprzecznemu stanowi naprężeń w włóknach.

Wytrzymałość na ściskanie w próbkach UGF 90 i BCF 90 była porównywalna, natomiast obie struktury wykazywały stosunkowo niską wytrzymałość na rozciąganie w tej orientacji. Struktury plecione charakteryzowały się jednak niemal trzykrotnie wyższą wytrzymałością w porównaniu do struktur jednokierunkowych w analogicznych warunkach obciążenia.

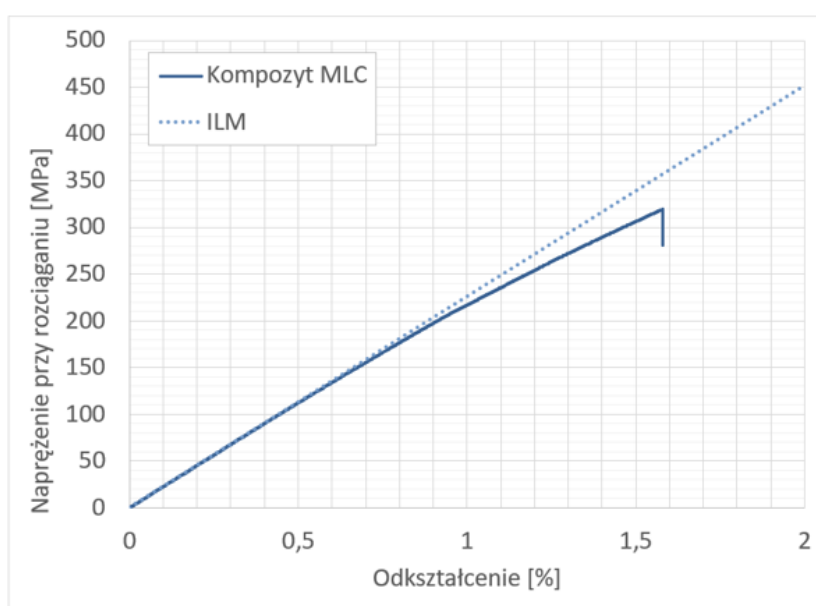
Moduł ściskania nie był mierzony podczas badania, ponieważ odległość 10 mm między uchwytami była zbyt mała, aby pomieścić tensometr. Badania [118], [169], wykazały jednak, że moduły rozciągania i ściskania wykazują podobne tendencje i są porównywalne pod względem wielkości, z niewielkimi różnicami obserwowanymi przy 0° i 45° .

5.5. Wyniki i dyskusja pomiarów kompozytu wielowarstwowego

5.5.1. Test rozciągania

Próba rozciągania stanowi podstawową metodę oceny właściwości mechanicznych. W przypadku kompozytu MLC szczególnie istotne było określenie, w jakim stopniu połączenie warstw UGF i BCF z rdzeniem 3DP wpływa na zachowanie materiału pod obciążeniem jednoosiowym.

Na Rys. 51 przedstawiono zależność naprężenia od odkształcenia uzyskaną w próbie rozciągania kompozytu MLC wraz z zaznaczonym początkowym liniowym modułem sprężystości (ILM, z ang. initial linear modulus).



Rys. 51. Krzywa naprężenie-odkształcenie dla kompozytu wielowarstwowego (MLC) wraz z początkowym liniowym modułem sprężystości (ILM)

Krzywa rozciągania kompozytu MLC wykazywała charakter quasi-sprężysty, przy czym w przedziale od około 0,4% do 0,6% odkształcenia obserwowano niewielkie zmniejszenie jej nachylenia. Zjawisko to wskazuje na stopniowe obniżanie efektywnej sztywności struktury, przy jednoczesnym zachowaniu zdolności do przenoszenia obciążeń. Zjawisko to można wiązać z inicjacją mikrouszkodzeń w jednej z warstw wzmacniających oraz redystrybucją

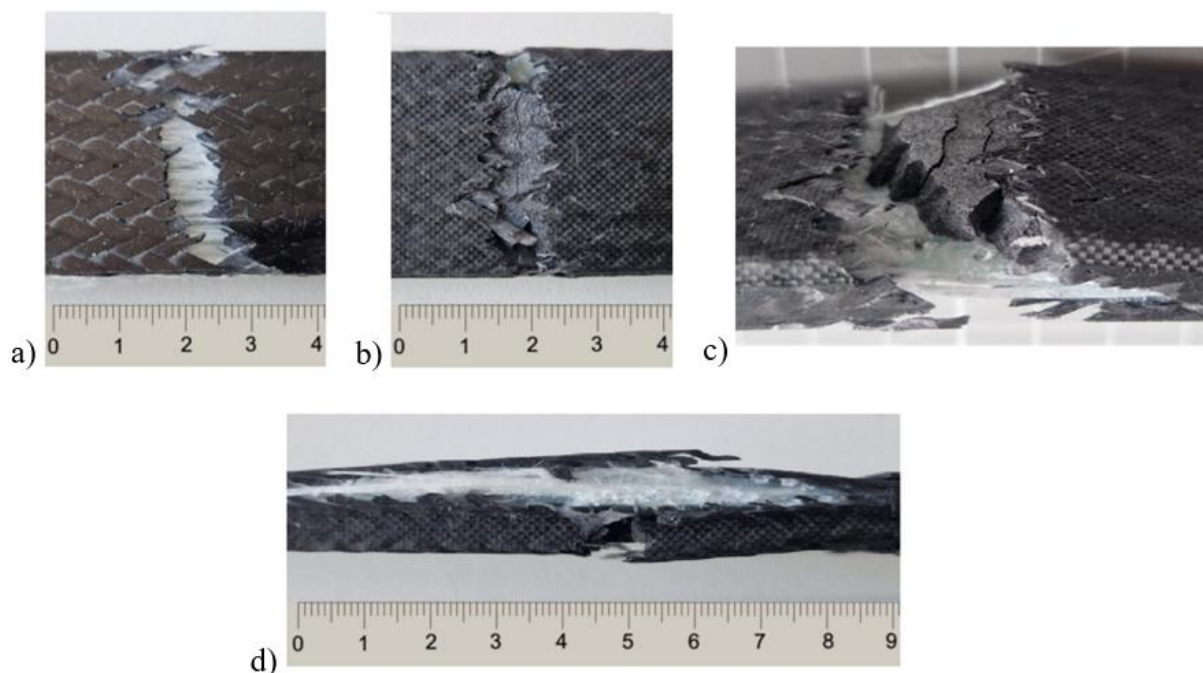
naprężeń pomiędzy poszczególnymi składowymi kompozytu. Warstwy wykonane z materiałów o odmiennych właściwościach mechanicznych osiągają stany graniczne przy różnych poziomach odkształcenia, co może prowadzić do sekwencyjnej degradacji struktury [170].

Tabela 10 zestawia właściwości mechaniczne kompozytu MLC uzyskane w próbie rozciągania.

Tabela 10. Właściwości mechaniczne kompozytu MLC przy rozciąganiu

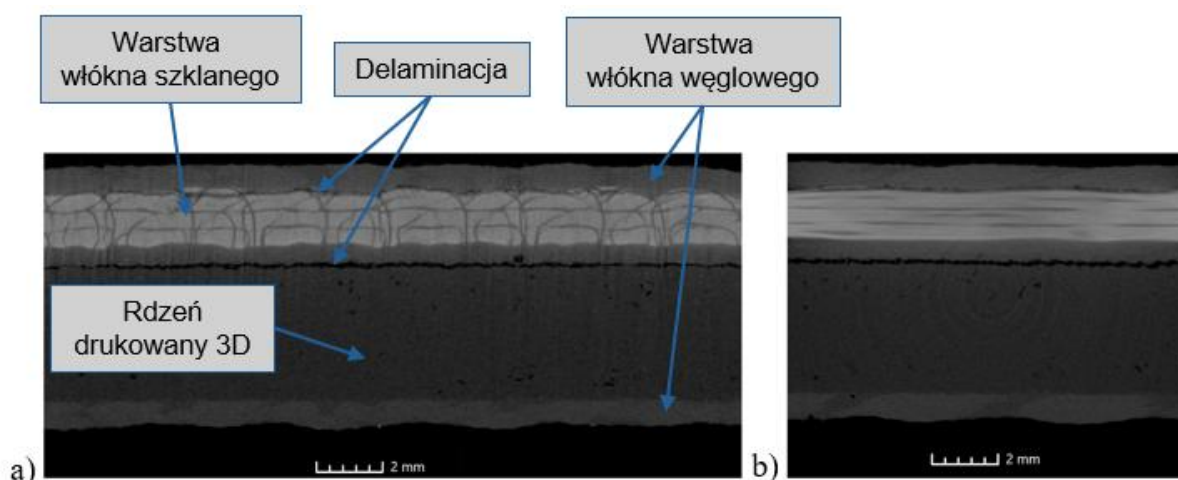
Parametr	MLC
Wytrzymałość na rozciąganie σ_m [MPa]	302 ± 13
Odkształcenie przy wytrzymałości na rozciąganie ε_m [%]	$1,5 \pm 0,1$
Moduł sprężystości przy rozciąganiu E_t [MPa]	$21\ 700 \pm 1\ 800$

Na Rys. 52 przedstawiono próbki po próbie rozciągania. Pierwsze uszkodzenia pojawiły się w warstwie BCF i były sygnalizowane charakterystycznym dźwiękiem zrywających włókien, co znalazło odzwierciedlenie w postaci lokalnego spadku nachylenia krzywej w okolicy 1% odkształcenia. Następnie nastąpiło gwałtowne zniszczenie rdzenia 3DP przy odkształceniu ok. 1,5%. Po uszkodzeniu warstwy BCF obciążenie było nadal przenoszone przez warstwę UGF aż do momentu jej zniszczenia, co odpowiada spadkowi zarejestrowanemu na krzywej naprężenie-odkształcenie. W przeprowadzonych badaniach nad laminatami hybrydowymi [171] wykazano, że naprężenie ulega nagłemu spadkowi w momencie zniszczenia włókien o niższym odkształceniu przy zerwaniu, po czym obserwuje się ponowny wzrost naprężenia, wynikający z przejścia obciążenia przez włókna o większym odkształceniu granicznym. Analogiczne zjawisko zaobserwowano również w przypadku kompozytu MLC, co wskazuje na podobny mechanizm redystrybucji obciążenia pomiędzy warstwami nośnymi.



Rys. 52. Próbki kompozytu MLC po próbie rozciągania: a) widok z góry, b) widok z dołu, c) widok spodniej części z rdzeniem, d) widok z boku

Po przeprowadzeniu próby rozciągania wykonano mikrotomografie komputerową kompozytu MLC (Rys. 53), która ujawniła występowanie rozwarstwienia w obszarze oddalonym od bezpośredniej strefy zniszczenia. Analiza obrazów tomograficznych wykazała delaminację warstwy UGF od rdzenia wytworzonego metodą 3DP, a także w nieco mniejszym stopniu lokalną separację warstwy BCF od UGF. Badany obszar znajdował się w odległości około 10 cm od głównej strefy zniszczenia, przy czym na powierzchni próbki nie obserwowano widocznych uszkodzeń kompozytu.



Rys. 53. Propagacja delaminacji pomiędzy warstwami kompozytu MLC po próbie rozciągania

Zaobserwowana delaminacja stanowi charakterystyczny mechanizm uszkodzenia kompozytów warstwowych mogący mieć istotny wpływ na ich integralność struktury. Proces ten wynika z faktu, że interfejsy międzywarstwowe, ze względu na ograniczoną wytrzymałość wiązania, stanowią preferowaną ścieżkę propagacji pęknięć. Wytrzymałość tych połączeń jest w dużej mierze determinowana właściwościami materiału matrycy oraz charakterystyką adhezji pomiędzy sąsiadującymi warstwami.

Delaminacja może być inicjowana przez szereg czynników, w tym wady powstałe na etapie produkcji, pęknięcia zmęczeniowe, uszkodzeniami spowodowanymi uderzeniami o niskiej energii, koncentracje naprężeń w pobliżu połączeń, obecność nieciągłości struktury elementów składowych kompozytu. Ponadto, nadmierne naprężenia międzywarstwowe mogą istotnie przyczyniać się do rozwoju tego typu uszkodzeń [172]. W badanym przypadku pęknięcie warstwy BCF miało charakter gwałtowny i prowadziło do lokalnego uszkodzenia rdzenia (Rys. 52c), co sprzyjało inicjacji oraz dalszej propagacji delaminacji.

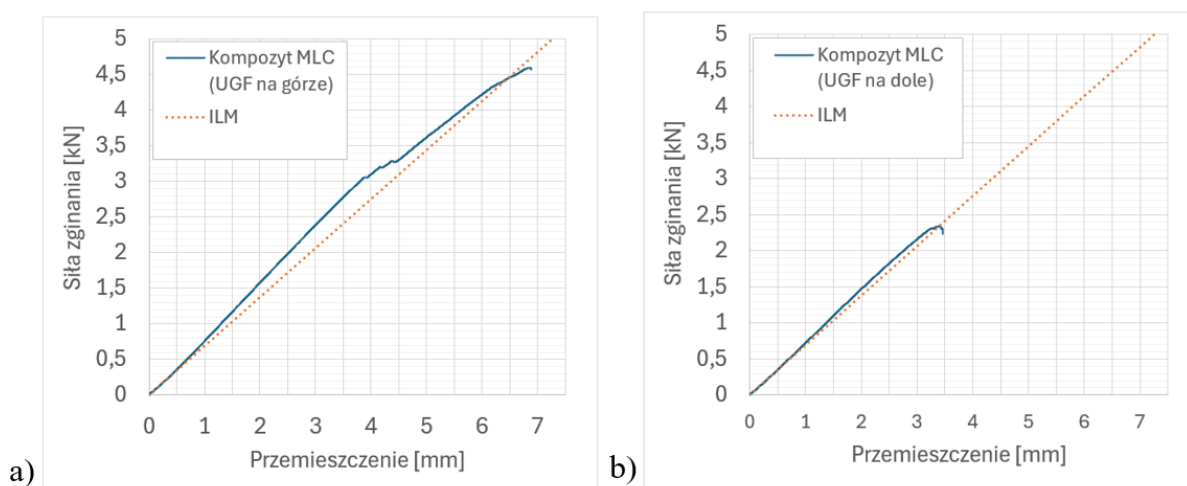
Jednocześnie w wielu obszarach kompozytu MLC zaobserwowano dobrą adhezję pomiędzy poszczególnymi warstwami - rdzeń lokalnie pozostawał trwale związany zarówno z warstwą UGF (Rys. 52c), jak i warstwą BCF (Rys. 53a). Wyniki mikrotomografii komputerowej sugerują jednak, że adhezja na granicy rdzeń-warstwa wzmacniająca może być lokalnie niższa w porównaniu do adhezji pomiędzy warstwami wzmacniającymi UGF i BCF. Ponadto analiza przebiegu zniszczenia próbki, wskazująca, że w końcowej fazie obciążenie było przenoszone wyłącznie przez warstwę z włókna szklanego, co prowadziło do jej rozciągania oraz generowania naprężeń ścinających na granicy rdzeń-UGF i UGF-BCF.

5.5.2. Test zginania

Badania zginania realizowano w dwóch konfiguracjach ułożenia próbek względem kierunku obciążenia. W pierwszym przypadku warstwa UGF znajdowała się po stronie górnej próbki, natomiast w drugim wariantcie próbki odwracano, tak aby warstwa UGF znajdowała się po stronie przeciwnej.

W odróżnieniu do testu jednoosiowego rozciągania, podczas próby zginania początkowe nachylenie krzywej siły zginającej względem odkształcenia było niższe, co może być związane z naprężeniem włókien oraz poprzecznym naprężeniem ścinającym na styku dwóch różnych materiałów. Obserwowane zachowanie wskazuje na bardziej złożoną interakcję pomiędzy poszczególnymi warstwami materiału kompozytowego.

Wraz ze wzrostem siły zginającej warstwa BCF podlegała ścisaniu po jednej stronie próbki oraz rozciąganiu po drugiej, co prowadziło do progresywnego narastania naprężeń wewnętrznych. W konsekwencji mechanizm zniszczenia miał charakter stopniowy, a przed całkowitym zniszczeniem próbki obserwowano rozwój mikropęknięć w warstwie BCF.



Rys. 54. Krzywe siła zginająca-przemieszczenie dla trójpunktowej próby zginania kompozytu MLC wraz z wyznaczonym początkowym liniowym modułem sprężystości (ILM):
a) układ z warstwą UGF na górze, b) układ z warstwą UGF na dole

Porównanie wartości eksperymentalnych oraz początkowych liniowych modułów sprężystości (ILM) przedstawiono na Rys. 54. W tabeli 11 zestawiono właściwości mechaniczne uzyskane w próbach zginania.

Tabela 11. Właściwości mechaniczne kompozytu MLC przy zginaniu

Parametr	MLC (UGF na górze)	MLC (UGF na dole)
Wytrzymałość na zginanie σ_{fM} [MPa]	320 ±17	235 ±9
Odkształcenie przy wytrzymałości na zginanie ε_{fM} [%]	1,3 ±0,1	1,0 ±0,1
Moduł sprężystości przy zginaniu E_f [MPa]	26 220 ±1 220	24 100 ±920

Struktura z warstwą UGF umieszczoną na górze wykazywała wyższą wytrzymałość na zginanie. Jednocześnie dokładna lokalizacja uszkodzeń pozostaje trudna do jednoznacznego określenia. Podczas próby zginania zaobserwowano inicjację pęknięć na powierzchni próbek (Rys. 55), co znalazło odzwierciedlenie na krzywych obciążenie-odkształcenie w postaci wyraźnych uskoków. Zjawisko to wystąpiło odpowiednio dla próbek UGF z warstwą wierzchnią po stronie ściskanej przy odkształceniu około 1,3% oraz dla próbek UGF z warstwą wierzchnią po stronie rozciąganej przy odkształceniu około 1,0%. Wartości te przyjęto jako odkształcenie niszczące w próbie zginania.

Następnie, pomimo zaistniałych uszkodzeń, konstrukcja zachowywała zdolność do dalszego przenoszenia obciążeń zginających aż do momentu przerwania testu. Podobne zachowanie wykazują kompozyty typu „sandwich”, które wskazują stopniowy, sekwencyjny charakter degradacji struktury kompozytu w warunkach zginania. Skokowe zmiany mogą odpowiadać inicjacją mikropęknięć osnowy, z częściową delaminacją lub utratą nośności jednej z warstw [173].

Przebieg mechanizmu zniszczenia wykazał, że inicjacja uszkodzeń w próbie trójpunktowego zginania następowała niemal zawsze po stronie ściskanej próbki. Wynika to z faktu, że warstwa wzmacniana włóknami węglowymi charakteryzują się niższą wytrzymałością na ściskanie w porównaniu do wytrzymałości na rozciąganie. Dodatkowo, lokalne koncentracje naprężeń występujące w obszarze styku próbki z trzpieniem obciążającym sprzyjają inicjacji uszkodzeń po stronie ściskanej.



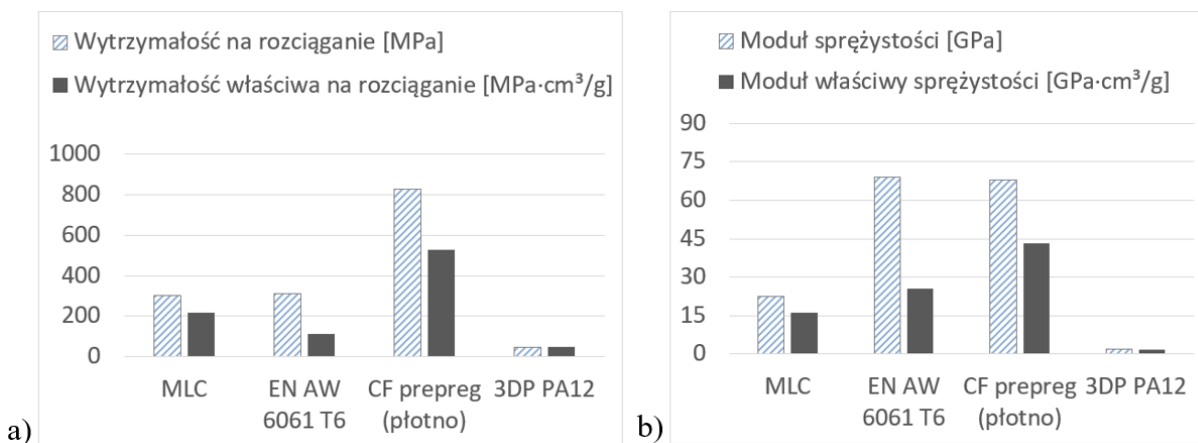
Rys. 55. Kompozyt MLC podczas próby zginania

Przeprowadzone badania wskazują, że moduł zginania kompozytów MLC ze wzmocnieniem włókienniczym jest stosunkowo mało wrażliwy na położenie warstw z włókna szklanego względem strefy ściskania i rozciągania, w przeciwieństwie do wytrzymałości na zginanie, która w głównej mierze zależy od sekwencji ułożenia warstw. Występowanie tego zjawiska potwierdzają badania nad kompozytami hybrydowymi z warstwami z włókna szklanego i węglowego [174], [175], w których wykazano, że zmiana położenia warstw szklanych wpływała nieznacznie na wartość modułu zginania, natomiast prowadziła do wyraźnych różnic w maksymalnej nośności laminatów podczas zginania. Ponadto, autorzy wskazują, że optymalną konfiguracją jest zastosowanie warstw z włókna węglowego jako warstw zewnętrznych, przy jednoczesnym wykorzystaniu warstw z włókna szklanego jako rdzenia. Takie rozwiązanie umożliwia zachowanie wysokiej sztywności i wytrzymałości na zginanie przy jednoczesnym zwiększeniu podatności na odkształcenia struktury oraz redukcji kosztów materiałowych.

5.6. Zastosowanie kompozytu wielowarstwowego MLC w konstrukcji ortez stawu kolanowego

W praktyce produkcyjnej ortez stawu kolanowego dominują trzy grupy rozwiązań materiałowo-technologicznych. Pierwszą z nich stanowią konstrukcje metalowe, najczęściej wykonywane ze stopów aluminium, stosowane głównie w wyrobach seryjnych. Drugą grupę tworzą rozwiązania wykorzystywane w produkcji indywidualnie dopasowanych ortez, obejmujące kompozyty z włókien węglowych w technologii preimpregnowanych mat żywicznych. Trzecią grupę stanowią elementy polimerowe wytwarzane metodami druku 3D lub kształtowane z płyt termoformowanych, również stosowane w rozwiązaniach spersonalizowanych. Szczegółowe technologie wytwarzania dostępne w każdej z tych grup omówiono w rozdziale 2.3.3. Z tego względu wielowarstwowy kompozyt MLC zestawiono z reprezentantami wszystkich wymienionych rozwiązań.

Na Rys. 56 przedstawiono porównanie wytrzymałości właściwej oraz modułu właściwego wybranych materiałów konstrukcyjnych, zdefiniowanych jako stosunek odpowiednich parametrów mechanicznych do gęstości materiału. Analizie poddano wielowarstwowy kompozyt MLC oraz materiały powszechnie stosowane w konstrukcjach ortez stawu kolanowego, tj. stop aluminium EN AW 6061 T6, preimpregnat z włókna węglowego o splocie płóciennym (CF prepreg) oraz poliamid PA12 wytwarzany metodą druku 3D w technologii spiekania proszków PBF (3DP PA12). Dane referencyjne wykorzystane w analizie pochodziły z baz materiałowych oraz kart katalogowych producentów [94], [176], [177].



Rys. 56. Porównanie: a) wytrzymałości na rozciąganie oraz wytrzymałości właściwej, b) modułu sprężystości i modułu właściwego sprężystości wybranych materiałów: kompozytu MLC, stopu aluminium EN AW 6061 T6, kompozytu węglowego oraz druku 3D z PA12 [94], [176], [177]

Należy podkreślić, że zaprezentowane parametry odnoszą się do uśrednionych właściwości materiałowych i traktują analizowane materiały jako struktury jednorodne. Porównanie to służy zatem wstępnej ocenie potencjału aplikacyjnego poszczególnych rozwiązań materiałowych, a nie pełnej analizie zachowania konstrukcyjnego gotowych elementów ortez.

Przedstawione zestawienie pokazuje istotne różnice pomiędzy porównywanymi materiałami. Preimpregnat CF charakteryzował się najwyższą wytrzymałością na rozciąganie oraz największą wartością wytrzymałości właściwej, co czyni go materiałem szczególnie

atrakcyjnym w zastosowaniach wymagających minimalnej masy przy wysokiej sztywności. Z tego względu kompozyty węglowe znajdują szerokie zastosowanie w zaawansowanych ortezach sportowych, takich jak modele Össur CTi czy DonJoy Defiance [6], [7]. Należy jednak zauważyć, że ich wytwarzanie wiąże się z wysokimi kosztami materiałów, koniecznością stosowania jednorazowych form oraz kontrolowanych warunków przechowywania preimpregnatów, co istotnie ogranicza opłacalność produkcji jednostkowej.

Pod względem modułu sprężystości najwyższe wartości prezentują stopy aluminium oraz CF prepreg, przy czym stop aluminium wykazywał nieznacznie wyższy moduł. W odniesieniu do kompozytu MLC moduł właściwy stopu aluminium był wyższy o około 60%, natomiast preimpregnatu CF - o około 170%. Jednocześnie należy uwzględnić, że w przypadku kompozytów wzmacnianych strukturą z tkaniny rzeczywista sztywność elementu w dużym stopniu zależy od możliwości optymalnego ukierunkowania warstw wzmacniających względem dominujących kierunków obciążeń, co w praktyce nie zawsze jest możliwe.

Stop aluminium EN AW 6061 T6, szeroko stosowany w seryjnych konstrukcjach ortez, charakteryzuje się bardzo dobrymi właściwościami mechanicznymi, wysokim modułem sprężystości oraz dobrą dostępnością materiałową. Jego istotną zaletą pozostaje łatwość obróbki konwencjonalnej, jednak w przypadku produkcji indywidualnej ograniczeniem jest czasochłonność procesu wytwarzania oraz ograniczona swoboda kształtowania geometrii bez zastosowania kosztownego oprzyrządowania. Analiza porównawcza wykazała, że kompozyt MLC osiąga zbliżoną wytrzymałość na rozciąganie przy jednocześnie wyższej wytrzymałości właściwej, co potwierdza jego większą efektywność w zastosowaniach, w których kluczowe znaczenie ma redukcja masy konstrukcji.

Najniższe wartości wytrzymałości oraz modułu sprężystości uzyskano dla materiału PA12 wytwarzanego w technologii PBF. Jego podstawową zaletą pozostaje pełna swoboda projektowa oraz możliwość łatwej personalizacji geometrii, jednak ograniczone właściwości mechaniczne powodują, że materiał ten znajduje zastosowanie głównie w elementach pomocniczych lub konstrukcjach o zwiększonym przekroju poprzecznym.

Pomimo wysokich kosztów inwestycyjnych związanych z zakupem drukarek 3D pracujących w technologii PBF oraz maszyn do haftu technicznego, zarówno elementy drukowane, jak i tekstylne struktury wzmacniające mogą być wytwarzane przez wyspecjalizowanych usługodawców. W praktyce znaczna część kosztów jednostkowych (COGS, z ang. cost of goods sold) wynika z nakładów pracy związanych z projektowaniem oraz procesem wytwarzania. Koszty te mogą być jednak ograniczane poprzez częściową automatyzację projektowania przy użyciu dedykowanego oprogramowania oraz optymalizację procesu impregnacji struktur włókienniczych.

Na tle analizowanych rozwiązań wielowarstwowy kompozyt MLC charakteryzuje się jako rozwiązanie pośrednie, łączące korzystny stosunek wytrzymałości do masy z relatywnie prostszym i bardziej elastycznym procesem wytwarzania. W porównaniu z konstrukcjami aluminiowymi oferuje on blisko dwukrotnie mniejszą masę przy porównywalnej objętości, natomiast względem polimerów wytwarzanych metodami druku 3D - wielokrotnie korzystniejsze właściwości mechaniczne. Jednocześnie, w przeciwieństwie do klasycznych prepregów węglowych, jego zastosowanie nie wymaga rozbudowanej infrastruktury

technologicznej, co czyni go szczególnie atrakcyjnym materiałem do wytwarzania indywidualnie dopasowanych ortez stawu kolanowego.

5.7. Podsumowanie części badawczej kompozytu wielowarstwowego

Część badawcza pracy koncentrowała się na opracowaniu oraz ocenie właściwości autorskiego wielowarstwowego kompozytu (MLC), stanowiącego układ hybrydowy złożony z rdzenia wytworzonego metodą druku 3D (PBF) oraz zewnętrznych warstw wzmacniających w postaci struktur włókienniczych impregnowanych żywicą epoksydową. Zaproponowane rozwiązanie łączy zalety technologii przyrostowych w zakresie indywidualnego kształtowania geometrii z wytrzymałymi strukturami kompozytów wzmacnianymi strukturami włókienniczymi, co stanowi istotny element innowacyjności zaproponowanego rozwiązania.

W wyniku wstępnych analiz kompozytów warstwowych wytypowano dwie struktury wzmacniające o najwyższym potencjale aplikacyjnym: jednokierunkowo ułożoną strukturę z włókna szklanego wykonaną technologią haftu technicznego (TFP) oraz plecionkę z włókna węglowego. Zastosowanie technologii TFP umożliwia precyzyjne ukierunkowanie zbrojenia zgodnie z kierunkiem działania obciążeń. Z kolei wykorzystanie plecionki węglowej zapewnia wielokierunkowe przenoszenie obciążeń oraz dobrą dopasowanie do elementu o złożonej geometrii przestrzennej.

Badania nad kompozytem MLC zrealizowano etapowo. W pierwszym etapie wytworzono i scharakteryzowano kompozyty jednowarstwowe na bazie struktur UGF i BCF, analizując ich budowę wewnętrzną metodą mikrotomografii komputerowej oraz właściwości mechaniczne w próbach rozciągania i ściskania dla różnych orientacji włókien. Analiza Micro-CT wykazała, że w strukturze UGF istotny wpływ na efektywny udział objętościowy włókien miała obecność warstwy bazowej. W przypadku plecionki BCF obserwowano typowe cechy struktur przeplatanych, takie jak falistość włókien oraz eliptyczne, spłaszczone kształty co wpływało na stopień upakowania i udział objętościowy włókien. Wyniki prób wytrzymałościowych potwierdziły kluczową rolę orientacji wzmocnienia w przenoszeniu obciążeń, w których to warstwa z włókna szklanego o układzie jednokierunkowym charakteryzowała się nieznacznie niższym, o około 8%, modułem sprężystości w porównaniu z plecionką z włókna węglowego.

W kolejnym etapie opracowano technologię wytwarzania kompozytu MLC, obejmującą integrację rdzenia drukowanego 3D z warstwami wzmacniającymi oraz impregnację metodą infuzji próżniowej. Dla tak otrzymanego materiału wykonano badania rozciągania oraz trójpunktowego zginania, a także analizę struktury wewnętrznej z wykorzystaniem Micro-CT, w tym ocenę zjawisk towarzyszących obciążeniom niszczącym. Badania wytrzymałościowe wykazały, że kompozyt MLC charakteryzuje się quasi-sprężystym zachowaniem w rozciąganiu oraz stopniowym mechanizmem degradacji w zginaniu, typowym dla laminatów hybrydowych. Zidentyfikowane mechanizmy zniszczenia, obejmujące inicjację uszkodzeń w warstwie BCF, redystrybucję obciążeń do warstwy UGF oraz degradację rdzenia, zostały potwierdzone analizą tomograficzną. Wyniki te jednoznacznie wskazują na kluczową rolę adhezji międzywarstwowej oraz wzajemnego oddziaływania poszczególnych komponentów.

Otrzymane rezultaty pozwoliły na potwierdzenie hipotezy badawczej nr 1, zgodnie z którą zastosowanie zewnętrznej warstwy wzmacniającej w postaci struktury włókienniczej impregnowanej żywicą epoksydową na drukowanych 3D elementach polimerowych prowadzi do istotnej poprawy ich właściwości wytrzymałościowych. Wykazano, że odpowiednio zaprojektowany układ hybrydowy umożliwia znaczące zwiększenie nośności oraz sztywności przy jednoczesnym zachowaniu korzystnego stosunku masy do właściwości mechanicznych.

Istotnym elementem wkładu naukowego pracy jest opracowanie i analiza architektury warstwowej oraz mechanizmów zniszczenia układu wielowarstwowego kompozytu, a także wykazanie możliwości funkcjonalnego wzmacniania struktur drukowanych 3D za pomocą struktur tekstylnych. Uzyskane wyniki poszerzają aktualny stan wiedzy w zakresie projektowania hybrydowych kompozytów warstwowych oraz stanowią podstawę do dalszego rozwoju metod modelowania matematycznego i numerycznego takich układów materiałowych.

Porównanie właściwości właściwych kompozytu MLC z materiałami konwencjonalnie stosowanymi w konstrukcjach ortez stawu kolanowego potwierdziło jego wysoki potencjał aplikacyjny jako rozwiązania pośredniego pomiędzy stopami aluminium a klasycznymi kompozytami preimpregnowanymi. Wyniki części badawczej stanowią tym samym solidną podstawę do realizacji etapu wdrożeniowego, obejmującego opracowanie i weryfikację technologii wytwarzania indywidualnie dopasowanej ortezy stabilizującej staw kolanowy.

6. Modelowanie właściwości sprężystych

W modelowaniu materiałów kompozytowych wykorzystuje się różnorodne podejścia analityczne i numeryczne, obejmujące poziom mikro, mezo oraz makro. Szczegółowe modele architektury tekstylnej, mimo że umożliwiają bardzo dokładny opis zjawisk lokalnych, są obliczeniowo kosztowne i niepraktyczne w analizach konstrukcyjnych. Z tego względu w praktyce inżynierskiej wykorzystuje się podejście makroskopowe, oparte na uśrednionych właściwościach materiałowych wyznaczanych w procesie homogenizacji [178], [179].

W literaturze [180], [181], [182] makroskopowe modelowanie kompozytów z tkanymi i plecionymi strukturami tekstylnymi jest dobrze udokumentowane, a klasyczna teoria laminatów (CLT, z ang. classical laminate theory) znajduje skuteczne zastosowanie w wyznaczaniu sztywności wielowarstwowych układów o znanej orientacji włókien. Dostępne badania [183] wskazują na dobrą zgodność modeli opartych na CLT z wynikami doświadczalnymi dla tego typu wzmocnień, jednak dotyczą one głównie struktur wielowarstwowych. W niniejszej pracy oceniono przydatność tych modeli do obliczania modułów sprężystości cienkościennych struktur kompozytowych wytwarzanych metodą infuzji, odpowiadających warunkom zastosowania w kompozycie MLC.

Odmienne przedstawia się sytuacja w przypadku modelowania kompozytów ze strukturami wykonywanymi metodą haftu technicznego (TFP). Ze względu na specyficzną architekturę wzmocnienia, obejmującą lokalnie zmienny przebieg włókien i nieregularną geometrię, zagadnienie to opisywano dotychczas głównie na poziomie mezoskalowym [140], [184]. W literaturze [185] dla kompozytów jednokierunkowych wykazano przydatność klasycznych modeli, takich jak reguła mieszanin (Voigt, Reuss) oraz modeli półempirycznych (Chamis) do opisu właściwości sprężystych, jednak ich zastosowanie do kompozytów wytwarzanych technologią TFP, z uwzględnieniem wpływu materiału podkładowego, nie było dotąd analizowane w ujęciu makroskopowym.

W drugiej części pracy analizie poddano model kompozytu MLC. Zaproponowano dwa modele. Pierwszy oparty na regule mieszanin (ROM, z ang. rule of mixture), moduł sprężystości kompozytu wyznaczano jako sumę iloczynów modułów sprężystości poszczególnych składników i odpowiadającym im udziałom w powierzchni przekroju poprzecznego kompozytu [185]. Drugi model kompozytu stanowi model numeryczny opracowany za pomocą metody elementów skończonych (MES) z wykorzystaniem oprogramowania ANSYS APDL, w którym poszczególne warstwy kompozytu zostały zamodelowane oddzielnie.

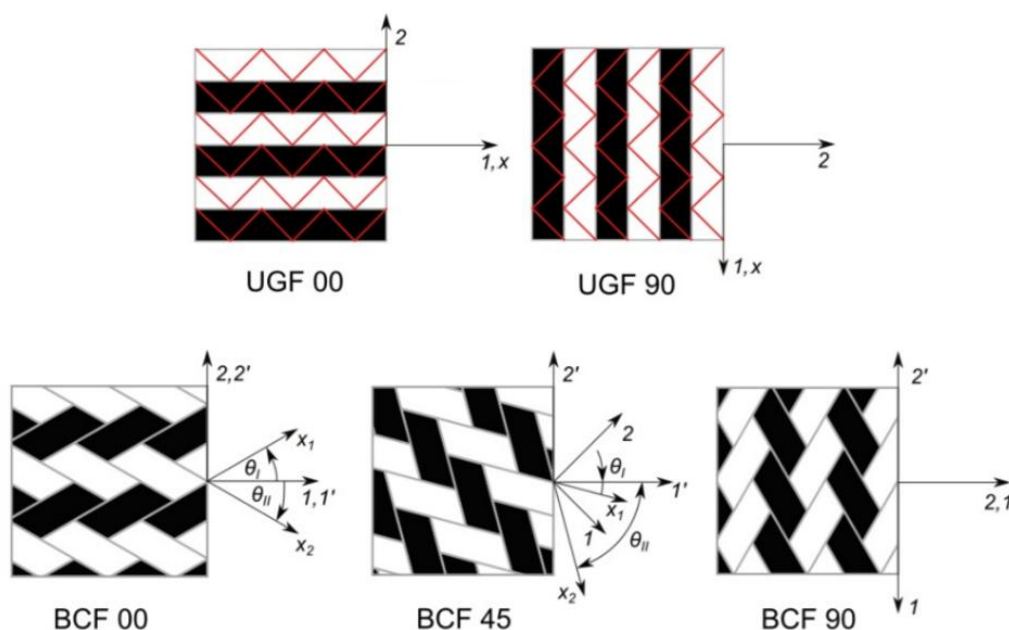
Celem modelowania przedstawionego w niniejszym rozdziale jest opracowanie oraz weryfikacja metodyki wyznaczania modułu sprężystości przy rozciąganiu warstw składowych kompozytu oraz samego kompozytu MLC z zastosowaniem modeli analitycznych i numerycznego modelu MES. Weryfikację przeprowadzono poprzez porównanie wyników obliczeń z rezultatami badań doświadczalnych, a następnie zweryfikowany model numeryczny wykorzystano do analizy wariantowej wpływu doboru materiału warstw UD wytwarzanych za pomocą technologii TFP na moduł sprężystości kompozytu.

6.1. Model kompozytów jednowarstwowych

Przedstawione modele służą do wyznaczania modułów sprężystości rozciągania warstw wchodzących w skład kompozytu MLC. Analiza obejmuje modele w skali mikro stosowane do opisu warstw jednokierunkowych oraz klasyczną teorię laminatów CLT, umożliwiającą makroskopowy opis struktur wielokierunkowych. Model jednokierunkowy wykorzystano do opisu warstwy wzmacniającej wykonanej metodą haftu technicznego TFP, w której włókna ułożone są w sposób zbliżony do układu jednoosiowego. Ponadto, właściwości wyznaczone na podstawie modelu jednokierunkowego stanowią dane wejściowe do CLT, w ramach której warstwę plecionki traktuje się jako układ skrzyżowanych pod określonym kątem układów jednokierunkowych. Zastosowane podejście umożliwia przejście od podstawowych właściwości włókien do właściwości warstw UD oraz całych laminatów, stanowiących podstawę dalszych analiz oraz porównań z wynikami badań doświadczalnych.

6.1.1. Układ współrzędnych

Układ współrzędnych zastosowany podczas modelowania przedstawiono na Rys. 57. Warstwy jednokierunkowego włókna szklanego (UGF) zamodelowano w dwóch orientacjach: 0° (UGF 00) oraz 90° (UGF 90), natomiast warstwy o strukturze plecionej z włókna węglowego (BCF) w trzech orientacjach: 0° (BCF 00), 45° (BCF 45) oraz 90° (BCF 90), zgodnie z orientacjami przyjętymi w badaniach rozciągania przedstawionymi w rozdziale 5.4.



Rys. 57. Układ współrzędnych dla różnych orientacji warstw wzmocnienia: z haftowanego technicznie włókna szklanego: 0° (UGF 00), 90° (UGF 90) oraz plecionego włókna węglowego: 0° (BCF 00), 45° (BCF 45), 90° (BCF 90)

Osie 1-2 odpowiadają osiom warstwy ułożonej na kompozycie MLC, natomiast osie $1'-2'$ reprezentują osie rozciągania. W przypadku struktury BCF osie x_1 i x_2 odpowiadają orientacji włókien, a kąt θ określa ich nachylenie względem osi badawczych $1'-2'$.

6.1.2. Dane wejściowe do modelowania

Objętościowy udział włókien w kompozycie obliczono na podstawie zależności przedstawionych w rozdziale 5.3.5. Parametry włókien oraz żywicy przyjęte do obliczeń zestawiono w tabeli 12. Wartości te przyjęto na podstawie kart katalogowych producentów oraz danych literaturowych i stanowią dane wejściowe do modeli mikromechanicznych oraz klasycznej teorii laminatów.

Tabela 12. Właściwości mechaniczne włókien i żywicy [186], [187], [188]

Parametr	E_{xx} [MPa]	E_{yy} [MPa]	G_{xy} [MPa]	ν_{xy} [-]
Włókno szklane	72 000	72 000	21 800	0,25
Włókno węglowe	234 000	18 000	14 000	0,25
Żywica epoksydowa	2 900	2 900	1 200	0,35

Włókno szklane oraz żywicę epoksydową przyjęto jako materiały izotropowe, natomiast włókno węglowe opisano jako materiał poprzecznie izotropowy [182].

Objętościowy udział włókien w warstwie UGF obliczony na podstawie wzoru (1) wynosił $V_f = 41\%$. Na podstawie zmierzonego kąta plecionki $30^\circ \pm 1$ (rozdział 5.1.2) w modelowaniu BCF przyjęto dwie skrajne konfiguracje plecionki $\pm 29^\circ$ oraz $\pm 31^\circ$. Przyjęte wartości wynikają z niepewności pomiarowej, spowodowanej przede wszystkim tendencją do układania się niedoprzędów w charakterystyczny kształt litery *S* w strukturze plecionki [118], [162]. Dla konfiguracji $\pm 29^\circ$, obliczony udział objętościowy włókien wynosił $V_f = 46\%$, natomiast dla konfiguracji $\pm 31^\circ$ wartość ta wynosiła $V_f = 44\%$. W obliczeniach uwzględniono dwa zestawy parametrów wynikające ze zmierzonych różnic w masie powierzchniowej próbek, która wynosiła odpowiednio 655 g/m^2 oraz 675 g/m^2 . Zaobserwowane różnice przekładają się bezpośrednio na wyznaczony udział objętościowy włókien. Przyjęto, że wraz ze wzrostem kąta zaplotu masa powierzchniowa wzmocnienia maleje [189].

6.1.3. Jednokierunkowo ułożone warstwy

Model Chamisa jest jednym z najczęściej stosowanych i najbardziej uznanych modeli analitycznych, umożliwiający wyznaczenie wszystkich pięciu właściwości sprężystych kompozytu [185]. W modelu moduł sprężystości wzdłużny E_x oraz główny współczynnik Poissona ν_{xy} są wyznaczone w sposób analogiczny do klasycznej reguły mieszanin (model Voigta). Natomiast w przypadku poprzecznych modułów sprężystości udział objętościowy włókien V_f zastępowany jest jego pierwiastkiem kwadratowym, co pozwala na lepsze odwzorowanie wpływu osnowy na odpowiedź mechaniczną kompozytu w kierunkach poprzecznych.

Wzdłużny moduł sprężystości określono zgodnie z regułą mieszanin:

$$E_x = E_{fx}V_f + E_mV_m = E_{fx}V_f + (1 - V_f)E_m \quad (2)$$

Poprzeczny moduł sprężystości wyznaczono z wykorzystaniem modelu Chamisa:

$$E_y = \frac{E_m}{(1 - \sqrt{V_f})(1 - \frac{E_m}{E_{fy}})} \quad (3)$$

Analogiczne podejście zastosowano do wyznaczenia modułu ścinania:

$$G_{xy} = G_{xz} = \frac{G_m}{(1 - \sqrt{V_f})(1 - \frac{G_m}{G_{fy}})} \quad (4)$$

oraz głównego współczynnika Poissona:

$$\nu_{xy} = \nu_{xz} = \nu_f V_f + \nu_m V_m \quad (5)$$

gdzie E_f , G_f , ν_f oznaczają właściwości sprężyste włókien, natomiast E_m , G_m , ν_m właściwości osnowy.

6.1.4. Wielokierunkowe laminaty

W celu rozszerzenia analizy na struktury wielokierunkowe zastosowano klasyczną teorię laminatów (CLT), umożliwiającą wyznaczenie właściwości sprężystych układów złożonych z warstw jednokierunkowych (UD) o różnych orientacjach. Podejście to pozwala na makroskopowy opis struktur plecionych poprzez homogenizację warstwy kompozytu [118], [182].

Macierz sztywności dla orientacji xy można wyrazić w następujący sposób:

$$[Q] = \begin{bmatrix} Q_{xx} & Q_{xy} & 0 \\ Q_{xy} & Q_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & Q_{ss} \end{bmatrix} \quad (6)$$

gdzie

$$Q_{xx} = \frac{E_x}{1 - \nu_x \nu_y} \quad Q_{yy} = \frac{E_y}{1 - \nu_x \nu_y} \quad Q_{xy} = \nu_x Q_{yy} = \nu_y Q_{xx} \quad Q_{ss} = G_{xy}$$

Macierz sztywności (6) można przekształcić za pomocą kąta obrotu θ w celu ułożenia warstwy z osiami laminatu za pomocą następującego równania:

$$T(\theta) = \begin{bmatrix} \cos^2 \theta & \sin^2 \theta & 2 \cos \theta \sin \theta \\ \sin^2 \theta & \cos^2 \theta & -2 \cos \theta \sin \theta \\ -\cos \theta \sin \theta & \cos \theta \sin \theta & \cos^2 \theta - \sin^2 \theta \end{bmatrix} \quad (7)$$

gdzie macierz sztywności 1'-2' z włóknem zorientowanym x_1 lub x_2 wynosi:

$$[\bar{Q}] = [T]^{-1}[Q][T]^{-1} \quad (8)$$

Suma iloczynu macierzy sztywności i grubości daje macierz A laminatu:

$$A = \sum_{k=1}^N (\bar{Q})_k t_k \quad (9)$$

gdzie N to liczba warstw UD, a t_k oznacza grubość każdej warstwy. W analizowanym przypadku BCF został uznany za dwie skrzyżowane warstwy UD, przy czym każda warstwa ma połowę grubości całego BCF. Znając A , macierz sztywności laminatu można obliczyć w następujący sposób:

$$[\bar{C}] = \frac{A}{t_c} \quad (10)$$

gdzie t_c oznacza grubość laminatu.

Macierz zgodności jest zatem określona przez:

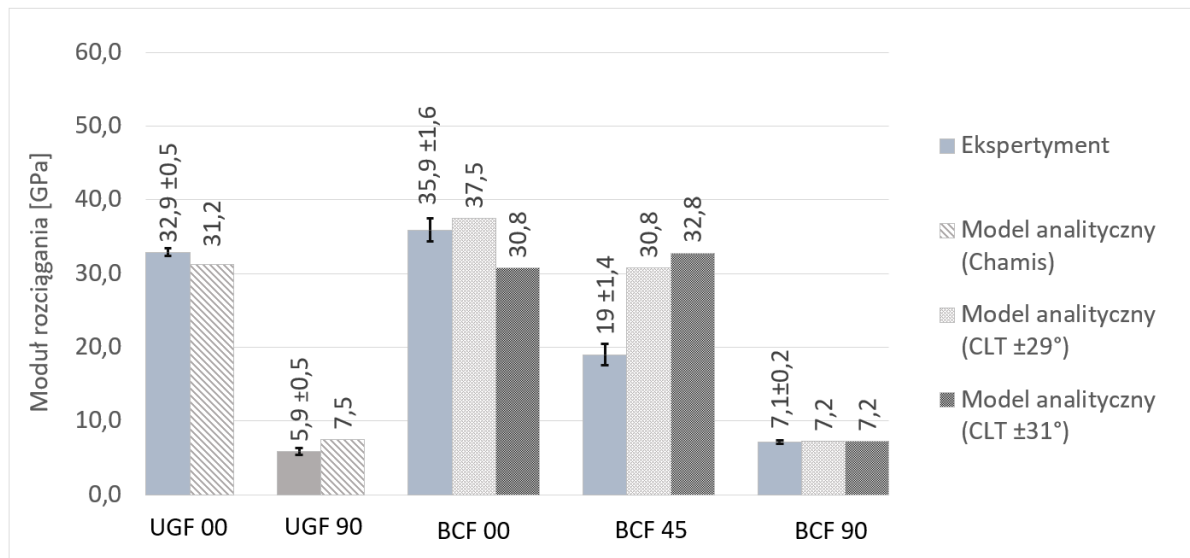
$$[\bar{S}] = [C]^{-1} \quad (11)$$

Stałe inżynierskie można obliczyć w następujący sposób:

$$E_{11} = \frac{1}{S_{11}}; E_{22} = \frac{1}{S_{22}}; G_{12} = \frac{1}{S_{66}}; \nu_{12} = \frac{S_{12}}{S_{11}} \quad (12)$$

6.1.5. Wynik i dyskusja

Wyniki modelowania zestawiono z wynikami eksperymentalnych prób rozciągania kompozytów jednowarstwowych omówionych w rozdziale 5.4 (Rys. 58). Obliczenia z wykorzystaniem równań (1), metody Chamisa (2) - (3) oraz CLT przeprowadzono na podstawie równań (4) - (12) oraz danych materiałowych zestawionych w tabeli 12.



Rys. 58. Porównanie eksperymentalnych i analitycznych wartości modułu sprężystości przy rozciąganiu dla kompozytu z jednokierunkowo haftowanym włóknem szklanych (UGF) oraz dla kompozytu z plecionki z włókien węglowych (BCF)

W modelowanych warstwach można wyraźnie zaobserwować różnice pomiędzy wynikami modelowania struktur UGF i BCF. W przypadku struktur UGF model analityczny wykazał bardzo dobrą zgodność z wynikami eksperymentalnymi, przy czym różnice w wartościach modułu sprężystości były niewielkie i mieściły się w zakresie od około 1,2 do 2,2 GPa. Uzyskane wyniki wskazują, że model matematyczny stosowany dla technologii haftu technicznego z warstwą podkładową nie wykazuje statystycznie istotnych różnic w porównaniu z wynikami eksperymentalnymi i może być z powodzeniem używany do wstępnej weryfikacji modułu rozciągania. Można zatem wnioskować, że równania (1) - (3) mogą być z powodzeniem stosowane do szacowania modułu sprężystości kompozytów wytwarzanych w technologii TFP.

Należy przy tym zauważyć, że w badanych próbkach warstwa bazowa UGF stanowiła około jednej czwartej całkowitej grubości kompozytu (Rys. 46). Wskazuje to, że wartość modułu sprężystości może być kształtowana poprzez odpowiednią modyfikację masy liniowej włókien, grubości warstwy bazowej oraz liczby warstw wzmacniających przy założeniu, że nici nieprzenoszące obciążeń wykonane są z materiału o istotnie niższej wytrzymałości oraz mniejszej masie liniowej w porównaniu do włókien wzmacniających. Przykładowo, w konfiguracji UGF 00 z sześcioma warstwami włókien szklanych przewidywana wartość modułu sprężystości może wzrosnąć do około 35 GPa, co czyni tę strukturę porównywalną pod względem sztywności z układem BCF 00.

Model klasycznej teorii laminatów CLT został zastosowany do struktur plecionych o orientacji włókien $\pm 29^\circ$ przy udziale objętościowym włókien $V_f = 46\%$ oraz $\pm 31^\circ$ przy niższym udziale $V_f = 44\%$. Badania [149], [183] nad strukturami plecionymi wykazały, że właściwości mechaniczne kompozytów o strukturze plecionej wykazują wysoką wrażliwość na orientację włókien. Nawet niewielkie zmiany kąta ich wzajemnego ułożenia mogą prowadzić do istotnych zmian sztywności, wytrzymałości oraz mechanizmów przenoszenia obciążeń. Anizotropowy charakter tego typu kompozytów powoduje, że modyfikacja orientacji włókien wpływa na rozkład naprężeń oraz udział składowych ścinających w odpowiedzi materiału na obciążenie, co bezpośrednio przekłada się na efektywność przenoszenia sił pomiędzy włóknami a osnową polimerową [190].

Dla konfiguracji BCF 90 uzyskane wartości modułu sprężystości pozostawały w dobrej zgodności modelu CLT z wynikami badań eksperymentalnych. W przypadku konfiguracji BCF 00, najwyższą zgodność zaobserwowano dla modelu CLT z orientacją włókien $\pm 29^\circ$. Porównanie obu orientacji wskazuje, że w analizowanych układach dominującą rolę w kształtowaniu globalnej sztywności laminatu odgrywa orientacja włókien wzmacniających ułożona względem kierunku obciążenia.

W konfiguracji BCF 45 zaobserwowano istotną rozbieżność między wynikami eksperymentalnymi w porównaniu z modelem CLT. Podczas gdy model zakłada, że głównymi nośnikami obciążenia są włókna zorientowane wzdłuż osi x_1 , obserwacje zniszczenia próbek (Rys. 50) wskazują na inicjację uszkodzenia wzdłuż włókien zorientowanych w osi x_2 (zaznaczonych na Rys. 57). Zjawisko to wynika z ograniczeń procesu przygotowania próbek związanego z nieciągłością włókien, odmiennie niż w strukturze plecionki. W związku z tym należy przyjąć wartość modułu dla konfiguracji BCF 45 wyznaczoną na podstawie modelu

CLT, gdyż wyniki badań eksperymentalnych nie odzwierciedlają rzeczywistego stanu naprężeń w strukturze plecionej w kompozycie MLC [183].

Porównanie wyników modelowania metodą klasycznej teorii laminatów z rezultatami badań eksperymentalnych ma istotne znaczenie z punktu widzenia zastosowania struktur plecionych w procesie wytwarzania ortezy stawu kolanowego. W projektowanej konstrukcji plecionka pełni funkcję warstwy zewnętrznej kompozytu, przez co jest szczególnie narażona na uszkodzenia powierzchniowe oraz lokalną utratę ciągłości włókien podczas obróbki wykończeniowej, takiej jak obróbka wibrościerna czy szlifowanie krawędzi. Uzyskane wyniki modelowania wskazują, że nawet przy pełnym naruszeniu ciągłości włókien struktura ta zachowuje zdolność do przenoszenia obciążeń, co potwierdza jej funkcjonalność jako warstwy nośnej w kompozycie.

6.2. Modelowanie kompozytu wielowarstwowego

W niniejszym podrozdziale przedstawiono metodykę modelowania właściwości sprężystych kompozytu wielowarstwowego MLC z wykorzystaniem dwóch modeli: analityczny, oparty na regule mieszanin (ROM) oraz numeryczny, z zastosowaniem metody elementów skończonych (MES). Oba podejścia zastosowano do analizy zachowania kompozytu w warunkach jednoosiowego rozciągania w zakresie liniowo-sprężystym. Opracowane modele zweryfikowano poprzez porównanie uzyskanych wyników z rezultatami badań eksperymentalnych, co pozwoli na dalsze wykorzystanie wybranego modelu w analizie wariantów materiałowych.

6.2.1. Modelowanie analityczne - reguła mieszanin

Modelowanie przeprowadzono z wykorzystaniem reguły mieszanin (ROM), stosowanej zazwyczaj do wyznaczania modułu sprężystości kompozytów o układzie jednokierunkowych (UD) [191]. Ostatnie badania [192] wykazały, że metoda ta może być z powodzeniem stosowana również do kompozytów zbrojonych plecionką. W takim ujęciu dla każdej warstwy przyjmowany jest zastępczy moduł sprężystości, a całkowity moduł kompozytu wyznaczany jest jako średnia ważona modułów poszczególnych składowych z uwzględnieniem ich udziałów objętościowych. Analizę ograniczono do zakresu liniowo-sprężystego, przyjmując założenie jednakowego odkształcenia wszystkich składowych kompozytu w kierunku obciążenia

Moduł sprężystości kompozytu MLC w kierunku osi rozciągania wyznaczono jako sumę iloczynów modułów sprężystości i ich wag będących udziałem procentowym w poprzecznym polu przekroju kompozytu, zgodnie z zależnością:

$$E_1^{MLC} = \sum_{i=1}^n w_i E_{1,i} \quad (13)$$

gdzie $E_{1,i}$ jest modułem sprężystości i -tej składowej (UGF, BCF, rdzeń), natomiast w_i stanowi wagę odpowiadającą jej udziałowi w polu przekroju kompozytu.

Dla analizowanego kompozytu MLC moduł sprężystości wynosi:

$$E_1^{MLC} = w_{UGF}E_{1,UGF} + w_{BCF}E_{1,BCF} + w_{rdzeń}E_{rdzeń}$$

gdzie $w_{UGF} = 0,3$, $w_{BCF} = 0,25$, $w_{rdzeń} = 0,45$

W analizie rozpatrzono dwa warianty modelu ROM w trzech konfiguracjach kątowych plecionki BCF $\pm 29^\circ$, $\pm 30^\circ$, $\pm 31^\circ$. Warianty różniły się sposobem wyznaczania parametrów materiałowych warstw wzmacniających. W pierwszym, oznaczonym jako ROM (eksperyment), moduł sprężystości poszczególnych warstw oparto bezpośrednio na wartościach modułów wyznaczonych eksperymentalnie z uwzględnieniem propagacji błędu (Tabela 9). W drugim wariacie, oznaczony jako ROM (model), wykorzystano metody analityczne i obliczenia przedstawione w rozdziale 6.1.5.

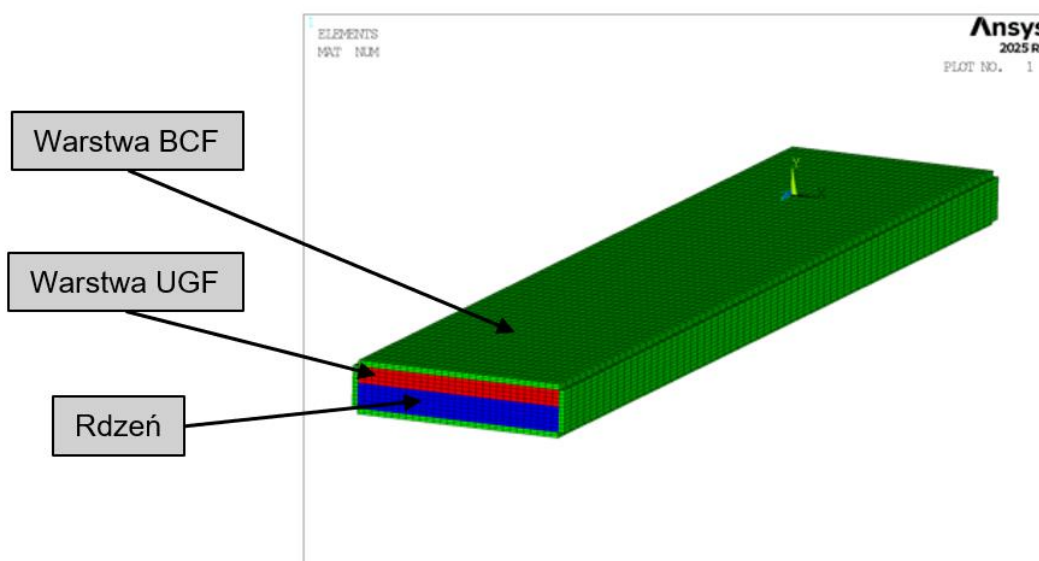
6.2.2. Modelowanie numeryczne - metoda elementów skończonych

Analizę numeryczną kompozytu wielowarstwowego MLC przeprowadzono z wykorzystaniem oprogramowania ANSYS APDL, odwzorowując warunki badań eksperymentalnych próby jednoosiowego rozciągania. Obliczenia wykonano jako liniową analizę statyczną, przy założeniu małych odkształceń.

Dane wejściowe do modelowania MES dla poszczególnych warstw kompozytu MLC zestawiono zgodnie z konfiguracją przedstawioną w tabeli 13. Strukturę laminatu odwzorowano jako układ warstw jednokierunkowych (UD) o określonej grubości oraz orientacji włókien, odpowiadającej rzeczywistej strukturze materiału. Kierunki x i y odpowiadają osiom układów UD przedstawionym na 6.1.1.

Parametry zostały wyznaczone na podstawie zależności opisanych równaniami (1) - (5), z wykorzystaniem danych materiałowych przedstawionych w tabeli 12. Warstwę UGF odwzorowano jako układ czterech warstw jednokierunkowych, z których każda miała grubość 0,6 mm. Natomiast warstwę plecionki BCF zamodelowano jako dwie warstwy jednokierunkowe o grubości 0,4 mm każda, ułożone symetrycznie w różnych wariantach kątowych $\pm 29^\circ$, $\pm 30^\circ$, $\pm 31^\circ$, uwzględniając odpowiednio masy powierzchniowe 655 g/m², 665 g/m² i 675 g/m². Rdzeń drukowany 3D wprowadzono do modelu jako materiał izotropowy przyjmując zgodność osi x i y z płaszczyzną drukowania, natomiast dane materiałowe przyjęto na podstawie eksperymentu (Tabela 7) i literatury [193].

Rdzeń zamodelowano elementami bryłowymi SOLID185, warstwy UGF elementami typu SOLSHL przeznaczonego dla grubszych laminatów, natomiast cienkie warstwy BCF opisano elementami powłokowymi SHELL181 [194]. Geometrię modelu przedstawiono na Rys. 45.



Rys. 59. Model numeryczny MES kompozytu wielowarstwowego MLC

Tabela 13. Parametry materiałowe i konfiguracja warstw jednokierunkowych kompozytu MLC w modelu MES

Material	E_x [MPa]	E_y [MPa]	G_{xy} [MPa]	ν_{xy} [-]	Konfiguracja [°]	Liczba warstw	Grubość warstwy [mm]
UGF	32 200	7 500	3 100	0,30	0	4	0,6
BCF $\pm 29^\circ$	111 500	6 800	3 200	0,31	-29/+29	2	0,4
BCF $\pm 30^\circ$	109 200	6 700	3 150	0,31	-30/+30	2	0,4
BCF $\pm 31^\circ$	106 900	6 600	3 100	0,31	-31/+31	2	0,4
Rdzeń 3DP	1 416	1 416	600	0,38	-	-	3,6

Warunki brzegowe odwzorowywały układ stanowiska badawczego. Jeden z końców próbki został całkowicie unieruchomiony we wszystkich stopniach swobody, natomiast na przeciwległy koniec nałożono przemieszczenie wzdłuż osi obciążenia, odpowiadające kierunkowi działania siły w eksperymencie. Z wyniku analizy w postaci charakterystyki siła-przemieszczenie został wyznaczony model sprężystości kompozytu MLC.

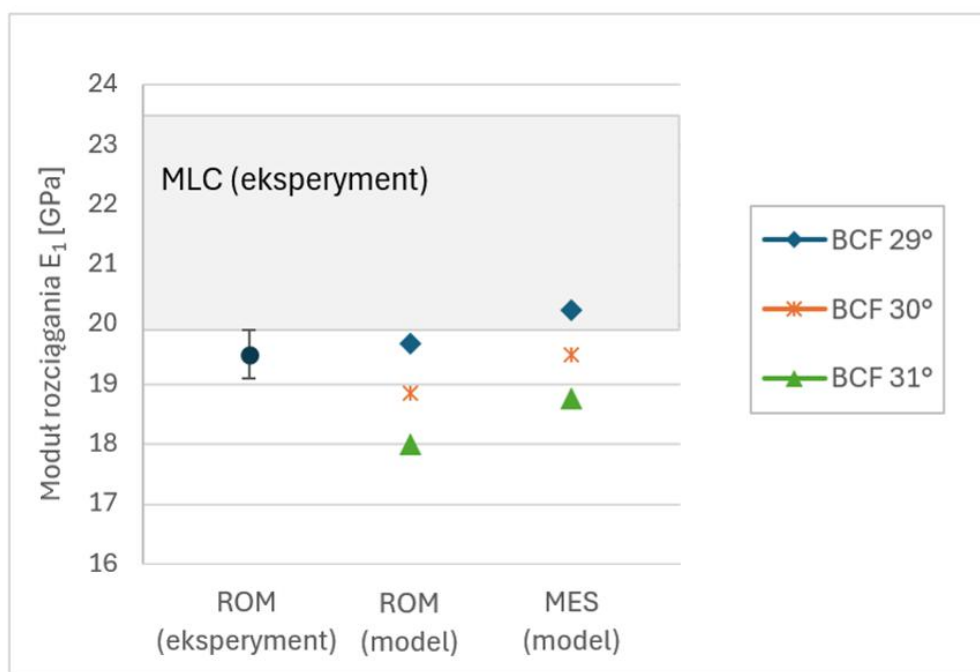
6.2.3. Analiza oraz weryfikacja wyników modelowania numerycznego

Wyniki modelowania numerycznego oraz analitycznego modułu sprężystości kompozytu MLC przy jednoosiowym rozciąganiu zestawiono z wynikami badań eksperymentalnych w tabeli 14 oraz na Rys. 60. Jako wartość referencyjną przyjęto moduł sprężystości wyznaczony eksperymentalnie dla kompozytu MLC, wynoszący $21,7 \pm 1,8$ GPa.

W tabeli 14 obok wyników modelowania zaprezentowano również różnice względny odniesiony do wartości referencyjnej. Natomiast na rys. 60 zakres wartości referencyjnej zobrazowano w postaci pasma odpowiadającemu odchyleniu standardowemu.

Tabela 14. Porównanie wartości modułów sprężystości kompozytu MLC wyznaczonych metodami analitycznymi i numerycznymi z wynikami eksperymentalnymi

Model	E_1 [GPa]	Różnica względem MLC [%]
MLC (eksperyment)	$21,7 \pm 1,8$	-
ROM (eksperyment)	$19,5 \pm 0,4$	-10,1
ROM (model BCF 29°)	19,7	-9,2
ROM (model BCF 30°)	18,8	-13,4
ROM (model BCF 31°)	18,0	-17
MES (model BCF 29°)	20,2	-6,9
MES (model BCF 30°)	19,5	-10,1
MES (model BCF 31°)	18,8	-13,4



Rys. 60. Porównanie wartości modułu sprężystości kompozytu MLC wyznaczonych na podstawie reguły mikstur (ROM) i metody elementów skończonych (MES) z wynikami eksperymentu.

Szeroki przedział odchylenia standardowego dla kompozytu MLC został zaznaczony na rysunku powyżej, wskazuje na istotny rozrzut modułu sprężystego wynikający przede wszystkim ze struktury kompozytu, architektury warstw wzmacniających oraz z samego procesu wytwarzania.

Model ROM, oparty na wartościach modułów warstw wyznaczonych eksperymentalnie, prowadzi do wyznaczania modułu niższego od wartości średniej uzyskanej w badaniach doświadczalnych. Uzyskany błąd względny wynosił około -10,1%, a wartość graniczna odchylenia standardowego z propagacją błędów graniczy z dolnym pasmem modułu kompozytu.

Wynik ten wskazuje, że mimo wykorzystania danych eksperymentalnych, uproszczony charakter reguły mieszanin prowadzi do niedoszacowania sztywności kompozytu MLC.

Podobnie wskazanie daje model z wariantem ROM, w którym właściwości warstw określono na podstawie modeli teoretycznych (CLT i Chamis) dla wszystkich wariantów kąta BCF (29° , 30° i 31°), z tym że rozrzut granicznych wartości jest większy, co ma związek z wrażliwością modelu plecionki na zmiany kąta ułożenia włókien [183]. Wartości modułu wykazują błąd względnym od około -9% do -17% i pozostawały poza zakresem odchylenia standardowego.

Najlepszą zgodność z wynikami eksperymentalnymi uzyskano dla modelu MES. Konfiguracja z kątem plecionki 29° charakteryzował się najniższą różnicą, wynoszącą około -6,9%, i jako jedyny mieścił się w przedziale odchylenia standardowego.

Model MES uwzględnia rzeczywistą geometrię, orientację i ułożenie warstw w przekroju oraz uwzględnia pełny tensor naprężenia [195]. Natomiast model ROM jest modelem uproszczonym, w których kompozyt traktowany jest jako układ elementów sprężystych połączonych równolegle [192]. Ponadto, w przypadku kompozytów niesymetrycznych oś obojętna jest przesunięta w kierunku warstw o większej sztywności, co może skutkować wystąpieniem niewielkiego ugięcia konstrukcji nawet przy obciążeniu rozciągającym [195], [196].

Na podstawie przeprowadzonej analizy można stwierdzić, że modele ROM mogą być używane do wstępnej estymacji modułu sprężystości kompozytu MLC na etapie koncepcyjnym. Z kolei model MES umożliwia uwzględnienie wpływu geometrii przekroju i ułożenia warstw oraz tensorów naprężenie, co pozwala na bardziej szczegółową analizę zachowania kompozytu.

6.3. Analiza wariantowa

Analizę wariantową przeprowadzono w celu oceny wpływu rodzaju materiału zastosowanego w jednokierunkowych strukturach TFP na wartość modułu sprężystości kompozytu wielowarstwowego w kierunku jednoosiowego rozciągania. Jako obiekt odniesienia przyjęto kompozyt MLC. Analizie poddano trzy warianty materiałowe, w których warstwa UGF zastąpiona została warstwą z włókien węglowych, charakteryzujących się wysoką sztywnością i wytrzymałością, z włókien aramidowych, reprezentujących materiały o podwyższonej odporności udarowej, oraz z włókien lnianych, stanowiących materiały pochodzenia naturalnego o korzystnych aspektach środowiskowych.

Do obliczeń wykorzystano model MES ($BCF\ 29^\circ$), który w poprzednim etapie badań wykazał najwyższą zgodność z modelem rzeczywistym. W ramach analizy warstwy UD zostały zastąpione odpowiednimi materiałami, przy zachowaniu niezmięnionej geometrii przekroju, układu warstw oraz warunków brzegowych.

W tabeli 15 zestawiono właściwości mechaniczne włókien zastosowanych w analizach numerycznych. Wartości parametrów materiałowych przyjęto na podstawie kart katalogowych producentów oraz danych literaturowych.

Tabela 15. Właściwości mechaniczne alternatywnych włókien w strukturze UD [116], [186], [197]

Parametr	E_{xx} [MPa]	E_{yy} [MPa]	G_{xy} [MPa]	ν_{xy} [-]
Włókno węglowe	234 000	18 000	14 000	0,25
Włókno aramidowe	125 000	7 400	3 100	0,35
Włókno lniane	41 700	7 000	3 000	0,3

Na podstawie równań przedstawionych w podrozdziale 6.1.3 wyznaczono parametry materiałowe wariantów, które następnie wykorzystano jako dane wejściowe w analizie MES (Tabela 16). Przyjęto, że objętościowy udział włókien w warstwie UD, grubość warstw oraz sekwencja ich ułożenia są jednakowe we wszystkich analizowanych wariantach i odpowiadają konfiguracji UGF.

Tabela 16. Parametry materiałowe warstw jednokierunkowych przyjęte w analizie MES

Material	E_x [MPa]	E_y [MPa]	G_{xy} [MPa]	ν_{xy} [-]
Włókno węglowe	97 650	6 250	2 900	0,31
Aramid	53 000	4 750	1 900	0,35
Len	18 800	4 600	1 900	0,33

Otrzymane wyniki analiz numerycznych zestawiono w tabeli 17 w postaci wartości modułu sprężystości kompozytu dla poszczególnych wariantów oraz względnej zmiany tej wielkości w odniesieniu do kompozytu MLC.

Tabela 17. Porównanie modułu sprężystości kompozytu MLC dla różnych konfiguracji warstw jednokierunkowych (UD)

Konfiguracja	Moduł sprężystości [MPa]	Zmiana względem MLC
3DP/BCF/UD - włókno węglowe	39 800	+104 %
3DP/BCF/UD - aramid	26 200	+34,4 %
3DP/BCF/UD - len	15 900	-18,5 %

Analiza wykazała istotny wpływ rodzaju zastosowanej warstwy jednokierunkowej na moduł sprężystości kompozytu. Zastosowanie UD włókien węglowych prowadzi do ponad dwukrotnego wzrostu wartości modułu sprężystości kompozytu, co bezpośrednio przekłada się na znaczące zwiększenie jego sztywności w kierunku rozciągania.

Zastosowanie włókien aramidowych skutkuje umiarkowanym wzrostem modułu sprężystości kompozytu (+34,4% względem MLC), co wskazuje, że ich rola nie polega na maksymalizacji sztywności. Warstwy aramidowe mogą być używane, gdzie istotna jest odporność na udarność i propagację pęknięć.

Z kolei zastąpienie włókien węglowych włóknami lnianymi skutkuje obniżeniem modułu sprężystości kompozytu o około 18,5% względem konfiguracji referencyjnej, co jest konsekwencją istotnie niższej sztywności włókien naturalnych. Pomimo tego, uzyskane wyniki wskazują, że włókna lniane mogą stanowić alternatywę materiałową w zastosowaniach, w

których kluczowe znaczenie mają ograniczenie masy konstrukcji, aspekty środowiskowe oraz redukcja śladu węglowego w całym cyklu życia wyrobu, a wymagania dotyczące maksymalnej sztywności nie są dominujące.

6.4. Podsumowanie modelowania właściwości sprężystych kompozytu

W rozdziale przedstawiono i zweryfikowano metodyki wyznaczania modułów sprężystości w kierunku rozciągania zarówno dla poszczególnych warstw składowych kompozytu jak i dla samego kompozytu wielowarstwowego MLC.

Zastosowanie modeli mikromechanicznych do opisu warstw jednokierunkowych wytwarzanych w technologii haftu technicznego oraz klasycznej teorii laminatów do struktur wielokierunkowych pozwoliło na odwzorowanie wpływu architektury wzmocnień i orientacji włókien na moduł sprężystości.

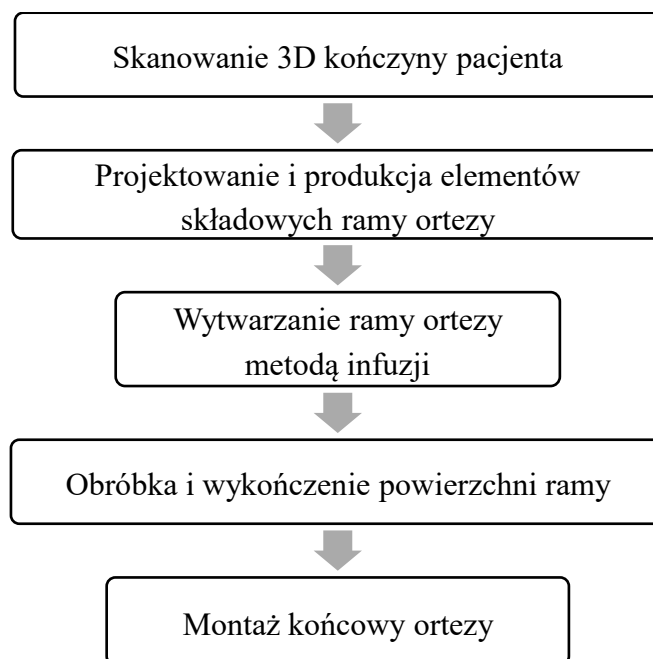
Wykazano, że uproszczone modele analityczne, w szczególności reguła mieszanin, mogą być stosowane do wstępnej estymacji sztywności kompozytu wielowarstwowego na etapie koncepcyjnym, jednak prowadzą do niedoszacowania modułu sprężystości. Najwyższą zgodność z wynikami eksperymentalnymi uzyskano dla modelu numerycznego MES, który uwzględnia rzeczywisty układ warstw i ich orientację.

Na podstawie zweryfikowanego modelu MES wykazano możliwość kształtowania sztywności kompozytu MLC poprzez dobór materiału warstw jednokierunkowych UD, co pozwala na uzyskanie zarówno wariantów o podwyższonej sztywności, jak i rozwiązań kompromisowych, uwzględniających aspekty funkcjonalne i środowiskowe. Opracowana metodyka może być z powodzeniem wykorzystywana jako narzędzie wspomagające proces projektowania wyrobów kompozytowych o zbliżonej architekturze warstwowej, w których wymagany poziom sztywności jest definiowany już na etapie założeń projektowych.

7. Prototyp indywidualnie dopasowanej ortezy stawu kolanowego

Niniejszy rozdział poświęcony jest części wdrożeniowej nowo opracowanego kompozytu MLC w zastosowaniu do indywidualnie dopasowanej ortezy stabilizującej staw kolanowy.

W rozdziale przedstawiono proces wytwarzania ortezy, obejmujący skanowanie 3D kończyny pacjenta, projektowanie oraz wytwarzanie poszczególnych elementów składowych ramy ortezy oraz ich impregnację metodą infuzji żywicy. Schemat blokowy procesu produkcyjnego przedstawiono na Rys. 61.



Rys. 61. Schemat blokowy procesu produkcji indywidualnie dopasowanej ortezy stawu kolanowego

Przedstawione prace wdrożeniowe mające na celu weryfikację opracowanej technologii wytwarzania ramy ortezy stawu kolanowego z zastosowaniem kompozytu wielowarstwowego MLC.

7.1. Skanowanie 3D kończyny dolnej

Proces projektowania ortezy rozpoczyna się od pozyskania wysokiej jakości skanu 3D kończyny pacjenta. W tym celu wykorzystano skaner Structure Sensor Mark II zamontowany na tablecie iPad, współpracujący z oprogramowaniem 3DsizeMe opracowanym przez firmę Qwadra. Opis skanera przedstawiono w rozdziale 2.3.1.

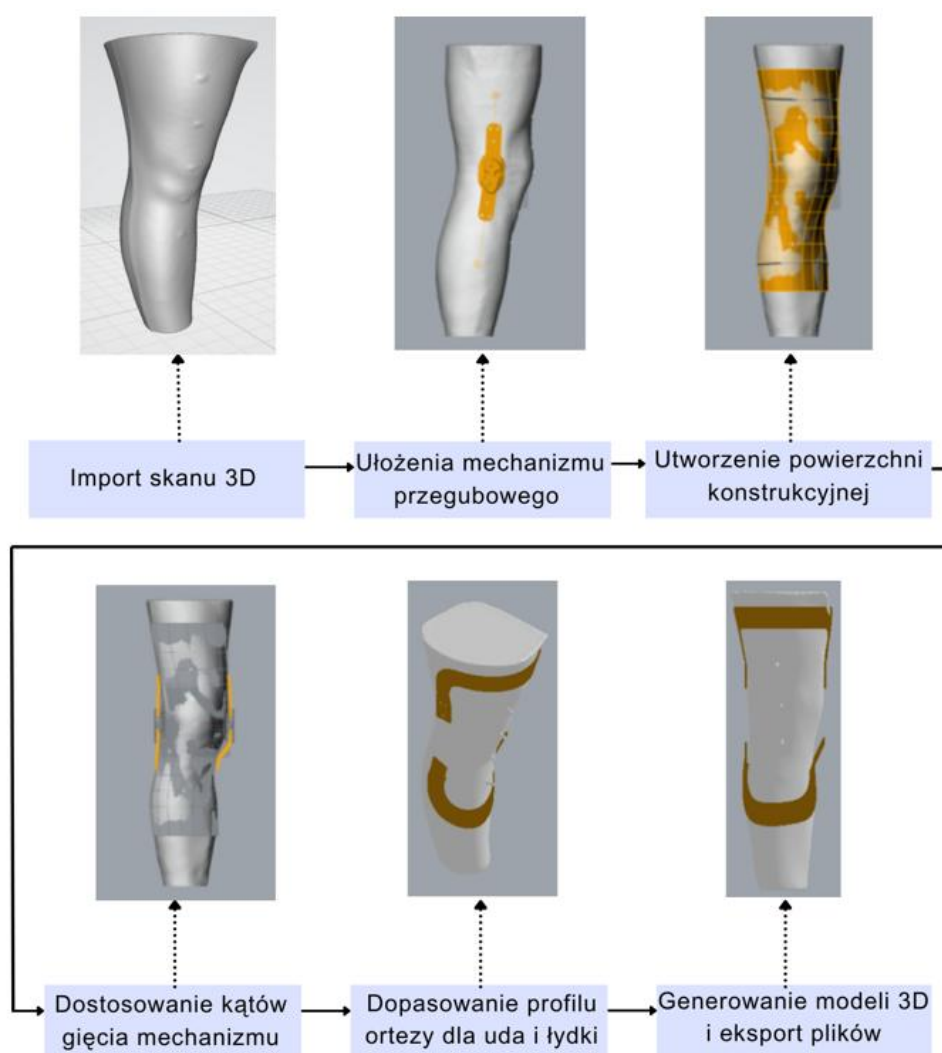
Proces skanowania odbywał się w pozycji stojącej, w postawie swobodnej i trwał około 20 sekund. Skan obejmował całą kończynę dolną - od stawu skokowego aż do fałdu pośladkowego. Szczególną uwagę zwrócono na zapewnienie ciągłości powierzchni w rejonie stawu kolanowego oraz około 20 cm powyżej i poniżej niego. Braki w siatce w tych obszarach istotnie utrudniają dalsze etapy modelowania ortezy.

W oprogramowaniu MSoft, wersja 4.0.3, skan 3D poddawany jest obróbce - usuwane są zbędne fragmenty, wypełniane drobne ubytki siatki, wygładzana powierzchnia, a następnie zamknięty model kończyny eksportowany jest do formatu .stl.

7.2. Projektowanie ortezy

W procesie projektowania ortezy wykorzystano oprogramowanie Rhinoceros 3D (Rhino 3D) wraz z dodatkiem Grasshopper, stanowiącym środowisko do programowania wizualnego. Taki zestaw narzędzi umożliwia precyzyjne i parametryczne modelowanie geometrii.

Dzięki integracji Rhino 3D i Grasshoppera możliwe było opracowanie parametrycznego modelu, który można modyfikować opierając się na geometrii skanu 3D nogi pacjenta. Na Rys. 62 przedstawiono schemat blokowy projektowania.



Rys. 62. Schemat blokowy projektowania indywidualnie dopasowanej ortezy stawu kolanowego

Proces projektowanie składa się z 6 etapów (Rys. 62)

Etap I - Import skanu 3D

Etap pierwszy obejmuje import modelu geometrycznego kończyny dolnej w formacie *.stl* do środowiska projektowego Rhinoceros 3D. Na tym etapie możliwe jest opcjonalne wprowadzenie offsetu powierzchni skanu, którego celem jest korekcja dopasowania projektowanej ortezy do anatomii pacjenta. Zastosowanie offsetu umożliwia uwzględnienie luzu pod warstwy wycięćki lub indywidualnych preferencji użytkowych.

Etap II - Ułożenie mechanizmu kolana

W drugim etapie wyznaczany jest kluczowy punkt referencyjny przechodzący przez środek rzepki w płaszczyźnie poprzecznej kończyny dolnej. Na tej podstawie definiowane jest położenie mechanizmu przegubowego ortezy. W przypadku niepełnego wyprostowania kończyny wprowadzane są korekty kąta ustawienia mechanizmu przegubowego w taki sposób, aby w sytuacji poprawy zakresu ruchu nie dochodziło do blokowania pełnego wyprostowania stawu kolanowego.

Etap III - Utworzenie powierzchni konstrukcyjnej

Na tym etapie generowana jest powierzchnia konstrukcyjna na której projektowana jest rdzeń ramy uda i podudzia ortezy. Dodatkowo powierzchnia może zostać wygładzona lub precyzyjnie dopasowana do skanu z wykorzystaniem zestawu punktów kontrolnych.

Etap IV - dostosowanie kątów gięcia mechanizmu

W czwartym etapie określany jest kąt gięcia ramion mechanizmu przegubowego w segmentach udowym i goleniowym tak aby dopasować je do geometrii kończyny.

Etap V - dopasowanie profili ortezy dla uda i łydki

W płaszczyźnie strzałkowej dostosowywany jest profil ramy, który następnie rzutowany jest na powierzchnię konstrukcyjną. Dla każdego ramienia przegubu tworzona jest dodatkowa powierzchnia pomocnicza, na którą rzutowana jest część punktów kontrolnych powierzchni konstrukcyjnej. Zabieg ten zapewnia pełne pokrycie ramienia przegubu z kształtem rdzenia. Następnie nadawana jest grubość profilu poprzez wyciągnięcie wygenerowanej powierzchni, co pozwala na uzyskanie docelowej geometrii.

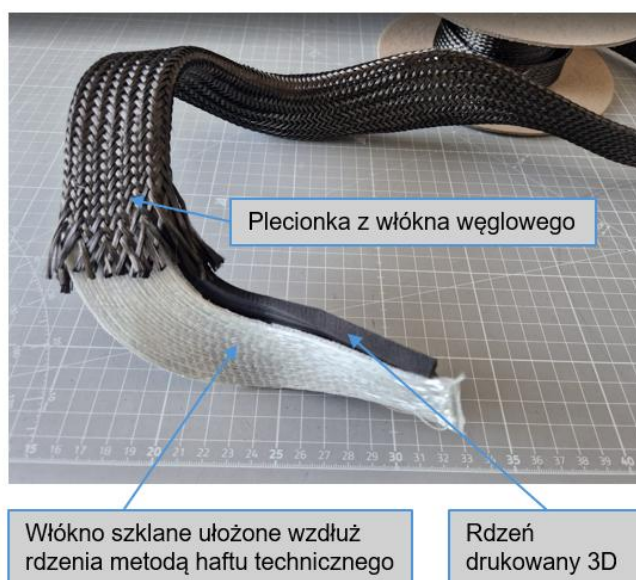
Etap VI - Generowanie modeli 3D i eksport

Wygenerowane końcowe modele rdzeni ramy uda i podudzia mogą zostać wyeksportowane do plików w formacie *.stl*, przeznaczonych do dalszego etapu wytwarzania w technologii druku 3D.

7.3. Wytwarzanie kompozytowej ramy ortezy

7.3.1. Elementy składowe prototypu

Na strukturę ramy składa się: przestrzenny rdzeń wykonany w technologii druku 3D, wzmocnienie z włókna szklanego oraz zewnętrzna warstwa wzmacniająca w postaci plecionki z włókna węglowego. Na Rys. 63 przedstawiono ramę ortezy przed rozpoczęciem procesu infuzji żywicy.



Rys. 63. Rama ortezy stawu kolanowego przed procesem infuzji

Rdzeń kompozytu

Przestrzenny rdzeń ramy uda i podudzia wykonano metodą spiekania proszków PBF. Parametry procesu druku 3D, zastosowany materiał oraz wykorzystana drukarka 3D zostały przyjęte zgodnie ze specyfikacją przedstawioną w rozdziale 3.1.1.

Haft techniczny z włókna szklanego

Jako pierwsze wzmocnienie wykorzystano włókno szklane ułożone wzdłuż rdzenia wykonane w technologii haftu technicznego (TFP). Struktura włókiennicza została zaprojektowana w postaci płaskiego rozwinięcia odpowiadającego geometrii powierzchni rdzenia. Na Rys. 64 przedstawiono proces wytwarzania wzmocnienia metodą TFP.



Rys. 64. Proces projektowania i wytwarzania wzmocnienia włókienniczego metodą haftu technicznego (TFP):
a) płaskie rozwinięcie powierzchni, b) program haftu technicznego, c) gotowe wzmocnienie włókiennicze

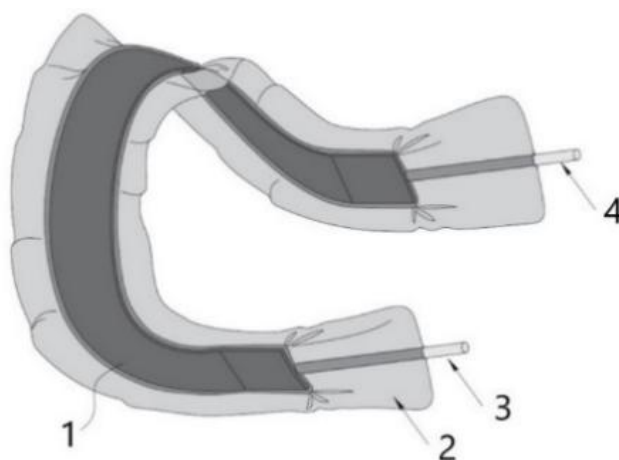
W pierwszym etapie model rdzenia zaimportowano do środowiska Solidworks, w którym wykonano płaskie rozwinięcie powierzchni (Rys. 64a). Następnie obrys rozwinięcia zapisano w formacie *.dxf* i zaimportowano do oprogramowania GiS Base Pack 10, w którym wygenerowano ścieżki haftu ułożone wzdłuż osi rdzenia (Rys. 64b). Jednokierunkową strukturę włókienniczą wytworzono z wykorzystaniem technologii haftu technicznego TFP na hafciarce CNC ZSK (model JCZA 0109-550) (Rys. 64c). Szczegółowa charakterystyka struktury włókienniczej oraz parametry jej wytwarzania zostały przedstawione w rozdziale 5.1.1

Plecionka z włókna węglowego

Jako zewnętrzną warstwę wzmacniającą zastosowano gotową plecionkę z włókna węglowego, wyprodukowaną przez firmę Eurocarbon B.V. (nr kat. D-048-14). Plecionka została nałożona w postaci rękawa obejmującego zarówno rdzeń, jak i warstwę jednokierunkowego wzmocnienia z włókna szklanego. Szczegółowa specyfikacja materiałowa plecionki została przedstawiona w rozdziale 5.1.2.

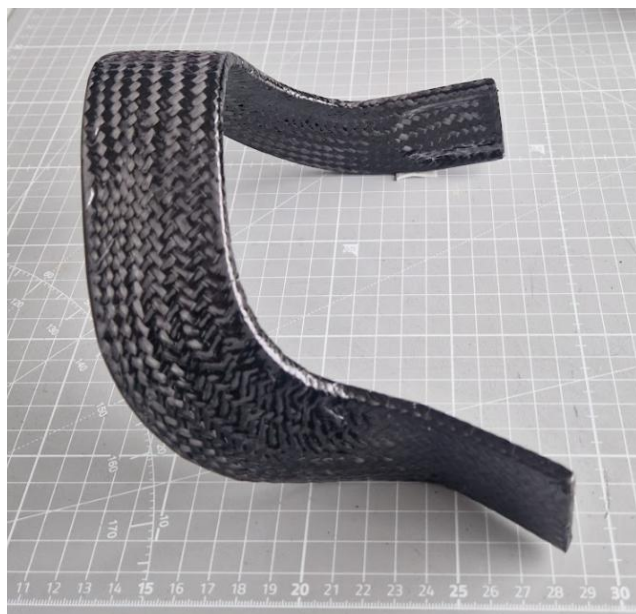
7.3.2. Próba produkcyjna ramy ortezy stawu kolanowego

Proces impregnacji żywicą z zastosowaniem technologii infuzji próżniowej był zbliżony do procesu wytwarzania płaskich próbek (rozdział 5.2.1, Rys. 43) z tą różnicą, że układ płaski został zastąpiony przestrzennym elementem ramy ortezy (Rys. 65).



Rys. 65. Schemat podłączenia kompozytu w procesie infuzji: 1- rama ortezy, 2 - worek próżniowy, 3 - wlot żywicy, 4 - wylot żywicy

Po ułożeniu warstw wzmacniających kompletny zespół elementów (1) umieszczano w worku próżniowym (2), wyposażonym we wlot żywicy (3) oraz wylot odpowietrzający (4). Proces impregnacji realizowano bez zastosowania sztywnych form zewnętrznych, wykorzystując rdzeń drukowany 3D jako formę wewnętrzną. Podciśnienie wytworzone w worku próżniowym (2) umożliwiała zasysanie żywicy oraz jej równomierne rozprowadzanie w strukturze włókienniczej. Na Rys. 66 zaprezentowano ramę po zakończeniu procesu infuzji żywicy.



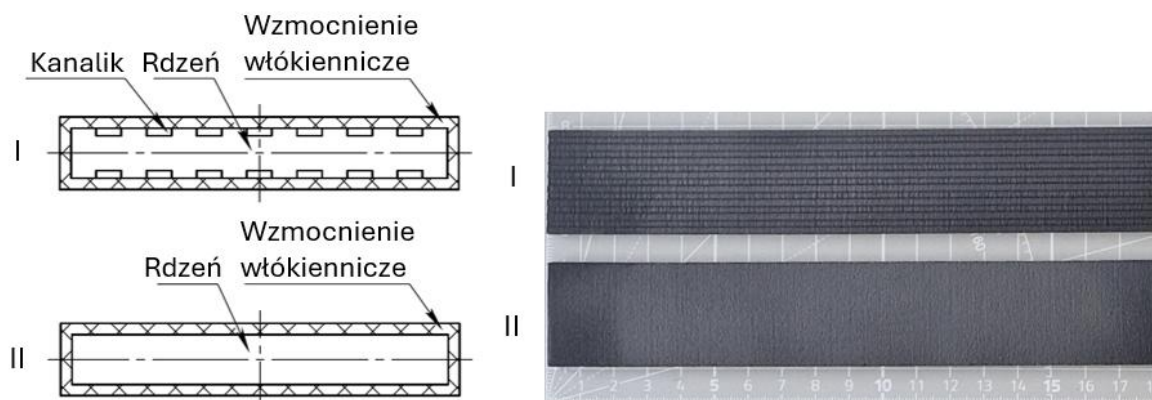
Rys. 66. Rama ortozy stawu kolanowego z wykorzystaniem kompozytu MLC po procesie infuzji

W przeprowadzonej próbie technologicznej zastosowano żywicę o obniżonej lepkości (żywica epoksydowa LH 288 + utwardzacz H 282, Havel Composites) mającą na celu przyspieszenie procesu przesycania włókienniczych wzmocnień, w szczególności gęsto rozmieszczonych włókien szklanych w strukturze UGF. Pomimo zastosowania żywicy przeznaczonej do procesów infuzji, czas impregnacji pozostał długi, wynosząc około 45 - 60 minut. Ponadto, w przypadku elementów o większych wymiarach, takich jak rama uda, gdzie droga przepływu żywicy jest znacznie dłuższa, w rejonie wlotu (3) zaobserwowano gromadzenie się żywicy, spowodowane obniżoną przepuszczalnością wzmocnień włókienniczych w rejonach wylotu (4). Zjawisko to wymagało zamknięcia wlotu (3) oraz ręcznego wspomaganie przepływu polegającego na rozprasowywaniu żywicy w strukturze wzmocnień, w celu przyspieszenia procesu infuzji i zapewnienia równomiernego nasycenia warstw kompozytu.

Powstały prototyp wykazał dobrą jakość powierzchni. Drobne niedoskonałości powierzchniowe mogą zostać wypełnione żywicą lub wypełniaczem na bazie żywicy epoksydowej w celu dalszego ulepszenia wykończenia. Po obróbce wibrościerniej komponent może zostać pomalowany i wykorzystany jako gotowa część ortozy stawu kolanowego.

7.3.3. Modyfikacja konstrukcji rdzenia w celu poprawy procesu infuzji

W celu usprawnienia procesu infuzji przeprowadzono próbę modyfikacji konstrukcji rdzenia poprzez dodanie systemu kanalików rozmieszczonych na powierzchni drukowanego 3D rdzenia. Rozwiązanie to miało na celu poprawę rozprzodzenia żywicy w obrębie całej struktury oraz skrócenie czasu impregnacji. Koncepcję rozwiązania wraz z pierwotną wersją przedstawiono na Rys. 67.



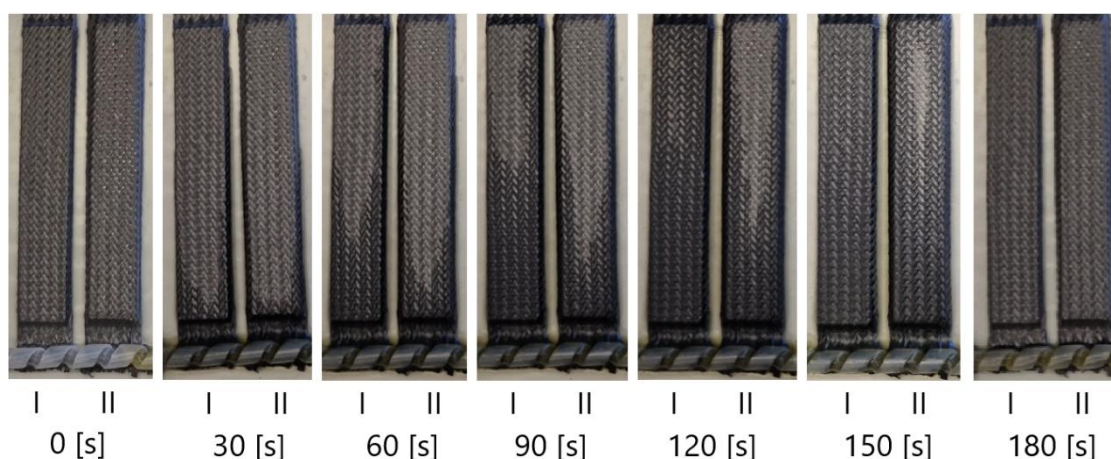
Rys. 67. Modyfikacja rdzenia drukowanego 3D: I - wersja z kanalikami, II - wersja bez kanalików

W celu weryfikacji zaproponowanej koncepcji przeprowadzono badania porównawcze dwóch wariantów drukowanego 3D rdzenia dla płaskowników o wymiarach:

- I - rdzenia zmodyfikowanego, wyposażonego w system kanałów ułatwiających rozprowadzanie żywicy,
- II - rdzenia standardowego, bez dodatkowych kanałów przepływowych.

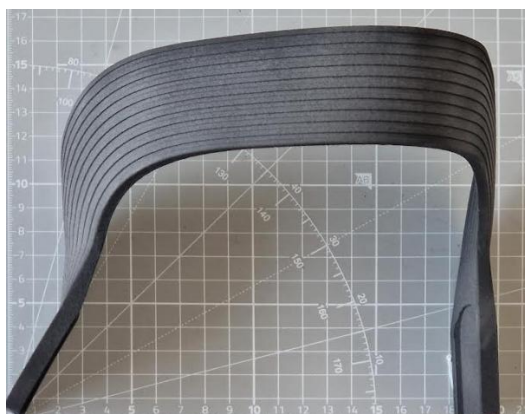
W obu wariantach zastosowano identyczne wzmocnienie włókiennicze w postaci plecionki z włókna węglowego (Eurocarbon B.V., nr kat. D-048-14). Podczas procesu infuzji mierzono czas przesylenia struktury od momentu wprowadzenia żywicy do całkowitego nasycenia warstw wzmocnień. Proces przeprowadzono jednocześnie dla obu wariantów. Podciśnienie w układzie, lepkość żywicy oraz warunki środowiskowe, utrzymywano na stałym poziomie w celu zapewnienia porównywalności wyników.

Rejestracja czasu impregnacji umożliwiła ocenę wpływu zastosowania kanałów przepływowych na dynamikę procesu infuzji oraz potwierdzenie skuteczności wprowadzonej modyfikacji konstrukcyjnej. Cały proces w interwałach 30 sekundowych został przedstawiony na Rys. 68.



Rys. 68. Pomiar czasu procesu infuzji z zastosowaniem rdzenia z kanalikami (I) oraz bez kanalików rozprowadzających (II)

Zaobserwowano, że zastosowanie rdzeni z kanałami przepływowymi (wariant I) skutkowało skróceniem czasu procesu infuzji o około 60 sekund, co odpowiada redukcji czasu o około 33% w porównaniu do rdzeni pozbawionych kanałów przepływowych (wariant II).



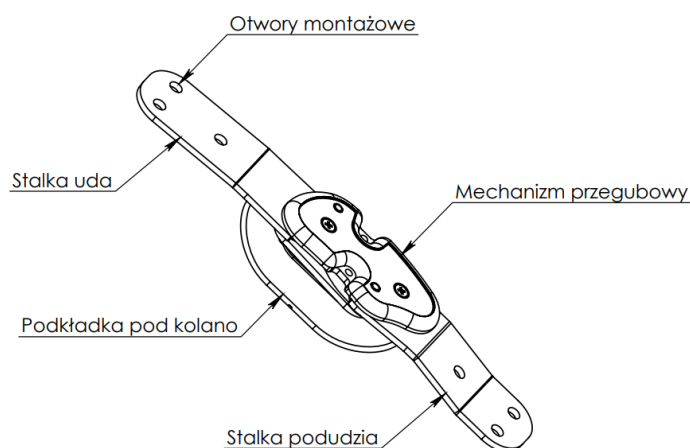
Rys. 69. Rdzeń ramy ortozy stawu kolanowego z kanałkami rozprzewadzającymi

Na Rys. 69 przedstawiono rdzeń ramy ortozy wyposażony w kanały rozprzewadzające. Zastosowane rozwiązanie przyczyniło się do skrócenia czasu infuzji całej ramy podudzie ortozy z ok 45 min. do ok. 30 min. Ponadto umożliwiło ono eliminację efektu gromadzenia się żywicy, wynikającego z obniżonej przepuszczalności wzmocnień włókienniczych w rejonach wylotu.

7.4. Pozostałe elementy prototypu

Mechanizm przegubowy ortozy

Na Rys. 70 przedstawiono opatentowany czteroosiowy mechanizm przegubowy, odzwierciedlający złożony ruch toczenia i poślizgu zachodzący w stawie kolanowym [198].



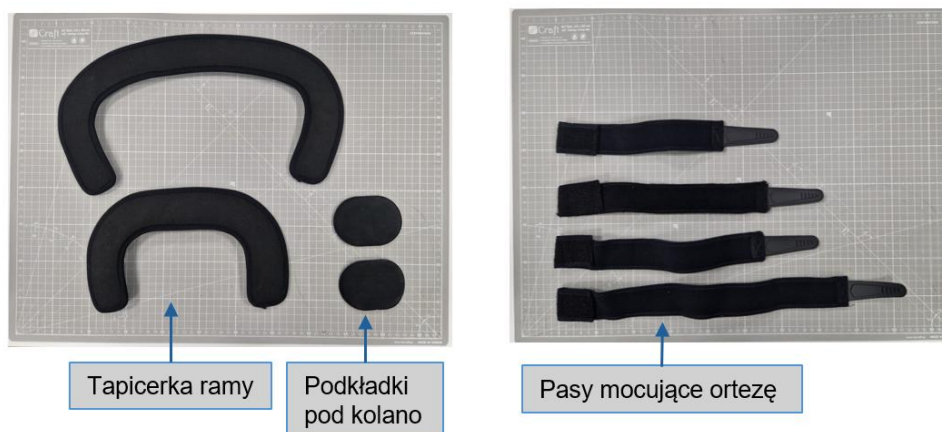
Rys. 70. Czteroosiowy mechanizm ortozy stawu kolanowego

Konstrukcja składa się z aluminiowych płaskich elementów tzw. stavek uda i podudzia połączonych mechanizmem przegubowym, umożliwiającym kontrolowany ruch w obrębie stawu kolanowego. W centralnej części zlokalizowano podkładkę pod kolano, której zadaniem jest stabilizacja położenia przegubu. Otwory montażowe umożliwiają połączenie mechanizmu z ramą ortozy.

Elementy tapicerskie ortezy

W skład elementów tapicerskich (Rys. 71) wchodzi tapicerka ramy uda i podudzia, podkładki pod kolano oraz pasy stabilizujące ortezę, przedstawione na.

Tapicerka wykonana są z laminatu składającego się z pianki poliuretanowej oraz warstw wierzchnich. Jedną z warstw stanowił poliamidowy welur pełniący funkcję warstwy czepnej do ramy ortezy, natomiast druga warstwa była przeznaczona do bezpośredniego kontaktu ze skórą użytkownika. Krawędzie wyściółki wykończono miękką lamówką, a ich kształt opracowano na podstawie płaskiego rozwinięcia rdzenia ortezy.

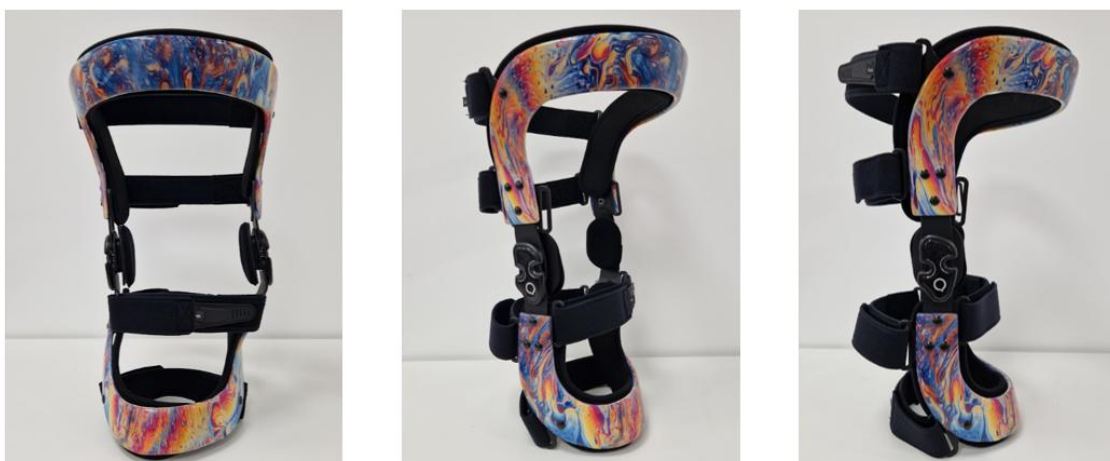


Rys. 71. Elementy tapicerskie ortezy

Dodatkowo orteza została wyposażona w komplet pasów mocujących, umożliwiających stabilne osadzenie wyrobu na kończynie oraz w zestaw poduszek pod kolano, których zadaniem jest odseparowanie mechanizm przegubowego od skóry użytkownika.

7.5. Prototyp indywidualnie dopasowanej ortezy stawu kolanowego

Na Rys. 72 przedstawiono ostateczny prototyp indywidualnie dopasowanej ortezy stawu kolanowego, wykonany na podstawie rzeczywistego skanu 3D kończyny pacjenta oraz zgodnie z opisanym powyżej procesem produkcyjnym.

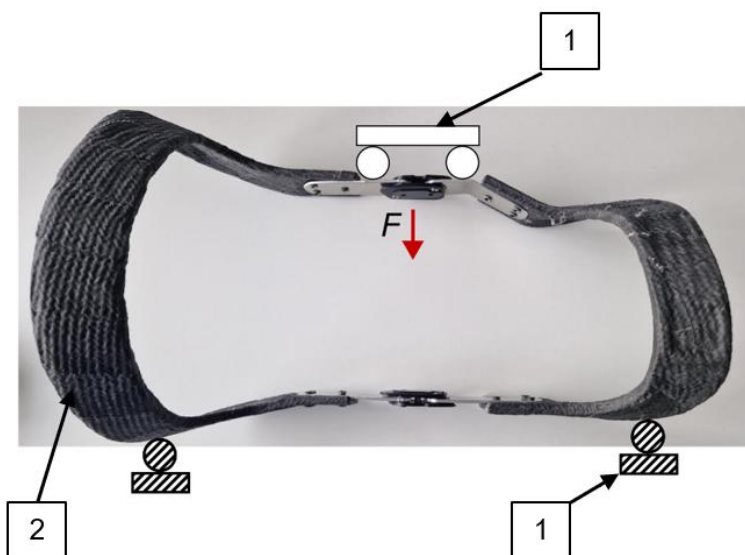


Rys. 72. Prototyp indywidualnie dopasowanej ortezy stawu kolanowego

Proces wytwarzania prototypu obejmował pozyskanie geometrii kończyny metodą skanowania 3D, parametryczne projektowanie rdzenia ramy ortozy, jego wytworzenie w technologii druku 3D, aplikację struktur włókienniczych oraz impregnację metodą infuzji próżniowej żywicy. W dalszym etapie przeprowadzono obróbkę wykończeniową elementów kompozytowych z wykorzystaniem obróbki wibrościernej. Wzór dekoracyjny naniesiono metodą transferowego druku wodnego [199] oraz pokryto powierzchnię lakierem bezbarwnym. Ostatnim etapem był montaż pozostałych komponentów ortozy, w tym mechanizmu przegubowego oraz elementów tapicerskich, w wyniku czego uzyskano kompletny prototyp wyrobu.

7.6. Weryfikacja prototypu

Prototyp ortozy zweryfikowano pod kątem odporności na obciążenia zginające w układzie czteropunktowego zginania. Badania przeprowadzono w maszynie wytrzymałościowej, w której ortezę zamocowano zgodnie ze schematem przedstawionym na Rys. 73. Uzyskane wyniki porównano z rezultatami badań dwóch komercyjnie dostępnych ortez.



Rys. 73. Schemat obciążenia podczas czteropunktowego zginania ortozy: 1 - podpory, 2 - orteza

Odległość pomiędzy podporami górnymi wynosiła 75 mm, natomiast pomiędzy podporami dolnymi 300 mm. Próbkę obciążano siłą F w układzie czterech punktów podparcia aż do osiągnięcia maksymalnej wartości siły lub zniszczenia konstrukcji. Zastosowany rozkład podpór odpowiada warunkom przenoszenia obciążeń przez ortezę stabilizującą staw kolany w płaszczyźnie czołowej człowieka. Podczas badania rejestrowano maksymalną wartość siły F_{max} , stanowiącą podstawę do oceny nośności i pośredniej weryfikacji sztywności konstrukcji.

7.6.1. Materiały

Do badań przygotowano trzy warianty ortez (Rys. 74), różniące się zastosowanymi materiałami oraz konstrukcją:

- Wariant O1 - oparty został na szkielecie ortozy modelu Follow, wykonany z aluminium stopu EN-AW 2017 T4, wprowadzonego do obrotu przez firmę MDH [31],
- Wariant O2 - wykonano z materiału oraz w konstrukcji zbliżonej do ortozy Jointcraft 3D, dostępnej w ofercie firmy MDH [12]. Orteza wytworzona została metodą druku 3D w technologii spiekania proszków (PBF) z zastosowaniem materiału PA11CF - poliamidu 11 z domieszką włókien węglowych,
- Wariant O3 - stanowił konstrukcję wykonaną z materiału kompozytowego MLC.

Wszystkie modele zostały zaprojektowane w zbliżonym rozmiarze odpowiadającym rozmiarowi M, odpowiadającym obwodom kończyny dolnej: uda (47-53 cm), kolana (35-38 cm) oraz łydki (35-40 cm).



Rys. 74. Ortezy stawu kolanowego przeznaczone do testów czteropunktowego zginania. Materiał: O1 - aluminium EN AW 2017 T4, O2 - druk 3D PA11 CF (PBF), O3 - kompozyt MLC

7.6.2. Analiza i ocena wyników badań

Uzyskane wyniki wraz z opisem zachowania próbek przedstawiono w tabeli 18. Na Rys. 75 zaprezentowano ortozy w trakcie próby.

Tabela 18. Siła ugięcia ortozy podczas czteropunktowego zginania w płaszczyźnie czołowej

Wariant	Materiał	F_{max} [N]	Uwagi
O1	EN - AW 2017 T4)	390 ±50	Deformacja ramy ortozy
O2	PA11 CF (druk 3D)	650 ±75	Orteza powróciła do pierwotnego kształtu
O4	MLC	1 015 ±80	Przy ok. 750 N rozpoczęło się uginanie ramion



Rys. 75. Czteropunktowe zginanie ortez w płaszczyźnie czołowej. Materiał: O1 - aluminium EN AW 2017 T4, O2 - druk 3D PA11 CF (PBF), O3 - kompozyt MLC [200]

Najniższą wartość siły odnotowano dla wariantu O1 wykonanego ze stopu aluminium EN AW-2017 T4, który uległ deformacji już przy wartości F_{max} 390 N. Wiąże się to przede wszystkim z tym, że konstrukcja ortozy aluminiowej jest ażurowa, przez co jej sztywność jest obniżona. Należy jednak podkreślić, że badana rama jest powszechnie stosowana w ortezach ramowych, a jej odpowiednik - zarówno pod względem konstrukcji, jak i zastosowanego materiału - jest dostępny na rynku i produkowany seryjnie pod marką Follow [31]. Podobnie jest w przypadku wariantu O2, których wartości osiągnęły F_{max} odpowiednio 650 N. Konstrukcja jest zbliżona do innego wyrobu dostępnego na rynku (Joincraft 3D [12]), która również jest indywidualnie dopasowana od kończyny człowieka, drukowana jest z proszku poliamidowego 11 z domieszką włókien węglowych [13], [89]. Najwyższą odporność na odkształcenia wykazała orteza O3 wykonana z kompozytu MLC uzyskując odpowiednio o ok. 160% i 56% większą siłę ugięcia ortozy. W przypadku tego wariantu, przy obciążeniu około 750 N, zaobserwowano stopniowe uginanie aluminiowych ramion mechanizmu przegubowego wraz z ramą ortozy. Należy jednak podkreślić, że sama rama nie uległa zniszczeniu, a proces ugięcia rozpoczął się dopiero ponad wartościami maksymalnych siły zginającej pozostałych wariantów.

Przeprowadzone badania wskazują, że kompozyt MLC ma większą odporność na siły zginające w płaszczyźnie czołowej niż ortez stawu kolanowego dostępne na rynku. Kompozyt MLC może być z powodzeniem stosowany w ortezach funkcjonalnych stawu kolanowego.

7.7. Techniczne koszty wytworzenia

Z uwagi na poufność danych finansowych i ochronę informacji handlowych, szczegółowe wyliczenia technicznych kosztów wytworzenia nie zostały ujęte w niniejszej pracy doktorskiej. Poniżej przedstawiono jedynie ogólną charakterystykę przyjętych założeń oraz zakresu analiz przeprowadzonych na potrzeby oceny opłacalności produkcji spersonalizowanego wyrobu medycznego.

W ramach opracowania przeanalizowano techniczne koszty wytworzenia spersonalizowanej ortozy stawu kolanowego, uwzględniając wszystkie kluczowe etapy produkcji. Do głównych pozycji kosztowych zaliczono projektowanie i wykonanie rdzenia ortozy w technologii druku 3D. W dalszej kolejności analizie poddano wytworzenie struktury włókienniczej z zastosowaniem technik haftu, gdzie głównym czynnikiem jest koszt pracy człowieka, zakup plecionki, a także proces produkcji kompozytu obejmującego ramę uda i podudzia. Koszty objęły również przygotowanie powierzchni, lakierowanie oraz wykonanie elementów konstrukcyjnych, w tym przegubu odwzorowującego ruch kolana, jak i zastosowane materiały tekstylne i wykończeniowe.

Z przeprowadzonej analizy wynika, że techniczny koszt wytworzenia kompozytowego wzmocnienia zwiększył się o około 20% w porównaniu do ortozy wykonanej wyłącznie w technologii druku 3D. Mimo wzrostu, koszt ten mieścił się w założonych granicach opłacalności projektu.

7.8. Ocena bezpieczeństwa i działania wyrobu

Ocena bezpieczeństwa oraz działania projektowanej ortozy stabilizującej staw kolanowy została przeprowadzona w ramach prac przygotowujących wyrób do wdrożenia, jednak nie stanowi przedmiotu niniejszej rozprawy doktorskiej. Działania te zostały zrealizowane równolegle i wchodzą w skład dokumentacji technicznej producenta wyrobu medycznego, wymaganej w procesie oceny zgodności.

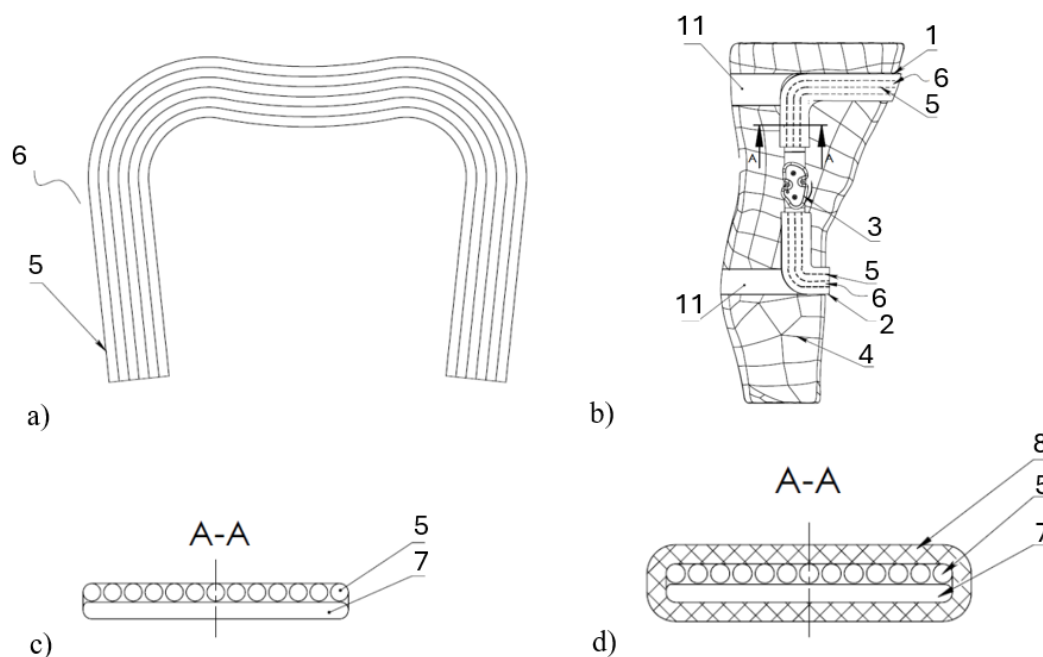
Zakres prac obejmował m.in. analizę ryzyka, analizę użyteczności, a także ocenę kliniczną oraz biologiczną ocenę wyrobu medycznego. Analizy te miały na celu potwierdzenie bezpieczeństwa użytkowania ortozy, zasadności zastosowanych rozwiązań konstrukcyjnych oraz bezpieczeństwa materiałów mających kontakt ze skórą użytkownika.

7.9. Podsumowanie prac wdrożeniowych

Przeprowadzona próba produkcyjna potwierdziła możliwość zastosowania kompozytu MLC w procesie wytwarzania ramy ortozy stawu kolanowego. Zastosowanie technologii druku 3D umożliwiło uzyskanie rdzenia o złożonej, indywidualnie dopasowanej geometrii, który

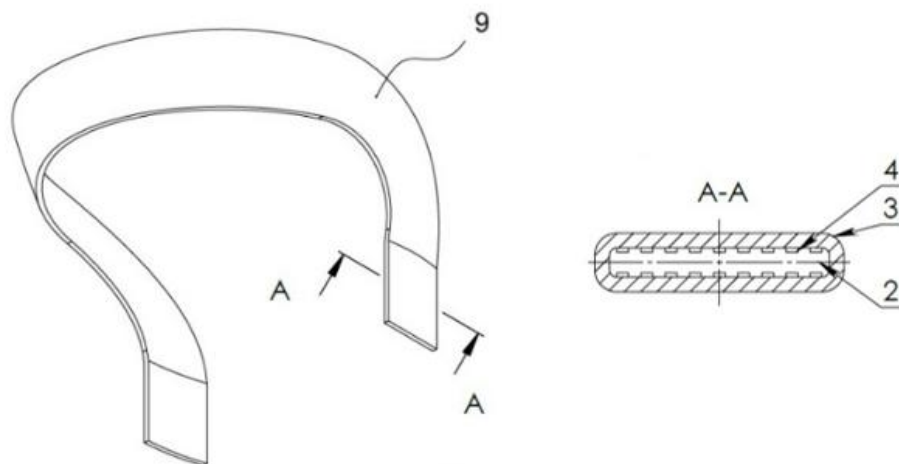
pełnił jednocześnie funkcję elementu konstrukcyjnego oraz formy wewnętrznej. Infuzja żywicy z użyciem worka próżniowego pozwoliła na skuteczne przesycenie warstw wzmacniających i uzyskanie elementu o wysokiej sztywności oraz dobrej jakości powierzchni. Integracja elementów wywarzonych w technologii przyrostowej z zewnętrznymi warstwami wzmacniającymi w postaci struktur włókienniczych, stanowi innowacyjne rozwiązanie w obszarze projektowania i wytwarzania konstrukcji kompozytowych konstrukcji.

Na podstawie uzyskanych wyników opracowano rozwiązania, które stały się przedmiotem dwóch zgłoszeń patentowych. Pierwsze z nich [201] przedstawiono na Rys. 76. Dotyczy ono sposobu wytwarzania ortezy (1), w której na powierzchni rdzenia wyprodukowanego w technologii druku 3D (7) umieszczone są włókna techniczne ułożone jednokierunkowo (5), zarówno w postaci płaskiego rozwinięcia (6), jak i w strukturze rękawa włókienniczego (8). Włókna rozmieszczone są wzdłuż osi symetrii rdzenia, a tym samym prostopadłe do głównych sił oddziałujących na konstrukcję w trakcie użytkowania zwiększając jej sztywność. Dodatkowo w zgłoszeniu oprócz przedstawionego rozwiązania dodano wariant (Rys. 76c) bez rękawa włókienniczego z samą strukturą haftowaną.



Rys. 76. Zgłoszenie patentowe dotyczące sposobu wytwarzania drukowanej 3D ortezy wzmocnionej włóknami ułożonymi wzdłuż rdzenia: a) rozwinięcie wzmocnienia włókienniczego, b) orteza, c) przekrój kompozytu bez rękawa, d) przekrój kompozytu z rękawem [201]

Idee drugiego zgłoszenia [202] przedstawione na Rys. 77 jest rozwinięciem powyższego rozwiązania. Obejmuje technologię produkcji kompozytu (9) opartą na zastosowaniu rowków rozprowadzających (4) rozmieszczonych na powierzchni rdzenia drukowanego 3D (2). Podczas infuzji żywica jest równomiernie rozprowadzana wzdłuż rowków dzięki podciśnieniu wytworzonemu w worku próżniowym. Pozwala to na pełne nasycenie struktury włókienniczej (3) i minimalizuje ryzyko powstania suchych stref.



Rys. 77. Zgłoszenie patentowe opisujące rozwiązanie technologiczne z rowkami przepływowymi ułatwiającymi rozprowadzanie żywicy [202]

Przedstawione i zweryfikowane rozwiązania obejmujące zarówno wykorzystanie kompozytu wielowarstwowego MLC jak i zastosowanie systemu kanałów przepływowych w rdzeniu jednoznacznie potwierdzają spełnienie hipotezy badawczej, zgodnie z którą technologia przyrostowa, w połączeniu z warstwami wzmacniającymi, umożliwia wytwarzanie indywidualnie dopasowanych ortez stawu kolanowego o wymaganych właściwościach mechanicznych.

8. Podsumowanie i wnioski

Niniejsza rozprawa doktorska dotyczyła opracowania, wytworzenia oraz oceny innowacyjnego rozwiązania indywidualnie dopasowanej ortezy stabilizującej staw kolanowy, bazującej na kompozycie wielowarstwowym (MLC), łączącym drukowany 3D (3DP) rdzeń z zewnętrznymi warstwami wzmacniającymi w postaci struktur włókienniczych impregnowanych żywicą epoksydową. Praca obejmowała pełny cykl projektowy: od badań wstępnych i doboru architektury tekstylnej, przez charakterystykę opracowanego kompozytu wraz z jego elementami składowymi, modelowanie matematyczne i numeryczne, aż po weryfikację technologii w postaci wykonania prototypu funkcjonalnego.

Badania wstępne potwierdziły zasadność koncepcji wzmacniania struktur drukowanych 3D zbrojeniem tekstylnym. Wykazano, że rodzaj struktury włókienniczej znacząco wpływa na właściwości mechaniczne kompozytów - zarówno w testach zginania, jak i rozciągania. Uzyskane przyrosty modułu sprężystości i wytrzymałości w porównaniu z nieuzbrojonym rdzeniem wytwarzanym metodą 3DP potwierdziły zasadność przyjętej koncepcji. Jednocześnie zaobserwowane zjawiska delaminacji oraz ograniczona nośność struktur z włókna szklanego wskazały na konieczność dalszego rozwoju w kierunku zastosowania struktur o wyższych parametrach mechanicznych oraz poprawy adhezji międzywarstwowej.

Badania dotyczące przygotowania powierzchni rdzenia polimerowego wykazały, że chropowatość powierzchni, a nie jedynie jej energia powierzchniowa i zwilżalność, odgrywa kluczową rolę w kształtowaniu trwałości połączeń adhezyjnych z żywicą epoksydową. Spośród analizowanych metod najbardziej uniwersalnym rozwiązaniem okazało się piaskowanie, które łączy skuteczność poprawy adhezji z prostotą i niskimi kosztami procesu produkcyjnego.

Istotnym rezultatem badań było wskazanie struktur plecionych jako kompromisu między właściwościami mechanicznymi a dopasowaniem na elementach o złożonej geometrii, a także identyfikacja haftu technicznego (TFP) jako technologii umożliwiającej precyzyjne kształtowanie przebiegu włókien zgodnie z przewidywanym rozkładem obciążeń. Wybór tych rozwiązań stanowił podstawę dalszych prac nad kompozytem MLC.

Badania nad kompozytem MLC wykazały, że materiał ten łączy niską masę z wysoką sztywnością. Ważnym elementem wkładu naukowego pracy jest opracowanie i analiza architektury warstwowej kompozytu, a także wykazanie możliwości funkcjonalnego wzmacniania elementów drukowanych 3D za pomocą impregnowanych struktur włókienniczych. Analiza struktur jednowarstwowych potwierdziła kluczową rolę orientacji włókien w przenoszeniu obciążeń, natomiast badania kompozytu wielowarstwowego ujawniły złożone mechanizmy degradacji charakterystyczne dla laminatów hybrydowych, obejmujące stopniowy charakter zniszczenia. Uzyskane wyniki poszerzają aktualny stan wiedzy w zakresie projektowania hybrydowych kompozytów warstwowych oraz stanowiły podstawę do opracowania metodyki modelowania matematycznego i numerycznego takich układów materiałowych.

Wyniki potwierdziły, że zastosowanie zewnętrznej warstwy wzmacniającej, impregnowanej żywicą epoksydową struktury włókienniczej, na elementach polimerowych

drukowanych 3D zwiększa wytrzymałość konstrukcji, co jest zgodnie z pierwszą hipotezą badawczą.

Porównanie właściwości kompozytu MLC z materiałami stosowanymi w konstrukcjach ortez stawu kolanowego wykazało, że opracowane rozwiązanie stanowi kompromis pomiędzy stopami aluminium a kompozytami preimpregnowanymi z włókien węglowych. Tym samym MLC może być postrzegany jako realna alternatywa materiałowa w kontekście indywidualnie dopasowanych wyrobów ortopedycznych, w których istotne znaczenie mają zarówno właściwości mechaniczne, jak i możliwość personalizacji konstrukcji.

W pracy opracowano i zweryfikowano metodykę modelowania właściwości sprężystych kompozytu MLC. Wykazano, że uproszczone modele analityczne, w tym reguła mieszanin, mogą być skutecznie wykorzystywane na etapie koncepcyjnym do wstępnej estymacji sztywności, jednak prowadzą do niedoszacowania wartości modułu rozciągania. Najlepszą zgodność z danymi eksperymentalnymi uzyskano dla modelu numerycznego MES, który uwzględnia rzeczywistą strukturę laminatu, orientację warstw i pełny stan naprężenia. Zweryfikowany model numeryczny umożliwił analizę wpływu modyfikacji materiałowych na moduł sprężystości kompozytu, potwierdzając możliwość jej kształtowania w zależności od wymagań funkcjonalnych i środowiskowych.

Na podstawie wyników sformułowano następujące wnioski:

1. Impregnowane żywicą struktury włókiennicze znacząco zwiększają moduł sprężystości i wytrzymałość kompozytów drukowanych 3D.
2. Struktury plecione dobrze dopasowują się do rdzenia o złożonej geometrii.
3. Haft techniczny pozwala precyzyjnie kształtować włókna wzmacniające zgodnie z rozkładem obciążeń i może być stosowany jako wzmocnienie w kompozytach o przestrzennej geometrii.
4. Chropowatość powierzchni rdzenia poliamidowego jest kluczowa dla trwałości połączeń klejonych żywicą epoksydową.
5. Modele analitycznych są przydatne do wstępnej estymacji moduły sprężystości kompozytu MLC, natomiast model numerycznych MES wykazuje większą dokładność.

Część wdrożeniowa pracy potwierdziła praktyczną możliwość zastosowania kompozytu MLC w procesie wytwarzania ramy ortozy stawu kolanowego. Zastosowanie druku 3D pozwoliło na uzyskanie rdzenia o złożonej geometrii, pełniącego jednocześnie funkcję formy wewnętrznej, natomiast infuzja próżniowa zapewniła skuteczne przesycenie warstw wzmacniających. Opracowane rozwiązania technologiczne, w tym system rowków rozprowadzających żywicę, zwiększyły jakość i powtarzalność procesu, co znalazło odzwierciedlenie w zgłoszeniach patentowych. Uzyskane rezultaty jednoznacznie potwierdziły spełnienie drugiej hipotezy badawczej, zgodnie z którą technologia przyrostowa, w połączeniu z warstwami wzmacniającymi, umożliwiła wytwarzanie indywidualnie dopasowanych ortez stawu kolanowego o wymaganych właściwościach mechanicznych.

Z części wdrożeniowej sformułowano następujące wnioski:

6. Kompozyt MLC stanowi realną alternatywę dla stopów aluminium oraz kompozytów preimpregnowanych w indywidualnie dopasowanych ortez stawu kolanowego.

7. Opracowana technologia została skutecznie zastosowana w produkcji ramy ortezy o wymaganych parametrach.

Praca stanowi istotny wkład w rozwój hybrydowych kompozytów wielowarstwowych z rdzeniem drukowanym 3D w ortopedii. Wyniki potwierdzają słuszność koncepcji i wskazują na możliwości zastosowania w innych wyrobach, gdzie produkcja form jest nieopłacalna.

9. Bibliografia

- [1] A. Bochenek i M. Reicher, *Anatomia człowieka. Tom 1*. Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2022.
- [2] N. A. Mohd Sharif, S.-L. Goh, J. Usman, i W. K. Z. Wan Safwani, „Biomechanical and functional efficacy of knee sleeves: A literature review”, *Physical Therapy in Sport*, t. 28, s. 44–52, lis. 2017, doi: 10.1016/j.ptsp.2017.05.001.
- [3] P. Patel i P. Gohil, „Custom orthotics development process based on additive manufacturing”, *Materials Today: Proceedings*, t. 59, s. A52–A63, 2022, doi: 10.1016/j.matpr.2022.04.858.
- [4] F. Mougin, M. Begon, G. Desmyttere, J. Bleau, M.-L. Nault, i Y. Cherni, „Knee biomechanics during walking in individuals with anterior cruciate ligament repair: The role of a custom 3D-printed knee brace”, *Prosthetics & Orthotics International*, maj 2025, doi: 10.1097/pxr.0000000000000452.
- [5] D. C. Showers i M. L. Strunck, „Sheet plastics and their applications in orthotics and prosthetics”, *Orthotics and Prosthetics*, t. 38, nr 4, s. 41–48, 1984.
- [6] „CTi® Custom; <https://www.ossur.com/en-us/bracing-and-supports/knee/cti-custom>, 07.2025”. [Online]. Dostępne na: <https://www.ossur.com/en-us/bracing-and-supports/knee/cti-custom>
- [7] „DonJoy Defiance®, <https://enovis.com/products/donjoy/defiance>; 07.2025”.
- [8] J. Li, S. Chen, X. Shang, N. Li, W. Aiyiti, i F. Gao, „Research Progress of Rehabilitation Orthoses Based on 3D Printing Technology”, *Advances in Materials Science and Engineering*, t. 2022, s. 1–16, grudz. 2022, doi: 10.1155/2022/5321570.
- [9] „Jointcraft - JOINTCRAFT 3D”. Dostęp: 4 lutego 2026. [Online]. Dostępne na: <https://jointcraft.pl/>
- [10] „Evoke™, <https://www.osskin.com/evoke/>; 07.2025”.
- [11] „Rebel 3D. <https://www.thuasneusa.com/product/rebel-3d/>; 07.2025”.
- [12] „JOINTCRAFT 3D Orteza stawu kolanowego z regulacją zakresu ruchomości”. Dostęp: 11 stycznia 2026. [Online]. Dostępne na: <https://qmedinfo.pl/pl/oferta/konczynadolna/staw-kolanowy/item/567-jointcraft-3d-orteza-stawu-kolanowego-z-regulacja-zakresu-ruchomosci>
- [13] S. Chowdhury *et al.*, „Laser powder bed fusion: a state-of-the-art review of the technology, materials, properties & defects, and numerical modelling”, *Journal of Materials Research and Technology*, t. 20, s. 2109–2172, wrz. 2022, doi: 10.1016/j.jmrt.2022.07.121.
- [14] L. Li, W. Liu, i L. Sun, „Mechanical characterization of 3D printed continuous carbon fiber reinforced thermoplastic composites”, *Composites Science and Technology*, t. 227, s. 109618, sie. 2022, doi: 10.1016/j.compscitech.2022.109618.
- [15] P. A. Arrabiyeh, D. May, M. Eckrich, i A. M. Długaj, „An overview on current manufacturing technologies: Processing continuous rovings impregnated with thermoset resin”, *Polymer Composites*, t. 42, nr 11, s. 5630–5655, lis. 2021, doi: 10.1002/pc.26274.
- [16] P. Cheng, Z. Han, Y. Chen, i L. Ye, „Recent progress in non-planar 3D printing of continuous fiber-reinforced composites”, *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, t. 194, s. 108900, lip. 2025, doi: 10.1016/j.compositesa.2025.108900.
- [17] lek T. Grądzki, „Budowa stawu kolanowego - anatomia kolana - powierzchnie stawowe, łąkotki”, [PolecanyOrtopeda.pl](https://polecanyortopeda.pl/staw-kolanowy-anatomia-budowa-kolana/). Dostęp: 17 października 2025. [Online]. Dostępne na: <https://polecanyortopeda.pl/staw-kolanowy-anatomia-budowa-kolana/>
- [18] S. D. Masouros, A. M. J. Bull, i A. A. Amis, „(i) Biomechanics of the knee joint”, *Orthopaedics and Trauma*, t. 24, nr 2, s. 84–91, kwi. 2010, doi: 10.1016/j.mporth.2010.03.005.

- [19] S. Affatato, „Biomechanics of the knee”, w *Surgical Techniques in Total Knee Arthroplasty and Alternative Procedures*, Elsevier, 2015, s. 17–35. doi: 10.1533/9781782420385.1.17.
- [20] G. Bergmann *et al.*, „Standardized Loads Acting in Knee Implants”, *PLOS ONE*, t. 9, nr 1, s. e86035, sty. 2014, doi: 10.1371/journal.pone.0086035.
- [21] D. J. Cleather, J. E. Goodwin, i A. M. J. Bull, „Hip and knee joint loading during vertical jumping and push jerking”, *Clinical Biomechanics*, t. 28, nr 1, s. 98–103, sty. 2013, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.10.006.
- [22] M. Maleki, M. Arazpour, M. Joghtaei, S. W. Hutchins, A. Aboutorabi, i A. Pouyan, „The effect of knee orthoses on gait parameters in medial knee compartment osteoarthritis: A literature review”, *Prosthet Orthot Int*, t. 40, nr 2, s. 193–201, kwi. 2016, doi: 10.1177/0309364614547411.
- [23] L. S. Lohmander, P. M. Englund, L. L. Dahl, i E. M. Roos, „The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis”, *Am J Sports Med*, t. 35, nr 10, s. 1756–1769, paź. 2007, doi: 10.1177/0363546507307396.
- [24] D. Bose, K. S. Bhalla, C. D. Untaroiu, B. J. Ivarsson, J. R. Crandall, i S. Hurwitz, „Injury Tolerance and Moment Response of the Knee Joint to Combined Valgus Bending and Shear Loading”, *J Biomech Eng*, t. 130, nr 031008, kwi. 2008, doi: 10.1115/1.2907767.
- [25] P. Renstrom *et al.*, „Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement”, *Br J Sports Med*, t. 42, nr 6, s. 394–412, cze. 2008, doi: 10.1136/bjism.2008.048934.
- [26] A. H. Hoveidaei, R. Sattarpour, H. Dadgostar, S. Razi, i M. Razi, „Unhappy triad of the knee: What are the current concepts and opinions?”, *World J Orthop*, t. 14, nr 5, s. 268–274, maj 2023, doi: 10.5312/wjo.v14.i5.268.
- [27] „Knee Braces Market Size & Share | Industry Report, 2030”. Dostęp: 19 października 2025. [Online]. Dostępne na: <https://www.grandviewresearch.com/industry-analysis/knee-braces-market>
- [28] A. Barrera Sánchez *et al.*, „State of the Art Review of Active and Passive Knee Orthoses”, *Machines*, t. 10, nr 10, s. 865, paź. 2022, doi: 10.3390/machines10100865.
- [29] M. Khosravi, T. Babae, A. Daryabor, i M. Jalali, „Effect of knee braces and insoles on clinical outcomes of individuals with medial knee osteoarthritis: A systematic review and meta-analysis”, *Assistive Technology*, t. 34, nr 5, s. 501–517, wrz. 2022, doi: 10.1080/10400435.2021.1880495.
- [30] „Staw kolanowy”. Dostęp: 19 października 2025. [Online]. Dostępne na: <https://qmedinfo.pl/pl/oferta/konczynna-dolna/staw-kolanowy>
- [31] „Follow Force Orteza stawu kolanowego z regulacją zakresu ruchomości”. Dostęp: 11 stycznia 2026. [Online]. Dostępne na: <https://qmedinfo.pl/pl/oferta/konczynna-dolna/staw-kolanowy/item/486-follow-orteza-stawu-kolanowego-z-regulacja-zakresu-ruchomosci>
- [32] Y. Wang, H. Liu, H. Wei, C. Wu, i F. Yuan, „The Effect of a Knee Brace on Muscle Forces during Single-Leg Landings at Two Heights”, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, t. 20, nr 5, 2023, doi: 10.3390/ijerph20054652.
- [33] J. Murgier, V. Duthon, A. Deygas, i F.-P. Ehkirch, „Does an early post traumatic knee brace reduce the incidence of knee rotational instability?”, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, t. 144, nr 3, s. 1161–1169, mar. 2024, doi: 10.1007/s00402-024-05206-8.
- [34] A. Derouin i J. R. Potvin, „The Effect of Functional Knee Braces on Muscular Contributions to Joint Rotational Stiffness in Anterior Cruciate Ligament–Deficient and –Reconstructed Patients”, *Journal of Applied Biomechanics*, t. 35, nr 5, s. 344–352, 2019, doi: 10.1123/jab.2018-0227.

- [35] T. Heß, T. L. Milani, J. Stoll, i C. Mitschke, „Running and Jumping After Muscle Fatigue in Subjects with a History of Knee Injury: What Are the Acute Effects of Wearing a Knee Brace on Biomechanics?“, *Bioengineering*, t. 12, nr 6, s. 661, cze. 2025, doi: 10.3390/bioengineering12060661.
- [36] Y. Yan *et al.*, „Biomechanical Effect of Valgus Knee Braces on the Treatment of Medial Gonarthrosis: A Systematic Review“, *Applied Bionics and Biomechanics*, t. 2022, s. 1–15, maj 2022, doi: 10.1155/2022/4194472.
- [37] K. Hickie *et al.*, „A comparison of stiffness of six knee braces with application for posterolateral corner reconstructions“, *Proc Inst Mech Eng H*, t. 237, nr 8, s. 985–990, sie. 2023, doi: 10.1177/09544119231188009.
- [38] T. Dries, J. W. Van Der Windt, W. Akkerman, M. Kluijtmans, i R. P. A. Janssen, „Effects of a Semi-rigid Knee Brace on Mobility and Pain in People with Knee Osteoarthritis“, *JRM-CC*, t. 5, s. jrmcc00085, lip. 2022, doi: 10.2340/jrmcc.v5.2483.
- [39] B. M. Oldfrey *et al.*, „A scoping review of digital fabrication techniques applied to prosthetics & orthotics: Part 2 of 2—orthotics“, *Prosthet Orthot Int*, t. 49, nr 4, s. 427–444, lis. 2024, doi: 10.1097/PXR.0000000000000399.
- [40] M. Farhan, J. Z. Wang, P. Bray, J. Burns, i T. L. Cheng, „Comparison of 3D scanning versus traditional methods of capturing foot and ankle morphology for the fabrication of orthoses: a systematic review“, *Journal of Foot and Ankle Research*, t. 14, nr 1, s. 2, sty. 2021, doi: 10.1186/s13047-020-00442-8.
- [41] „k-com eng - ORTEMA ORTHOPÄDIE-TECHNIK & Sanitätshaus“. Dostęp: 12 października 2025. [Online]. Dostępne na: <https://www.ortema-orthopaedie.de/k-com-eng>
- [42] „SmartMeasure App. Ossur.com“. Dostęp: 12 października 2025. [Online]. Dostępne na: <https://www.ossur.com/en-gb/professionals/apps/smart-measures>
- [43] „CCMI Mark III Custom Measuring Device | Enovis“. Dostęp: 12 października 2025. [Online]. Dostępne na: <https://enovis.com/products/donjoy/ccmi-mark-iii-custom-measuring-device>
- [44] R. Silva, B. Silva, C. Fernandes, P. Morouço, N. Alves, i A. Veloso, „A Review on 3D Scanners Studies for Producing Customized Orthoses“, *Sensors*, t. 24, nr 5, s. 1373, sty. 2024, doi: 10.3390/s24051373.
- [45] A. Ackermann, S. Wischniewski, D. Bonin, A.-K. Gaida, i T. Jaitner, „Validation of a 3D whole-body scanning system to collect anthropometric data from a working-age population for ergonomic design“, *International Journal of Industrial Ergonomics*, t. 105, s. 103698, sty. 2025, doi: 10.1016/j.ergon.2025.103698.
- [46] M. Rumor, „3D scanning from smartphones with MyFit Solutions photogrammetry software“, MyFit Solutions. Dostęp: 20 października 2025. [Online]. Dostępne na: <https://myfit-solutions.com/en/blog/photogrammetry/>
- [47] M. Briguglio *et al.*, „Anthropometric Measurements from a 3D Photogrammetry-Based Digital Avatar: A Non-Experimental Cross-Sectional Study to Assess Reliability and Agreement“, *Applied Sciences*, t. 15, nr 10, s. 5738, sty. 2025, doi: 10.3390/app15105738.
- [48] Y. Jeong *et al.*, „A Mobile LiDAR-Based Deep Learning Approach for Real-Time 3D Body Measurement“, *Applied Sciences*, t. 15, nr 4, s. 2001, sty. 2025, doi: 10.3390/app15042001.
- [49] A. G. Cutti, M. G. Santi, A. H. Hansen, i S. Fatone, „Accuracy, Repeatability, and Reproducibility of a Hand-Held Structured-Light 3D Scanner across Multi-Site Settings in Lower Limb Prosthetics“, *Sensors*, t. 24, nr 7, s. 2350, sty. 2024, doi: 10.3390/s24072350.

- [50] „Structure Sensor 3 for iPad”, Structure. Dostęp: 14 grudnia 2025. [Online]. Dostępne na: <https://structure.io/structure-sensor-3-for-ipad/>
- [51] MDH Sprzęt medyczny, *MDH film wizerunkowy / corporate video*, (20 stycznia 2025). Dostęp: 14 grudnia 2025. [Online Video]. Dostępne na: <https://www.youtube.com/watch?v=cUoILMPae-A>
- [52] M. Farhan, J. Z. Wang, J. Lillia, T. L. Cheng, i J. Burns, „Comparison of multiple 3D scanners to capture foot, ankle, and lower leg morphology”, *Prosthetics and Orthotics International*, t. 47, nr 6, s. 625, grudz. 2023, doi: 10.1097/PXR.0000000000000230.
- [53] F. Górski, R. Wichniarek, W. Kuczko, i M. Żukowska, „Study on Properties of Automatically Designed 3D-Printed Customized Prosthetic Sockets”, *Materials*, t. 14, nr 18, s. 5240, wrz. 2021, doi: 10.3390/ma14185240.
- [54] S. S.-Y. Pang, E. Fang, K. W. Chen, M. Leung, V. L.-Y. Chow, i C. Fang, „Patient-specific 3D-printed helmet for post-craniectomy defect – a case report”, *3D Print Med*, t. 8, nr 1, s. 4, grudz. 2022, doi: 10.1186/s41205-022-00131-1.
- [55] H. Lin, L. Shi, i D. Wang, „A rapid and intelligent designing technique for patient-specific and 3D-printed orthopedic cast”, *3D Printing in Medicine*, t. 2, nr 1, s. 4, grudz. 2016, doi: 10.1186/s41205-016-0007-7.
- [56] S. Vennam, V. Kn, i F. Pati, „3D printed personalized assistive devices: A material, technique, and medical condition perspective”, *Applied Materials Today*, t. 40, s. 102403, paź. 2024, doi: 10.1016/j.apmt.2024.102403.
- [57] K. S. Lee i H. K. Song, „Automation of 3D average human body shape modeling using Rhino and Grasshopper Algorithm”, *Fash Text*, t. 8, nr 1, s. 23, cze. 2021, doi: 10.1186/s40691-021-00249-6.
- [58] J. Li i H. Tanaka, „Feasibility study applying a parametric model as the design generator for 3D–printed orthosis for fracture immobilization”, *3D Print Med*, t. 4, nr 1, s. 1, grudz. 2018, doi: 10.1186/s41205-017-0024-1.
- [59] M. F. Ijaz i F. H. Hashmi, „Revisiting Alloy Design of Al-Base Alloys for Potential Orthotics and Prosthetics Applications”, *Crystals*, t. 12, nr 12, s. 1699, grudz. 2022, doi: 10.3390/cryst12121699.
- [60] ÖSSUR, *The Making of a Truly Custom Össur Knee Brace*, (12 listopada 2014). Dostęp: 11 listopada 2025. [Online Video]. Dostępne na: https://www.youtube.com/watch?v=lJMkj9MJ-_g
- [61] „How a Head racquet is made, https://www.tennis-warehouse.com/learning_center/how_to/how_a_head_racquet_is_made.html; 07.2025”.
- [62] S. V. Kanhere, V. Bermudez, i A. A. Ogale, „11 - Carbon and glass fiber reinforced thermoplastic matrix composites”, w *Fiber Reinforced Composites*, K. Joseph, K. Oksman, G. George, R. Wilson, i S. Appukuttan, Red., w Woodhead Publishing Series in Composites Science and Engineering. , Woodhead Publishing, 2021, s. 273-306. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-821090-1.00007-7>.
- [63] C. Jubsilp, P. Mora, C. W. Bielawski, Z. Lu, i S. Rimdusit, „13 - Thermosetting matrix based glass and carbon fiber composites”, w *Fiber Reinforced Composites*, K. Joseph, K. Oksman, G. George, R. Wilson, i S. Appukuttan, Red., w Woodhead Publishing Series in Composites Science and Engineering. , Woodhead Publishing, 2021, s. 341-403. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-821090-1.00012-0>.
- [64] R. K. Chen, Y. Jin, J. Wensman, i A. Shih, „Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses—A review”.
- [65] S. K. Sahu, P. S. R. Sreekanth, i S. V. K. Reddy, „A Brief Review on Advanced Sandwich Structures with Customized Design Core and Composite Face Sheet”, *Polymers*, t. 14, nr 20, s. 4267, sty. 2022, doi: 10.3390/polym14204267.

- [66] W. C. Jang i H. D. Roh, „Sandwich Composites Manufacturing: A Review of Materials, Methods, Applications and Challenges”, *Int. J. Precis. Eng. Manuf.*, t. 26, nr 8, s. 2093–2109, sie. 2025, doi: 10.1007/s12541-025-01285-8.
- [67] A. W. Alshaer i D. J. Harland, „An investigation of the strength and stiffness of weight-saving sandwich beams with CFRP face sheets and seven 3D printed cores”, *Composite Structures*, t. 257, s. 113391, luty 2021, doi: 10.1016/j.compstruct.2020.113391.
- [68] H.-J. Um, H.-J. Rho, N.-H. Jeon, J.-H. Shin, i H.-S. Kim, „Mechanical performance of novel curved sandwich structures featuring 3D printed continuous carbon fiber/polyamide 6 composite corrugated core with rail interlocking”, *Composites Part B: Engineering*, t. 295, s. 112222, kwi. 2025, doi: 10.1016/j.compositesb.2025.112222.
- [69] F. Nur Ainin, M. D. Azaman, M. S. Abdul Majid, i M. J. M. Ridzuan, „Investigating the low-velocity impact behaviour of sandwich composite structures with 3D-printed hexagonal honeycomb core—a review”, *Funct. Compos. Struct.*, t. 5, nr 1, s. 012001, mar. 2023, doi: 10.1088/2631-6331/ac9e89.
- [70] S. Dimitrellou, I. Iakovidis, G. Stratos, i D. N. Pagonis, „Experimental Study on Sandwich Composites with Carbon Fiber Fabric Skin and 3D-Printed Carbon Fiber-Reinforced Polyamide Core”, 10 października 2025, *Engineering*. doi: 10.20944/preprints202510.0750.v1.
- [71] H. Junaedi, M. A. Abd El-baky, M. M. Awd Allah, i T. A. Sebaey, „Mechanical Characteristics of Sandwich Structures with 3D-Printed Bio-Inspired Gyroid Structure Core and Carbon Fiber-Reinforced Polymer Laminate Face-Sheet”, *Polymers*, t. 16, nr 12, s. 1698, sty. 2024, doi: 10.3390/polym16121698.
- [72] T. D. Ngo, A. Kashani, G. Imbalzano, K. T. Q. Nguyen, i D. Hui, „Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges”, *Composites Part B: Engineering*, t. 143, s. 172–196, cze. 2018, doi: 10.1016/j.compositesb.2018.02.012.
- [73] „Additive Manufacturing by Technology by Printer Type by Material by Application by Component and by End-User - Global Opportunity Analysis And Industry Forecast 2022-2030”, Research and Markets. Dostęp: 21 maja 2023. [Online]. Dostępne na: <https://www.researchandmarkets.com/reports/5699786/additive-manufacturing-by-technology-by-printer>
- [74] 14:00-17:00, „ISO/ASTM 52900:2021 - Additive manufacturing — General principles — Fundamentals and vocabulary”, ISO. Dostęp: 21 maja 2023. [Online]. Dostępne na: <https://www.iso.org/standard/74514.html>
- [75] „Complete Overview of the Types of 3D Printers”, All3DP Pro. Dostęp: 2 listopada 2025. [Online]. Dostępne na: <https://all3dp.com/1/types-of-3d-printers-3d-printing-technology/>
- [76] P. Zhuo, S. Li, I. A. Ashcroft, i I. A. Jones, „Continuous fibre composite 3D printing with pultruded carbon/PA6 commingled fibres: Processing and mechanical properties”, *Composites Science and Technology*, t. 221, s. 109341, kwi. 2022, doi: 10.1016/j.compscitech.2022.109341.
- [77] Q. He, H. Wang, K. Fu, i L. Ye, „3D printed continuous CF/PA6 composites: Effect of microscopic voids on mechanical performance”, *Composites Science and Technology*, t. 191, s. 108077, maj 2020, doi: 10.1016/j.compscitech.2020.108077.
- [78] N. T. Tuli, S. Khatun, i A. B. Rashid, „Unlocking the future of precision manufacturing: A comprehensive exploration of 3D printing with fiber-reinforced composites in aerospace, automotive, medical, and consumer industries”, *Heliyon*, t. 10, nr 5, s. e27328, mar. 2024, doi: 10.1016/j.heliyon.2024.e27328.
- [79] X. Tian *et al.*, „3D Printing of Continuous Fiber Reinforced Polymer Composites: Development, Application, and Prospective”, *Chinese Journal of Mechanical*

- Engineering: Additive Manufacturing Frontiers*, t. 1, nr 1, s. 100016, mar. 2022, doi: 10.1016/j.cjmeam.2022.100016.
- [80] Y. Yao, L. Cheng, i Z. Li, „A comparative review of multi-axis 3D printing”, *Journal of Manufacturing Processes*, t. 120, s. 1002–1022, cze. 2024, doi: 10.1016/j.jmapro.2024.04.084.
- [81] N. Majca-Nowak i P. Pyrzanowski, „The Analysis of Mechanical Properties and Geometric Accuracy in Specimens Printed in Material Jetting Technology”, *Materials*, t. 16, nr 8, s. 3014, kwi. 2023, doi: 10.3390/ma16083014.
- [82] A. Elkaseer, K. J. Chen, J. C. Janhsen, O. Refle, V. Hagenmeyer, i S. G. Scholz, „Material jetting for advanced applications: A state-of-the-art review, gaps and future directions”, *Additive Manufacturing*, t. 60, s. 103270, grudz. 2022, doi: 10.1016/j.addma.2022.103270.
- [83] M. Pagac *et al.*, „A Review of Vat Photopolymerization Technology: Materials, Applications, Challenges, and Future Trends of 3D Printing”, *Polymers*, t. 13, nr 4, s. 598, luty 2021, doi: 10.3390/polym13040598.
- [84] A. Mostafaei *et al.*, „Binder jet 3D printing—Process parameters, materials, properties, modeling, and challenges”, *Progress in Materials Science*, t. 119, s. 100707, cze. 2021, doi: 10.1016/j.pmatsci.2020.100707.
- [85] D. Svetlizky *et al.*, „Directed energy deposition (DED) additive manufacturing: Physical characteristics, defects, challenges and applications”, *Materials Today*, t. 49, s. 271–295, paź. 2021, doi: 10.1016/j.mattod.2021.03.020.
- [86] A. Pilipović, „Chapter 11 - Sheet lamination”, w *Polymers for 3D Printing*, J. Izdebska-Podsiadły, Red., William Andrew Publishing, 2022, s. 127–136. doi: 10.1016/B978-0-12-818311-3.00008-2.
- [87] S. Dai, K. Zhu, S. Wang, i Z. Deng, „Additively manufactured materials: A critical review on their anisotropic mechanical properties and modeling methods”, *Journal of Manufacturing Processes*, t. 141, s. 789–814, maj 2025, doi: 10.1016/j.jmapro.2025.02.038.
- [88] „HP 3D Printing Materials Portfolio - Expand your capabilities”. Dostęp: 8 listopada 2025. [Online]. Dostępne na: <https://www.hp.com/gb-en/printers/3d-printers/materials.html>
- [89] „Ultrasint® PA11 Black CF; <https://forward-am.com/material-portfolio/ultrasint-powders-for-powder-bed-fusion-pbf/pa-11-line/ultrasint-pa11-black-cf/>”.
- [90] „FDM Nylon 6: A Strong Impact Resistant 3D Printing Material”. Dostęp: 8 listopada 2025. [Online]. Dostępne na: <https://www.stratasys.com/en/materials/materials-catalog/fdm-materials/nylon-6/>
- [91] „FDM Nylon 12CF - FDM 3D Printing Material by Stratasys”. Dostęp: 8 listopada 2025. [Online]. Dostępne na: <https://www.stratasys.com/en/materials/materials-catalog/fdm-materials/nylon-12cf/>
- [92] J. D. Santos, A. Fernández, L. Ripoll, i N. Blanco, „Experimental Characterization and Analysis of the In-Plane Elastic Properties and Interlaminar Fracture Toughness of a 3D-Printed Continuous Carbon Fiber-Reinforced Composite”, *Polymers*, t. 14, nr 3, s. 506, sty. 2022, doi: 10.3390/polym14030506.
- [93] „Rigur: A Tough Flexible 3D Printing Material”. Dostęp: 8 listopada 2025. [Online]. Dostępne na: <https://www.stratasys.com/en/materials/materials-catalog/polyjet-materials/rigur/>
- [94] H. J. O’Connor, A. N. Dickson, i D. P. Dowling, „Evaluation of the mechanical performance of polymer parts fabricated using a production scale multi jet fusion printing process”, *Additive Manufacturing*, t. 22, s. 381–387, 2018, doi: 10.1016/j.addma.2018.05.035.

- [95] S. Bickerton, Q. Govignon, i P. Kelly, „Resin infusion/liquid composite moulding (LCM) of advanced fibre-reinforced polymer (FRP)”, w *Advanced Fibre-Reinforced Polymer (FRP) Composites for Structural Applications*, Elsevier, 2013, s. 155–186. doi: 10.1533/9780857098641.2.155.
- [96] D. Cripps, T. J. Searle, i J. Summerscales, „Open Mold Techniques for Thermoset Composites”, w *Comprehensive Composite Materials*, Elsevier, 2000, s. 737–761. doi: 10.1016/B0-08-042993-9/00188-1.
- [97] B. Yang, T. Jin, F. Bi, i J. Li, „Modeling the resin flow and numerical simulation of the filling stage for vacuum-assisted resin infusion process”, *Journal of Reinforced Plastics and Composites*, t. 33, nr 21, s. 1976–1992, lis. 2014, doi: 10.1177/0731684414551039.
- [98] S. Van Oosterom, T. Allen, M. Battley, i S. Bickerton, „An objective comparison of common vacuum assisted resin infusion processes”, *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, t. 125, s. 105528, paź. 2019, doi: 10.1016/j.compositesa.2019.105528.
- [99] A. Hindersmann, „Confusion about infusion: An overview of infusion processes”, *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, t. 126, s. 105583, lis. 2019, doi: 10.1016/j.compositesa.2019.105583.
- [100] C. Williams, J. Summerscales, i S. Grove, „Resin Infusion under Flexible Tooling (RIFT): a review”, *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, t. 27, nr 7, s. 517–524, sty. 1996, doi: 10.1016/1359-835X(96)00008-5.
- [101] D. Loving, „Process for fiberglass molding using a vacuum”, US6508974B1, 21 stycznia 2003 Dostęp: 9 listopada 2025. [Online]. Dostępne na: <https://patents.google.com/patent/US6508974B1/en>
- [102] „Structural Core Materials - Easy Composites”. Dostęp: 9 listopada 2025. [Online]. Dostępne na: <https://www.easycomposites.co.uk/core-materials>
- [103] J. Hu, M. A. Jahid, N. Harish Kumar, i V. Harun, „Fundamentals of the Fibrous Materials”, w *Handbook of Fibrous Materials*, 1. wyd., J. Hu, B. Kumar, i J. Lu, Red., Wiley, 2020, s. 1–36. doi: 10.1002/9783527342587.ch1.
- [104] I. Elfaleh *et al.*, „A comprehensive review of natural fibers and their composites: An eco-friendly alternative to conventional materials”, *Results in Engineering*, t. 19, s. 101271, wrz. 2023, doi: 10.1016/j.rineng.2023.101271.
- [105] „Standard, Intermediate & High Modulus Carbon Fiber | Toray Composite Materials America”, Toray Composite Materials America, Inc. Dostęp: 25 października 2025. [Online]. Dostępne na: <https://www.toraycma.com/products/carbon-fiber/>
- [106] „Twaron® | Products | Teijin Aramid”. Dostęp: 10 listopada 2025. [Online]. Dostępne na: <https://www.teijinaramid.com/en/products/twaron>
- [107] M. Z. Rahman, „Mechanical and damping performances of flax fibre composites – A review”, *Composites Part C: Open Access*, t. 4, s. 100081, mar. 2021, doi: 10.1016/j.jcomc.2020.100081.
- [108] J. L. Thomason, „Glass fibre sizing: A review”, *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, t. 127, s. 105619, grudz. 2019, doi: 10.1016/j.compositesa.2019.105619.
- [109] S. Gupta, S. Pal, i B. C. Ray, „An overview of mechanical properties and failure mechanism of FRP laminates with hole/cutout”, *Journal of Applied Polymer Science*, t. 140, nr 20, s. e53862, 2023, doi: 10.1002/app.53862.
- [110] K. Shirasu, K. Goto, i K. Naito, „Microstructure-elastic property relationships in carbon fibers: A nanoindentation study”, *Composites Part B: Engineering*, t. 200, s. 108342, lis. 2020, doi: 10.1016/j.compositesb.2020.108342.
- [111] A. R. Bunsell, „Fibers for composite reinforcements: Properties and microstructures”, w *Composite Reinforcements for Optimum Performance*, Elsevier, 2021, s. 3–34. doi: 10.1016/B978-0-12-819005-0.00001-0.

- [112] „Carbon Fiber DataSheet | Hexcel”. Dostęp: 25 października 2025. [Online]. Dostępne na: <https://www.hexcel.com/Resources/DataSheets/Carbon-Fiber>
- [113] I. A. Akpınar, Ö. F. Koçyiğit, i S. Atasoy, „Effect of Oxidation and Silane Modifications Applied to the Bonded Material and Fibers in Carbon-Fiber-Reinforced Composite Adhesive Joints”, *Polymers*, t. 17, nr 14, s. 1893, sty. 2025, doi: 10.3390/polym17141893.
- [114] „Kevlar® Aramid Fiber Technical Guide”.
- [115] B. Zhang, L. Jia, M. Tian, N. Ning, L. Zhang, i W. Wang, „Surface and interface modification of aramid fiber and its reinforcement for polymer composites: A review”, *European Polymer Journal*, t. 147, s. 110352, mar. 2021, doi: 10.1016/j.eurpolymj.2021.110352.
- [116] L. Yan, N. Chouw, i K. Jayaraman, „Flax fibre and its composites – A review”, *Composites Part B: Engineering*, t. 56, s. 296–317, sty. 2014, doi: 10.1016/j.compositesb.2013.08.014.
- [117] S. Lomov i I. Verpoest, „Manufacturing and internal geometry of textiles”, w *Design and Manufacture of Textile Composites*, Elsevier, 2005, s. 1–61. doi: 10.1533/9781845690823.1.
- [118] J. Cichosz, „Experimental Characterization and Numerical Modeling of the Mechanical Response for Biaxial Braided Composites”.
- [119] T. Wehrkamp-Richter, R. Hinterhölzl, i S. T. Pinho, „Damage and failure of triaxial braided composites under multi-axial stress states”, *Composites Science and Technology*, t. 150, s. 32–44, wrz. 2017, doi: 10.1016/j.compscitech.2017.07.002.
- [120] J. P. Carey, G. W. Melenka, A. J. Hunt, i C. Ayranci, „Introduction to braided composite material behavior”, w *Handbook of Advances in Braided Composite Materials*, Elsevier, 2017, s. 207–237. doi: 10.1016/B978-0-08-100369-5.00005-2.
- [121] C. Emonts *et al.*, „Innovation in 3D Braiding Technology and Its Applications”, *Textiles*, t. 1, nr 2, s. 185–205, lip. 2021, doi: 10.3390/textiles1020009.
- [122] C. Wang, A. Roy, V. V. Silberschmidt, i Z. Chen, „Modelling of Damage Evolution in Braided Composites: Recent Developments”, *Mech Adv Mater Mod Process*, t. 3, nr 1, s. 15, grudz. 2017, doi: 10.1186/s40759-017-0030-4.
- [123] M. Barburski, M. Urbaniak, i S. K. Samal, „Comparison of Mechanical Properties of Biaxial and Triaxial Fabric and Composites Reinforced by Them”, *Fibres and Textiles in Eastern Europe*, t. 27, nr 1(133), s. 37–44, luty 2019, doi: 10.5604/01.3001.0012.7506.
- [124] I. R. Chowdhury i J. Summerscales, „Woven Fabrics for Composite Reinforcement: A Review”, *Journal of Composites Science*, t. 8, nr 7, s. 280, lip. 2024, doi: 10.3390/jcs8070280.
- [125] „Unidirectional carbon fiber”, Eurocarbon B.V. Dostęp: 21 września 2025. [Online]. Dostępne na: <https://www.eurocarbon.com/composite-reinforcement/standard-programs/tubular-elastic-carbon-ud/>
- [126] K. H. Leong, S. Ramakrishna, Z. M. Huang, i G. A. Bibo, „The potential of knitting for engineering composites—a review”, *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, t. 31, nr 3, s. 197–220, mar. 2000, doi: 10.1016/S1359-835X(99)00067-6.
- [127] N. V. Padaki, R. Alagirusamy, i B. S. Sugun, „Knitted Preforms for Composite Applications”, *Journal of Industrial Textiles*, t. 35, nr 4, s. 295–321, kwi. 2006, doi: 10.1177/1528083706060784.
- [128] W.-L. Wu, M. Kotaki, A. Fujita, H. Hamada, M. Inoda, i Z.-I. Maekawa, „Mechanical Properties of Warp-Knitted, Fabric-Reinforced Composites”, *Journal of Reinforced Plastics and Composites*, t. 12, nr 10, s. 1096–1110, paź. 1993, doi: 10.1177/073168449301201006.

- [129] C. Li, M. Shi, R. Das, i W. Xing, „Experimental investigation of pseudo-ductility in plain weft-knitted epoxy composite laminates under tension”, *Mechanics of Advanced Materials and Structures*, t. 32, nr 8, s. 1739–1753, kwi. 2025, doi: 10.1080/15376494.2024.2369726.
- [130] B. Gommers, I. Verpoest, i P. Houtte, „Analysis of knitted fabric reinforced composites: Part II. Stiffness and strength”, *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, t. 29, nr 12, s. 1589–1601, grudz. 1998, doi: 10.1016/S1359-835X(98)00096-7.
- [131] H. Dabiryan i A. A. A. Jeddi, „Analyzing the Tensile Behavior of Warp-Knitted Fabric Reinforced Composites Part I: Modeling the Geometry of Reinforcement”.
- [132] B. Gommers, I. Verpoest, i P. Van Houtte, „Modelling the elastic properties of knitted-fabric-reinforced composites”, *Composites Science and Technology*, t. 56, nr 6, s. 685–694, sty. 1996, doi: 10.1016/0266-3538(96)00053-X.
- [133] S. Ramakrishna i D. Hull, „Tensile behaviour of knitted carbon-fibre-fabric/epoxy laminates—Part I: Experimental”, *Composites Science and Technology*, t. 50, nr 2, s. 237–247, sty. 1994, doi: 10.1016/0266-3538(94)90145-7.
- [134] A. Spickenheuer, M. Schulz, K. Gliesche, i G. Heinrich, „Using tailored fibre placement technology for stress adapted design of composite structures”, *Plastics, Rubber and Composites*, t. 37, nr 5, s. 227–232, cze. 2008, doi: 10.1179/174328908X309448.
- [135] „Tailored fiber placement”, *Wikipedia*. 7 sierpnia 2025. Dostęp: 11 listopada 2025. [Online]. Dostępne na: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Tailored_fiber_placement&oldid=1304699171
- [136] P. Mattheij, K. Gliesche, i D. Feltn, „Tailored Fiber Placement-Mechanical Properties and Applications”, *Journal of Reinforced Plastics and Composites*, t. 17, nr 9, s. 774–786, cze. 1998, doi: 10.1177/073168449801700901.
- [137] M. Schade, „Embroidered Semi-finished Products and Embroidery Techniques”, w *Textile Materials for Lightweight Constructions*, C. Cherif, Red., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2016, s. 347–360. doi: 10.1007/978-3-662-46341-3_10.
- [138] L. Bittrich *et al.*, „On the Resin Transfer Molding (RTM) Infiltration of Fiber-Reinforced Composites Made by Tailored Fiber Placement”, *Polymers*, t. 14, nr 22, s. 4873, sty. 2022, doi: 10.3390/polym14224873.
- [139] „Właściwości mechaniczne kompozytów zawierających jako wzmocnienie haft techniczny wykonany z włókien lnianych”. Łódź, 2024. [Online]. Dostępne na: https://style.p.lodz.pl/sites/style/files/2024-10/A.Poniecka_Rozprawa%20doktorska.pdf
- [140] K. Uhlig *et al.*, „Meso-scaled finite element analysis of fiber reinforced plastics made by Tailored Fiber Placement”, *Composite Structures*, t. 143, s. 53–62, maj 2016, doi: 10.1016/j.compstruct.2016.01.049.
- [141] A. Spickenheuer, N. Fittkau, S. Konze, E. Richter, i M. Stommel, „Application of the Tailored Fiber Placement Process in Orthopedic Technology”, *ORTHOPÄDIE TECHNIK*, s. 42–44, kwi. 2022.
- [142] A. Poniecka, M. Barbuski, D. Ranz, J. Cuartero, i R. Miralbes, „Comparison of Mechanical Properties of Composites Reinforced with Technical Embroidery, UD and Woven Fabric Made of Flax Fibers”, *Materials*, t. 15, nr 21, s. 7469, 2022, doi: 10.3390/ma15217469.
- [143] T.-W. Chou, „Two-dimensional textile structural composites”, w *Microstructural Design of Fiber Composites*, w Cambridge Solid State Science Series. , Cambridge: Cambridge University Press, 1992, s. 285–373. doi: 10.1017/CBO9780511600272.007.
- [144] *ISO 14125:1998 - Fibre-reinforced plastic composites — Determination of flexural properties.*
- [145] *ISO 527-4:2021 - Plastics - Determination of tensile properties - Part 4: Test conditions for isotropic and orthotropic fibre-reinforced plastic composites.*

- [146] *ISO 527-1:2019 - Plastics - Determination of tensile properties - Part 1: General principles.*
- [147] M. Barburski, „Modelowanie zmian struktury tkaniny poddanej statycznym obciążeniom”, *Zeszyty Naukowe. Włókiennictwo*, t. 64, nr 1013, s. 5–17, 2008, doi: 10.34658/tex.2008.64.5-17.
- [148] A. Gliszczynski i T. Kubiak, „Progressive failure analysis of thin-walled composite columns subjected to uniaxial compression”, *Composite Structures*, t. 169, s. 52–61, cze. 2017, doi: 10.1016/j.compstruct.2016.10.029.
- [149] D. Liu, M. Tang, i J. Yan, „Comparative study of the tensile properties of 2D and UD over-braided multilayer composites”, *Composites Science and Technology*, t. 210, 2021, doi: 10.1016/j.compscitech.2021.108817.
- [150] R. E. Bullock, „Strength Ratios of Composite Materials in Flexure and in Tension”, *Journal of Composite Materials*, t. 8, nr 2, s. 200–206, 1974, doi: 10.1177/002199837400800209.
- [151] M. Y. Khalid, A. A. Rashid, Z. U. Arif, N. Akram, H. Arshad, i F. P. García Márquez, „Characterization of Failure Strain In Fiber Reinforced Composites: Under On-Axis and Off-Axis Loading”, *Crystals*, t. 11, nr 2, s. 216, luty 2021, doi: 10.3390/cryst11020216.
- [152] Y. P. Chuves, M. Pitanga, I. Grether, M. O. Cioffi, i F. Monticeli, „The Influence of Several Carbon Fiber Architecture on the Drapability Effect”, *Textiles*, t. 2, nr 3, s. 486–498, wrz. 2022, doi: 10.3390/textiles2030027.
- [153] B. Vanleeuw, V. Carvelli, M. Barburski, S. V. Lomov, i A. W. Van Vuure, „Quasi-unidirectional flax composite reinforcement: Deformability and complex shape forming”, *Composites Science and Technology*, t. 110, s. 76–86, kwi. 2015, doi: 10.1016/j.compscitech.2015.01.024.
- [154] T. Sh. Lemmi, M. Barburski, i B. T. Samuel, „Analysis of Mechanical Properties of Unidirectional Flax Roving and Sateen Weave Woven Fabric-Reinforced Composites”, *Autex Research Journal*, t. 21, nr 2, s. 218–223, cze. 2021, doi: 10.2478/aut-2020-0001.
- [155] A. Kausar, I. Ahmad, S. A. Rakha, M. H. Eisa, i A. Diallo, „State-Of-The-Art of Sandwich Composite Structures: Manufacturing—to—High Performance Applications”, *Journal of Composites Science*, t. 7, nr 3, s. 102, mar. 2023, doi: 10.3390/jcs7030102.
- [156] P. Mietliński *et al.*, „Multiscale and re-entrant surface analysis of multi jet fusion surfaces and the effect of postprocessing via sandblasting”, *Sci Rep*, t. 15, nr 1, s. 43132, grudz. 2025, doi: 10.1038/s41598-025-27015-8.
- [157] D. G. Heflin i J.-A. E. Mansson, „Mechanisms for combining polyamide and epoxy and their effects on mechanical performance—A review”, *Polymers and Polymer Composites*, t. 30, s. 09673911221130120, sty. 2022, doi: 10.1177/09673911221130120.
- [158] „Vapor Smoothing of HP MJF Parts with Sustainable PostPro Pure Consumable”, AMT PostPro. Dostęp: 7 grudnia 2025. [Online]. Dostępne na: <https://amtechnologies.com/resources/whitepapers/vapor-smoothing-of-hp-multi-jet-fusion-mjf-parts-with-amts-sustainable-postpro-pureconsumable/>
- [159] *PN-EN ISO 21920-1:2022-06 - Specyfikacje geometrii wyrobów (GPS) -- Struktura geometryczna powierzchni: Profil -- Część 1: Oznaczenie struktury geometrycznej powierzchni.*
- [160] *PN-EN 1465:2009 - Kleje - Oznaczanie wytrzymałości na ścinanie przy rozciąganiu połączeń na zakładkę.*
- [161] J. Kupski i S. Teixeira De Freitas, „Design of adhesively bonded lap joints with laminated CFRP adherends: Review, challenges and new opportunities for aerospace structures”, *Composite Structures*, t. 268, s. 113923, lip. 2021, doi: 10.1016/j.compstruct.2021.113923.

- [162] K. Birkefeld, M. Röder, T. Von Reden, M. Bulat, i K. Drechsler, „Characterization of Biaxial and Triaxial Braids: Fiber Architecture and Mechanical Properties”, *Appl Compos Mater*, t. 19, nr 3–4, s. 259–273, cze. 2012, doi: 10.1007/s10443-011-9190-2.
- [163] *ISO 14126:2023 Fibre-reinforced plastic composites — Determination of compressive properties in the in-plane direction.*
- [164] *PN-EN16016-3:2011 - Badania nieniszczące - Metoda radiacyjna - tomografia komputerowa - Część 3: Działanie i interpretacja.*
- [165] *PN-EN16016-4:2011 - Badania nieniszczące - Metoda radiacyjna - tomografia komputerowa - Część 4: Kwalifikacja.*
- [166] M. P. Alves, C. A. Cimini Junior, i S. K. Ha, „Fiber waviness and its effect on the mechanical performance of fiber reinforced polymer composites: An enhanced review”, *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, t. 149, s. 106526, paź. 2021, doi: 10.1016/j.compositesa.2021.106526.
- [167] R. Naik, „Analysis of Woven and Braided Fabric-Reinforced Composites”, w *Composite Materials: Testing and Design: Twelfth Volume*, ASTM International 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA 19428-2959, 1996, s. 239–263. doi: 10.1520/STP16548S.
- [168] A. Armanfard i G. W. Melenka, „Experimental evaluation of carbon fibre, fibreglass and aramid tubular braided composites under combined tension–torsion loading”, *Composite Structures*, t. 269, s. 114049, sie. 2021, doi: 10.1016/j.compstruct.2021.114049.
- [169] S. Turaka, R. Chintalapudi, N. Kannaiyan Geetha, B. Pappula, i S. Makgato, „Experimental and numerical analysis of the Microstructure and mechanical properties of unidirectional glass fiber reinforced epoxy composites”, *Composite Structures*, t. 331, s. 117887, mar. 2024, doi: 10.1016/j.compstruct.2024.117887.
- [170] Y. Swolfs, I. Verpoest, i L. Gorbatikh, „Tensile failure of hybrid composites: measuring, predicting and understanding”, *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng.*, t. 139, s. 012008, lip. 2016, doi: 10.1088/1757-899X/139/1/012008.
- [171] G. Czél i M. R. Wisnom, „Demonstration of pseudo-ductility in high performance glass/epoxy composites by hybridisation with thin-ply carbon prepreg”, *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, t. 52, s. 23–30, wrz. 2013, doi: 10.1016/j.compositesa.2013.04.006.
- [172] T. Huang i M. Bobyr, „A Review of Delamination Damage of Composite Materials”, *J. Compos. Sci.*, t. 7, nr 11, s. 468, lis. 2023, doi: 10.3390/jcs7110468.
- [173] I. M. Daniel i E. E. Gdoutos, „Failure Modes of Composite Sandwich Beams”, w *Major Accomplishments in Composite Materials and Sandwich Structures*, I. M. Daniel, E. E. Gdoutos, i Y. D. S. Rajapakse, Red., Dordrecht: Springer Netherlands, 2009, s. 197–227. doi: 10.1007/978-90-481-3141-9_9.
- [174] C. Dong i I. J. Davies, „Effect of stacking sequence on the flexural properties of carbon and glass fibre-reinforced hybrid composites”, *Adv Compos Hybrid Mater*, t. 1, nr 3, s. 530–540, wrz. 2018, doi: 10.1007/s42114-018-0034-5.
- [175] G. Tefera, S. Adali, i G. Bright, „Flexural failure properties of fiber-reinforced hybrid laminated beam subject to three-point bending”, *Sci Rep*, t. 14, nr 1, s. 9792, kwi. 2024, doi: 10.1038/s41598-024-60078-7.
- [176] „Prepreg Properties - HexPly® 8552 Woven Carbon Prepregs (AS4 Fibre) datasheet, https://energy.ornl.gov/CFCrush/materials/uou/8552_eu.pdf; 07.2025”.
- [177] „Aluminum 6061-T6 datasheet, <https://www.matweb.com/>; 07.2025”.
- [178] S. V. Lomov, „Modelling the geometry of textile reinforcements for composites: WiseTex”, w *Composite Reinforcements for Optimum Performance*, Elsevier, 2011, s. 200–238. doi: 10.1533/9780857093714.2.200.

- [179] S. V. Lomov *et al.*, „Meso-FE modelling of textile composites: Road map, data flow and algorithms”, *Composites Science and Technology*, t. 67, nr 9, s. 1870–1891, lip. 2007, doi: 10.1016/j.compscitech.2006.10.017.
- [180] M. Ansar, W. Xinwei, i Z. Chouwei, „Modeling strategies of 3D woven composites: A review”, *Composite Structures*, t. 93, nr 8, s. 1947–1963, lip. 2011, doi: 10.1016/j.compstruct.2011.03.010.
- [181] G. Ghosh, D. Biswas, i R. Bhattacharyya, „Advancements in multiscale modeling of damage in composite materials: A comprehensive review”, *Composites Part B: Engineering*, t. 307, s. 112819, lis. 2025, doi: 10.1016/j.compositesb.2025.112819.
- [182] S. W. Tsai, *Theory of composites design*. Dayton: Think Composites, 1992.
- [183] J. Cichosz, T. Wehrkamp-Richter, H. Koerber, R. Hinterhölzl, i P. P. Camanho, „Failure and damage characterization of ($\pm 30^\circ$) biaxial braided composites under multiaxial stress states”, *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, t. 90, s. 748–759, 2016, doi: 10.1016/j.compositesa.2016.08.002.
- [184] J. Simon, N. Hamila, C. Binetruy, S. Comas-Cardona, i B. Masseteau, „Design and numerical modelling strategy to form Tailored Fibre Placement preforms: Application to the tetrahedral part with orthotropic final configuration”, *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, t. 158, s. 106952, lip. 2022, doi: 10.1016/j.compositesa.2022.106952.
- [185] R. Younes, A. Hallal, F. Fardoun, i F. Hajj, „Comparative Review Study on Elastic Properties Modeling for Unidirectional Composite Materials”, w *Composites and Their Properties*, N. Hu, Red., InTech. <http://dx.doi.org/10.5772/50362>, 2012. doi: 10.5772/50362.
- [186] B. A. Newcomb, „Processing, structure, and properties of carbon fibers”, *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, t. 91, s. 262–282, grudz. 2016, doi: 10.1016/j.compositesa.2016.10.018.
- [187] „E-Glass Fibre. <https://www.azom.com/>; 07.2025”. [Online]. Dostępne na: <https://www.azom.com/>
- [188] H.-Z. Shan i T.-W. Chou, „Transverse elastic moduli of unidirectional fiber composites with fiber/matrix interfacial debonding”, *Composites Science and Technology*, t. 53, nr 4, s. 383–391, sty. 1995, doi: 10.1016/0266-3538(95)00026-7.
- [189] A. Pickett, A. Erber, T. Von Reden, i K. Drechsler, „Comparison of analytical and finite element simulation of 2D braiding”, *Plastics, Rubber and Composites*, t. 38, nr 9–10, s. 387–395, grudz. 2009, doi: 10.1179/146580109X12540995045769.
- [190] M. Ivey, J. P. Carey, i C. Ayranci, „Ply mechanics for braided composite materials”, w *Handbook of Advances in Braided Composite Materials*, Elsevier, 2017, s. 259-306. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100369-5.00007-6>. Dostęp: 3 kwietnia 2025. [Online]. Dostępne na: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780081003695000076>
- [191] H. M. A. Abdalla, „Review of rules of mixture for effective elastic properties in fibrous and particulate composite materials”, *Composite Structures*, t. 367, s. 119216, wrz. 2025, doi: 10.1016/j.compstruct.2025.119216.
- [192] A. S. Soureh, M. S. Johari, i S. K. Ilkhechi, „Investigating the effect of fiber arrangement on tensile properties of two-dimensional hybrid braided composite rods”, *Sci Rep*, t. 15, nr 1, s. 3116, sty. 2025, doi: 10.1038/s41598-025-87133-1.
- [193] S. Perez-Barcenilla, X. Cearsolo, A. Aramburu, R. Castano-Alvarez, J. R. Castillo, i J. Gayoso Lopez, „Applicability of a Material Constitutive Model Based on a Transversely Isotropic Behaviour for the Prediction of the Mechanical Performance of Multi Jet Fusion Printed Polyamide 12 Parts”, *Polymers*, t. 16, nr 1, s. 56, grudz. 2023, doi: 10.3390/polym16010056.

- [194] K. Gojny i A. Dacko, „Investigation of finite element (FE) modelling of composite materials: shell, solid and solid layered composite modelling – comparison of impact on simulation results”, *Composites Theory and Practice*, s. 29–39, 2021.
- [195] E. J. Barbero, *Finite Element Analysis of Composite Materials Using Ansys®*, 2. wyd. CRC Press, 2013. doi: 10.1201/b16295.
- [196] C. Gin-Boay, S. Leong-Keey, i C. Lee-Soon, „Stress distribution in sandwich beams under tension”, *Composite Structures*, t. 45, nr 3, s. 195–204, cze. 1999, doi: 10.1016/S0263-8223(99)00026-4.
- [197] C. Baley, Y. Perrot, F. Busnel, H. Guezenoc, i P. Davies, „Transverse tensile behaviour of unidirectional plies reinforced with flax fibres”, *Materials Letters*, t. 60, nr 24, s. 2984–2987, paź. 2006, doi: 10.1016/j.matlet.2006.02.028.
- [198] J. Szary, „Orteza z czteroosiowym mechanizmem stabilizującym, zwłaszcza orteza stawu kolanowego”, (Pat.229397), Urząd Patentowy Rzeczypospolitej Polskiej, 8 lutego 2018
- [199] Ł. Długosz, „Hydro Dipping – prosta i szybka metoda na dodawanie tekstur na wydrukach 3D”, Centrum Druku 3D | usługi druku 3D, drukarki 3D, wiedza i informacja. Dostęp: 7 lutego 2026. [Online]. Dostępne na: <https://centrumdruku3d.pl/hydro-dipping-prosta-szybka-metoda-dodawanie-tekstur-wydrukach-3d/>
- [200] „Sprawozdanie z badań Nr LT/487/2022 z dnia 31.01.2023 r. opracowane przez J.S Hamilton Polan Sp. z o.o. - Laboratorium Badawcze Siemianowice Śląskie”.
- [201] J. Szary i M. Barburski, „Orteza stawu kolanowego”, zgłoszenie patentowe P.442096 (UPRP), data zgłoszenia: 26.08.2022
- [202] J. Szary i M. Barburski, „Sposób wytwarzania aparatu ortopedycznego”, zgłoszenie patentowe P.449790 (UPRP), data zgłoszenia: 10.09.2024